

Functional Movement Screen – Aspekte der Validität
Functional Movement Screen – Aspects of Validity

Kornelius Kraus

**Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Humanwissenschaften
der Universität der Bundeswehr München zur Erlangung des akademischen Grades eines**

Doktors der Philosophie

genehmigten Dissertation.

Gutachter/Gutachterin:

- 1. Prof. Dr. habil. Hans-Georg Scherer**
- 2. Prof. Dr. habil. Bettina Schaar**

**Die Dissertation wurde am 1. Juni 2016 bei der Universität der Bundeswehr München eingereicht
und durch die Fakultät für Humanwissenschaft am 6. September 2016 angenommen. Die mündliche
Prüfung fand am 11. Oktober 2016 statt.**

**“WE
SHAPE OUR TOOLS
AND THEREAFTER
OUR TOOLS SHAPE
US.”**

Marshall McLuhan

SUMMARY

The Functional Movement Screen is a qualitative motor screening tool in order to investigate the mobility and stability behavior of the utilized kinetic chains mainly regulated through the activity of slow motor units.

RELEVANCE OF THE RESEARCH PROGRAM

Within the last decade the Functional Movement Screen (FMS) gained recognition all over the world. The screening tool consists of 7 movement tasks in order to determine the physical and/or functional performance of the applied kinetic chain. Nowadays, the FMS is used in order to evaluate musculoskeletal function, to design training programs and estimate injury risk based upon a functional anatomical perspective. However, this anatomical perspective might be too narrow for these purposes. Therefore, the aim of this research program was to shed light on the issue of the FMS` construct validity in order to produce evidence for the score meaning and score use. The development of a framework for the process of construct validity was driven by sound methodological and physiological findings as well as empirical evidence. The processes of this research program are outlined in figure 1.

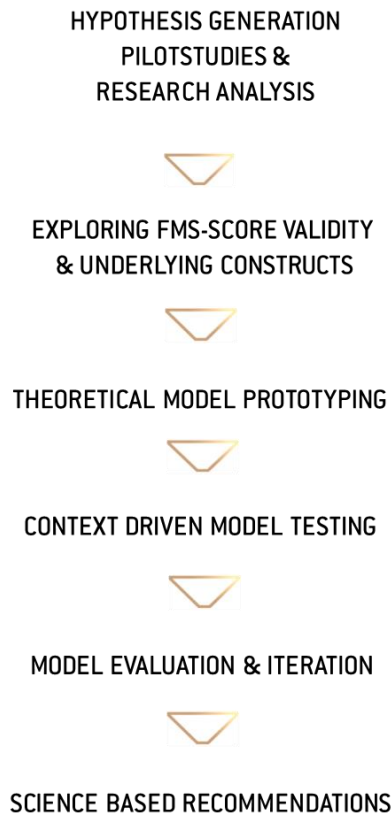


Figure 1: The scientific innovation process is a continuous process. However, scientific model design is a fractal and iterative process which is described best by circular iteration loops. In order to simplify the strategy of my research program I have outlined the most elemental steps

EVALUATION AND DESIGN STRATEGIES

In the initial stage of the research process the Applied Research Model for the Sports Science (ARMMS) was used in order to analyze and structure scientific findings into research stages and to design future studies. This structured evaluation carved out that the FMS-driven research revealed methodological limitations in terminology, test design or statistical analysis. In addition, on a descriptive research level of traditional test design some issue concerning the validity of score criteria and item selection were not addressed. For instance, in order to study injury risk or athletic performance the causal factors or predictors have to be integrated into the test design. Furthermore, studies indicated that the FMS does not represent a unitary construct. From a methodological point of view, the application of the sum score aiming to estimate injury risk or general motor behavior grounds not on scientific evidence. In addition, the objectivity and reliability of some items are questionable. These concerns indicating that studies belonging to the descriptive research stage and iterative research loop might of scientific value.

For this research loop the integrative validity concept of the renowned psychologist Samuel Messick was adapted with the aim to investigate the construct underlying of the FMS. The classical concept of validity separates into three types: content, criterion and construct validity. However, in Messick's view this approach is fragmented, *"because it fails to take into account both evidence of the value implications of score meaning"* which shapes score interpretation and use (Messick, 1995). For distinct test development issues the work of Lienert and Raatz was consulted.

THE ITERATIVE LOOPS OF THE VALIDATION PROCESS

The construct validation process provides an impression of the most important findings. The purpose of test validation is to enhance test intended and unintended test use, which is affected due to scoring.

Structural construct validation

The score is the function of the given task and its rating. The structural aspect of construct validation addresses this issue. Our explorative item analyzes showed:

1. The FMS offers non-parametric data (N=445).
2. Objective and subjective data suggests that the FMS - items offering different levels of difficulty, whereas Rotary Stability is the most difficult one.
3. The difficulty indices suggest that the FMS has at least two underlying constructs:
 - a) Structural mobility (ASLR & SM)
 - b) Motor control with a strong facet of mobility in the context of stability (DS, HS, IL, TSPU, RS).

// SUMMARY

4. Our analysis characterizes the scoring criteria of the items ASLR & SM as adequate.
5. The item differentiation within the item Rotary Stability is not valid. For most participants the bilateral movement task is too simple, whereas the unilateral one is too difficult. Furthermore, the analysis of both movement tasks indicates that both exercises detects different behaviors of the kinetic chains and cannot be integrated into one item.

In order to create a framework for the development of a scientific grounded validation for the FMS, morphological and neurophysiological findings as well as the basic ideas of motor control were integrated to study the behavior of the kinetic chains. A basic morphological distinction is the differentiation between slow as well as fast-twitch fibers and slow and fast motor unit types leads to the hypothesis that motor unit specific activity might be a relevant factor for the assessment of motor network behavior. Furthermore, the validity of asymmetries and dysfunction assumption were discussed and examined. Therefore, convergent and discriminant correlation analysis were conducted. The low correlation ($r=-0.2-0.3$, $N=37$) of this first observational study supports the hypothesis that during FMS items slow motor units are mainly activated, whereas in maximal jump-landing tasks (LESS) the behavior of fast motor units within the motor network is assessed. Furthermore, the modification of FMS items with additional load (10kg weight vest) showed low associations between the FMS asymmetries in an unloaded and loaded condition ($r=0.22$; $N=50$). Different factors might explain these low correlations. For instance, different local motor unit specific activation patterns or different global motor control patterns in the kinetic chain might explain this variability of motor behavior. With a cross-over-design we examined possible relationships between functional asymmetries detected by the FMS with performance asymmetries in split squat exercise ($r<0.2$; $N=50$). The missing relationship supports the hypothesis of specific motor unit recruitment and questions the external validity of the traditional concept of asymmetry. Furthermore, the maximum voluntary muscle activity (EMG) during FMS item Deep Squat (DS) was three up to four times smaller compared to the 100% bodyweight squat and adds additional evidence to motor unit specific hypothesis. Interestingly, in a pilot study the retaining function (isometric contraction) of the quadriceps within the performance of trunk stability push up (TSPU) correlates with the target function (concentric and eccentric contraction) of the quadriceps during the DS task ($r=0.7$, $N=13$). However, this evidence should be treated with caution until a larger cohort has to verify this insight.

CONCLUSIONS OF THE RESEARCH PROGRAM

Possible theoretical framework of the Functional Movement Screen

The application of the integrative concept of construct validity helped to shape a framework for the construct validity of the FMS. Our results and rhetoric indicates that the FMS is a qualitative motor screening tool in order to investigate mobility and stability behavior of the utilized kinetic chains during elementary movement tasks. In detail, the diagnostic information is valid majorly in regard to the vertical plane locomotion of the center of gravity on an individuals' bodyweight in a recovered state. Theoretical reasoning and empirical evidence of the conducted EMG-studies and comparative analysis with other motor screenings highlighted the insight that the motor control during the performed movement tasks is mainly initiated and regulated through the action of slow motor units. For instance, the slow movement velocity and bodyweight causes low tension on the myofascial network which is an indicator for the activation of slow-twitch fibers.

Limitations of the diagnostic information of the Functional Movement Screen

In order to estimate injury risk or athletic performance the FMS items and especially the FMS sum score is not appropriate. The reasons for that are manifold. To name two the score is not valid and objective enough. In detail, our item analysis showed that the FMS operationalizes at least two constructs: mobility with a strong structural component and mobility with a strong stability component. Furthermore, the validity of the traditional concept of asymmetry is questionable.

Tips and Concerns

- + In order to apply the classical Functional Movement Screen in practice you should make sure that the intra- and interrater-reliability is high. You can achieve a sound scoring and interpretation objectivity due to intensive education; criterion based screening rather than just giving scores as well as videotaping with the ability to slow down the movement tasks. In order to enhance reliability of the raters it is helpful to conduct reliability trials for example with videotapes. On the performers level it is helpful to conduct some familiarization trials.
- + If your aim is to assess the kinetic chain`s behavior with the purpose to design training programs it is helpful to verify your findings for instance at different occasions, with different load levels or distinct fatigue levels and other motor screening tools. Though, you can get a broader picture of the individual`s motor control and to differentiate between flexion and extension.
- + Injury prevention or athletic performance are multifactorial phenomena. That means conceptualizing motor screens in order to study injury risk, the specificity of the situation needs to be investigated and integrated. For instance, movement velocity, distinct local and global coordination patterns, the metabolic behavior of the individual in general and specific kinetic chains are relevant facets in designing valid motor screening approaches. The developed motor specific approach for motor control might be a beneficial design thinking tool in order to create advances in motor screening, albeit this motor specific approach has to be critically tested and reviewed.
- + In order to study bilateral and contralateral trunk stability the Rotary Stability item might be an additional component of practical value. In our studies we have observed that for many participants this bilateral movement task was too difficult, whereas the unilateral movement task was too easy. To bridge the gap between both tasks, the implementation of the metabolic component might be of additional value. A possible modification of the task could be the performance of the motor pattern with three repetitions and hold each contralateral extension for 5 seconds.

// SUMMARY

THE VALUE OF THIS RESEARCH PROGRAM FOR THE FIELD

The research program provides evidence for test interpretation, test use and presents possible modifications. This scientific evidence grounds on a novel developed construct validity in order to determine diagnostic information of the Functional Movement Screen. The scientific innovations of this research program might contribute to end of the traditional usage of the FMS. But at same time, it forms a starting point of a new iteration or innovation process in functional motor screening development. Visualizing the innovation process as a circular procedure suggests that there is neither a beginning nor an end. This circular process is necessary to create further improvements for the field of motor screening. The intention of the presented recommendations and concerns aims to fuel this circular innovation process.

ZUSAMMENFASSUNG

Der Functional Movement Screen ist ein qualitatives motorisches Screening-Instrument zur Bewertung der Mobilität und Stabilität der eingesetzten Muskelschlingen bei Bewegungen die vornehmlich durch langsame motorische Einheiten reguliert werden.

Um der Frage nach der Validität und dem Informationsgehalt des FMS auf den Grund zu gehen, wurden in diesem Forschungsprogramm mehrere Untersuchungen durchgeführt. Ausgehend vom Expertenkonsens von Cook, Burton, Voigt und Hoogenboom liefert der Functional Movement Screen diagnostische Informationen zur aktiven Mobilität und Stabilität bei fundamentalen Bewegungsmustern auf Ebene des individuellen Körpergewichts. Der inhaltliche Aspekt der Validierung wurde durch das funktional anatomische Denkmodell der kinetischen Muskelketten begründet, wobei die muskelphysiologische Perspektive nicht Bestandteil des inhaltlichen Aspekts war. Die Integration der anatomischen- und neurophysiologischen Perspektive erfolgte innerhalb des substanziellen Aspekts der Konstruktvalidierung. Diese Perspektive ist wertvoll, da sie die Grundlage für die Unterscheidung von struktureller Mobilität sowie informationeller und energetischer motorischer Kontrolle bildet. Die strukturelle Mobilität ist nach anatomischen Studien als gut modifizierbar einzustufen, da 50 Prozent der Beweglichkeit von Muskeln und Bindegewebe bestimmt wird, wobei sich die Mobilität im Kontext der sportlichen Leistung als Optimierungsfaktor erwiesen hat. Auf Ebene der informationellen motorischen Kontrolle lässt sich aus Sicht der Neurophysiologie zwischen der intra- und intermuskulären Koordination von Muskelkompartimenten und Muskelgruppen unterscheiden, welche wiederum durch kleine oder große motorische Einheiten gesteuert werden. Diese motorischen Einheiten werden je nach Intensität und Bewegungsgeschwindigkeit rekrutiert, sodass ich innerhalb des Forschungsprogramms das Modell der rekrutierungsspezifischen informationellen und energetischen Ziel- und Haltemotorik für die motorische Kontrolle entwickelte. Die Gültigkeit dieses Modells untersuchte ich mit unterschiedlichen Verfahren. Korrelative Analysen legen nahe, dass die FMS-Items anscheinend hauptsächlich die motorische Kontrolle von kleinen motorischen Einheiten evaluieren. Damit wird deutlich, dass durch die Verwendung dieses Modells nun auch die Grenzen der Konstruktvalidität des FMS klarer erkennbar sind. Das konvergente Korrelationsmuster der Ziel- und Haltemotorik bei den Aufgaben Deep Squat und Trunk Stability Push-Up lässt sich als interner Aspekt der informationellen langsamen motospezifischen Komponente der motorischen Kontrolle interpretieren. Auch die maximale Muskelaktivität (EMG) beim Deep Squat und einer belasteten Kniebeugen unterscheiden sich um das 3 bis 4-fache, sodass dies ein Hinweis für unterschiedliche

Rekrutierungsmuster von kleinen und großen motorischen Einheiten darstellt. Diese unterschiedlichen Rekrutierungsmuster im motorischen Netzwerk können zu Veränderungen im gesamten Bewegungsablauf führen, was sich in Form von Stabilitäts- oder Leistungsdefiziten ausdrückt. Die diskriminierenden Ergebnisse der FMS Items zum Landing Error Scoring System (LESS), einem Verfahren zur Bewertung der Landequivalität, unterstützen die Abgrenzung auf Ebene der informationellen motorspezifischen Unterscheidung der Halte- und Zielfunktion. Die geringe Bewegungsgeschwindigkeit und Intensität innerhalb der FMS-Items sprechen vornehmlich für den Einsatz von langsamen motorischen Einheiten, während die hohe Bewegungsgeschwindigkeit und der maximale Krafteinsatz beim LESS für die vermehrte Rekrutierung schnellkräftiger Muskelfasern spricht.

Aufgrund dieser Erkenntnisse lässt sich ableiten, dass der Functional Movement Screen ein qualitatives motorisches Screeningverfahren zur Bestimmung der Muskelfunktion bei vornehmlich vertikaler Lokomotion des Körperschwerpunkts in Abhängigkeit des Körpergewichts ist. Das Verfahren liefert somit diagnostische Informationen zum Verhalten der Ziel- und Haltefunktion der aktiven Muskelschlingen bei elementaren Bewegungsaufgaben im erholten Zustand. Zudem liefert das Verfahren Informationen zur aktiven Beweglichkeit der ischiokruralen Muskulatur sowie der SchulterSchlinge. Aufgrund des erholten Zustands und der geringen myofaszialen Spannungssituation bei den Bewegungsaufgaben, ist es wahrscheinlich, dass die FMS-Items das Verhalten der langsamen motorischen Einheiten abbilden. Zusammenfassend operationalisiert der FMS Mobilität einerseits mit einem starken strukturellen Aspekt und andererseits im Kontext von Stabilität. Konkret wird dies bei der Betrachtung der Gelenks- und Rumpfstabilität sichtbar.

EXTERNE VALIDITÄT DER DIAGNOSTISCHEN INFORMATIONEN

In Anlehnung an Messick, ist die wissenschaftliche Bestimmung der Validitätsgrenzen notwendig, um unintendierte Testscore-Interpretationen der Nutzer einzugrenzen. Auf Basis dessen zeigte sich zum Beispiel in diesem Forschungsprogramm, dass der FMS-Gesamtscore aus mehreren Gründen nicht als Verletzungsprädiktor valide ist. Auf Ebene des Bewertungsverfahrens stellte sich zudem heraus, dass die FMS-Daten weder normalverteilt, noch homogen sind und somit nicht gleichgewichtet werden können. Außerdem zeigen Reliabilitätsanalysen, dass Items wie der HS oder ILL als nicht objektiv genug zu bewerten sind. Ebenso erscheint die externe Validität der, mit dem FMS erfassten strukturellen und motorischen, Asymmetrien fragwürdig, denn die Studienlage zum Asymmetriekonzept ist widersprüchlich. Diese Widersprüche lassen sich nur zum Teil durch methodische Fehler, wie Reihenfolgeeffekte bei Untersuchungen bzw. fehlende theoretische Trennung von Asymmetrien auf struktureller und motorischer Ebene erklären. Außerdem fehlen bei

den FMS-Items die spezifischen Bedingungen der Verletzungssituation, wie die metabolische Situation und die damit verbundenen Veränderungen im zentralen Nervensystem. Auch der fehlende Zusammenhang zur sportlichen Leistungsfähigkeit lässt sich auf physiologischer Ebene durch die starke Rekrutierung langsamer motorischer Einheiten erklären. Aus diesem Grund eignet sich der FMS vornehmlich für Patienten, Fitness- und Leistungssportler, um einen Überblick über das allgemeine Verhalten bzw. die Arbeitsweise der Muskelschlingen zu erhalten. Jedoch sind diese Informationen nicht ausreichend, um auf deren Basis Trainingspläne zur Erhöhung der sportlichen Leistungsfähigkeit oder gar Verletzungsprävention abzuleiten.

EMPFEHLUNG FÜR DIE VERWENDUNG UND OPTIMIERUNG DES FUNCTIONAL MOVEMENT SCREEN

Bei der Verwendung des Functional Movement Screen sollte darauf geachtet werden, dass Objektivität und Reliabilität erreicht wird. Die Bewertungsobjektivität und Reliabilität kann durch intensive Schulung und den Einsatz von Videokameras erhöht werden, da sie im Vergleich zum Live-Scoring eine mehrfache Auseinandersetzung mit der FMS-Performance ermöglicht. Des Weiteren erscheint eine kriterienbezogene Bewertung zum Beispiel mit Fokus auf der Gelenkstabilität sinnvoll, um die Interpretationsobjektivität und -reliabilität zu erhöhen. Um zudem Lerneffekte bei Patienten oder Klienten zu reduzieren, sind Testversuche hilfreich.

Falls mit dem FMS das Verhalten der kinetischen Kette evaluiert werden soll, so ist es für die Gestaltung eines Trainingsplans zweckmäßig, die Erkenntnisse bei unterschiedlichen Intensitätsstufen und mit anderen Screening-Tools, wie dem LESS oder textilen EMGs abzugleichen. Durch das umfassendere Bild können gezieltere Maßnahmen geplant werden.

Für die Evaluation des motorischen Verhaltens der Streck- und Beugeschlinge der unteren Extremität ist das Item DS nicht zwangsläufig notwendig, da die Overhead-Position bei klassischen Kniebeugen zum Beispiel nicht benötigt wird. Allerdings ist für diesen Aspekt die Unterscheidung zwischen der motorischen Kontrolle in der Flexion und Extension sinnvoll, insbesondere, wenn der Probanden zudem einer progressiven Belastung ausgesetzt ist. Ist das Ziel, das motorische Verhalten der Ganzkörperstrecklinge zu beurteilen, so ist das DS-Item sehr gut dafür geeignet.

Die Verletzungsprävention, ebenso wie die sportliche Leistung, sind multifaktorielle Phänomene. Aus diesem Grund ist es sinnvoll Präventionsprogramme zu erstellen, die auf der Basis eines spezifischen Verletzungsmodells aufbauen und welche die Spezifität der Situation, wie die Bewegungsgeschwindigkeit, lokale und globale Bewegungsmuster, die Stoffwechseldynamik sowie die Individualität der Sportler integriert.

Nach den vorliegenden Erkenntnissen differenziert das Item Rotary Stability nicht anhand zweckmäßiger Art und Weise. Um die Differenzierung zu verbessern, erscheint zunächst die

// ZUSAMMENFASSUNG

Trennung von bilateraler und kontralateraler Rumpfstabilität der Muskelschlinge als sinnvoll. Da die Probanden die kontralaterale Aufgabe als leicht empfinden, erscheint hier die Integration der energetisch metabolen Komponente als zweckmäßig. Diese Modifikation könnte folgendermaßen aussehen: bei der Durchführung der kontralateralen Aufgabe wird bei allen 3 Wiederholungen die Bewegung in der Extension 5 Sekunden lang gehalten.

DER WISSENSCHAFTLICHE NUTZEN DES FORSCHUNGSPROGRAMMS

Die wissenschaftlichen Innovationen bzw. Erkenntnisse dieses Forschungsprogramms führen bestenfalls zu einer veränderten Durchführung des Functional Movement Screen und der Score-Interpretation in der Praxis sowie zu einer vermehrt physiologischen Betrachtung von motorischen Screeningverfahren in der Wissenschaft. Jedoch birgt jedes Ende auch einen Neuanfang für einen weiteren bzw. fortführenden Innovationsprozess im Bereich funktionaler motorischer Screeningverfahren. Seit Popper ist bekannt, dass wissenschaftliche Erkenntnisse nur als vorläufig zu betrachten sind und sich ständig verändern. Diese Erkenntnis weist auf den zirkulären Charakter des Innovationsprozesses hin, welcher für weitere und stetige Verbesserung unabdingbar ist.

INHALT

Abbildungsverzeichnis	V
Tabellenverzeichnis	VII
1 Einleitung	1
2 FMS aus Sicht der Entwickler – Inhaltliche Aspekte der Validierung	7
2.1 Beschreibung des Functional Movement Screen	8
2.2 Die Bewertung des FMS	9
2.3 Die Items des Functional Movement Screen	10
2.3.1 Deep Squat (DS)	10
2.3.2 Hurdle Step (HS)	11
2.3.3 In-Line Lunge (ILL)	13
2.3.4 Shoulder Mobility (SM)	14
2.3.5 Active Straight Leg Raise (ASLR)	16
2.3.6 Trunk Stability Push-Up (TSPU)	18
2.3.7 Rotary Stability (RS)	19
2.4 Literatur	21
3 Erkenntnistheoretische Basis für die strukturierte Beurteilung des Forschungsstands	22
3.1 Voraussetzungen für die Wissensklassifikation	23
3.2 ARMSS: Eine Forschungsmethodologie für den Leistungssport?	24
3.3 Das Applied Research Model for the Sport Sciences	25
3.3.1 Stufe 1: Problemdefinition	25
3.3.2 Stufe 2: Deskriptive Forschung	26
3.3.3 Stufe 3: Leistungsprädiktoren	27
3.3.4 Stufe 4: Experimentelles Testen der Prädiktoren	28
3.3.5 Stufe 5: Bestimmung von Schlüsselprädiktoren	28
3.3.6 Stufe 6: Interventionsstudien [Effizienzversuche]	29
3.3.7 Stufe 7: Implementationshürden	30
3.3.8 Stufe 8: Implementation in die Sportpraxis [Effektivitätstests]	31
3.3.9 Bewertung des ARMSS für die Sportwissenschaft	31
3.4 Praktische Signifikanz – ein statistisches Entscheidungskriterium für den Sport	34
3.5 Zusammenfassung	37
3.6 Literatur	38
4 Literaturanalyse – Methodologische Übersicht	40
4.1 Einleitung	41
4.2 Methode	41

4.3	Ergebnisse	42
4.4	Bewertung des aktuellen Forschungsstands	43
4.4.1	Deskriptive Forschung des FMS.....	43
4.4.2	Explorative Validitätsstudien.....	49
4.4.3	FMS und Interventionen	56
4.5	Zusammenfassung	59
4.6	Literatur	61
5	Das Konzept der Integrativen Konstruktvalidierung.....	66
5.1	Allgemeine Vorstellungen zur Validität	67
5.2	Integratives Konzept der Konstruktvalidierung nach Messick.....	71
5.3	Literatur	73
6	Strukturelle Validierung	74
6.1	Der Einfluss des Bewertungssystems auf die Validität der Testaufgabe	76
6.2	Methodische Schwierigkeitsanalyse der Functional Movement Screen-Items.....	76
6.2.1	Einleitung.....	76
6.2.2	Methode	77
6.2.3	Ergebnisse	79
6.2.4	Diskussion	81
6.3	Zusammenfassung	84
6.4	Methodische Schwierigkeitsindices im Vergleich zur subjektiven Wahrnehmung	85
6.4.1	Einleitung.....	85
6.4.2	Methode	86
6.4.3	Ergebnisse	88
6.4.4	Diskussion	93
6.5	Zusammenfassende Betrachtung.....	97
6.6	Literatur	98
7	Substantielle Konstruktvalidierung	100
7.1	Theoretische Vorüberlegungen zur Modellentwicklung	102
7.1.1	Motorische Kontrolle im Raum.....	102
7.1.2	Was ist Stabilität?	104
7.1.3	Spinale Regulation von Haltung und Lokomotion	106
7.1.4	Von der mechanischen Muskelaktivität zum motorischen Netzwerk	108
7.1.5	Muskelschlingen als funktional-anatomisches Erklärungsmodell für die motorische Kontrolle und motorische Leistung.....	110
7.1.6	Balance als übergeordnetes Ziel der motorischen Kontrolle	111

7.1.7	Dysbalancen und Dysfunktionen nach Tittel und Seidel	113
7.1.8	Muskelschlingen	114
7.1.9	Muskuloskelettale Infrastruktur	123
7.1.10	Neurophysiologische Infrastruktur	134
7.1.11	Muskelrekrutierung bei Ermüdung und struktureller Überlastung	136
7.1.12	Das Modell der rekrutierungsspezifischen motorischen Kontrolle und Leistung	139
7.2	Konvergente Validierung ausgewählter FMS-Items	140
7.2.1	Einleitung	140
7.2.2	Methode	141
7.2.3	Ergebnisse	142
7.2.4	Diskussion	144
7.3	Zusammenfassung	146
7.4	Literatur	147
8	Externe Validierung	156
8.1	Der Wert konvergenter und diskriminierender Korrelationen für die Konstruktvalidierung	158
8.2	Diskriminierende Validierung der FMS-Items	159
8.2.1	Einleitung	159
8.2.2	Methode	161
8.2.3	Ergebnisse	164
8.2.4	Diskussion	166
8.3	Zusammenfassung	171
8.4	Spezifische Validierung von FMS-Scorings und Testinterpretationen	172
8.4.1	Einleitung	172
8.4.2	Methode	173
8.4.3	Ergebnisse	175
8.4.4	Diskussion	178
8.5	Zusammenfassung	180
8.6	Prüfung der externen Validität motorischer Kontrollasymmetrien des FMS	181
8.6.1	Einleitung	181
8.6.2	Methode	183
8.6.3	Ergebnisse	188
8.6.4	Diskussion	191
8.7	Zusammenfassung	194
8.8	Literatur	195
9	Generalisierende Aspekte der Konstruktvalidierung	201

9.1	Methodische Vorüberlegungen	203
9.2	Welche diagnostischen Informationen liefert der FMS?	203
9.3	Externe Validität der diagnostischen Informationen	206
9.4	Empfehlungen für die Verwendung und Optimierung des Functional Movement Screen	206
9.5	Der wissenschaftliche Nutzen des Forschungsprogramms	207
10	Anhang	209
11	Abkürzungsverzeichnis	221
12	Glossar	224
13	Danksagung	229

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1: Forschungsstruktur für die Bestimmung des Geltungsbereichs und Optimierungshinweisen des Functional Movement Screen	4
Abbildung 2: Bewertungskategorien des Items Deep Squat.....	11
Abbildung 3: Ausführungen des Hurdle Steps aller Bewertungskategorien	12
Abbildung 4: Bewertungskategorien des Items In-Line Lunge.....	14
Abbildung 5: Bewertungskategorien des Shoulder-Mobility-Items	15
Abbildung 6: Bewertungskategorien des Active Straight Leg Raise	17
Abbildung 7: Bewertungskategorien des Trunk Stability Push-Up.....	19
Abbildung 8: Bewertungskategorien von Rotary Stability.....	20
Abbildung 9: Forschungsstruktur vom sportpraktischen Problem bis hin zur Implementation der wissenschaftlichen Innovation.....	25
Abbildung 10: Datenverlauf	79
Abbildung 11: Schiefe Datenverteilung innerhalb der FMS-Items (n=2.934)	80
Abbildung 12: Eindrücke von den kontralateralen (oben) und unilateralen (unten) Bewertungskategorien des Items Rotary Stability	87
Abbildung 13: Korrelationsmatrix der explorativen Item-Analyse (N=41).....	90
Abbildung 14: Häufigkeitsverteilung für das modifizierte Bewertungsverfahren bei kontralateraler Ausführung des Items Rotary Stability	92
Abbildung 15: Häufigkeitsverteilung für das modifizierte Bewertungsverfahren bei der unilateralen Rotary-Stability-Performance	92
Abbildung 16: Subjektive Wahrnehmung der Schwierigkeit (1 leicht und 5 sehr schwer) des Items Rotary Stability _{unilateral} bei der Bewertung nach modifizierten Kriterien (n=82).....	93
Abbildung 17: Relativer Gelenkwiderstand nach Johns & Wright (1962)	94
Abbildung 18: Gehirnaktivierung nach Jaeger et al. (2016) bei aktivem und mentalem (passiv) Treppensteigen und unterschiedlichen Belastungen	107
Abbildung 19: Kraft-Längenrelation im Sarkomer	108
Abbildung 20: Ganzkörper-Streckschlinge beim Gewichtheben	114
Abbildung 21: Streckschlinge beim Sprintstart.....	117
Abbildung 22: Reduzierung der Bodenkontaktzeiten und Steigerung der Kraftentwicklung bei erhöhter Geschwindigkeit.....	120

Abbildung 23: Schematische Darstellung einiger Muskelschlingen, an denen die Bauchmuskeln beteiligt sind	121
Abbildung 24: Anatomische Skizze des Musculus Transversus Abdominus	122
Abbildung 25: Signalübertragung zwischen Neuron und Muskel	124
Abbildung 26: Struktureller Aufbau eines Skelettmuskels	125
Abbildung 27: Kontraktionsgeschwindigkeit, Kraftentfaltung und Rekrutierung von motorischen Einheiten	128
Abbildung 28: Gandevias Schema zur Erklärung möglicher Veränderung im motorischen Kortex im erholt und ermüdeten Zustand	137
Abbildung 29: Datenflow	142
Abbildung 30: Starker Zusammenhang der Muskelaktivitätsbalance des oberen Kompartiments der Strecker- und Beugerschlinge und der unteren Extremität bei der Zielfunktion im Deep Squat sowie der Haltefunktion im Trunk Stability Push-Up ($r > 0,7$, $p < 0,05$)	143
Abbildung 31: Relativ niedrige Hamstring-Aktivität während des Trunk Stability Push-Up	144
Abbildung 32: Muskelaktivität (μV) von Quadrizeps und Hamstrings beim Deep Squat	145
Abbildung 33: Muskelaktivitätssignale bei einer Kniebeuge mit einer Belastung von 100 % BW	146
Abbildung 34: Landemechanik aus unterschiedlichen Perspektiven	161
Abbildung 35: Verteilung der Stichprobe im LESS _{kat} ($n = 67$)	165
Abbildung 36: Datenverlauf	173
Abbildung 37: Diagnostische Qualität motorischer Asymmetrien der Items DS, ILL und TSPU unter Zusatzlast (FMS_{Load})	176
Abbildung 38: DS _{Load} (DS + 10 kg) zeigt sich im Vergleich zum DS als valideres Item zur Bestimmung von bilateralen motorischen Asymmetrien	177
Abbildung 39: Datenverlauf	183
Abbildung 40: Splitsquat in der Smith-Machine und Splitsquat mit der Freihantel	184
Abbildung 41: Untersuchungsdesign der Cross-Over-Studie	186
Abbildung 42: Motorische Leistungsasymmetrien Splitsquat _{Freihantel}	190
Abbildung 43: Motorische Leistungsasymmetrien Splitsquat _{Smith-Machine}	190
Abbildung 44: Schematischer Überblick über den Forschungsprozess	203
Abbildung 45: Hypothetische Faserrekrutierung	205

TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1: Aufnahme- und Ausschlusskriterien für die methodologische Bewertung der Beiträge	42
Tabelle 2: Objektivitäts- und Reliabilitätsstudien.....	45
Tabelle 3: Absolute Häufigkeiten und Item-Schwierigkeitsindices (N=41).....	89
Tabelle 4: Überblick über die subjektiv wahrgenommene Aufgabenschwierigkeit beim HS.....	91
Tabelle 5: Muskelarchitektur ausgewählter Skelettmuskeln.....	127
Tabelle 6: Übersicht über verschiedene Bindegewebsformen und -funktionen	132
Tabelle 7: Kraftwirkungen und Zugspannungen auf die Achillessehne bei unterschiedlichen körperlichen Aktivitäten	138
Tabelle 8: Korrelationsstatistik und Muskelaktivitätsbalance der Items DS und TSPU.....	143
Tabelle 9: LESS _{kat} -Bewertungsstufen	162
Tabelle 10: Strukturelle Mobilität und motorische Kontrolle im Gruppenvergleich	165
Tabelle 11: Überblick über Reliabilität sowie die Kraft und Leistungsparameter.....	189

1 EINLEITUNG

Seit mehr als 40 Jahren prägen sportmedizinische Screening-Verfahren die sportmedizinische Praxis. Jedoch wird über die Effektivität dieser Verfahren bis hin zur fehlenden Standardisierung in der Anwendung diskutiert (Conley et al., 2014). Definiert man Effektivität als das Maß zur Wirksamkeit von Screeningverfahren, so müssen wir uns zunächst den Zielen von sportmedizinischen Screenings widmen. Sportmedizinische Screenings haben Diagnostik und Prävention zum Ziel. Somit versuchen Diagnostiker zum Beispiel den plötzlichen Herztod zu vermeiden, optimale medizinische und muskuloskelettale Gesundheit, Leistungsoptimierung sowie Verletzungsprävention zu ermöglichen. Zudem werden Impfstatus und Medikamenteneinnahme überwacht. Für den Aufbau einer professionellen Beziehung zum Athleten werden insbesondere für die Athletenschulung Baseline-Daten gesammelt, um mögliche Veränderungen zu erfassen, auszuwerten und zu beurteilen (Bukner, White, Shawdon & Holzer, 2004).

Zum klassischen sportmedizinischen Screening (Pre-Participations Evaluations) zählt die Bewertung von vitalen Dimensionen wie Körpergröße, Gewicht, Blutdruck und Hautbild sowie den visuellen, kardiovaskulären, pulmonalen, genitalen (für Männer), abdominalen, neurologischen und muskuloskelettalen Eigenschaften (Conley et al., 2014).

Der Forscher Wingfield hat sich intensiv mit der Evaluation von „Pre-Participation Evaluations“ (PPE) beschäftigt. Er kam zu dem Ergebnis, dass die meisten PPE, besonders kardiovaskuläre Screeningstechniken, an Effektivität mangeln. Er führte dies auf eine fehlende Qualität des medizinischen Personals zurück (Wingfield, Matheson & Meeuwisse, 2004). Ein weiterer Grund ist, dass der plötzliche Herztod sehr selten auftritt. In Zahlen: Innerhalb von einer Stichprobe mit 200.000 Highschool-Sportlern kam es über einen Zeitraum von 3 Jahren durchschnittlich zu einem plötzlichen Herztod pro Jahr (Maron, Gohman & Aeppli, 1998). Für die muskuloskelettale Verletzungsprophylaxe im Nachwuchsbereich wird in der Regel die Verletzungshistorie erfasst sowie eine muskuloskelettale Evaluation, meistens von Sportphysiotherapeuten, Athletic Trainern oder Sportwissenschaftlern, durchgeführt.

Bei den Olympischen Spielen in Sotchi erlitten 391 von 2.780 Athleten eine Verletzung. Das Forscherteam um Soligard stufte 39 Prozent aller Verletzungen als vermeidbar ein. Dazu zählten unter anderem Überlastungsverletzungen wie muskuloskelettale Verletzungen (Soligard et al., 2015). Bei den Leichtathletik-Halleneuropameisterschaften 2011 waren muskuloskelettale Verletzungen die häufigste Diagnose (Edouard, Depiesse, Hertert, Branco & Alonso, 2013). Javier Mallo identifizierte im semi-professionellen Fußball muskuloskelettale Verletzungen als Hauptfaktor für fehlende Trainingszeit (Mallo, González, Veiga & Navarro, 2011). Es ist offensichtlich, dass minimierte Trainingsverluste eine wesentliche Voraussetzung für die Verbesserung der sportlichen

Leistungsfähigkeit ist, wobei hierbei ein Optimum der Beanspruchung für den individuellen Sportler anzuvisieren ist, um Überlastungsverletzungen zu vermeiden und weitere Anpassungsvorgänge zu gewährleisten (Hanstad, Rønsen, Andersen, Steffen & Engebretsen, 2011). Bestätigt hat diese Überlegung der Sprinttrainer Jean-Pierre Vazel. Nach seinen Recherchen hat sich in den vergangenen Jahrzehnten der wöchentliche Trainingsumfang von Topsprintern kontinuierlich reduziert, bei gleichzeitiger Erhöhung der Trainingsintensität (Vazel, 2012).

Selbst im Nachwuchsleistungssport gehören muskuloskelettale Verletzungen zum Alltag. Enoksens Forschungsarbeit vermittelt in diesem Zusammenhang einen Überblick über die Verhältnisse in der norwegischen Leichtathletik. Seinen Ergebnissen zufolge ist jeder vierte Drop-out im Alter von 16-18 Jahren das Resultat von Überlastungsverletzungen wie Stressfrakturen und Muskelverletzungen (Enoksen, 2011). Sicherlich lassen sich diese Zahlen nicht eins zu eins auf das deutsche System übertragen. Richtungsweisend sind sie aus meiner Sicht dennoch, da ich bei der Betreuung von Nachwuchssportlern und Leistungsfußballern bisher ähnliche Erfahrungen sammelte. Die Anzahl der Drop-outs sollte durch eine adäquate Betreuung deutlich zu minimieren sein, denn die Gründe für muskuloskelettale Überlastungsverletzungen wurden bereits intensiv studiert. Zum Beispiel existieren theoretisch fundierte Belege für fehlerhafte Bewegungstechnik (Tsai, Sigward, Pollard, Fletcher & Powers, 2009), zu hohe Beanspruchung (Kernozek, Torry & Iwasaki, 2008), die Ignoranz von muskuloskelettalen Schmerzen (Bahr, 2009) oder einseitigen Belastungen (Mueller & Maluf, 2002) – möglicherweise ausgelöst durch zu frühe Spezialisierung (Baker, Cote & Abernethy, 2003). Der Functional Movement Screen (FMS) ist ein weit verbreitetes Screening-Verfahren zur Erfassung des Verletzungsrisikos, der motorischen Kontrolle und von bewegungsassoziierten Schmerzen. Es findet Anwendung im amerikanischen Militär (O'Connor, Deuster, Davis, Chris & Knapik, 2011) zur Bewertung der muskuloskelettalen Gesundheit im Fitnesssport (McGill, Andersen & Horne, 2012; O'Connor et al., 2011), in olympischen Sportarten (Li, Wang, Chen & Dai, 2014) und im professionellen Fußball (McCall et al., 2014). Dieses Screeningverfahren wurde von Sportpraktikern aus der Sportphysiotherapie und professionellen Athletenbetreuung entwickelt (Cook, 2003). Dabei waren maßgebliche Entwicklungskriterium Einfachheit, Nützlichkeit und Mobilität. Dies sind jedoch im Hinblick auf den Anspruch, der an wissenschaftliche Verfahren gestellt wird, lediglich Nebengütekriterien (Lienert & Raatz, 1998). Wesentliche Forderungen eines wissenschaftlichen Screening-Verfahrens sind die Hauptgütekriterien Objektivität, Reliabilität und Validität (Raffle & Gray, 2007). Der auf Nebengütekriterien basierende Ansatz bei der Entwicklung des FMS, schließt jedoch nicht aus, dass das Verfahren trotzdem den von der Wissenschaft anerkannten Hauptgütekriterien gerecht wird.

Mein Forschungsprogramm zielt folglich darauf ab, die Validität des FMS herauszuarbeiten und das Verfahren somit in einen wissenschaftlich anerkannten Rahmen zu bringen und der Diskussion um Effektivität einen fundierten Beitrag zu leisten. Auf Basis dessen, leiteten folgende Fragen den Forschungsprozess:

1. Was misst der Functional Movement Screen?
2. Welche Faktoren operationalisiert der FMS?
3. Wie valide sind die FMS-Aufgaben und das Bewertungssystem?
4. Für welche Gruppen bzw. sportliches Level ist der FMS geeignet?
5. Lässt sich das Verletzungsrisiko mit dem FMS des Functional Movement Screen valide erfassen?

Den erkenntnistheoretischen Rahmen für die Beantwortung dieser Fragen lieferten Bishops Forschungsmodell für die angewandte Sportwissenschaft sowie Messicks Konzept der integrativen Validierung. Abbildung 1 skizziert die Struktur des Forschungsprogramms angefangen von den ersten Pilotversuchen mit dem FMS, gefolgt von einer strukturierten Bewertung des Forschungsstands über eine methodisch und empirisch begründete Modellentwicklung, basierend auf den Erkenntnissen der Physiologie und Motorikwissenschaft, bis hin zur Formulierung von wissenschaftlich fundierten Empfehlungen zum Einsatz und Optimierung des FMS.



Abbildung 1: Forschungsstruktur für die Bestimmung des Geltungsbereichs und Optimierungshinweisen des Functional Movement Screen.

LITERATUR

- Bahr, R. (2009). No injuries, but plenty of pain? On the methodology for recording overuse symptoms in sports. *British Journal of Sports Medicine*, 43(13), 966–972.
- Baker, J., Cote, J. & Abernethy, B. (2003). Sport specific training, deliberate practice and the development of expertise in team ball sports. *Journal of Applied Psychology*, 15, 12–25.
- Brukner, P., White, S., Shawdon, A. & Holzer, K. (2004). Screening of athletes: Australian experience. *Clin J Sport Med.*, 14(3), 169–177.
- Conley, K.M., Bolin, D.J., Carek, P.J., Konin, J., Neal, T.L. & Violette, D. (2014). National Athletic Trainers' Association position statement: Preparticipation physical examinations and disqualifying conditions. *Journal of Athletic Training*, 49(1), 102–120.
- Cook, G. (2003). *Athletic Body in Balance*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Edouard, P., Depiesse, F., Hertert, P., Branco, P. & Alonso, J.M. (2013). Injuries and illnesses during the 2011 Paris European Athletics Indoor Championships. *Scandinavian Journal of Sports Medicine*, 23(4), 213–218.
- Enoksen, E. (2011). Drop-out Rate and Drop-out Reasons Among Promising Norwegian Track and Field Athletes. A 25 Year Study. *Scandinavian Sport Studies Forum*, 2, 19–43.
- Hanstad, D.V., Rønsen, O., Andersen, S.S., Steffen, K. & Engebretsen, L. (2011). Fit for the fight? Illnesses in the Norwegian team in the Vancouver Olympic Games. *British Journal of Sports Medicine*, 45(7), 571–575.
- Kernozek, T.W., Torry, M.R. & Iwasaki, M. (2008). Gender differences in lower extremity landing mechanics caused by neuromuscular fatigue. *The American journal of sports medicine*, 36(3), 554–565.
- Li, Y., Wang, X., Chen, X. & Dai, B. (2014). Exploratory factor analysis of the functional movement screen in elite athletes. *Journal of Sport Science* (3), 1–7.
- Lienert, G.A. & Raatz, U. (1998). *Testaufbau und Testanalyse. "Test Composition and Test Analysis"* (6. Aufl., Studienausg). Weinheim: Beltz, Psychologie Verl.-Union.
- Mallo, J., González, P., Veiga, S. & Navarro, E. (2011). Injury incidence in a spanish sub-elite professional football team: a prospective study during four consecutive seasons. *J Sports Sci Med*, 10(4), 731–736.
- Maron, B.J., Gohman, T.E. & Aeppli, D. (1998). Prevalence of sudden cardiac death during competitive sports activities in Minnesota high school athletes. *Journal of the American College of Cardiology*, 32(7), 1881–1884.
- McCall, A., Carling, C., Nedelec, M., Davison, M., Le Gall, F., Berthoin, S. & Dupont, G. (2014). Risk factors, testing and preventative strategies for non-contact injuries in professional football: current perceptions and practices of 44 teams from various premier leagues. *British Journal of Sports Medicine*.
- McGill, S.M., Andersen, J.T. & Horne, A.D. (2012). Predicting performance and injury resilience from movement quality and fitness scores in a basketball team over 2 years. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 26(7), 1731–1739.

- Mueller, M.J. & Maluf, K.S. (2002). Tissue adaptation to physical stress: a proposed "Physical Stress Theory" to guide physical therapist practice, education, and research. *Physical therapy*, 82 (4), 383–403.
- O'Connor, F.G., Deuster, P.A., Davis, J., Chris, G. & Knapik, J.J. (2011). Functional Movement Screening. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43 (12), 2224–2230.
- Raffle, A.E. & Gray, J.A. (2007). *Screening. Evidence and practice*. Oxford, New York: Oxford University Press.
- Soligard, T., Steffen, K., Palmer-Green, D., Aubry, M., Grant, M.-E., Meeuwisse, W., Mountjoy, M., Budgett, R. & Engebretsen, L. (2015). Sports injuries and illnesses in the Sochi 2014 Olympic Winter Games. *British Journal of Sports Medicine*, 49(7), 441–447.
- Tsai, L.-C., Sigward, S.M., Pollard, C.D., Fletcher, M.J. & Powers, C.M. (2009). Effects of fatigue and recovery on knee mechanics during side-step cutting. *Medicine and science in sports and exercise*, 41 (10), 1952–1957.
- Vazel, J.P. (2012, November). *A History of Sprinttraining Methods*. The Second European Sprints & Hurdles Conference. European Athletic Coaching Summit Series.
http://conferences.uka.org.uk/mm_uploads/ESH12_PJ_Vazel.pdf
- Wingfield, K., Matheson, G.O. & Meeuwisse, W.H. (2004). Preparticipation evaluation: an evidence-based review. *Clinical journal of sport medicine: official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 14 (3), 109–122.

2 FMS AUS SICHT DER ENTWICKLER – INHALTLICHE ASPEKTE DER VALIDIERUNG

2.1 BESCHREIBUNG DES FUNCTIONAL MOVEMENT SCREEN

Dieses Kapitel stellt den Functional Movement Screen (FMS) aus der Perspektive der Entwickler, dem Physiotherapeuten Gray Cook und den Athletic Trainern Dr. Lee Burton, Barbara Hoogenboom und Michael Voight, vor (Cook, Burton, Hoogenboom & Voight, 2014a, 2014b). Neben der Beschreibung der Items inklusive der Bewertungskriterien, werden zudem theoretische Hintergründe zur Aufgabenselektion vorgestellt, welche die inhaltliche Validität des FMS skizzieren. In den Beiträgen *Functional Movement Screening: The Use of Fundamental Movement as an Assessment of Function Part 1 and 2* verwenden die Entwickler für jedes Item bzw. für jede Ausschlussaufgabe den Begriff „Test“. Im angloamerikanischen Raum ist die Verwendung dieses Begriffs geläufig, allerdings ist dies in unserem methodologischen Sprachgebrauch nicht präzise genug, da testtheoretisch zwischen wissenschaftlichen Tests und Schnelltests unterschieden wird. Daher wurde bei der Vorstellung des FMS der Begriff Test durch Item, Aufgabe bzw. Screen ersetzt. In der physiotherapeutischen Praxis wird der Begriff funktional häufig gebraucht, wobei die Definition von „funktional“ für Patienten und Klienten deutlich variieren könne¹. Ein weiteres Problem dieser Varianz ist, dass der Anspruch nach funktionalen Bewegungsprogrammen ohne einen funktionalen Bewertungsstandard schwierig umzusetzen sei. Aus diesem Grund empfehlen die Entwickler des FMS, dass ein rehabilitatives oder konditionelles Trainingsprogramm erst nach einer funktionalen Analyse von Bewegungsmustern beginnen sollte. Genau dies ist der Ansatzpunkt für die Entwicklung des FMS (Cook et al., 2014a, S. 397).

Der FMS besteht aus sieben Items, die eine Balance aus Mobilität und Stabilität erfordern mit dem Ziel physische und funktionale Limitationen innerhalb der Muskelkette zu identifizieren. Aufbauend auf den Ergebnissen des Schnelltests lassen sich individuelle Trainingsprogramme auf der Grundlage von persönlichen Schwächen entwickeln sowie funktionelle Informationen über die Qualität des muskuloskelettalen Apparates innerhalb des Pre-Participation Screening sowie bei Return-to-Sport Entscheidungen beisteuern. Diese Art der individuellen Diagnostik von Schwächen begründen sie mit dem Satz: “When poor or inefficient movement patterns are reinforced, this could lead to poor biomechanics and ultimately increase the potential for micro or macro traumatic injury” (Cook et al., 2014a, S. 398).

¹ Cook et al. (2014a) spezifizieren leider nicht ihre Vorstellungen zu dem Begriff funktional, sodass dies Raum zu weiteren Spekulationen eröffnet. Michael Boyle, einer der Pioniere der Functional-Training-Bewegung, definiert Functional Training als zweckgerichtetes Training, welches zunächst die Beherrschung des eigenen Körpergewichts in allen Ebenen verfolgt. Um dieses Ziel zu erreichen spielt in der Trainingsgestaltung die funktionelle Anatomie eine wesentliche Rolle (Boyle, 2004, S. 23). Die Vertiefung der funktional-anatomischen Perspektive erfolgt im Kapitel der substanziellen Konstruktvalidierung.

Ihre Art der funktionalen Diagnostik und Intervention begründen sie außerdem mit den Erkenntnissen von Nadler et al. diese Forschungsgruppe vertritt die Ansicht, dass in der Rehabilitation nach Verletzungen nicht nur die verletzte Region isoliert, sondern der ganze Athlet behandelt und rekonditioniert werden sollte (Nadler et al., 2002).

Um funktionale Limitationen innerhalb der kinetischen Kette zu diagnostizieren, wurden für den FMS spezifische Aufgaben basierend auf propriozeptiven und kinästhetischen Prinzipien entwickelt (Cook et al., 2014a, S. 397). Diesen Ansatz begründen die Entwickler mit einem Verweis auf die Arbeit der Athletic Trainer John McCullen und Timothy Uhl (McCullen & Uhl, 2000), welche ihrerseits die theoretischen Annahmen mit den biomechanischen Erkenntnissen von Putnam zum koordinativen Zusammenwirken einzelner Körpersegmenten (von proximal zu distal) bei distalen Bewegungen erläutern (Dapena & Feltner, 1989; Putnam, 1993). In diesem Zusammenhang verwenden die Entwickler den Begriff Propriozeption in Anlehnung an Lephart und Kollegen wie folgt (Lephart, Pincivero, Giraldo & Fu, 1997).

Proprioception can be defined as a specialized variation of the sensory modality of touch that encompasses the sensation of joint movement and joint position sense.

Proprioceptors in each segment of the kinetic chain must function properly in order for efficient movement patterns to occur. Proprioceptive input provides the basis for all motor control (motor output) and human movement (Cook et al. 2014a, S. 399).

2.2 DIE BEWERTUNG DES FMS

Der Score eines jeden Items lässt schlussfolgern, welche Bewegungsmuster eine Person beherrscht, wo Verbesserungsbedarf besteht bzw. ob weitere Diagnostik vonnöten ist. Dabei geschieht eine Differenzierung zwischen vier Ebenen. Vereinfacht wird zwischen funktionalen Bewegungsmustern, kleinen bzw. großen Einschränkungen und Schmerzen innerhalb des Bewegungsmusters unterschieden. Die detaillierten Bewertungskriterien sind im nächsten Abschnitt näher erläutert.

Grund für die Einbeziehung des Schmerzkriteriums in die Bewertung sind Untersuchungen, die gezeigt haben, dass Schmerzen zu Stabilitätsdefiziten in der Wirbelsäule führen können (Cholewicki, Panjabi & Khachatryan, 1997). Des Weiteren existieren Belege für eine Veränderung der Muskelaktivitätsmuster, die unter Umständen zu erhöhter Steifheit oder vorzeitiger Ermüdung führen (Gardner-Morse, Stokes & Laible, 1995). Zudem scheinen lumbale Schmerzen die Sprintleistung negativ zu beeinflussen (Nadler et al., 2002).

2.3 DIE ITEMS DES FUNCTIONAL MOVEMENT SCREEN

2.3.1 DEEP SQUAT (DS)

Zweck: Die Kniebeuge ist Bestandteil vieler sportlicher Bewegungen. Sie simuliert zum Teil die Startposition einiger Schnellkraftsportarten und ist aufgrund der Beteiligung zahlreicher Muskelgruppen Bestandteil vieler Trainingsprogramme. Nach dem Expertenkonsens von Cook, Burton, Hoogenboom und Voight ist die tiefe Kniebeuge eine Ganzkörperübung, um bilaterale, symmetrische und funktionale Mobilität von Hüften, Knien und Sprunggelenken zu erfassen. Der zusätzlich über den Kopf gehaltene Stab dient dazu, die bilaterale, symmetrische Mobilität von Schultern und thorakaler Wirbelsäule sowie die Stabilität und motorische Kontrolle der Rumpfmuskulatur zu bewerten (Cook et al., 2014a, S. 401).

Item-Beschreibung: In der Ausgangsstellung stehen die Füße des Ausführenden schulterbreit und parallel am Boden. Die Griffweite des Stabs wird über eine 90° Flexion im Ellbogengelenk standardisiert. Danach werden die Ellbogen gestreckt und in die Position einer Überkopfkniebeuge geführt. Der Proband erhält die Anweisung, möglichst langsam mit aufrechtem Rumpf die Bewegung durchzuführen. Dabei sollen dessen Fersen in Kontakt zum Boden bleiben und der Stab in der Ausgangsposition gehalten werden. Falls dies nicht möglich ist, wird die gleiche Aufgabe durch das Platzieren der Fersen auf dem FMS-Board verändert (Abbildung 2). Für Score 3 benötigt der Proband laut der Autoren Stabilität im Rumpf und Mobilität der geschlossenen kinetischen Kette. Mögliche Ursachen für eine schwächere Leistung bei dieser Aufgabe können mangelnde Flexibilität oder Mobilität des oberen Sprunggelenks des Knie, der Hüfte oder des Schultergelenks sowie mangelnde Rumpfstabilität sein (Cook et al., 2014a, S. 401ff).

Versuche: 3

Klinische Schlussfolgerung: Zur Ausführung des Deep Squats wird die Funktion der geschlossenen kinetischen Kette in Abhängigkeit von der Dorsalflexion des Sprunggelenks, der Beugung in Knie und Hüfte, der Dehnung der Brustwirbelsäule sowie der Beugung und Abduktion der Schultern bewertet. Dieses Item fordert zusätzlich die Fähigkeit, mit Hilfe der Rumpfmuskulatur den Körper zu stabilisieren.

Einschränkungen in der Beweglichkeit von Schulter und Brustwirbelsäule können zur begrenzten Mobilität des Oberkörpers führen, während eine schwache Dorsalflexion im oberen Sprunggelenk bzw. eine eingeschränkte Hüftbeugung die Mobilität der unteren Extremität begrenzen kann. Limitationen in der Stabilität bzw. der motorischen Kontrolle des Rumpfes beeinflussen zusätzlich das Testergebnis.

Zur Identifikation von möglichen Ursachen bei einer Dysfunktion (Score <3) eignen sich laut Cook und Kollegen goniometrische Messungen zur weiteren Diagnostik. Laut ihrer Erfahrungen sind bei einem Score von „2“ die Limitationsfaktoren häufig in kleineren Einschränkungen der Dorsalflexion oder bei der Dehnung der Brustwirbelsäule zu suchen. Wenn ein Individuum mit „1“ oder weniger beurteilt wird, sind meist größere Beschränkungen in den bereits genannten Bewegungsabläufen bzw. Probleme bei der Hüftbeugung ursächlich (Cook et al., 2014a, S. 402).

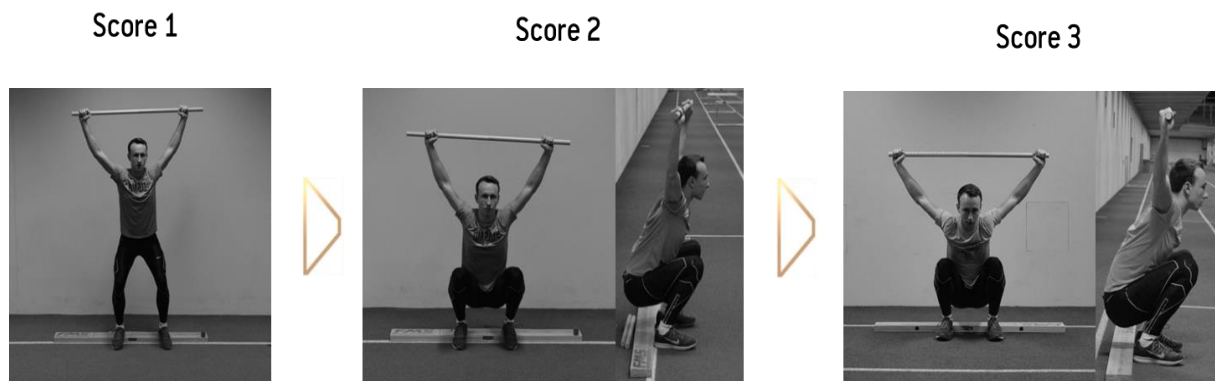


Abbildung 2: Bewertungskategorien des Items Deep Squat.

2.3.2 HURDLE STEP (HS)

Zweck: Diese Aufgabe haben die Testentwickler ausgewählt, um die Schrittmechanik zu evaluieren. Sie erfordert die Bewegungskoordination von Rumpf- und Hüftstabilität während des Hürdenschritts, sowie die Stabilität im Standbein. Generell bewertet man die beidseitige Mobilität und Stabilität des Hüft-, Knie- und Fußkomplexes.

Item-Beschreibung: Die Person stellt sich so auf, dass beide Füße geschlossen nebeneinander stehen und die Zehenspitzen das Board berühren. Die Hürdenhöhe wird individuell anhand anatomischer Marker der Tuberositas Tibiae festgelegt. Zur Bewertung der Haltungssymmetrie wird die Holzstange so gehalten, dass sie während der Übung Kontakt zum Musculus Trapezius hat. Der Rumpf bleibt hierbei in aufrechter Position. Nach dem Einnehmen der Ausgangsposition wird die Person aufgefordert mit einem Bein über die Hürde zu steigen, mit der Ferse den Boden zu berühren und danach das Bein wieder zurückzuführen (Abbildung 3). Der Tester achtet während der Übung auf eine aktive Fußhaltung (Dorsalflexion) sowie auf eine gerade Achse von Fuß, Knie und Hüfte (Cook et al., 2014a, S. 403).

Versuche: 3 je Seite

Klinische Schlussfolgerungen: Für die exakte Ausführung des Hurdle Steps ist Stabilität im Fußgelenk, im Knie und in der Hüfte des Standbeines sowie eine maximale Beugung im Hüftgelenk

notwendig. Zusätzlich sind in dem Bein, welches den Hürdenschritt ausführt, eine Dorsalflexion des oberen Sprunggelenks sowie eine Knie- und Hüftbeugung nötig. Außerdem muss die Testperson eine angemessene Balance beweisen, da mit diesem Item auch die dynamische Stabilität untersucht wird.

Eine mangelhafte motorische Leistung während der Ausführung kann unterschiedliche Faktoren als Ursache haben. Es ist möglich, dass nur die fehlende Stabilität im Standbein oder die schlechte Mobilität des Step-Beins zur motorischen Einschränkung führt. Die Maximalbeugung des einen Beines bei gleichzeitigem Aufrechterhalten der Hüftdehnung im anderen Bein zeigt die jeweilige bilaterale, asymmetrische Hüftmobilität.

Klassische goniometrische Messungen der Gelenke sowie Muskelflexibilitätstests wie dem Thomas-Test oder Kendalls Test können zur differenzierten Untersuchung zum Beispiel der Hüftbeuger folgen (Nadler et al. 2002). Bei bisherigen Testergebnissen liegen laut Entwickler bei einem Score von „2“ kleinere Limitationen in der Sprunggelenks-Dorsalflexion bzw. der Hüftbeugung des ausführenden Beines; bei einem Score von „1“ und weniger eine relative, asymmetrische Hüftunbeweglichkeit oder zweitrangig ein nach vorne geneigtes Becken in Kombination mit einer geringen Rumpfstabilität vor (Cook et al., 2014a, S. 403ff).

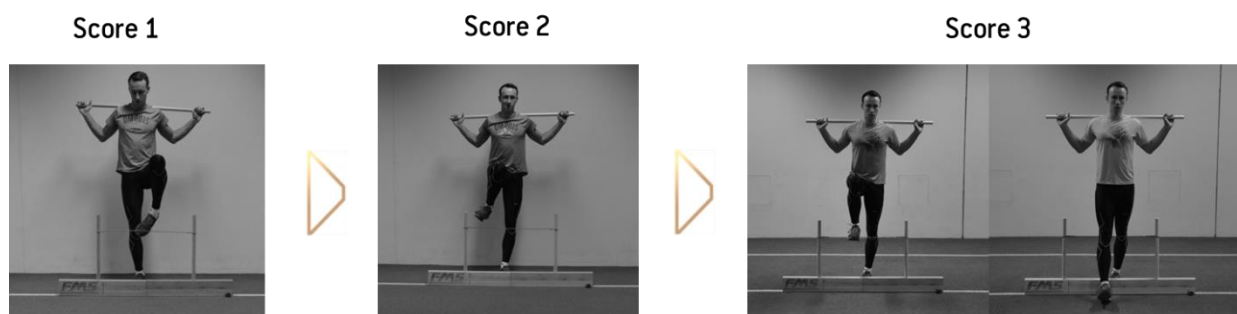


Abbildung 3: Ausführungen des Hurdle Steps aller Bewertungskategorien.

2.3.3 IN-LINE LUNGE (ILL)

Zweck: Die Aufgabe zwingt den Probanden in eine scherenartige Position, bedingt durch die linienartige Stabilisationsrichtung, wodurch sich die Testentwickler eine stärkere Beanspruchung der Hüft- und Rumpfmuskulatur versprechen. Dieses Item hat zum Ziel Rückschlüsse, sowohl über die Hüft- und Fußgelenksmobilität sowie –stabilität, als auch über die Beweglichkeit des vierköpfigen Oberschenkelmuskels und die generelle Stabilität im Knie zuzulassen (Cook et al., 2014a, S.404).

Item-Beschreibung: Die Testperson stellt sich mit dem rechten Fuß hinter die rote, durchgezogene Linie auf das Board. Die Ferse des linken Fußes wird so positioniert, dass die Entfernung der Füße in etwa der Hürdenhöhe bei der Hurdle-Step-Übung entspricht. Daraufhin wird der Stab mit der rechten Hand im Nacken und mit der linken Hand im lumbalen Bereich des Rückens so gehalten, dass dieser Kontakt zum Hinterkopf, der Brustwirbelsäule und dem Kreuzbein hat. Nach dem Einnehmen der Ausgangsposition soll die Person mit dem hinteren Knie und bei aufrechter Rumpfhaltung so absinken, dass das Knie das Board hinter der Ferse des vornestehenden Beines berührt (Abbildung 4). Danach soll die Testperson in die Ausgangsposition zurückkehren (Cook et al. 2014a, S. 405).

Versuche: 3 je Seite

Klinische Schussfolgerungen: Um den ILL ausführen zu können, bedarf es der Stabilität von Sprunggelenk, Knie und Hüfte des Standbeines wie auch der kontrollierten Hüftabduktion. Der ILL erfordert zusätzlich im absinkenden Bein die Mobilität der Hüftabduktoren, des Musculus Rectus Femoris sowie die Dorsalflexion im Sprunggelenk. Hinzu kommt die Notwendigkeit, bei dieser Vertikalbewegung das dynamische Gleichgewicht aufrecht zu erhalten.

Unterschiedliche Faktoren können zu einer schlechten Item-Ausführung beitragen:

1. Die Hüftmobilität im Stand- und/oder Step-Bein ist nicht adäquat.
2. Während der Lunge-Bewegung ist im Standbein die Stabilität im Sprunggelenk oder Knie nicht gegeben.
3. Es besteht ein Ungleichgewicht in einer oder beiden Hüften zwischen relativer Adduktorenschwäche und Abduktorenspannung oder vice versa.
4. Einschränkungen in der Brustwirbelsäule hindern den Athleten an der optimalen Ausführung.

Wenn ein Athlet schlechter als „3“ eingeschätzt wird, könnte die Ursache dafür, laut Cook und Kollegen, mit goniometrischen Messungen der Gelenke sowie durch klassische Muskelfunktionsdiagnostik, wie beispielsweise dem Thomas-Test oder dem Kendall-Test zur Überprüfung der Spannung in den Hüftbeugern ausfindig gemacht werden. Nach Erfahrungen des

amerikanischen Autorenteams können bei einem Score von „2“ kleinere Einschränkungen in der Mobilität einer oder beider Hüften bestehen. Bei einem Score von „1“ oder weniger ist die Ursache oft eine relative Asymmetrie zwischen Stabilität und Mobilität in einer oder beiden Hüften (Cook et al. 2014a, S. 406).

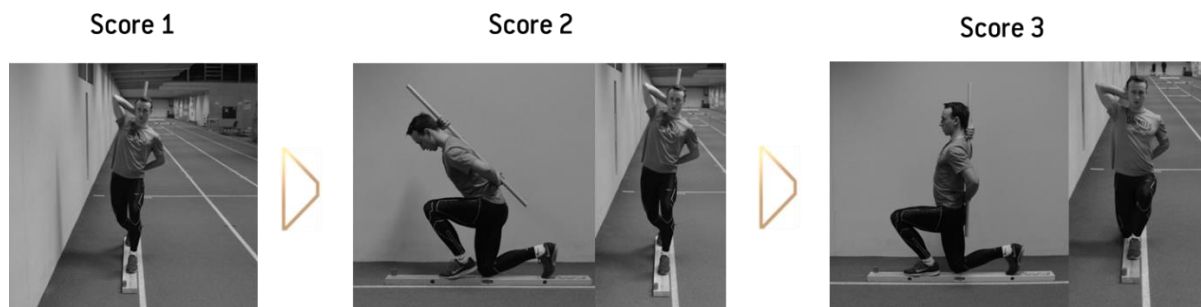


Abbildung 4: Bewertungskategorien des Items In-Line Lunge.

2.3.4 SHOULDER MOBILITY (SM)

Zweck: Die Entwickler des FMS integrierten das Shoulder-Mobility-Item in die Testbatterie, um die wechselseitige Beweglichkeit (Range of Motion-RoM) beider Schultern abzuschätzen. Mit dieser Aufgabe wird die Innenrotation und Adduktion der einen Schulter, mit der Außenrotation und Abduktion der anderen Schulter kombiniert. Zusätzlich wird eine normale Beweglichkeit im Schulterblatt sowie der Brustwirbelsäule benötigt (Cook et al., 2014b, S.551).

Item-Beschreibung: Zunächst wird die Handlänge durch den Tester bestimmt, indem der Abstand des distalen Handgelenks bis zur Spitze des Mittelfingers gemessen wird. Anschließend wird der Proband angewiesen, mit beiden Händen eine Faust zu bilden, die den Daumen umgreift. Dann wird eine Schulter maximal adduziert, gedehnt und nach innen rotiert. Gleichzeitig wird die andere Schulter maximal abduziert, gebeugt und nach außen rotiert. Dabei bleiben die Hände zu Fäusten geballt und sollen auf dem Rücken in einer gleichmäßigen Bewegung abgelegt werden (Abbildung 5). Der Tester misst nun den Abstand zwischen den am nächsten gelegenen Knochenerhebungen (Cook et al., 2014b, S. 551).

Versuche: 3 je Seite

Ausschluss-Aufgabe: Die Entwickler empfehlen im Anschluss an diese Testaufgabe einen Ausschlusstest. Dieser dient dazu, Schmerzen aufzuspüren. Dafür legt der Proband seine Hand auf die gegenüberliegende Schulter und versucht den Ellbogen anzuheben. Wenn während dieser Bewegung Schmerzen auftreten, wird dies auf dem Bewertungsbogen mit einem Pluszeichen (+) notiert und die Shoulder-Mobility-Aufgabe mit einem Score von Null bewertet. Der Ausschlusstest ist laut Cook und Kollegen notwendig, da während der Shoulder-Mobility-Aufgabe möglicherweise ein

Schulter-Impingement unerkannt bleiben könnte. Daher empfehlen sie, den Test auf beiden Seiten durchzuführen.

Klinische Schlussfolgerungen: Die Fähigkeit, diese Aufgabe ausführen zu können, erfordert Mobilität in einer Kombination aus Bewegungen wie Abduktion/Außenrotation, Beugung und Adduktion/Innenrotation. Zusätzlich ist die Beweglichkeit des Schulterblattes sowie der Brustwirbelsäule erforderlich.

Schwierigkeiten in der Ausführung innerhalb dieses Items können unterschiedliche Ursachen haben. Eine mögliche Ursache ist die Beobachtung, dass eine erhöhte Außenrotation zu Lasten der Innenrotation bei Überkopf-Wurfathleten fällt. Zusätzlich könnten die übermäßige Entwicklung bzw. Verkürzung des Musculus Pectoralis Minor oder Musculus. Latissimus Dorsi Haltungsveränderungen einschließlich abgerundeter oder nach vorne gebeugter Schultern bewirken. Letztendlich ist es möglich, dass bestehende Dysfunktionen der Schulter und thorakalen Wirbelsäule zu Einschränkungen der Stabilität und Mobilität der Schulter- und Oberkörperpartie führen. Ergibt die Beurteilung eines Athleten einen Score von „2“ oder weniger, sollte der Ursache dafür auf den Grund gegangen werden, da bei einem Score von „2“ kleine Haltungsveränderungen oder Verkürzungen von isolierten axio- oder scapularhumeralen Muskeln bestehen. Bei einem Score von „1“ oder weniger existieren möglicherweise Schulter- bzw. Oberkörperdysfunktionen. Eine klinische Dokumentation dieser Limitationen kann nach Angaben der Entwickler mit klassischen goniometrischen Untersuchungen erfolgen. Genauso wie auch Muskel-Flexibilitäts-Test, wie beispielsweise der Kendall-Test für die Untersuchung des Musculus Pectoralis Minor oder Musculus Latissimus Dorsi, der Sahrman-Test für die Überprüfung der Festigkeit der Rotatoren-Manschette oder zusätzlichen Bewertungstests für die Beurteilung der Kapselsteifheit herangezogen werden [Cook et al., 2014b, S. 552].

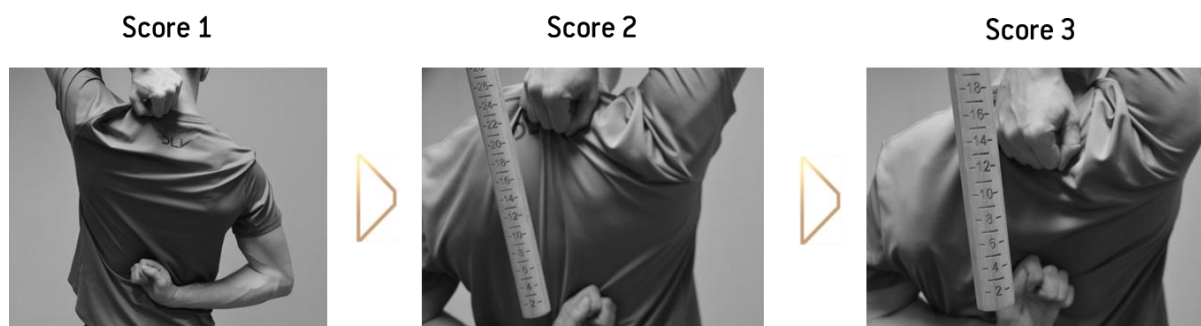


Abbildung 5: Bewertungskategorien des Shoulder-Mobility-Items. Für die Bewertungskategorie 1 sind beide Fäuste mehr als 1,5 Handlängen voneinander entfernt, bei Kategorie 2 beträgt die Entfernung weniger als 1,5 Handlängen und bei Kategorie 3 beträgt sie weniger als eine Handlänge.

2.3.5 ACTIVE STRAIGHT LEG RAISE (ASLR)

Zweck: Mit der Aufgabe Active Straight Leg Raise wird die Fähigkeit bewertet, die untere Extremität im Liegen bei gleichzeitiger Körperstabilität vom Rumpf anzuheben. Dadurch wird die aktive Beweglichkeit der hinteren Muskelkette der Muskeln Biceps Femoris, Semimembranosus, Semitendinosus, Gastrocnemius und Soleus sowie die aktive Extension des Gegenbeins bei stabilem Steißbein und Oberkörper eingeschätzt.

Item-Beschreibung: In der Ausgangsposition liegt der Proband in Rückenlage mit flach abgelegtem Kopf auf dem Boden. Die Arme befinden sich in anatomischer Position und die Kniemitte über dem FMS-Board. Der Tester bestimmt den mittleren Abstand zwischen der Spina Iliaca Anterior Superior und dem Mittelpunkt der Patella des, während der Übung am Boden liegenden, Beines und hält an dieser Stelle den Stab vertikal. Anschließend wird die Testperson aufgefordert, langsam die zu bewertende Extremität mit gestrecktem Knie und dorsalflektiertem Fuß anzuheben. Der Bodenkontakt des Kopfes sowie der Kontakt zwischen dem Knie des ruhenden Beines und dem Board sollen durchgehend bestehen bleiben sowie die Fußspitze nach oben zeigen. Die Endposition ist bei maximaler aktiver Anhebung der unteren Extremität unter Einhaltung der Testanforderungen erreicht. Diese wird vom Tester in Relation zu der am Boden liegenden Extremität bewertet und für einen Score von „3“ sollte der Malleolus am Evaluationstab vorbei geführt werden können. Ist dies nicht der Fall, positioniert der Tester den Stab an der Stelle, die der Proband mit dem Malleolus erreicht und bewertet entsprechend den Kriterien (Abbildung 6).

Klinische Schlussfolgerungen: Um den ASLR ausführen zu können, ist die funktionale Flexibilität der Hamstrings, des Gluteus und des Iliotibialbandes, welche alle im Training und Wettkampf benötigt werden, erforderlich. Außerdem benötigt der Athlet eine angemessene Mobilität im Hüftgelenk des ruhenden Beines sowie eine angemessene Stabilität im Steiß und Oberkörper. Eine schlechte Ausführung dieser Aufgabe kann laut Autorenteam durch einige Faktoren begründet werden:

1. Mangelnde funktionelle Hamstring-Flexibilität.
2. Unangemessene Flexibilität des gegenseitigen Hüftgelenks durch mangelnde Flexibilität im Iliopsoas, gepaart mit nach vorne gekipptem Steißbein.

Ist diese Limitierung sehr groß, sei auch eine aktive Hamstring-Flexibilität nicht möglich. Eine Kombination dieser Faktoren würde Cook und Kollegen zufolge die beidseitig asymmetrische Hüftmobilität zum Vorschein bringen. Wie auch der Hurdle Step, zeigt der ASLR die Hüftbeweglichkeit in Abhängigkeit von der ischiokruralen Muskulatur, dem Gastroc-Soleus und des Iliopsoas.

Limitierende Faktoren bei einem Score von „2“ können kleinere einschränkende Asymmetrien in der Hüftmobilität, moderate, isolierte einseitige Muskelverhärtungen oder fehlende Stabilität in der

nicht bewegten Extremität sein. Wird ein Athlet mit „1“ oder weniger bewertet, sind größere relative Hüftmobilitäts-Einschränkungen üblich (Cook et al., 2014b, S. 553).



Abbildung 6: Bewertungskategorien des Active Straight Leg Raise. Ausführung des Active Straight Leg Raise mit der Bewertung „1“: Der vertikal positionierte Stab, in dessen Richtung der Malleolus des untersuchten Beines gebracht wird, befindet sich unterhalb des Kniegelenks. Das nicht bewegte Bein bleibt in neutraler Position. Ausführung des Active Straight Leg Raise mit der Bewertung „2“: Hierfür wird der Malleolus des getesteten Beines mindestens bis auf Höhe einer Vertikallinie, die sich ein wenig oberhalb des Kniegelenks (direkt am Board) befindet, bewegt. Das nicht bewegte Bein bleibt in neutraler Position. Ausführung des Active Straight Leg Raise mit der Bewertung „3“: Der Malleolus des getesteten Beines wird vom Athleten über eine vertikale Linie geführt, die sich zwischen der Mitte des Oberschenkels und der vorderen oberen Spina iliaca befindet. Das passive Bein bleibt in neutraler Position.

2.3.6 TRUNK STABILITY PUSH-UP (TSPU)

Zweck: Mit dem Trunk Stability Push-Up wird die Fähigkeit bewertet, Rücken und Oberkörper während einer Push-Up-Bewegung des Körpers stabilisieren zu können. Die Oberkörperstabilität wird sagittal abgeschätzt, während der Proband den Körper aus dem Liegen symmetrisch in die Liegestützposition bringt.

Item-Beschreibung: Der Proband befindet sich mit aneinander liegenden Füßen in Bauchlage und die Hände werden schulterbreit in die entsprechende Position gebracht. Bei diesem Item unterscheiden sich die Ausgangspositionen der Hände für Männer und Frauen. Bei Männern befinden sich die Daumen auf Höhe der oberen Stirn, während sich bei Frauen die Daumen auf Höhe des Kinns befinden. Die Knie sind vollständig gestreckt und die Füße dorsalflektiert. Aus dieser Position führt der Proband einen Push-Up aus, wobei der Körper als eine Einheit bewegt wird, ohne einen sichtbaren Spannungsverlust im unteren Rücken (Abbildung 7). Kann der Push-Up aus dieser Position nicht ausgeführt werden, so werden die Daumen an die nächst leichtere Position geführt (Kinn-Position für Männer, Schulter-Position für Frauen) und die Aufgabe wiederholt. (Cook et al., 2014b, S. 555).

Versuche: 3

Ausschlussaufgabe: Als Ausschlussaufgabe dient ein Press-Up. Diese Aufgabe dient zur Detektion von Schmerzen. Sollten Schmerzen auftreten, so wird das Item TSPU mit Null bewertet.

Klinische Schlussfolgerungen: Zur gleichmäßigen Ausführung des TSPU wird eine symmetrische Rumpfstabilität in der sagittalen Ebene benötigt. Viele funktionelle Aktivitäten im Sport erfordern eine gleichförmige Kraftübertragung von der oberen zur unteren Extremität und umgekehrt. Bewegungen beim Rebound im Basketball, beim Überkopf-Blocken im Volleyball oder Pass-Blocking im American Football sind einige typische Beispiele für diese Art der Kraftübertragung (Cook et al., 2014b, S.556). Bei unzureichender Rumpfstabilität während dieser Aktivitäten geht Bewegungsenergie verloren, was mit einer schlechteren Ausführung und erhöhter Gefahr für Mikrotraumata einhergeht. Eine schlechte Ausführung während dem TSPU deutet auf eine mangelhafte Stabilität der rumpfstabilisierenden Muskulatur hin. Für weitere klinische Untersuchungen bei einem Score von weniger als „3“ empfehlen Cook und Kollegen die Muskelfunktionsdiagnostik nach Kendall, Richardson oder Sahrman für die Beurteilung sowohl der oberen als auch der unteren Bauch- und Rumpf-Beanspruchbarkeit (Sahrman, 2011). An dieser Stelle sollte erwähnt werden, dass die Muskelfunktionsdiagnostik nach Kendall entweder exzentrische oder konzentrische Kontraktionen erfordert, während bei der Aufwärtsphase des TSPU zur Vermeidung einer spinalen Hyperextension isometrische Kontraktionen eher wie im Brücken-

Screen notwendig sind (Kendall & Supplitt, 2009). Eine stabilisierende Kontraktion der Rumpfmuskulatur sei aussagekräftiger als ein einfacher Krafttest, der unter Umständen ein oder zwei Schlüssel Muskeln isoliert. Daher sollte an dieser Stelle im FMS das muskuläre Defizit nicht beurteilt, sondern eine weitere Untersuchung durchgeführt werden (Cook et al., 2014b, S. 556).

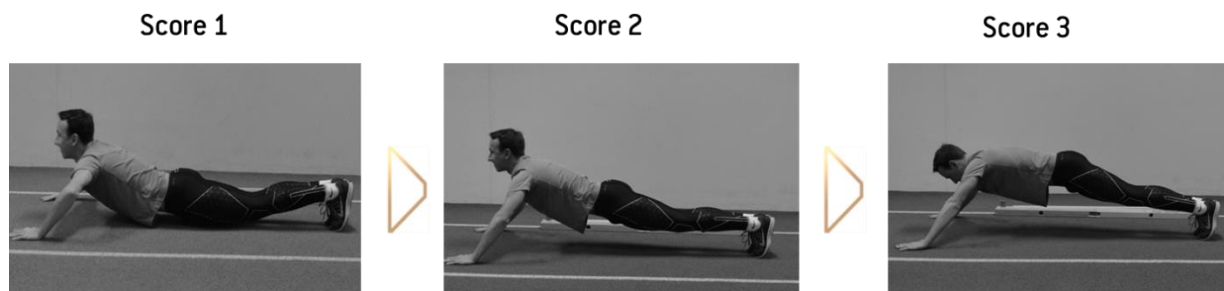


Abbildung 7: Bewertungskategorien des Trunk Stability Push-Up. Der Proband wird mit „1“ bewertet, wenn keine Wiederholung möglich ist (bei Männern aus der Kinnposition; bei Frauen auf Höhe der Clavicula). Für eine Bewertung mit „2“ wird der Körper als Einheit ohne Verzögerung im Rücken nach oben bewegt: Bei Männern befindet sich der Daumen auf Kinnhöhe, bei Frauen auf Höhe der Clavicula. Durchführung des Trunk Stability Push-Up mit der Bewertung „3“: Der Körper wird als Einheit ohne Verzögerung im Rücken nach oben gebracht. Bei Männern befindet sich der Daumen in einer Linie mit der Stirn, bei Frauen ist der Daumen auf Kinnhöhe.

2.3.7 ROTARY STABILITY (RS)

Zweck: Rotary Stability (RS) ist ein komplexer Bewegungsablauf, der eine exakte neuromuskuläre Koordination und den Energietransfer von einem Körpersegment zum anderen durch den Rumpf erfordert. Mit dieser Aufgabe wird hauptsächlich die Torsionsstabilität des Rumpfes bei dem gleichzeitigen Zusammen- und Auseinanderführen der unteren und oberen Extremität beurteilt.

Item-Beschreibung: Ausgangsposition ist der Vierfüßlerstand mit rechtwinklig zum Oberkörper ausgerichteter Schulter und Hüfte. Das FMS-Board wird zwischen beiden Händen und Knien positioniert. Der Kniewinkel beträgt 90° und die Füße sind dorsalflektiert. Die Testperson hebt die untere und obere Extremität einer Seite gerade an, bis sie in etwa 15 cm vom Boden entfernt sind. Anschließend werden Ellbogen und Knie derselben Seite bis zur Berührung aufeinander zu bewegt. Sollte die Testperson dies nicht ausführen können, wird die Aufgabe vereinfacht, indem die gegenseitigen Extremitäten die beschriebene Aufgabe ausführen (Cook et al., 2014b, S. 556). Die Ausführung des Items RS für alle Bewertungskategorien ist in Abbildung 8 illustriert.

Versuche: 3

Ausschlussaufgabe: Die Aufgabe im Anschluss an RS dient, wie auch die anderen Ausschlussaufgaben, der Detektion von Schmerzen. Für diese Prüfung bewegt der Proband das Gesäß aus dem Vierfüßlerstand in Richtung Fersen, bis sie sich berühren und Brust und

Oberschenkel Kontakt haben. Die Hände sollten vor dem Oberkörper möglichst weit ausgestreckt bleiben. Sollten hierbei Schmerzen auftreten, wird für den RS ein Score von „0“ erteilt. Diese Prüfung ist notwendig, da während dem RS manchmal Rückenschmerzen unentdeckt bleiben (Cook et al., 2014b, S. 557).

Klinische Schlussfolgerungen: Um das RS-Item durchführen zu können, bedarf es Rumpfstabilität in der sagittalen und transversalen Ebene während der asymmetrischen Bewegung der oberen und unteren Extremität. Eine Vielzahl funktioneller Bewegungen im Sport erfordern einen asymmetrischen Energietransfer von der unteren zur oberen Extremität durch die Rumpfhaltmuskulatur und vice versa. Laufen sowie Beschleunigungsbewegungen mit tiefem Körperschwerpunkt im American Football oder in der Leichtathletik sind Beispiele für diese Art des Energietransfers. Wenn der Rumpf während dieser Bewegung nur unzureichende Stabilität aufweist, geht nach Meinung der FMS-Entwickler kinetische Energie verloren, was wiederum zu einer schlechteren Leistung und einer erhöhten Verletzungsgefahr führe. Umgekehrt ließe eine schlechte Bewegungsausführung in diesem Item Rückschlüsse auf eine schwache rumpfstabilisierende Muskulatur zu. Wird ein Athlet mit weniger als „3“ beurteilt, so könnte mit den gleichen Funktionstests wie beim TSPU eine weitere Diagnostik erfolgen. Hierzu zählen Kendalls Muskeltest für die oberen und unteren Bauchmuskeln, sowie der „Sahrmann-Test“ für die unteren Bauchmuskeln oder der „Brückentest“ (Cook et al., 2014b, S. 557ff)



Abbildung 8: Bewertungskategorien von Rotary Stability. Ausführung des Rotary Stability-Items, bewertet mit „3“: Das Individuum führt eine korrekte Wiederholung unilateral aus. Bei der gestreckten Position muss der Abstand zum Boden nicht mehr als 15-20 Zentimeter betragen. In der gebeugten Position müssen sich Ellbogen und Knie berühren. Während dem Zusammenführen der oberen und unteren Extremität befindet sich der Körperschwerpunkt oberhalb des Boards ohne größere seitliche Abweichung. Ausführung des Rotary Stability-Items, bewertet mit „2“: Das Individuum führt eine korrekte, diagonale Wiederholung aus. Ausführung des Rotary Stability-Items, bewertet mit „1“: Die Ausführung des diagonalen Rotary Stability Items ist für den Probanden unmöglich.

2.4 LITERATUR

- Cholewicki, J., Panjabi, M.M. & Khachatryan, A. (1997). Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine*, 22 (19), 2207–2212.
- Cook, G., Burton, L., Hoogenboom, B.J. & Voight, M. (2014a). Functional movement screening: the use of fundamental movements as an assessment of function - part 1. *International journal of sports physical therapy*, 9 (3), 396–409.
- Cook, G., Burton, L., Hoogenboom, B.J. & Voight, M. (2014b). Functional movement screening: the use of fundamental movements as an assessment of function-part 2. *International journal of sports physical therapy*, 9 (4), 549–563.
- Dapena, J. & Feltner, M.E. (1989). Influence of the direction of the cable force and of the radius of the hammer path on speed fluctuations during hammer throwing. *Journal of biomechanics*, 22 (6-7), 565–575.
- Gardner-Morse, M., Stokes, I.A. & Laible, J.P. (1995). Role of muscles in lumbar spine stability in maximum extension efforts. *Journal of orthopaedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society*, 13 (5), 802–808.
- Kendall, F.P. & Supplitt, G. (2009). *Muskeln. Funktionen und Tests* (5., völlig überarb. und erw. Aufl.). München, Jena: Elsevier, Urban & Fischer.
- Lephart, S.M., Pincivero, D.M., Giraldo, J.L. & Fu, F.H. (1997). The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *The American journal of sports medicine*, 25 (1), 130–137.
- McCullen, J. & Uhl, T. (2000). A kinetic chain approach for shoulder rehabilitation. *Journal of Athletic Training*, 35, 329–337.
- Nadler, S.F., Moley, P., Malanga, G.A., Rubbani, M., Prybicien, M. & Feinberg, J.H. (2002). Functional deficits in athletes with a history of low back pain: a pilot study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 83 (12), 1753–1758.
- Putnam, C.A. (1993). Sequential motions of body segments in striking and throwing skills: descriptions and explanations. *Journal of biomechanics*, 26 Suppl 1, 125–135.
- Sahrmann, S. (2011). *Movement system impairment syndromes of the extremities, cervical and thoracic spines*. St. Louis, Mo.: Elsevier/Mosby.

3 ERKENNTNISTHEORETISCHE BASIS FÜR DIE STRUKTURIERTE BEURTEILUNG DES FORSCHUNGSSTANDS

3.1 VORAUSSETZUNGEN FÜR DIE WISSENSKLASSIFIKATION

Um den aktuellen Forschungsstand methodologisch zu bewerten, ist die Verwendung eines Bewertungskonzepts eine hilfreiche Strategie. Für die Klassifikation der Informationsqualität dient in der Medizin seit mehr als 10 Jahren das Paradigma der Evidence-Based-Medicine (EBM) mit den Levels of Evidence sowie in der Physiotherapie die PEDro-Skala. Da die Sportwissenschaft eine Tochterdisziplin der Medizin darstellt, ist es naheliegend, dieses System auch in der Sportwissenschaft anzuwenden. Die Levels of Evidence erwecken den Eindruck einer Hierarchie bei der Beurteilung der Informationsqualität, aufgrund dessen, dass randomisierte kontrollierte Studien am höchsten und Fallstudien am niedrigsten bewertet werden. Auch wenn diese Wirkung ursprünglich nicht beabsichtigt war, zeichnet sich dennoch in der Forschungspraxis die Tendenz ab, dass Wissenschaftler sich den publikationswirksamen Themen und den in der EBM-Hierarchie höher angesehenen Testdesigns vielmehr zuwenden als den praktisch relevanten Themen (Kraus, 2014). Folgende Schwachpunkte sehe ich im System der EBM:

1. Die Gewichtung von Forschungsbelegen durch eine Bewertungshierarchie.
2. Eine theoretische Fundierung der Forschungsfrage ist nicht zwangsläufig notwendig, um ein hohes Level of Evidence zu erreichen.
3. Informationsverzerrung durch positive Veröffentlichungspolitik der Journals.
4. Die EBM liefert keine Struktur für die Entwicklung von Forschungsprogrammen vom Problem bis zur Integration in die Praxis.
5. Im Leistungssport richtet sich der Fokus auf das Individuum mit dem Ziel der Leistungssteigerung und weniger auf die Allgemeinheit mit dem Ziel der Genesung, sodass Fallstudien für den Leistungssport von großem Interesse sein können und wertvolle Informationen enthalten können.

Daher nutze ich für die Beurteilung der verfügbaren Literatur und zur Identifikation von Forschungslücken das Applied Research Model for Sport Sciences (ARMSS) des australischen Sportwissenschaftlers David Bishop. Außerdem eignet sich dieses Modell besonders zur Gestaltung von Forschungsprogrammen im sportwissenschaftlichen Kontext, da das Problem den Ausgangspunkt darstellt und demzufolge eine Strategie vom sportpraktischen Problem bis zur Implementierung anbietet. Im folgenden Abschnitt wird das Forschungsmodell vorgestellt.

3.2 ARMSS: EINE FORSCHUNGSMETHODOLOGIE FÜR DEN LEISTUNGSSPORT?

Die Methodologie als Teilgebiet der Wissenschaftstheorie verfolgt das Ziel Kriterien für eine Methode, die für eine bestimmte Anwendung geeignet sind, herauszuarbeiten. Dafür richten wir zunächst den Blick auf die allgemeine Sportwissenschaft, die als Querschnittswissenschaft betrachtet wird. Sie vereint Theorien und Modelle aus der Pädagogik, Psychologie, Medizin und Physik. Zunächst diente die Sportwissenschaft der wissenschaftlichen Fundierung des Leistungssports sowie der Etablierung des Schulfaches Sport. Im Verlaufe der Zeit differenzierte sich die Sportwissenschaft jedoch in die Bereiche Sportphilosophie, -geschichte, -management, -psychologie, Rehabilitations- und Gesundheitssport sowie Sportgerätebau. Die Ziele und Untersuchungsteilnehmer dieser Bereiche unterscheiden sich dabei deutlich voneinander, sodass nicht die gleichen methodologischen Standards gelten können (Willimczik, 2001). David Bishop versteht unter Sportwissenschaft ein multidisziplinäres Forschungsfeld, welches sich mit dem Verstehen und der Verbesserung der sportlichen Leistungsfähigkeit beschäftigt:

Sport science can be thought of as a scientific process used to guide the practice of sport with the ultimate aim of improving sporting performance. It is about using the best available evidence at the right time, in the right environment, for the right individual to improve their performance. In order to achieve at least some of these goals, it is necessary to use the findings of well-designed research studies and to translate them into everyday practice (Bishop, 2008, S. 254).

Die Begriffe „best available evidence“, „right environment“ und „right individual“ lassen eine Anlehnung an die Evidence-Based-Medicine erkennen. Im Unterschied zur EBM geht es in diesem Kontext nicht um die Genesung, sondern um die Leistungssteigerung bei Athleten. Für mich wirft Bishops Definition einige Fragen auf:

1. Wann ist der richtige Zeitpunkt?
2. Wer ist der richtige Athlet?
3. Was ist das richtige Umfeld?
4. Was ist „best evidence“ für die Sportwissenschaft?

Um diese Fragen im wissenschaftlichen Kontext zu bearbeiten, hat Bishop das Applied Research Model for the Sport Sciences entwickelt. Mit diesem Modell liefert er der internationalen

Sportwissenschaft einen Ansatz, um bisherige Erkenntnisse bzw. den Fortschritt von Forschungsprogrammen zu sportwissenschaftlichen Problemen systematisch zu ordnen und mögliche Forschungslücken zu entdecken (Abbildung 9). Jedoch lässt er in seinem Modell den Leser im Unklaren, was er unter „best evidence“ versteht. Ergibt sich dieser Begriff allein anhand des methodologischen Standards? Bevor auf den Begriff „best evidence“ eingegangen wird, ist es notwendig, Bishops Modell genauer zu beleuchten.

3.3 DAS APPLIED RESEARCH MODEL FOR THE SPORT SCIENCES



	STUFE	
BESCHREIBUNG	1	Problemdefinition
	2	Deskriptive Forschung
	3	Identifikation von Leistungsprädiktoren
	4	Experimentelles Testen der Prädiktoren
EXPERIMENTIEREN	5	Bestimmung von Schlüsselprädiktoren
	6	Interventionsstudien [Effizienzstudien]
	7	Implementationshürden
	8	Implementationsstudien
IMPLEMENTATION		

Abbildung 9: Forschungsstruktur vom sportpraktischen Problem bis hin zur Implementation der wissenschaftlichen Innovation.

3.3.1 STUFE 1: PROBLEMDEFINITION

Ziel der ersten Stufe ist die präzise Definition eines sportpraktischen Problems und die Erlangung eines umfangreichen Literaturverständnisses. Auch wenn es dem ein oder anderen banal erscheinen mag, dass der wissenschaftliche Prozess mit der Definition eines Problems beginnt und sich dieses den meisten Forschern intuitiv erschließt, ist die genaue Definition des Gegenstandes ein unablässiges Werkzeug für den weiteren Verlauf. Bishop (2008, S. 256) legt großen Wert auf „Real-World-Problems“, welche in Hypothesen gefasst und wissenschaftlich verfolgt werden. Daher sind in dieser ersten Phase die Probleme, sowohl aus der Sicht des Trainers, als auch aus Athletensicht zu identifizieren. Demgegenüber sollten Athleten, Trainer und der sportwissenschaftlich-sportmedizinische Betreuerstab helfen, die Probleme klar zu formulieren und zu priorisieren. Um diesen Schwierigkeiten auf den Grund zu gehen, leiten die Wissenschaftler Fragestellungen und Hypothesen ab. An dieser Stelle möchte ich darauf hinweisen, dass Athleten

und Trainern nicht immer bewusst ist warum sie eine bestimmte Maßnahme wählen und welche Veränderungen für die gewünschte Leistungssteigerung notwendig sind. Daher befinden sich Trainer und Sportler nicht in der besten Position, um diesen Wandel zu bewirken, so Bishop. Zur Erarbeitung einer wissenschaftlichen Lösung für ein sportpraktisches Problem benötigen Wissenschaftler einen umfassenden Überblick über gegenwärtige Forschungsarbeiten. Diese Erkenntnisse werden häufig in Reviews und Meta-Analysen zur Verfügung gestellt und vermitteln dem Wissenschaftler den „State of the Art“. Ohne deren Verständnis fehlt seitens der Trainer und Athleten das Fundament für praxisrelevante Experimente, die für die Steigerung der sportlichen Leistung notwendig wären. In dieser Forschungsphase sei es wichtig, mit den Sportlern, Trainern, Betreuern und Offiziellen über Probleme und realistische Möglichkeiten der Leistungssteigerungen zu sprechen. Bishop betont, dass die Stufe erst abgeschlossen sei, wenn man das Problem klar identifiziert und definiert hat sowie über ein gründliches Literaturverständnis verfügt.

3.3.2 STUFE 2: DESKRIPTIVE FORSCHUNG

Für Bishop (2008, S. 256) ist die Kenntnis des aktuellen Forschungsstands eine notwendige Voraussetzung für eine systematische Forschungsplanung. Aus diesem Grund sind qualitativ hochwertige, deskriptive Untersuchungen, die momentan einen Großteil der sportwissenschaftlichen Forschung ausmachen, eine wichtige Basis für alle weiteren Phasen des ARMSS. Hierzu zählen für Bishop Profil-Studien, welche aktuelle Sachverhalte darstellen. Beispiele sind Ernährungsgewohnheiten, Bewegungsanalysen, physiologische und psychologische Charakteristika, Trainingspraktiken und weitere Dimensionen, die im Bezug zur erfolgreichen sportlichen Leistung stehen. Des Weiteren gehören Querschnittsstudien zur deskriptiven Forschung, um Unterschiede zwischen Profi- und Amateursportlern innerhalb einer Sportart oder zwischen Athleten verschiedener Sportarten auszumachen.

Zur zweiten Stufe des ARMSS gehören gleichermaßen methodologische Studien, welche die deskriptive Forschung hinsichtlich der Validität und Reliabilität ergänzend evaluieren. Derzeit gibt es in der internationalen Literatur jedoch nur wenige deskriptive Informationen im Feld des Leistungssports, die Bishop mit dem Zeitfaktor sowie der geringen Motivation für solche Veröffentlichungen begründet, da Experimentalforschung bevorzugt würde (Bishop, 2008, S. 256). Erhobene Daten von Sportvereinen und Instituten sowie veröffentlichte Beobachtungen könnten wichtige Einblicke und verborgene Faktoren identifizieren und gleichermaßen von Wissenschaftlern und Sportpraktikern für ihre Arbeit genutzt werden. Daher spricht sich Bishop dafür aus, Trainer und den Betreuungsstab mit den Grundlagen der Forschungsmethodologie vertraut zu machen. Dazu

gehören für den Wissenschaftler eine Standardisierung der Terminologie und Testprotokolle sowie die Entwicklung von statistischem Knowhow bei Trainern und Wissenschaftlern, um deskriptive Daten valide sammeln zu können.

3.3.3 STUFE 3: LEISTUNGSPRÄDIKTOREN

Die erhobenen Daten aus Forschungsstufe 2 helfen Trainern und Sportwissenschaftlern dabei Lösungsbereiche einzugrenzen. Mit der Forschungsstufe 3 sollen die beobachteten Faktoren in einen Zusammenhang mit der Leistung gebracht und potentielle Prädiktoren modifiziert werden. Dies geschieht zumeist durch die Korrelation von Prädiktorvariablen und sportlichen Leistungsvariablen. Ein Beispiel für Forschungsarbeiten, die dieser Stufe zugeordnet werden können, ist die Untersuchung des Zusammenhangs von Maximal- und Explosivkraft mit der Sprungkraft und/oder der Sprintschnelligkeit (Allmann, 1985; Nuzzo, McBride, Cormie & McCaulley, 2008).

Je größer die Beziehungen zwischen zwei Variablen und einem sportlichen Leistungsparameter sind, desto wahrscheinlicher ist eine kausale Beziehung. Ist ein wirklicher Zusammenhang vorhanden, so wird dieser in weiteren Studien und auch in anderen Populationen bestätigt. Nach Bishop müssten aber immer die Stichprobengröße sowie die Konfidenzintervalle Beachtung finden. Die Replikation solcher Studien findet jedoch leider vielfach nicht statt. Die Ursache hierfür sieht Bishop in der Struktur von wissenschaftlichen Zeitschriften, welche mehr Wert auf neue Fakten legen (Bishop, 2008, S. 257). Dafür schlägt Bishop eine Lösung vor: Häufig lassen sich Replikationen in neuen Studien einbauen. Jedoch müssten Trainer, Athlet und Forscher immer offen für alternative Erklärungsmodelle ihrer Zusammenhänge sein. Dazu sind ein solides theoretisches und praktisches Wissen einerseits, und das Verständnis der Einflussnahme weiterer potentieller Faktoren auf die sportliche Leistung andererseits unabdingbar. An dieser Stelle erinnert Bishop daran, dass Korrelationen und Regressionen nur ein Indiz für kausale Beziehungen liefern und Studien dieser Forschungsstufe weder grundlegende Mechanismen herausarbeiten, noch die Ursache für ein Phänomen identifizieren. Dafür sind experimentelle Tests der Prädiktoren notwendig. Allerdings sollten erst, wenn die Voraussetzungen für eine Beobachtung bekannt und modifiziert seien, Anstrengungen für weiterführende Forschung unternommen werden (Bishop, 2008, S. 257).

3.3.4 STUFE 4: EXPERIMENTELLES TESTEN DER PRÄDIKTOREN

Beim experimentellen Testen der Prädiktoren werden verstärkt die bereits identifizierten Variablen hinsichtlich ihres kausalen Zusammenhanges zur sportlichen Leistung untersucht. Dafür wird bei diesen Studien typischerweise die Beziehung zwischen manipulierten Variablen und deren Effekt auf die Leistung erforscht und bewertet. Es eignen sich für diese Untersuchungen randomisierte, doppelt verblindete Studien mit Placebo- oder Kontrollgruppen.

Als Beispiel hierfür erwähnt Bishop eine Studie, in der die Pufferkapazität des Blutes nach Einnahme von Natriumbikarbonat im Bezug zu intervallartig wiederholenden Sprintbelastungen untersucht wurde (Bishop, Edge, Davis & Goodman, 2004). Der kausale Zusammenhang wird in einer durch dieses Supplement gesteigerten Pufferkapazität des Blutes gesehen, die zu einer signifikanten Leistungssteigerung bei sich wiederholenden Sprintbelastungen führt (Edge, Bishop & Goodman, 2006). Andere Beispiele könnten Computermodellierung oder Knockout-Studien sein.

Die Forschungsstufe 4 umfasst ebenso Studien, in denen Testpersonen eine Variable erfüllen, aber eine andere nicht. Interessant wird dies beispielsweise bei der Untersuchung des Zusammenhangs von $VO_2\max$ und den Laktatschwellen. Die Forschungsergebnisse zeigen auf, dass die Schwellen entscheidender für die Ausdauerleistung sind als die maximale Sauerstoffaufnahme ($VO_2\max$) (Coyle, Coggan, Hopper & Walters, 1988). An dieser Stelle sei darauf hingewiesen, dass die Kontrolle aller Variablen kaum möglich ist. Zudem seien die Ergebnisse nicht selten populationsspezifisch und sollten deshalb mit nötigem Abstand und Objektivität betrachtet werden, argumentiert Bishop (2008, S. 257).

3.3.5 STUFE 5: BESTIMMUNG VON SCHLÜSSELPRÄDIKTOREN

Diese Stufe versucht die wirksamsten Interventionen um die ausgewählten Prädiktoren auf die sportliche Leistung herauszufinden. Diese Stufe basiert wesentlich auf den Stufen 3 und 4. Forschung ohne die Basis der vorhergehenden Stufen läuft großer Gefahr, Methoden zu evaluieren, welche keinen Einfluss auf die sportliche Leistung haben, erklärt Bishop (2008, S. 258).

Stufe 5 ist gekennzeichnet durch den Einsatz von Kontrollstudien mit Hilfe derer die beste Intervention bezüglich der Parameter Frequenz, Dauer, Intensität oder Trainingsinhalt und deren Vorhersagekraft auf die Leistungsentwicklung untersucht werden. In diesem Zusammenhang möchte Bishop den Begriff Intervention in seiner umfassenden Form verstanden wissen. Dazu gehören Training, Ernährungsrichtlinien, Technik- oder Feedbackmethoden. Ist die beste Intervention ermittelt, kann mit Interventionsstudien deren Effizienz geprüft werden. Zum Beispiel haben die Forschungen von Edge et al. gezeigt, dass hoch-intensives Intervalltraining unterstützt

die Pufferkapazität des Blutes zu verbessern, jedoch erwies sich ein Training über der $VO_2\text{max}$ als weniger effektiv (Edge et al., 2006).

3.3.6 STUFE 6: INTERVENTIONSSTUDIEN [EFFIZIENZVERSUCHE]

Unter Effizienzversuchen versteht man Tests, welche den Effekt einer Intervention auf die aktuelle Leistung unter optimalen bzw. idealen Umständen untersuchen. Weiterhin sind diese Versuche charakterisiert durch Laboruntersuchungen oder standardisierte Interventionen in einer einheitlichen, homogenen und motivierten Population. Bishop ergänzt diesen Ansatz jedoch um randomisierte Teilnehmer oder Umstände und den möglichen Einsatz von Placebos bzw. Cross-Over-Designs. Streng kontrollierte Feldstudien unter realen Bedingungen (verfügbare Ressourcen) zählen ebenso zu dieser Phase. Dieser reduktionistische Ansatz im Forschungsdesign verfolgt das Ziel, Erklärungen durch Isolierung zu finden und hat bisher zu einigen Verbesserungen in der Wissenschaft beigetragen (Mook, 1983).

Studien der 6. Stufe haben gute Chancen auf eine Publikation in High-Impact Journals, wobei diese Forschungen jedoch häufig als nicht in die Praxis übertragbar gelten. Die strengen Bedingungen dieser Untersuchungen sind allerdings notwendig, um die Effekte einer Intervention im Detail identifizieren zu können. Gibt es keinen nachweislichen Effekt unter Laborbedingungen, so ist dieser auch kaum in der weniger kontrollierbaren Welt zu erwarten. Daher schlägt Bishop vor, dass erst dann zur Anwendungsforschung übergegangen werden sollte, wenn ein Effekt unter kontrollierten Bedingungen konkret nachgewiesen wurde.

Diese Meinung sehe ich kritisch, da das intuitive Vorgehen der Praxis zur Entwicklung leistungssteigernder Bewegungstechniken, wie dem Fosbury-Flop im Hochsprung, der V-Technik im Skisprung oder der Skating-Technik im Skilanglauf geführt hat. Warum sollten sich Praktiker dies von der Wissenschaft verbieten lassen? Zudem impliziert dies, dass die Forschung bzw. Theorie sich über die Praxis stellt und somit das Denken für die Praktiker übernimmt. Dieser Eindruck darf auf keinen Fall entstehen. Außerdem gibt es Indizien, dass der Innovationsprozess durch das Peer-Review-Verfahren verlangsamt wird und darüber hinaus die wissenschaftliche Qualität von publizierten Beiträgen nicht zwangsläufig verbessert (Horrobin, 1990; Young, Ioannidis, John & Al-Ubaydli, 2008). Allerdings vermute ich, dass Bishop nur vor dem blinden und unreflektierten Einsatz neuer Methoden warnen möchte.

Generell fordert er mehr Transparenz bei der Beschreibung von Forschungsarbeiten basierend auf dem CONSORT-Modell. Folgende Fragen sollten demzufolge in jeder Studie geklärt werden: Wie wurden die Teilnehmer rekrutiert? Wurde zwischen sehr motivierten Teilnehmern und weniger

motivierten unterschieden? Wer wurde ausgeschlossen und weshalb? Wie wurde randomisiert? Wie war die Compliance bei der Intervention? Wie war die subjektive Wahrnehmung bei den Interventionen? Wie hoch war die Dropout-Quote und was waren die Gründe? Gab es weitere Effekte, welche eventuell Einfluss auf die Forschung genommen haben (physisch oder psychologisch)? Wie hoch waren die Kosten der Intervention? Welche Eignung bzw. Qualifikation hat der Studienleiter bzw. die Testleiter? Bishop kritisiert, dass meistens Forscher die Antworten auf diese Fragen geben. Jedoch streichen viele angewandte Magazine diese nützlichen Informationen. Der Sportwissenschaftler ist der Meinung, dass größere Transparenz aber die Implementierung erleichtern und eventuelle Grenzen aufzeigen würde.

3.3.7 STUFE 7: IMPLEMENTATIONSHÜRDEN

Der Trainingsalltag von Sportlern und Coaches besteht neben dem aktuellen Training aus Motivationsfragen, Erholung, Krankheiten, Verletzungen, Wettkampfplänen, ungenutzter Zeit, nicht vorhandener Ausrüstung oder fehlender Expertise zur Durchführung erprobter Interventionsprogramme. Die Forschungsstufe 7 richtet sich daher an mögliche Barrieren der neuen Erkenntnisse und Konzepte. Für jede Implementation ist es notwendig, die Infrastruktur des Trainers, Teams und der Athleten zu kennen. Stehen ausreichend Personal, Finanzen, Ausrüstung, Zeit und andere Ressourcen, welche für die Implementation essentiell sind, zur Verfügung? Untersuchungen, die dieser Phase zugeordnet werden können, analysieren die Faktoren für eine erfolgreiche Implementation. Es ist hilfreich zu wissen, auf welche Aspekte der Trainer und die Athleten Wert legen. Zudem ist es äußerst wichtig, wie die Intervention den Trainern, Athleten und dem sportmedizinischen Stab im Lichte der möglichen Vorteile vermarktet wird (Sands, 1998). Nach meinen Kenntnissen fehlt diese Forschung bisher in der Sportwissenschaft. Diese Studien verlangen laut Bishop (2008, S. 260) die Kompetenz der Forscher in qualitativen Forschungsmethoden, wie Interviewtechniken sowie anthropologischen und ethnologischen Methoden. Die damit erfassbaren Informationen könnten einerseits dazu beitragen, dass der Transfer in die Praxis gelingt, andererseits sind dafür eventuell weitere Effizienzstudien der Stufe 6 nötig. Eine erneute Effizienzmessung in die Trainingspraxis könnte bei der Zielpopulation unter realen Zeit- und Ausrüstungsbedingungen vollzogen werden.

3.3.8 STUFE 8: IMPLEMENTATION IN DIE SPORTPRAXIS [EFFEKTIVITÄTSTESTS]

Für den Transfer und die Annahme wissenschaftlicher Erkenntnisse muss das neue Vorgehen zunächst seine Effektivität im Gegensatz zur bisherigen Praxis beweisen. Zur 8. und letzten Stufe des ARMSS gehört deshalb die Bewertung der Implementation einer Intervention in der Sportpraxis. In diesem Kontext soll die Frage beantwortet werden, wie effektiv die wissenschaftlich geprüfte Intervention in der Anwendung unter realen Bedingungen wie Zeitmangel, mangelnder oder fehlender Ausrüstung, unterschiedlicher Expertise im Trainerstab sowie flankierenden sportlichen Aktivitäten des Athleten ist. Methodologische Designs sind variabler und die Implementierungspläne haben eine größere Fehlervarianz als strenger kontrollierte Forschungspläne – dennoch ist diese Art der Forschung für den Sportpraktiker höchst relevant. Mit den Effektivitätstests dieser Forschungsstufe versuchen Sportwissenschaftler die Isolierung aus den vorherigen Stufen aufzuheben und die tatsächliche Komplexität zu fassen. Daher ist es von Bedeutung die Zusammenarbeit von akademisch ausgebildeten Wissenschaftlern mit felderfahrenen Praktikern zu stärken, um optimale Effektivitätstests zu gestalten und umzusetzen (Glasgow, Lichtenstein & Marcus, 2003). Momentan sieht Bishop (2008, S. 260) in dieser Zusammenarbeit Schwierigkeiten, weil viele Wissenschaftler dazu tendieren, in ihrem gewohnten Umfeld zu arbeiten und wenig mit Praktikern kommunizieren. Ferner weist er in seinem Stufenmodell darauf hin, dass die Forschungsergebnisse immer mit kritischem Blick und unter Vorbehalt zu interpretieren sind, da eine nicht sachgemäße Implementation von wissenschaftlichen Innovationen zu falschen Schlüssen führen könne. Daher gilt es, die Beeinflussung der sportlichen Leistungsfähigkeit im Einzelfall unter realen Bedingungen zu testen, wobei hierfür noch Standards für die Durchführung und Bewertung solcher Experimente fehlen. Die Bedingungen für eine Implementation in die Praxis sind nicht gegeben, wenn die Basis fehlt. Mit der Implementierung müsse folglich solange gewartet werden, bis die Vorgänge verstanden seien, schreibt Bishop (2008, S. 260). Dies ist zwar aus wissenschaftlicher Sicht verständlich, jedoch in der Realität nur schwer umzusetzen, da ein Trainer, der mit den bekannten Methoden keine Fortschritte erzielt, nach möglichen Veränderungen suchen wird.

3.3.9 BEWERTUNG DES ARMSS FÜR DIE SPORTWISSENSCHAFT

Mit dem ARMSS haben Sportwissenschaftler eine durchdachte Struktur, um den bisherigen Forschungsstand systematisch zu erfassen und relevante Forschungsprogramme zu gestalten. Es eignet sich als Basis für die Erstellung von Reviews oder Meta-Analysen. Ergänzend liefern Leitlinien

wie STROBE, CONSORT oder STARD gute Ansätze zur Erhöhung der Berichtsqualität. Diese können mit wenig Aufwand an die jeweilige Fachrichtung der Sportwissenschaft angepasst werden.

Die Annäherung von Praktikern und Wissenschaftlern sieht Bishop als wesentliche Voraussetzung für die erfolgreiche Identifizierung und Bearbeitung von sportwissenschaftlichen Fragestellungen.

Damit von Beginn an ein einheitliches Verständnis erzeugt wird, hat die gemeinsame Erarbeitung von Definitionen für Konstrukte wie Verletzungen, Gesundheit oder Leistungsparameter oberste Priorität. Auf Seiten der Praktiker ist zudem ein methodologisches Grundverständnis nötig.

In der zweiten Forschungsstufe sind die Wissenschaftler wiederum wesentlich auf die Hilfe der Sportpraxis angewiesen. Vereine oder Verbände könnten den Wissenschaftlern die für weitere Studien notwendigen Daten aus bereits existierenden Datenbanken zur Verfügung stellen. Eine vertrauensvolle Zusammenarbeit kann diese Forschungsstufe beschleunigen, sodass Forscher sich der nächsten Stufe – den Leistungsprädiktoren, die auch für Trainer und Athleten interessant sind – widmen können.

In einigen Sportarten wie der Leichtathletik existieren auf der konditionellen Ebene bereits Erkenntnisse zu den direkten Leistungsprädiktoren. So hat sich für die Sprintleistung in der Labordiagnostik die Schnellkraft als Leistungsprädiktor erwiesen (Parchmann & McBride, 2011). Anhand dieser Erkenntnis lassen sich Methoden und Technologien weiterentwickeln, um die Phänomene präziser zu erfassen und Schlüsselprädiktoren zu isolieren.

Hinter neuen Methoden und Technologien verbirgt sich die Hoffnung, die Wirkung von Interventionen gezielt weiterentwickeln zu können. Zum Beispiel nutzte der italienische Sportwissenschaftler Carmelo Bosco die Erkenntnis, dass die Leistung von dem Gewicht und dessen Beschleunigung abhängt. Diese Erkenntnis ermöglichte es ihm, ein Verfahren für das leistungsgesteuerte Krafttraining zu entwickeln, damit die Muskelkraftentwicklung gezielt trainieren werden kann (Bosco et al., 1995). Um jene Technologie zu validieren, sind Interventionsstudien notwendig. Dafür müssten Trainingsstudien mit Kontrollgruppen die Effizienz beweisen, was jedoch erst ein Jahrzehnt später geschehen ist. Nichtsdestotrotz wurde diese Trainingsmethode erfolgreich im Leistungs- und Hochleistungssport eingesetzt. Nach den Kriterien der EBM oder Bishops Ansatz dürften solche Methoden und Technologien allerdings erst Einsatz in der Praxis finden, sobald deren Funktion ausreichend durch wissenschaftliche Publikationen belegt ist. Dies bestätigt wiederum die Diskrepanz zwischen Theorie bzw. Wissenschaft und Praxis.

Weiterhin spricht Bishop relevante Aspekte für die Integration von unterschiedlichen Umständen in die Forschungsplanung konkret an. Der Einfluss von Expertise, Manpower oder Technologien sind von großer praktischer Relevanz, da für den Einsatz häufig ganz andere Faktoren als reine

Forschungserkenntnisse entscheidend sind. Hier wechselt Bishop aus meiner Sicht die Ebene von Forschungswahrheiten innerhalb der wissenschaftlichen Ebene (scientific evidence) hin zu praxisrelevanten Erkenntnissen (practical evidence), ohne dass er dies kenntlich macht. Erfolgen diese Basis- und Anwendungsforschungen nicht unter der Berücksichtigung der Trennung von *scientific* und *practical evidence*, so erschwert sich die Integration von aktuellem wissenschaftlichen Wissen in die Vorbereitungs- und Wettkampfsinterventionen von Athleten. Jedoch fehlt Wissenschaftlern in dem derzeitigen wissenschaftlichen System oft der Anreiz für praxisnahe Forschung, da vor allem in der medizinnahen Forschung hohe methodologische Standards (EBM Level 2 oder besser) für eine Publikation in High-Impact-Journals verlangt werden. Deswegen betreiben viele Wissenschaftler grundlagenorientierte Forschung, um sich durch Veröffentlichungen in diesen Magazinen eine berufliche Perspektive im wissenschaftlichen System zu erarbeiten.

Gewiss hat der Evidenz-basierte-Ansatz der Medizin seine Berechtigung. Dennoch sollten für die Sportwissenschaft andere Kriterien gelten als für die Medizin, insbesondere für die athletenbezogene Wissenschaft, denn im Labor getestete wissenschaftliche Trainingsmaßnahmen lassen sich keinesfalls auf jeden Athleten bzw. auf jede Person übertragen. Ebenso funktionieren Trainingsprotokolle eines Olympiasiegers nicht zwangsläufig für einen anderen Athleten. Es müssen Faktoren neben der Trainingsdokumentation und den wissenschaftlichen Veröffentlichungen existieren, die eine erfolgreiche Betreuung erklären. Jedoch scheint die vornehmlich naturwissenschaftlich orientierte Sportwissenschaft nicht in der Lage zu sein, diese Faktoren zu integrieren. Dies könnte auf das statistisch geprägte Denken zurückzuführen sein, dass sich vornehmlich an der Regelmäßigkeit orientiert und dadurch den Einzelfall vielfach übersieht. Denn das oberste Ziel einer Naturwissenschaft sei nach Lewin die Erkennung einer Gesetzmäßigkeit, die ein Extremfall der Regelmäßigkeit und somit der eigentliche Gegenspieler der Individualität darstelle (Lewin, 1981-1983).

Der erfahrene Trainer Henk Kraaijenhof erweitert die wissenschaftlichen Faktoren mit einem scheinbar wesentlichen Faktor – der Präsenz des Trainers.

That is the reason why I never have a problem sharing my programs with my colleagues. The success of the athletes did not depend on the program only; it depended on the combination of the program and my presence [...] (Kraaijenhof, 2013).

Demzufolge können wir den Betreuer und das damit verbundene Zusammenspiel zwischen Trainer und Athlet in wissenschaftlichen Beiträgen einer fortgeschrittenen Interventionsstufe (>Stufe 6) nicht weiter als Zufallsvariable erfassen, sondern müssen ihn in die Forschungsplanung integrieren. Dies sollte für eine humanwissenschaftliche Auseinandersetzung ohnehin gelten. Die Integration der Subjektivität stellte Merleau-Ponty in den Raum, weil für ihn die Subjektivität immer ein Teil der Situation ist. Schließlich werden Situationen vom Bewusstsein bewertet und Situationen veranlassen den Menschen zu Handlungen. Merleau-Ponty fügt allerdings hinzu, dass „Subjektivität nicht bedeutet, dass man willkürlich verfährt“ (Merleau-Ponty & Böhm, 1974).²

Auch Vertreter der theoretischen Biologie wie Herbert Maturana und Francisco Varela weisen auf die Menschbezogenheit in der Forschung hin. Sie haben diese als Grundpfeiler theoretischer Biologie implementiert (Maturana & Varela, 2012). Aus meiner Sicht spricht nichts gegen die Implementierung des Menschlichen bei der Erarbeitung wissenschaftlicher Erkenntnisse für Athleten und im Speziellen für die Erarbeitung einer biologisch und biophysisch fundierten Theorie des Trainings.

3.4 PRAKTISCHE SIGNIFIKANZ – EIN STATISTISCHES ENTSCHEIDUNGSKRITERIUM FÜR DEN SPORT

Ein wichtiger Punkt für die Entwicklung eines eigenen methodologischen Standards ist die Herausarbeitung von wissenschaftlichen Entscheidungsmethoden. Auf mathematischer Ebene wird in anderen Wissenschaften die statistische Signifikanz als Maßstab zur Interpretation der Daten verwendet. Vergewährtigen wir uns die Situation im Sport: insbesondere im Leistungssport ist es für den Sportler wichtig, besser als sein Gegner zu sein. Das ist der beobachtbare Unterschied. Die persönlichen Unterschiede im 100-Meter-Lauf betragen manchmal nur wenige Hundertstel. Statistisch scheint die Differenz nicht erwähnenswert, jedoch ist auf praktischer Ebene die Verbesserung äußerst bedeutsam.

Hierfür ist es wichtig, die statistischen Methoden auf die Situation des Leistungs- bzw. Hochleistungssports anzupassen. Diesen Aspekt hat Bishop in seinem Forschungsmodell für die angewandte Sportwissenschaft offen gelassen. Diese methodische Lücke lässt sich mit Hopkins Konzept der praktischen Signifikanz schließen. Natürlich ist dies mit Aufwand verbunden und muss für jede Sportart ausgearbeitet werden. Für die Leichtathletik und den Triathlon liefert Hopkins mit seinem statistischen Ansatz ein Beispiel für die Erarbeitung eines eigenen Standards für

² Merleau Ponty – betrachtet den Weg der Phänomenologie als dritten Weg neben rein objektivistischen bzw. rein subjektivistischen Forschungen. Er vermeidet die Einseitigkeit und bietet gerade im humanwissenschaftlichen Bereich neue Perspektiven. Für die Integration hat Desmet einen Weg gefunden die Emotion und Stimmung zu bewerten und somit einen Zugang für die Integration des Subjektiven in die Forschung gefunden (2003, 2012)

statistische Entscheidungen (Hopkins, Marshall, Batterham & Hanin, 2009; Hopkins, Schabert & Hawley, 2001).

Hierfür berechnet er zum Beispiel die Variabilität aller 100 m-Läufe über eine Saison. Für die Bestimmung dieser „Race-to-Race-Variability“ plädiert Hopkins für die Verwendung der Kovarianz. Als kleinste erstrebenswerte Veränderung setzt er die Hälfte der Kovarianz an (Hopkins, 2005). Um praktisch signifikant zu sein, müsse nach Hopkins die Race-to-Race-Variability, die eines neuen Interventionsprogramms überbieten.

Mittlerweile finden Hopkins Konzepte Anwendung in wissenschaftlichen Publikationen (Chapman, 2014). Die Herausarbeitung dieser methodologischen Grundlagen halte ich für sehr bedeutsam, da hiervon die Interpretation der Ergebnisse in großem Maße abhängt. Solange der Sportwissenschaft diese Basis fehlt und die Konstrukte nicht sorgfältig erarbeitet und definiert werden, befinden wir uns im Zeitgeist einer „Sport Science for Publication“ mit geringer praktischer Relevanz für die Sportpraxis.

Studien, die die Effektivität eines Intervalltrainings bei nicht oder mittelmäßig trainierten Probanden mit herkömmlichen statistischen Verfahren nachweisen, sind in der Regel nicht relevant für den Leistungssport und erzeugen ebenso wenig neues Wissen für den Freizeitsport. Die Effekte unterschiedlichster Trainingsprogramme für diese Population werden schon seit den 70er Jahren untersucht und sind als eine Facette der Gesundheitswissenschaft zu betrachten. Dass Bewegung in der Bevölkerung zur Verbesserungen der allgemeinen Gesundheit führt, insbesondere in Industrienationen, in denen sich die Menschen den Bewegungsmangel zum Teil selbst auferlegt haben, ist nicht mehr als eine Binsenweisheit. Hier lohnt sich zunächst ein Blick in die Standardlehrbücher oder in PUBMED gelistete Studien.

Für den Erhalt und die künftige Stärkung der Disziplin, die sich vornehmlich durch den Nutzen für die Teilnehmer des Leistungs- und Hochleistungssports auszeichnet, ist ein methodologisch fundiertes Vorgehen unabdinglich. Es klingt logisch, dass die Sportwissenschaft erst dann eine Daseinsberechtigung erreicht, wenn die potentiellen Nutzer, mögen es Sportlehrer, Trainer, Studenten, Wissenschaftler und im Idealfall die Sportler selbst, diese als brauchbar empfindet bzw. empfinden.

Im Gegensatz zum Wissenschaftler, zählt für den Trainer die Anwendbarkeit als stärkster Beleg (practical evidence). In seiner Tätigkeit als Performance-Manager gleicht der Trainer mehr einem Designer als einem klassischen Wissenschaftler. Seine Aufgabe ist es, die aktuelle Verfassung des Athleten in die gewünschte zu verändern. Hieraus ergeben sich unterschiedliche Ansprüche an das Konstrukt „*best evidence*“.

Stellt man beispielsweise die Benutzbarkeit in den Mittelpunkt der Wahrnehmung, so muss erst ein Benutzer dem Objekt diese Bedeutung zusprechen. Da für den Designtheoretiker und Kommunikationsforscher Krippendorff „der Benutzer“ nicht existiert, plädiert er in diesem Zusammenhang zugunsten des Begriffs der Brauchbarkeit, da der Gebrauch einen Anlass enthält. Unter Brauchbarkeit versteht er die Fähigkeit, ein Artefakt benutzen zu können (Krippendorff, 2013, S.125). Artefakte stellen im sportlichen Kontext eine Sammelbezeichnung für alle relevanten Maßnahmen, wie Trainingsinterventionen, Methoden, Technologien oder Dienstleistungen, die auf Grundlage dieser Erkenntnisse entstanden sind, dar.

Aus Krippendorffs Analyse des Gebrauchs geht hervor, dass die wesentliche Bedingung für den Gebrauch Vertrauen als Konsequenz des Erkennens und Erkundens ist. Für Krippendorff ist das Wahrnehmen von Gegenständen durch „ein Bedürfnis oder Interesse an Möglichkeiten motiviert, sei es sie zu gebrauchen oder Gefahren aus dem Weg zu gehen“ (Krippendorff, 2013, S. 125).

Auf das Erkennen folgt das Erkunden, welches durch Ausprobieren einer neuen Technologie oder Methode realisiert werden kann. In dieser Auseinandersetzung mit dem Neuen wird entweder Vertrauen geschaffen oder es folgt eine Unterbrechung, indem das Erkunden aus verschiedenen Gründen, wie Schwierigkeiten bei der Nutzbarkeit oder wegen einem geringen Outcome nicht weiterverfolgt wird. Wird das Erkunden nicht wieder aufgenommen, folgt die Loslösung von der Methode, was eine erneute Auseinandersetzung mit der Methode zu einem späteren Zeitpunkt allerdings nicht ausschließt. Daher sei bei der Schaffung neuer Methoden auf die Funktion und Handhabung besonders zu achten, da sie das Erkennen und das Erkunden maßgeblich beeinflussen (Krippendorff, 2013, S. 140). Übertragen auf die Sportwissenschaft bedeutet dies, dass sich die Benutzbarkeit aus der Kompetenz des Anwenders, der Genauigkeit und der generellen Wichtigkeit der Information sowie dem Vorhandensein von Alternativen ergibt.

3.5 ZUSAMMENFASSUNG

Bishops Modell liefert Wissenschaftlern einen methodologischen Rahmen zur Erforschung von sportpraktischen Problemen. Sein Modell lässt durch die Begriffswahl eine Anlehnung an das klinische Modell der Evidence-Based-Medicine vermuten. Daher wird es auch überwiegend in der naturwissenschaftlich geprägten medizinischen Forschung zitiert. Die Stufen sind sinnvoll strukturiert und haben die Steigerung der formalen methodologischen Qualität zum Ziel. Sein Ansatz ist für viele Felder der Sportwissenschaft relevant – insbesondere für die Strukturierung des existierenden Forschungsstands und die Grundlagenforschung. Ob diese Forschungsmethodik, insbesondere die kontrollierten Laborstudien, mit Leistungssportlern praktisch durchführbar ist, halte ich für fraglich. Ein Grund hierfür ist die vielfach geringe Probandenzahl und die Motivation der Teilnehmer sich einem Versuch auszusetzen. Aus diesem Grund existiert diese Art von Belegen in den seltensten Fällen im Leistungs- bzw. Hochleistungssport. Selbst in der Sportmedizin fehlen für eine solche Extremgruppe häufig statistisch signifikante Belege. Daher sind viele Studien aufgrund der unspezifischen Population häufig nicht auf den Leistungssport übertragbar.

Weiterhin fehlen im ARMSS konkrete Lösungsvorschläge in den anwendungsorientierten Forschungsstufen 7 und 8. Eine Möglichkeit, um mehr Anwendungsbezug herzustellen und zu erklären, warum und wie etwas funktioniert, lässt sich beispielsweise mit unterschiedlichen Fallstudien-Designs ergründen (Kraus, 2014).

3.6 LITERATUR

- Allmann, H. (1985). Maximalkraft und Sprintleistung. In M. Bührle (Hrsg.), *Grundlagen des Maximalkraft- und Schnellkrafttrainings*. Schorndorf: Hofmann.
- Bishop, D., Edge, J., Davis, C. & Goodman, C. (2004). Induced metabolic alkalosis affects muscle metabolism and repeated-sprint ability. *Medicine and science in sports and exercise*, 36 (5), 807–813.
- Bosco, C., Belli, A., Astrua, M., Tihanyi, J., Pozzo, R., Kellis, S., Tsarpela, O., Foti, C., Manno, R. & Tranquilli, C. (1995). A dynamometer for evaluation of dynamic muscle work. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 70 (5), 379–386.
- Coyle, E.F., Coggan, A.R., Hopper, M.K. & Walters, T.J. (1988). Determinants of endurance in well-trained cyclists. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 64 (6), 2622–2630.
- Edge, J., Bishop, D. & Goodman, C. (2006). Effects of chronic NaHCO₃ ingestion during interval training on changes to muscle buffer capacity, metabolism, and short-term endurance performance. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 101 (3), 918–925.
- Gibson, J.J. (1979). *The ecological approach to visual perception*. Boston: Houghton Mifflin.
- Glasgow, R.E., Lichtenstein, E. & Marcus, A.C. (2003). Why don't we see more translation of health promotion research to practice? Rethinking the efficacy-to-effectiveness transition. *American journal of public health*, 93 (8), 1261–1267.
- Hoffman, J. (2006). *Norms for fitness, performance, and health*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Hopkins, W.G. (2005). Competitive performance of track and field athletes: variability and smallest worthwhile enhancements. *Sportscience* (9), 17–20.
- Hopkins, W.G., Marshall, S.W., Batterham, A.M. & Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine and science in sports and exercise*, 41 (1), 3–13.
- Hopkins, W.G., Schabert, E.J. & Hawley, J.A. (2001). Reliability of power in physical performance tests. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 31 (3), 211–234.
- Horrobin, D.F. (1990). The philosophical basis of peer review and the suppression of innovation. *JAMA: the journal of the American Medical Association*, 263 (10), 1438–1441.
- Kraaijenhof, H. (2013). *Ten basic dichotomies part 2*. Zugriff am 12. November 2013 unter <http://helpingthebesttogetbetter.com/?p=233>.
- Kraus, K. (2014). *Methodologische Perspektiven einer anwendungsorientierten Forschung im Leistungssport*. Masterarbeit Technische Universität München.
- Krippendorff, K. (2013). *Die semantische Wende. Eine neue Grundlage für Design* (Schriften zur Gestaltung). Basel: Birkhäuser.
- Lewin, K. (1981-1983). Der Übergang von der aristotelischen zur galileischen Denkweise in Biologie und Psychologie. In C.F. Graumann, A. Métraux, F.E. Weinert & H. Gundlach (Hrsg.), *Kurt-Lewin Werkausgabe* (S.233–271). Bern: Huber.

- Maturana, H.R. & Varela, F.J. (2012). *Der Baum der Erkenntnis. Die biologischen Wurzeln menschlichen Erkennens* ([Fischer Taschenbücher], 17855) (5. Aufl.). Frankfurt am Main: S. Fischer.
- Merleau-Ponty, M. & Böhm, R. (1974). *Phänomenologie der Wahrnehmung* (Phänomenologische psychologische Forschungen, 7). Berlin: de Gruyter.
- Mook, D.G. (1983). In defence of external validity. *American Psychologist*, 38, 379–387.
- Nuzzo, J.L., McBride, J.M., Cormie, P. & McCaulley, G.O. (2008). Relationship between countermovement jump performance and multijoint isometric and dynamic tests of strength. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 22(3), 699–707.
- Parchmann, C.J. & McBride, J.M. (2011). Relationship Between Functional Movement Screen and Athletic Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(12), 3378–3384.
- Sands, W.A. (1998). How can coaches use sports science? *Modern Athlete Coach* (36), 8–12.
- Willimczik, K. (2001). *Sportwissenschaft interdisziplinär. Ein wissenschaftstheoretischer Dialog* (Sportwissenschaft interdisziplinär, 1) (1. Aufl.). Hamburg: Czwalina.
- Young, N.S., Ioannidis, John P. A. & Al-Ubaydli, O. (2008). Why current publication practices may distort science. *PLoS medicine*, 5(10), e201.

4 LITERATURANALYSE – METHODOLOGISCHE ÜBERSICHT

4.1 EINLEITUNG

Dieses Kapitel vermittelt eine Übersicht über relevante FMS-bezogene Forschungsarbeiten. Um die Studien in eine überschaubare Struktur zu bringen, verwendete ich Bishops Forschungsmodell für die angewandte Sportwissenschaft (nähere Informationen Kapitel 3). Das Ziel dieser systematischen Übersicht ist die Aufdeckung methodologischer Probleme, um auf Basis dessen relevante Themen für mein Forschungsprogramm abzuleiten.³

4.2 METHODE

Suchstrategie und Studienauswahl

Beginnend mit einer Datenbankanalyse via Pubmed und Google Scholar wurden die Titel und Abstracts aller Treffer gesichtet, die bei der Suche nach den Kombinationen aus den Wörtern „Functional Movement Screen“, „FMS and Injury“, „FMS and Athletic Performance“, „FMS and Norming Data“, „Reliability of the FMS“ sowie „FMS and Scoring System“ gefunden wurden. In die Auswahl kamen deutsch- und englischsprachige Beiträge. Relevante Beiträge aus Literaturlisten wurden ebenfalls geprüft. Anhand der Aufnahme- und Ausschlusskriterien aus Tabelle 1 wurden einerseits Studien, die den Aufnahmekriterien entsprachen, analysiert und andererseits irrelevante Forschungsarbeiten aussortiert. Studien mit professionellen Sportlern wurden differenziert bewertet, da die Umstände, unter welchen die Studienteilnehmer trainieren, sehr variabel sind, vielfach keine längerfristigen Laborstudien erlauben oder häufig nur kleine Stichproben zur Verfügung stehen (Mujika, 2007).

Wesentliche Informationen der in die Analyse eingeschlossenen Studien wurden zunächst abstrahiert. Im zweiten Schritt erfolgte die Verifikation dieser Informationen durch die Co-Autoren der Übersichtsarbeit „*Efficacy of the Functional Movement Screen: A review*“ (Kraus, Schütz, Taylor & Doyscher, 2014).

³ Dieser Beitrag wurde in etwas abgewandelter Form im Journal of Strength and Conditioning Research publiziert.

Tabelle 1: Aufnahme- und Ausschlusskriterien für die methodologische Bewertung der Beiträge.

Aufnahmekriterien

Gesunde Studienteilnehmer
Evaluation mit dem Functional Movement Screen (FMS)
Sprachen: Englisch und Deutsch
Peer-reviewed
Abstracts mit professionellen Sportlern
Abstracts mit Populationen > 500
Interventionsstudien

Ausschlusskriterien

Nur Zugang zum Abstract (Beach, Frost & Callaghan, 2014; Fischer, Stearne, Paul & Leonard, 2013; McGill, Andersen & Horne, 2012)
Nicht Peer-reviewed (Sorenson, 2009)

Korrelationsstudien mit Kindern und Jugendlichen (Duncan & Stanley, 2012; Kraus & Doyscher 2013; Parenteau-G et al., 2013; Paszkewicz, McCarty & Van Lunen, 2013)
Normative Studien (Perry und Koehle 2013)

Evaluation der methodologischen Qualität

Da bis dato in der Sportwissenschaft noch kein eigenständiger Standard für die Evaluation der methodologischen Qualität von Studien existiert, habe ich im vorangegangenen Kapitel Argumente, die für eine Strukturierung der Studien nach dem Applied Research Model for the Sport Sciences (ARMSS) sprechen, vorgestellt. Nach der vorgestellten Analyse eignet sich dieses Modell für die Beurteilung der FMS-bezogenen Forschung, da es zum einen den Charakter eines Forschungsprogramms aufweist und zum anderen Elemente für die Qualitätsbewertung wie z.B. Studientyp, Expertise des Wissenschaftlers zur Anwendung von Methoden und Technologien oder die Kompetenz der Athleten enthält.

4.3 ERGEBNISSE

Nach dem Screening der elektronischen Datenbanken und der manuellen Suche in den Literaturverzeichnissen verblieben 35 Studien für eine detaillierte Analyse. Diese Studien wurden nach Bishops Forschungsstufen beurteilt.

ARMSS-FORSCHUNGSSTUFEN

16 deskriptive Studien treffen die Kriterien von Forschungsstufe 2 (ARMSS Stufe 2). Jene behandeln Fragen rund um die Faktorenstruktur sowie bezüglich Objektivität und Reliabilität. 12 Studien prüfen die Zusammenhänge des FMS-Scores mit der sportlichen Leistung und der Verletzungshäufigkeit (ARMSS Stufe 3 und 4). Weitere 7 Studien ergründen die Effektivität von FMS-basierten Trainingsprogrammen (ARMSS Stufe 6 und 8).

4.4 BEWERTUNG DES AKTUELLEN FORSCHUNGSSTANDS

Das oberste Ziel der Sportwissenschaft sollte die bedachte und effiziente Anwendung von wissenschaftlichen Erkenntnissen in der Praxis sein, um neben der Steigerung der Leistungsfähigkeit auch die Gesundheit der Sportler zu erhalten. Die praktische Umsetzung wissenschaftlicher Erkenntnisse hingegen, wird durch die Qualität der Information, die Präsentation der Ergebnisse und die bestehenden Umstände, wie begrenzte Zeitressourcen, verfügbare Verfahren und unterschiedliche Kompetenz der Anwender beeinflusst (Bishop, 2008). Diese Einflussgrößen müssen in der Testentwicklung neuer Verfahren Beachtung finden damit eine praktische Anwendung überhaupt möglich ist. Aus diesem Grund ist es unsere Aufgabe als Sportwissenschaftler, die richtige Balance zwischen Effektivität und Effizienz bei der Entwicklung neuer Methoden oder Technologien zu finden. Beim Functional Movement Screen (FMS) findet streng genommen die eigentliche wissenschaftliche Testentwicklung erst im Nachhinein statt, sodass es sich bei dieser Testbatterie aus Sicht der Produktentwicklung um die Evaluation eines Prototypen handelt.

4.4.1 DESKRIPTIVE FORSCHUNG DES FMS

ARMSS – Forschungsstufe 2

In den deskriptiven Forschungsstufen (ARMSS 1 bis 4) findet maßgeblich die klassische Testentwicklung statt. In diesen Kontext fallen die Erarbeitung des zugrundeliegenden Konstrukts sowie die Prüfung der Hauptgütekriterien von wissenschaftlichen Verfahren wie Objektivität, Reliabilität und Validität.

Objektivität und Reliabilität

Die Testtheoretiker Lienert und Raatz verstehen unter der Objektivität eines Verfahrens den Grad, in welchem die Ergebnisse eines Verfahrens unabhängig vom Untersucher sind. Vollkommene Objektivität ist erst dann erreicht, wenn unterschiedliche Beobachter bei der gleichen Stichprobe zu

identischen Ergebnissen gelangen. Sie unterteilen diesen Begriff in Durchführungs-, Auswertungs- und Interpretationsobjektivität. Eine hohe Durchführungsobjektivität wird durch eine standardisierte Testdurchführung und geeichte Instrumente erreicht.

„Die Auswertungsobjektivität betrifft die numerische oder kategoriale Auswertung des gezeigten Testverhaltens nach vorgegeben Regeln“, während die Interpretationsobjektivität die Unabhängigkeit angibt, ob aus den Auswertungsergebnissen die gleichen Schlüsse gezogen werden können (Lienert & Raatz, 1998). Alle Komponenten der Objektivität versucht man beim FMS durch das Manual „The Functional Movement Screen and Exercise Progressions Manual“ sowie Schulungen zu gewährleisten (Cook, Burton & Fields, 2007).

Nach Lienert und Raatz beschreibt die Reliabilität eines Verfahrens die Genauigkeit des erfassten Messwertes. Diese lässt sich über mehrere Zugänge, wie die Paralleltest-Methode, die Testwiederholungsmethode, Testhalbierung oder Konsistenzanalyse erfassen (Lienert & Raatz, 1998).

Objektivitäts- und Reliabilitätsanalysen des FMS

Mehrere Studien haben den Einfluss von unterschiedlichen Bewertern auf das FMS-Scoring evaluiert. Im Allgemeinen wurden statistisch signifikante Inter-Klassenkoeffizienten (ICC) von $r=0,5$ bis $r=0,97$ erreicht (Elias, 2013; Frohm, Heijne, Kowalski, Svensson & Myklebust, 2012; Gribble, Brigle, Pietrosimone, Pfile & Webster, 2013; Minick et al., 2010; Onate et al., 2012; Schneiders, Davidsson, Hörman & Sullivan, 2011; Shultz, Anderson, Matheson, Marcello & Besier, 2013; Smith, Chimera, Wright & Warren, 2013; Teyhen et al., 2012). Eine Übersicht über diese Studien bietet Tabelle 2. Eine der ersten Objektivitätsanalysen durch Minick und Kollegen erfasste den Einfluss der praktischen Erfahrung der Tester auf die Objektivität des FMS-Scores. Dafür verglichen sie die Ergebnisse von zwei FMS-Experten mit mehr als zehn Jahren Erfahrung und zwei zertifizierten FMS-Spezialisten mit lediglich einem Jahr Erfahrung. In dieser Studie wurden 39 Athleten (im Schnitt 21 Jahre alt) von den Experten und frisch ausgebildeten FMS-Spezialisten anhand von Videos bewertet.

Tabelle 2: Objektivitäts- und Reliabilitätsstudien.

Autoren	ARMSS	n	Geschlecht	Fitness Level	Bewerter (n)	Beschreibung der Tester	FMS-Testerfahrung (n)	Ergebnisse FMS _{total}	Schwächstes Item
Shultz et al.	2	21	weiblich	Fitness	6	Athletic-Training-Studenten (ATS)	nicht erwähnt	Test-Retest (ICC=0,6)	In-Line Lunge
		18	männlich			Zertifizierte Athletic Trainer (ATC)		Intrarater (ICC=0,9)	Krippendorff's $\alpha=0,1$
Gribble et al.	2	2	weiblich	nicht beschrieben	38	ATS (keine Erfahrung)	nicht erwähnt	Interrater (ICC=0,5-0,8)	nicht erwähnt
		1	männlich			ATC $1,7 \pm 1,6$ Jahre			
Minick et al.	2	23	weiblich	Freizeitsportler	4	FMS-Zertifikat	nicht erwähnt	Interrater 89% vs 87%	In-Line Lunge
		17	männlich					Übereinstimmung	Kappa 0,4 bzw. 0,5
Teyhan et al.	2	46		Freizeitsportler	8	8 Physiotherapeuten aus Doktorantenprogramm FMS-Workshop (20h)	nicht erwähnt	Intrarater (ICC=0,7) Test-Retest (ICC=0,7)	In-Line Lunge Kappa=0,4
Elias	2	5		Profisportler Squash	20	Sportphysiotherapeuten 4-10 Jahre Berufserfahrung	nicht erwähnt	Interrater (ICC=0,9)	nicht erwähnt
Frohm et al.	2	26	männlich	Profisportler Fußball	8	Sportphysiotherapeuten 2-5 Jahre Erfahrung mit FMS	50-800	Intrarater (ICC=0,8) Test-Retest (ICC=0,8)	Diagonal lift (ICC=0,3) Deep Squat (ICC=0,7)
Schneiders et al.	2	108 101	weiblich männlich	Fitness	2	Erfahrene FMS-Anwender nicht zertifiziert	nicht erwähnt	Interrater (ICC=0,9)	Hurdle Step Kappa = 0,7
Smith et al.	2	10	weiblich	Fitness	4	Physioherapeuten & ATC	0-100	Interrater (ICC=0,9)	Hurdle Step (ICC=0,3)
		10	männlich					Intrarater (ICC=0,8)	
Onate et al.	2	7	weiblich	Fitness	4	FMS-Zertifikat/nicht zertifiziert	nicht erwähnt	Test-Retest (ICC=0,9)	Hurdle Step
		12	männlich			ATC, Sportwissenschaftler			Krippendorff's $\alpha=0,3$
Frost et al.	2	2	weiblich	Fitness	1	FMS-Zertifikat	nicht erwähnt	FMSpreFeedback: $14,1 \pm 1,8$	nicht erwähnt
		19	männlich					FMSpostFeedback: $16,7 \pm 1,9$	

Im Durchschnitt erreichten die Experten (Kappa=0,68) und FMS-Spezialisten (Kappa=0,75) eine gute Übereinstimmung (Minick et al., 2010). Die Items In-Line Lunge_{links} (Kappa_{Spezialisten}=0,53 bzw. Kappa_{Experten}=0,4) und Rotary Stability (Kappa=0,54 bzw. 0,43) zeigten die geringste Objektivität. Shoulder Mobility hingegen wies eine hohe Objektivität in beiden Gruppen auf (Kappa=0,95 bis 1,0). Die Forschungsgruppe um Schneiders widmete sich der gleichen Fragestellung unter Verwendung einer größeren Stichprobe (n=209; 21,9 ± 3,7 Jahre). Es zeigte sich in diesem Zusammenhang eine hohe Übereinstimmung bei den erfahrenen FMS-Bewertern (wesentlich bis exzellent). Zudem zeigten sich die Schwächen des Items In-Line Lunge erneut. In-Line Lunge_{rechts} (Kappa=0,73) erzielte in dieser Untersuchung nur eine unwesentlich bessere Übereinstimmung als Hurdle Step_{links} (Kappa=0,70) (Schneiders et al., 2011). Ein amerikanisches Forschungsteam um Teyhen analysierte die Objektivität des Scoringverfahrens mit 8 Doktoranden der Physiotherapie und 64 Probanden. Vorab erhielten die Doktoranden einen 20-stündigen FMS-Workshop. Dabei zeigte sich, dass der In-Line Lunge erneut die geringste Übereinstimmungsquote erzielte (Kappa=0,45), gefolgt vom Hurdle Step (Kappa=0,68). Teyhen und seine Kollegen sehen das Scoringverfahren als mögliche Fehlerquelle, da es nicht ausreichend differenziert (Teyhen et al., 2012).

Genauso wie die bereits beschriebenen Studien arbeiteten Smith und Kollegen eine geringe Übereinstimmung der Items Hurdle Step (ICC = 0,3) und In-Line Lunge (ICC = 0,7) heraus, wobei Deep Squat, Active Straight Leg Raise, Shoulder Mobility und Trunk Stability Push-Up eine hohe Teststabilität aufwiesen (> 0,8) (Smith et al., 2013). Dieses Ergebnis bestätigt Onate´s Forschungsergebnis, denn auch bei seiner Analyse zeigte sich der Hurdle Step als Item mit der geringer Objektivität und Reliabilität (Onate et al., 2012). Onate sieht die Beobachtungsperspektive des Testers als mögliche Ursache für die geringe Objektivität. Mit jener Frage beschäftigte sich der englische Physiotherapeut Elias. Er filmte hierzu 5 professionelle Squashspieler und ließ die Aufnahmen von 20 Physiotherapeuten mit 4 bis 10 Jahren Berufserfahrung und mindestens 4-jähriger sportphysiotherapeutischer Athletenbetreuung bewerten. Zu der standardisierten frontalen und sagittalen Perspektive vermittelte eine Kamera visuelle Eindrücke aus der Vogelperspektive. Das führte zu einem hohen Übereinstimmungslevel des Gesamtscores von 0,9. Jedoch spiegelt sich dieses Ergebnis nicht in der detaillierten Betrachtung aller Items wieder. Die Varianz von FMS_{total} beträgt zwischen 3 bis 5 Punkte (Elias, 2013). Es scheint, dass die zusätzliche Perspektive gleichzeitig die Komplexität für die Bewerter erhöht und in der detaillierten Bewertung möglicherweise zusätzliche Verwirrung erzeugte. Leider wurden genauere Informationen zu den einzelnen Items nicht publiziert, sodass eine detaillierte Analyse nicht möglich ist.

Eine weitere Objektivitätsanalyse von Frohm attestiert einer modifizierten FMS-Screening-Batterie eine gute Objektivität wie auch Teststabilität. In der modifizierten Schnelltestbatterie wurden fünf

FMS-Items (Deep Squat, In-Line Lunge, Active Straight Leg Raise, Shoulder Mobility und Trunk Stability Push-Up) sowie vier weitere Items (One Leg Squat, Straight Leg Raise, Diagonal Lift, und Seated Rotation) operationalisiert und mit je maximal drei Punkten bewertet. Mit diesen Testaufgaben beurteilten acht erfahrene Physiotherapeuten (2 bis 7 Jahre Berufserfahrung) 18 professionelle schwedische Fußballer an zwei Tagen. Betrachten wir die Teststabilität auf Basis des Gesamtscores, so entsteht der Eindruck, dass die Testbatterie sehr stabile Ergebnisse liefert (ICC=0,80 an Testtag 1 bzw. ICC=0,81 an Testtag 2). Auf Ebene der Teststabilität treten jedoch wichtige Informationen zutage. Diagonal Lift, eine vereinfachte Version des FMS-Items Rotary Stability, zeigt eine geringe Reliabilität (ICC=0,3), genauso wie der One-Leg-Squat (ICC=0,53). Die Defizite lassen sich möglicherweise mit der unterschiedlichen Erfahrung der Physiotherapeuten erklären – denn der unerfahrenste Bewerter (2 Jahre Erfahrung und 50 FMS-Trials) hatte die geringste Teststabilität (ICC 0,45) im Gegensatz zu ICCs von erfahreneren Physiotherapeuten $\geq 0,75$ (Frohm et al., 2012).

Der Athletic Trainer Gribble erforschte mit seinem Team den Einfluss von Berufs- und FMS-Erfahrung auf die Teststabilität des FMS-Scorings. Dazu analysierte er die Gesamtscores von sieben erfahrenen zertifizierten Athletic Trainern (ATC_{EXP} 6,1 \pm 7 Jahre Berufserfahrung; 1,7 \pm 0,8 Jahre) und verglich diese mit 15 weniger erfahrenen zertifizierten Athletic Trainern (ATC_{UNEXP} 2,5 \pm 2,7 Jahre Berufserfahrung; keine Erfahrung mit FMS) sowie 16 Athletic-Training-Studenten (ATS, keine Erfahrung mit FMS). In dieser Untersuchung stellte sich heraus, dass die Gruppe ATC_{EXP} die beste Objektivität vorwies (ICC=0,95), gefolgt von ATC_{UNEXP} (ICC=0,76) und ATS (ICC=0,37). Aufgrund dessen lässt sich mutmaßen, dass berufliche Erfahrung in Kombination mit praktischer Kompetenz in der FMS-Durchführung zu zuverlässigen Ergebnissen führt (Gribble et al., 2013).

Einen anderen Blick warf die Forschungsgruppe um Shultz auf die Reliabilität der FMS-Items. Nach dieser Interrater-Analyse ist nur der Gesamtscore des FMS als reliabel zu betrachten. Während die offensichtliche Teststabilität der Mittelwertsunterschiede des FMS_{total} der unerfahrenen Athletic-Training-Studenten zu den zertifizierten Athletic Trainern nur 0,3 Punkte betrug und somit den Eindruck einer hohen Übereinstimmung vermittelt, ergibt sich bei der Objektivitätsanalyse der einzelnen Items berechnet mit Krippendorffs Alpha (K_α) eine neue Realität. Insbesondere die Objektivität des Items In-Line Lunge war erneut am geringsten ($K_\alpha=0,1$). Die subjektive Reliabilität scheint eine Funktion der Erfahrung und Kompetenz zu sein (ICC=0,92 beim erfahrenen Anwender bis zu ICC=0,44 beim unerfahrenen Anwender). Für eine genauere Aussage wären Belege hinsichtlich der Qualität der Testbewerter notwendig. Zusätzlich zu den „Erfahrungsjahren“ sollten künftig auch die Häufigkeit der FMS-Anwendung in Klinik oder Praxis angegeben werden.

Ein weiterer Aspekt der Objektivität, der noch nicht aufgeführt wurde, ist der Einfluss von Lerneffekten auf die Messwerte. Diesen Einfluss auf die Durchführungsobjektivität untersuchte der kanadische Wissenschaftler Frost aus der Forschungsgruppe um Stuart McGill. Dazu bewertete ein zertifizierter FMS-Spezialist 21 Probanden an zwei Testzeitpunkten. Nach dem ersten Test erhielten alle Teilnehmer Informationen zu den Bewertungskriterien. Dies führte zu einer Verbesserung von $14,1 \pm 1,8$ auf $16,7 \pm 1,9$ FMS_{total} Punkte (Frost, Beach, Callaghan & McGill, 2013). Dieser offensichtliche Lerneffekt deckt sich mit den Erfahrungen aus der Leistungsdiagnostik und könnte mögliche Probleme innerhalb der Teststabilität erklären (Hopkins, Schabert & Hawley, 2001). Um Lerneffekte zu kontrollieren empfiehlt sich aus methodischer Sicht die Vorschaltung eines Übungsversuches. Außerdem könnte man das Bewegungstempo erhöhen, um die Bewegungspräzision besser auszudifferenzieren. Eine weitere Möglichkeit besteht in der Videoaufnahme der Testitems mit anschließender Analyse in der Slow-Motion-Funktion.

In der medizinischen Forschung hat das Paradigma der Evidence Based Medicine unter anderem zu einer verbesserten Berichtsqualität geführt. Die STARD-Checkliste könnte daher ebenso hilfreich für Diagnostikstudien in der Sportwissenschaft sein (<http://www.stard-statement.org>), um im Voraus exaktere Informationen zu den Probanden, Testdurchführenden oder den möglichen Effekten zu erheben, was ebenso für die Beurteilung von publizierten Studien wünschenswert wäre. Dies würde viele Objektivitätsanalysen von dem Status eines naiven Empirismus abheben. Obwohl Objektivitäts- und Reliabilitätsanalysen des FMS-Gesamtscores eindrucksvolle Ergebnisse liefern, sind sie aus methodologischer Sicht von geringerem Wert, da die Gleichgewichtung der einzelnen Items aufgrund der vermutlich fehlenden Normalverteilung der Daten testtheoretisch nicht haltbar ist. Hinzu kommt, dass ein weiterer Aspekt der Objektivität – die Interpretationsobjektivität des Verfahrens – bisher wissenschaftlich unberührt ist.

Bewertung der Objektivität und Reliabilität

Studien attestieren dem FMS eine moderate Objektivität und Reliabilität. Auf Ebene der Auswertungsobjektivität erreicht der FMS-Gesamtscore eine hohe Objektivität. Ebenso verhält es sich mit der Teststabilität der Ergebnisse. Im Detail zeigte sich jedoch, dass die Items Hurdle Step und In-Line Lunge in drei Studien die geringste Objektivität bzw. Reliabilität aufwiesen. Aus Sicht der Forscher stellt das zu undifferenzierte Scoring-System eine mögliche Ursache für die unterschiedlichen Ergebnisse dar. Ein weiterer Grund könnten mögliche Lerneffekte seitens der Teilnehmer oder Bewerter sein. Ebenso wurde der Einfluss der Qualität des Beurteilers untersucht. Dies wurde an der Anzahl der Jahre an Berufserfahrung und der Kompetenz im Umgang mit dem FMS

gemessen. Dabei zeigte sich, dass eine umfangreichere Berufserfahrung durchaus zu einer höheren Objektivität und Reliabilität des Testverfahrens führen kann. Allerdings lässt sich die fehlende Erfahrung bis zu einem gewissen Grad durch intensive Schulung ausgleichen. Insofern man die Qualität des Bewerter nicht auf dessen Erfahrungsjahre reduziert, sondern als Funktion eines qualitativen Lernprozesses versteht, lässt sich dieser quantitativ durch die Anzahl der FMS-Testungen als Vertrautheit mit der Methodik darstellen. Mithilfe der methodologischen Analyse stellte sich die Interpretationsobjektivität als unbearbeiteter Untersuchungsaspekt heraus.

Auf der Suche nach möglichen Konstrukten

Aus testtheoretischer Sicht verlangt die Anwendung des FMS_{total} eine homogene und interne Konsistenz der FMS-Items. Die Resultate zweier Faktorenanalysen zeigen allerdings, dass dem FMS möglicherweise mehr als ein Konstrukt zugrunde liegt. (Kazman, Galecki, Lisman, Deuster & O'Connor, 2014; Li, Wang, Chen & Dai, 2014). Allerdings ist die Faktorenanalyse ein Verfahren für parametrische Daten (Tukey, 1997). Der FMS hingegen liefert bestenfalls ordinalskalierte Daten basierend auf dichotomen Entscheidungen. Aufgrund dessen erachte ich diese Methode für die Suche nach Konstrukten als ungeeignet. In Anlehnung an die Stufen der Testentwicklung werde ich zu späterer Stelle im Detail auf die Aufgabenanalyse und die damit verbundene Bestimmung der Item-Schwierigkeit nach Lienert und Ratz eingehen. Durch die Überarbeitung oder Ausschließung von nicht ausreichend geeigneten Testaufgaben sowie der Verbesserung der Normierbarkeit durch eine Prüfung der Testpunkteverteilung, steigt aufgrund dieses Verfahrens auch die Reliabilität und Validität eines Testes (Lienert & Ratz, 1998).

4.4.2 EXPLORATIVE VALIDITÄTSSTUDIEN

ARMSS Stufe 3

Eine Grundvoraussetzung eines sportwissenschaftlichen Screeningverfahren ist die Fähigkeit valide Information zu erzeugen, beispielsweise um das Verletzungsrisiko oder die sportliche Leistung zu bewerten bzw. zu prognostizieren. Um diese Fähigkeit zu prüfen, verwenden viele Wissenschaftler Korrelations- und Regressionsanalysen (Bishop, 2008). Die Entwickler des FMS verfolgten das Ziel, Defizite in der Beweglichkeit und Haltungsstabilität, funktionale Asymmetrien sowie einen bewegungsbedingten Schmerz zu erfassen. Diese Größen sind von Bedeutung, da erfahrungsgemäß Beweglichkeitsdefizite und fehlende Flexibilität des Muskelsehnenapparates zum Beispiel das Verletzungsrisiko bei Fußballern erhöhen können (Witvrouw, Danneels, Asselman, D'Have & Cambier, 2003).

Da die Ziele des FMS die Aufdeckung funktionaler Asymmetrien der Muskellänge, ungleicher motorischer Präzision sowie Haltungsdefizite sind, gibt es folglich einige FMS-bezogene Studien zu diesem Thema. Eine polnische Forschungsgruppe untersuchte diese Zusammenhänge in einer Stichprobe mit 43 Fußballspielerinnen genauer (Ekstraklasa, n=21; Division 1, n=22). Insbesondere untersuchten sie mit dem FMS die Zusammenhänge von funktionaler Länge der ischiokruralen Muskulatur, des Musculus Rectus Femoris, patello-femorale Schmerzen (PFS), der motorischen Kontrolle und Trainingserfahrung. In dieser Kohorte stellte sich heraus, dass PFS mit der funktionalen Flexibilität der ischiokruralen Muskulatur, der Trainingserfahrung sowie der Leistungsklasse korreliert. Außerdem entdeckten die Wissenschaftler eine Beziehung zwischen dynamischen Asymmetrien in der Bewegungskoordination in den Items Deep Squat, In-Line Lunge und den Asymmetrien im Active Straight Leg Raise bei den Spielerinnen der polnischen Eliteklasse. Die dynamischen Defizite stehen dabei möglicherweise im Zusammenhang mit der funktionalen Muskellänge des Rectus Femoris, dem Iliopsoas und der ischiokruralen Muskulatur. Demzufolge scheint die funktionale Muskellänge der Beinmuskulatur eine elementare Voraussetzung für symmetrische dynamische Bewegungsausführungen der unteren Extremität in dieser Kohorte zu sein (Grygorowicz, Piontek & Dudzinski, 2013). Ob diese Schlussfolgerung als richtig anzusehen ist, könnte mit einer Intervention, die genau diese Defizite behebt, verifiziert werden.

FMS und sportliche Leistung

In welchem Zusammenhang stehen die Ergebnisse der FMS-Items mit der sportlichen Leistung? Ein viel diskutiertes Thema ist der Einfluss der Rumpfkraft und -stabilität (Core-Stability) auf die sportliche Leistungsfähigkeit und gleichzeitig das Verletzungsrisiko (Lederman, 2010; McNeill, 2010; Reed, Ford, Myer & Hewett, 2012). Diese Frage ist sehr bedeutsam für Athletenbetreuer und Trainer.

Der Zusammenhang von Core-Stability, motorischer Kontrolle und sportlicher Leistung wurde an einer amerikanischen Universität geprüft. Dazu führten 28 Probanden (24,4 ± 3,9 Jahre) vier Rumpfausdauer-Tests, den FMS sowie sportpraktische Tests wie Medizinballschocken durch. Bei der Auswertung ihrer Ergebnisse stellten die Forscher keinen Zusammenhang zwischen der Core-Stability und der allgemeinen motorischen Kontrolle im FMS fest (Okada, Huxel & Nesser, 2011). Diese Resultate bestätigen die Ergebnisse der Übersichtsarbeiten von Reed und Kollegen, die nur einen marginalen linearen Einfluss der Core-Stability auf die Leistungsfähigkeit herausarbeiteten (Reed, Ford, Myer, & Hewett, 2012).

Nach unseren Recherchen lässt die Gesamtpunktzahl des FMS keine direkten Schlüsse auf die Leistungsfähigkeit von Teams oder Individualsportlern zu. Parchmann und McBride verglichen die FMS-Ergebnisse mit verschiedenen Leistungsparametern anhand von 25 Sportlern. Es zeigten sich nur schwache Korrelationen mit der Gewandtheit (T-Test, $r=-0,1$), der 20-m-Sprintzeit ($r=-0,1$) und der Sprungkraft ($r=0,2$). Hingegen bestätigte sich das einmalige Wiederholungsmaximum (1RM) der Kniebeuge als guter Indikator für die Schnelligkeit ($r=-0,9$) und Schnellkraft für Fitnesssportler ($r=0,9$) (Parchmann & McBride, 2011). Jedoch sollten diese Ergebnisse mit der nötigen Umsicht interpretiert werden, da hier der Einfluss des Geschlechts als Störfaktor nicht entsprechend kontrolliert wurde.

Nach den Studienergebnissen der kanadischen Forschungsgruppe um McGill (McGill, Frost, Andersen, Crosby & Gardiner, 2012) scheint der FMS-Score keinen Einfluss auf die Mannschaftsleistung im Basketball zu haben. Die Korrelationen des Hurdle Steps mit der Anzahl der absolvierten Spiele der einzelnen Spieler ($r=0,4$) sowie der Scorerpunkte ($r=0,4$) sind zwar erwähnenswert, aber nicht statistisch signifikant. Dies könnte sich allerdings ändern, wenn man die Probleme des Scoringsystems behebt. Für fundierte Aussagen ist die Fallserie jedoch zu klein ($N=14$). Im Gegensatz dazu korrelierte die Torsionskontrolle mit den Assists und Steals pro Spiel ($r=0,6$ bzw. $0,5$), während sich die Kraft als Indikator für die Länge der Spielzeit ($r=0,7$) sowie die Häufigkeit von Rebounds ($r=0,6$) und Blocks ($r=0,5$) erwies. Zudem zeigte sich, dass eine höhere Gewandtheit zu einer besseren Spielleistung führt (Spielzeit: $r=0,6$; Punkte: $r=-0,6$; Assists und Steals pro Spiel je $r=-0,7$).

An dieser Stelle möchte ich darauf hinweisen, dass die Anforderungen im Mannschaftssport vielfältig und daher die Durchführung angemessener wissenschaftlicher Studien sich in diesem Umfeld als höchst komplex erweisen. Das Team-sport-Training, welches unter unterschiedlichsten Umweltbedingungen stattfindet, ist geprägt von vielfältigen konditionellen und taktischen Zielen (Mallo, 2014).

Im Spitzensport ist die Erholungsfähigkeit während des Wettkampfs unumstritten. Neben dem muskuloskelettalen Screening, ist die Erhebung der aeroben und anaeroben Kapazität ein entscheidendes diagnostisches Element, da sie Informationen bezüglich der allgemeinen Fitness vermittelt. Der Yo-Yo-Intermittend-Recovery-Test ist eine valide Methode zur Überprüfung der aeroben und anaeroben Fähigkeiten von Fußballern (Krustrup et al., 2003). Um den Zusammenhang von motorischer Kontrolle und funktionaler Beweglichkeit (FMS) und der aeroben bzw. anaeroben Kapazität zu prüfen, haben wir 20 Fußballspieler aus der 3. Liga getestet. Jedoch zeigte sich nur ein schwacher Zusammenhang ($r<0,25$) zwischen den physischen Parametern wie der Herzfrequenz,

der subjektiven Beanspruchung oder den Laktatwerten und den FMS-Daten (Kraus & Doyscher, 2013).

Chapmans Studie vermittelt Indizien für einen Zusammenhang von Bewegungsqualität und sportlicher Leistung bei hochklassigen Leichtathleten (USA Track & Field). Alle Studienteilnehmer waren Teil des *High Performance Program 2011* und wurden zwischen Juli 2010 und Mai 2011 von zwei erfahrenen Sportmedizinern (Erfahrung: $n > 1000$) getestet. Eine Testbedingung war die Gesundheit der Athleten zum Testzeitpunkt. Zudem erhielten Sie Korrekturübungen zur Verbesserung der Haltungsstabilität und Mobilität. Den Studienergebnissen zufolge besteht ein direkter Zusammenhang zwischen der FMS-Performance und der langfristigen Leistungsentwicklung. Bei 50 Prozent der Athleten wurde mindestens eine Asymmetrie nachgewiesen. Diese Asymmetrien wurden mit der sportlichen Leistung im Sprint, Hürdenlauf, Mittel- und Langstreckenlauf, Mehrkampf sowie bei Sprüngen und in Wurfdisziplinen in Beziehung gesetzt. Die Gruppe ohne Asymmetrien konnte sich um durchschnittlich $0,6 \pm 2,9$ Prozent verbessern. Hingegen verloren die Athleten mit einer oder mehreren Asymmetrien $0,3 \pm 2,1$ Prozent ihrer Leistungsfähigkeit im Vergleich zum Vorjahr. Summa summarum beträgt der Leistungsunterschied zwischen beiden Gruppen nahezu 1 Prozent. Des Weiteren zeigte sich, dass ein niedriger Score (Score 1) bei der tiefen Kniebeuge (Deep Squat) zu einer Leistungseinbuße von $1 \pm 2,1$ Prozent führte ($n=22$), während die Gruppe mit Score 2 sich nicht verbessern konnte ($0,1 \pm 2,1$ Prozent; $n=87$). Die Gruppe mit korrekter Bewegungsausführung (Score 3) konnte ihre Leistungsfähigkeit um durchschnittlich $2 \pm 2,3$ Prozent ($n=12$) erhöhen (Chapman, Laymon & Arnold, 2014).

Ein Leistungszuwachs von 1 Prozent erscheint auf den ersten Blick gering. Für Hochleistungsathleten bedeutet dieser eine Prozent allerdings einen dramatischen Leistungsvorteil und kann oftmals den Unterschied zwischen der Gold- und Silbermedaille ausmachen. Der Mathematiker und Sportwissenschaftler Hopkins untersuchte eine Vielzahl publizierter und grauer Literatur, um einen Eindruck der Kovarianz in der Leichtathletik zu erhalten. Seine Analyse brachte hervor, dass die Kovarianz beim Sprint- und Hürdenlauf mit 0,8 bis 3 Prozent über der Marathondistanz liegt. Er schlägt vor, bei einer minimalen Leistungsveränderung von mindestens 0,3 der Kovarianz von praktisch signifikant zu sprechen (Hopkins, 2005). Überträgt man diese nun auf Chapmans Datenpool, so liegt dieser im geforderten Bereich. Allerdings sind noch einige Limitationen der Studie anzufügen. So fehlen uns Informationen über die Compliance der Athleten hinsichtlich der Umsetzung der Korrekturübungen. Um die Informationen zu verifizieren, hätte ein Nachtest helfen können. Daher ist die Information als ein Hinweis

anzusehen, jedoch nicht für eine wissenschaftlich fundierte Praxis ausreichend, denn Spitzenleistung ist ein vielschichtiges Phänomen, das von mehreren Faktoren beeinflusst wird. Nichtsdestotrotz sollten Betreuer von Leichtathleten diese Information ernst nehmen und auf eine technisch adäquate Bewegungsausführung achten.

Eignet sich der FMS zur Verletzungsprognose?

Die meisten Fußballer erleiden Verletzungen während des Spiels (Faude, Meyer, Federspiel & Kindermann, 2009). Diese werden oft durch neuromuskuläre Ermüdung ausgelöst (Kernozek, Torry & Iwasaki, 2008), welche häufig mit einer reduzierten Bewegungskontrolle der unteren Extremität bei Drehungen, Landungen und Laufbewegungen einhergeht (Tsai, Sigward, Pollard, Fletcher & Powers, 2009; Chappell et al., 2005). Effektive Screeningverfahren von muskuloskelettalen Einschränkungen und Gleichgewichtsdefiziten zielen auf das zuverlässige Erkennen von Defiziten ab. Anhand der Ergebnisse solcher Screenings müssten die Athleten mit erhöhtem Verletzungsrisiko identifiziert werden können. Eine effektive Diagnostik der individuellen Stabilitätsdefizite und muskuloskelettalen Voraussetzungen kann dabei wichtige Hinweise zum Verletzungsrisiko und für die Gestaltung von Interventionsprogrammen liefern.

Um die Effizienz des FMS-Verfahrens für mögliche Verletzungsprognosen der unteren Extremität nachzuweisen, begleitete die Forschungsgruppe um Kiesel ein American-Football-Team über den Zeitraum einer Saison (Kiesel et al., 2009). Zu Beginn der Vorbereitung durchlief die 46-köpfige Mannschaft den FMS. Als Verletzungskriterium wurde eine Rehabilitationsphase von mindestens drei Wochen im Reserveteam festgelegt. Es stellte sich heraus, dass bei dem FMS-Gesamtscore von 14 und weniger Punkten eine auffällige Häufung von Verletzungen auftrat. In dieser Fallstudie hatten 13 Spieler einen Gesamtscore von ≤ 14 , von denen sich sieben Spieler verletzten. Hingegen verletzten sich von den übrigen 33 Sportlern nur drei. Der durchschnittliche Verletzungsscore betrug $14 \pm 2,3$. Demgegenüber zeigten die gesunden Spieler im Mittel einen Score von $17,4 \pm 3,1$. Daraus leitet sich eine Spezifität (0,91) und Sensitivität (0,54) für das Erleiden einer Verletzung beim Unterschreiten der FMS-Schwelle von 14 Punkten ab. Auf den ersten Blick sind dies interessante Ergebnisse. Allerdings fehlen in dieser Untersuchung wichtige Kontextinformationen zu den bekannten Risikofaktoren für Verletzungen, wie die Verletzungshistorie, Verletzungsart, Spielposition, Ermüdung oder das Alter des Sportlers. Daher ist die Studie mit nötiger Objektivität und Vorsicht zu interpretieren – wobei sich der Verletzungsscore von ≤ 14 in einer weiteren Studie für Teamsportler erhärtete. Chorba und Kollegen verglichen 38 Mannschaftssportler aus Basketball, Fußball und Volleyball miteinander. In deren Untersuchung zeigte sich erneut ein starker

Zusammenhang ($r=-0,76$) von Verletzung der unteren Extremitäten ($n=17$) bzw. im Bereich der lumbalen Wirbelsäule ($n=1$) und dem FMS-Schwellenscore von ≤ 14 (Chorba, Chorba, Bouillon, Overmyer & Landis, 2010). Jedoch fehlen in dieser Studie wieder relevante Informationen bezüglich des Verletzungstyps, einer Trainings- oder Wettkampfverletzung, der Abwesenheit vom Teamtraining oder des Erholungsstatus. Hier könnten Beanspruchungsmonitorings mittels subjektiver Beanspruchungsskala (Brink et al., 2010) oder mittels Technologien zur Bestimmung der Readiness eines Athleten neue Erkenntnisse für die Prävention von Krankheiten oder Verletzungen liefern. Den Einfluss von der FMS-Performance auf das Verletzungsrisiko bei Soldaten analysierte ein amerikanisches Forscherteam. Dazu wurden 874 Marinesoldaten im Alter von 18 bis 30 Jahren evaluiert und über 6 bzw. 10 Wochen beobachtet. Bei einem durchschnittlichen Gesamtscore von $16,6 \pm 1,7$ lagen 10 Prozent der Teilnehmer unter der FMS-Schwellenscore von 14. Es zeigte sich, dass die Soldaten mit einer geringen fundamentalen Bewegungsqualität (FMS), einem knapp zweimal höheren Verletzungsrisiko als die Soldaten mit höherer Bewegungsqualität ausgesetzt waren (O'Connor, Deuster, Davis, Chris & Knapik, 2011). Die Zusammenhänge zwischen Bewegungsqualität und aerober Fitness auf das Verletzungsrisiko von Soldaten widmete sich die Gruppe um Lisman. In ihrer Kohorte ($22,4 \pm 2,7$ Jahre) stellte sich heraus, dass eine geringe fundamentale Bewegungsqualität ($FMS \leq 14$) in Kombination mit einer geringen aeroben Leistungsfähigkeit (3 Meilen in mehr als 20:30min) in einem erhöhten Verletzungsrisiko mündet. Das allgemeine Verletzungsrisiko stieg um das 4,2-fache, das Risiko für traumatische Verletzungen um das 3,8-fache sowie das Risiko für Überlastungsverletzungen auf das 1,9-fache (Lisman, O'Connor, Deuster & Knapik, 2013).

In einer Kohortenstudie mit 238 professionellen American Football Spielern prüfte die Forschungsgruppe um Kiesel die Validität des FMS-Schwellenscores erneut. Es zeigte sich, dass ein Gesamtscore von unter 14 Punkten zu einer Spezifität von 87 % und Sensitivität von 27 % führt. Dies bedeutet im Umkehrschluss, dass bei 73 %, also jede 7. Prognose in dieser Stichprobe falsch war. Etwas besser sieht es auf Ebene der FMS-Asymmetrien aus. Hier ergab sich in dieser Kohorte eine Spezifität von 58 % und Sensitivität von 62 %.

Fassen wir zusammen: In 7 von 10 Fällen prognostiziert der FMS-Cutoff Score das falsche Ereignis. Ein unzufriedenstellendes Resultat für ein diagnostisches Instrument. Die hohe Spezifität erklärt sich durch die große Masse der gesunden Spieler. Bei den Asymmetrien sind 6 von 10 Diagnosen richtig – allerdings geht die höhere Trefferquote mit der Erhöhung der Falsch-positiv Rate einher. Das Fehlen von horizontaler Lokomotion oder exzentrischen Bewegungsmustern, wie Abbremsmanövern und Sprüngen, das fehlende Monitoring von physischem Stress oder das

unscharfe Scoring-System, welches manchmal mehrere Lösungen zulässt, berechtigen zur Kritik an der Testbatterie des FMS. Daher erachten wir den Einsatz von mehreren Methoden für ein umfassendes motorisches Screening als notwendig. Bahr und Krosshaug haben hierfür ein multifaktorielles Modell vorgestellt, in dem interne und externe Faktoren sowie der Wettkampftyp Berücksichtigung finden. Fließen mögliche Verletzungsszenarien von Sportlern, die Spielerposition, die Situation, der Zeitpunkt sowie das gegnerische Verhalten mit in den Forschungsprozess ein, so können eventuelle kausale Beziehungen einfacher entschlüsselt werden (Bahr & Krosshaug, 2005). Ein erster Schritt zur nächsten Forschungsstufe (ARMSS 4) wäre ein Vergleich mit anderen Screening-Tools, wie z.B. dem Landing-Error-Scoring-System (Padua et al., 2009). Dies ist bisher nicht geschehen.

Allerdings haben Forscher den FMS in einem Algorithmus für die Prognose von Nicht-Kontaktverletzungen implementiert. In diesen Algorithmus integrierten die Entwickler, neben praktischen Feldtests und der Verletzungshistorie, auch demografische Risikofaktoren wie Alter, Geschlecht und die ausgeübte Sportart. Basierend auf dem damaligen Forschungsstand integrierten die Autoren den FMS-Schwellenscore von 14 Punkten sowie die Anzahl der mit dem FMS identifizierten Asymmetrien. In einer Feldstudie mit 10 Mannschaften aus unterschiedlichsten Sportarten (Männer n=118; Frauen n=65) prüften sie die Validität des Algorithmus. Dazu bildeten sie eine Gruppe mit hohem und eine mit niedrigem Risiko. In der Gruppe mit hohem Risiko verletzten sich 43 Prozent (27 von 64 Sportlern) und in der Gruppe mit geringem Risiko verletzten sich 13 Prozent (12 von 129 Sportlern). Dieser Algorithmus ist ein günstiger Weg, um objektivere Informationen in Return-to-Sports-Entscheidungen mit einfließen zu lassen (Lehr et al., 2013). Jedoch fehlt hier ebenfalls die Einbeziehung von Ermüdung und neuromuskulärer Koordination sowie die allgemeine Kontrolle bei exzentrischen Maximalbelastungen (Noyes, Barber-Westin, Fleckenstein, Walsh & West, 2005).

In einer weiteren Testreihe wurden aus einem Pool von 35 000 Teilnehmern des 2006er *Indianapolis Halfmarathon* zufällig 60 Läufer ausgewählt, um die Validität des FMS-Schwellenscores bei Freizeitläufern zu evaluieren. 49 von 60 Läufern protokollierten ihren Trainingsstatus über 10 Wochen. Im Allgemeinen erzielten die Läufer einen Gesamtscore zwischen 11 und 20 Punkten. 12 Läufer verletzten sich innerhalb des Beobachtungszeitraums, allerdings war nur einer davon als verletzungsgefährdet eingestuft worden (Hoover, Clyde, Bourcier, Shannon und Jenny, 2008). Eine Erweiterung der Fragestellung sowie die Erfassung von muskuloskelettalen Schmerzen nach oder während des Trainings hätte neue Hinweise geben können. Dies wäre eine interessante Prüfung von Bahrs Hypothese, dass Schmerzen langfristig zu Verletzungen führen (Bahr, 2009)

4.4.3 FMS UND INTERVENTIONEN

ARMSS-Forschungsstufe 6

Wissenschaftliche Studien geben Anlass zur Annahme, dass sich eine verminderte Beweglichkeit und reduzierte neuromuskuläre Kontrolle kontraproduktiv auf die allgemeine Bewegungsqualität auswirken (Arnason et al., 2004; Hewett, Lindenfeld, Riccobene & Noyes, 1999). Daher ist die Beobachtung von Stabilitätsproblemen oder asymmetrischen Bewegungsausführungen während des FMS hilfreich für eine im Anschluss darauf aufbauende therapeutische oder präventive Maßnahme. Kiesel und Kollegen verwendeten den FMS, um basierend auf dessen Ergebnis zielführende Trainingsprogramme für American Football Spieler zu entwerfen. In ihrer Studie arbeiteten sie mit 62 Footballspielern in der Off-Season an deren funktionalen Schwächen des Halte- und Stützapparates, an der funktionalen Beweglichkeit der Zielmuskulatur sowie an der Bewegungsqualität. Vor der Intervention hatten nur 7 Spieler mehr als 14 Punkte – insgesamt 31 Asymmetrien wurden identifiziert. Nach der Intervention konnten sie bei 30 Spielern einen FMS_{total} von mehr als 14 Punkten messen und die Asymmetrien von 31 auf 20 reduzieren.

Bodden et al. gestaltete anhand des FMS ein Bewegungskorrekturprogramm für Mixed Martial Arts-Kämpfer ($24,3 \pm 4,5$ Jahre, $N=25$). Um die Trainingseffekte genauer herauszuarbeiten, verwendeten die Sportwissenschaftler eine Interventions- und Kontrollgruppe. Das Interventionsziel der FMS-Gruppe war die Erhöhung der motorischen Kontrolle und die Reduktion von Asymmetrien der funktionalen Muskellänge. Nach der 8-wöchigen Intervention verbesserte sich die FMS-Gruppe von $13,2 \pm 0,8$ auf $15,3 \pm 1,4$ Punkte, während sich die Kontrollgruppe nicht verbessern konnte; vorher $13,2 \pm 0,8$ Punkte, nachher: $13,3 \pm 0,9$ Punkte (Bodden, Needham & Chockalingam, 2013). Klusemann und Kollegen verwendeten zur Erfassung von möglichen Effekten einer Trainingsintervention einen modifizierten FMS (FMS_{mod}). Sie ergänzten den FMS mit einem zusätzlichen Item – einem Landing Screen – den sie nach dem FMS-Schema bewerteten. 39 Nachwuchsbasketballer (17 Jungen 14 ± 1 Jahre, 22 Mädchen 15 ± 1 Jahre; Dropouts: $n=3$, alle Anfänger im Krafttraining) wurden vor und nach der 6-wöchigen Intervention mit dem modifizierten FMS getestet. Während der Interventionsphase nahmen Sie zusätzlich dreimal wöchentlich am Mannschaftstraining sowie an einem Spiel teil. Um Trainingseffekte herauszuarbeiten wurden je 13 Teilnehmer entweder in eine supervisierte Trainingsgruppe, eine online-videobasierte Trainingsgruppe oder Kontrollgruppe aufgeteilt. Die Übungen der Interventionsgruppen bildeten basketballspezifische und unspezifische Tätigkeiten, wie beispielsweise Landungen, Sprünge, Richtungswechsel, Kniebeugen, Klimmzüge oder Übungen zur Rumpfkraftigung. Die Teilnehmer der supervisierten Trainingsgruppe erhielten verbales, visuelles und kinästhetisches Feedback von

einem erfahrenen Konditionstrainer. Der Online-Gruppe wurden die wöchentlichen Trainingsübungen mit Hilfestellungen auf einer Webseite präsentiert. Nach der Interventionsphase zeigte die Kontrollgruppe und die online-basierte Intervention keine nennenswerte Verbesserung. Im Gegensatz dazu konnten sich die Anfänger unter der Anleitung des Konditionstrainers um durchschnittlich 2 Punkte im FMS verbessern (14 ± 1 auf 16 ± 2) (Klusemann, Pyne, Fay & Drinkwater, 2012). Leider verzichteten die Autoren oder die Editoren auf die Ergebnisse der einzelnen FMS-Items, sodass eine präzisere Auseinandersetzung mit dieser Studie nicht möglich ist. Nichtsdestotrotz vermittelt sie den Eindruck, dass der modifizierte FMS für die Evaluation von Trainingsmaßnahmen zielführend sein könnte und ein erfahrener Trainer wesentlich für die erfolgreiche Umsetzung des Trainingsprogramms ist.

Eine kanadische Studie, durchgeführt mit Berufsfeuerwehrmännern, erzeugt jedoch den gegenteiligen Eindruck (Frost, Beach, Tyson, Callaghan & McGill, 2012). 60 Männer im Alter von $37,5 \pm 9,6$ Jahren wurden in zwei Interventions- und eine Kontrollgruppe gleichmäßig nach Alter und FMS_{total} verteilt. Jede Interventionsmaßnahme wurde von einem ausgebildeten Certified Strength and Conditioning Specialist (CSCS) ohne Kenntnisse der vorherigen FMS-Ergebnisse durchgeführt. Das Ziel von Interventionsgruppe I war die Reduzierung des Verletzungsrisikos (McGill, 2007; Hewett et al., 1999), während der Konditionstrainer von Interventionsgruppe II das Ziel verfolgte, die Teilnehmer „so fit wie möglich zu machen“. In der Kontrollgruppe wurde auf die Betreuung des Trainings verzichtet. Leider konnten in der Studie von Frost et al. keine möglichen Verbesserungen durch den FMS ausgedrückt werden. Beispielsweise veränderte sich der FMS-Gesamtscore von Interventionsgruppe I von $13,1 \pm 2,7$ auf $13,5 \pm 2,3$ Punkte. Dieses Ergebnis spricht gegen die Bewertungsqualität des FMS, da sich eine Verbesserung häufig nicht durch den Score ausdrücken lässt. So führt die Entwicklung einer asymmetrischen Kniebeuge mit Vorlage (Score 2) zu einer symmetrischen Ausführung der tiefen Kniebeuge mit leichter Vorlage im Nachtest ebenso zu Score 2.

Demgegenüber konnte die Forschungsgruppe um Peate zeigen, dass eine spezifische, FMS-basierte Trainingsintervention zu messbaren Unterschieden führt (Peate, Bates, Lunda, Francis & Bellamy, 2007). Insgesamt reduzierten sich die Verletzungen nach der Intervention von 62 Prozent auf 42 Prozent. Jedoch kann man anhand des Studiendesigns nicht klar unterscheiden, ob dieses Ergebnis durch die FMS-Korrekturübungen oder durch die Vermittlung von Hebetechniken erreicht wurde. In einer weiteren Interventionsstudie mit 90 Teilnehmern basierte die Trainingsgestaltung auf den Prinzipien des Functional Trainings. Das Trainingsprogramm enthielt Übungen mit Widerstandsbändern, Freihanteln, dem eigenen Körpergewicht und zusätzlichen Aufgaben zur

Steigerung der Beweglichkeit. Die Wirksamkeit des Trainings ermittelten die Testleiter mit dem FMS. Obwohl die Compliance der Teilnehmer nur mittelmäßig war (durchschnittliche Teilnahme an 10 von 18 Trainingseinheiten) konnte nach der Interventionsphase ein Zuwachs von mehr als 2 Punkten im FMS-Gesamtscore ermittelt werden (Goss, Christopher, Faulk & Moore, 2009). Jedoch fällt es schwer anhand der fehlenden Kontrollgruppe Verallgemeinerung aus dieser Studie zu ziehen, denn die Steigerung des Gesamtscores lässt sich ebenfalls durch Lerneffekte erklären (Frost et al., 2013).

4.5 ZUSAMMENFASSUNG

Der Functional Movement Screen ist ein weitverbreitetes Screeningtool zur Beurteilung der Bewegungssymmetrie, Haltungsstabilität, funktionellen Asymmetrien und bewegungsassoziierten Schmerzen. In der methodologischen Analyse zeigte sich, dass die Objektivität und Reliabilität der FMS-Gesamtscores zwar hoch ausfällt, jedoch die Bewertung der Items Hurdle Step und In-Line Lunge vielen Testern Schwierigkeiten bereitet. Um diesem Problem in der Praxis zu begegnen, hilft eine fokussierte Bewertungsschulung dieser Items zum Beispiel mithilfe von Videoaufzeichnungen und der anschließenden Bewertung der Bewegungsausführung in der Slow-Motion-Funktion sowie ausreichend Erfahrung (mehr als 100 Versuche). Die Verwendung von Videomaterial schafft zudem mehr Transparenz für Patienten oder Sportler. Um den Lerneffekt zu reduzieren scheint es hilfreich, den Probanden einen Übungsversuch zu gewähren oder bei unterschiedlichen Bewegungsgeschwindigkeiten zu screenen.

Die Frage nach den unterliegenden Konstrukten konnte anhand mehrerer Faktorenanalysen nicht beantwortet werden. Da die Ordinalskalierung des FMS wahrscheinlich keine normalverteilten Daten liefert, scheint dieses Verfahren nicht angemessen für die Untersuchung dieser Fragestellung zu sein. Aus testtheoretischer Sicht ist die Aufgabenanalyse eine Gelegenheit, um mehr über die Verteilung zu erfahren. Die fehlende Kenntnis der mit dem FMS operationalisierten Faktoren erklärt möglicherweise die konträren Ergebnisse in Studien zur Verletzungsprognostik und Interventionsstudien. Aus Sicht der therapeutischen Praxis scheint mir die Reduktion bewegungsassoziierter Schmerzen sinnvoller zu sein. Diese ließen sich zum Beispiel mit einer Schmerzskala erfassen.

Ein direkter Zusammenhang zwischen dem FMS und der sportlichen Leistung hält keiner wissenschaftlichen Prüfung stand. Allerdings vermittelt eine Studie Indizien, dass die Bewegungsqualität der Kniebeuge für beschleunigungsorientierte Sportarten eine wichtige Voraussetzung darstellt. Dieser Zusammenhang klingt plausibel, da die Kniebeuge häufig zur Entwicklung der Kraft eingesetzt wird und in hohem Zusammenhang mit der Beschleunigungsfähigkeit steht.

Aus wissenschaftlicher Sicht zeigt sich, dass auf testtheoretischer Ebene einige Schwächen im Design der Testbatterie des Functional Movement Screen liegen und diese möglicherweise zu falschen Schlüssen führen können. Wesentlich für mögliche diagnostische Schlussfolgerungen ist das Verständnis der methodischen Schwächen im Testdesign. Diese lassen sich zum Beispiel durch weitere Verfahren wie inertielle Goniometrie oder das Landing-Error-Scoring-Verfahren verringern.

Aus dieser Literaturanalyse lassen sich für mein Forschungsprogramm folgende Anforderungen ableiten:

1. Die Erarbeitung einer testtheoretisch fundierten Aufgabenanalyse.
2. Die Aufarbeitung der Bewertungsstruktur.
3. Die Entwicklung einer Konstruktvalidierung.

4.6 LITERATUR

- Arnason, A., Sigurdsson, S.B., Gudmundsson, A., Holme, I., Engebretsen, L. & Bahr, R. (2004). Risk factors for injuries in football. *American Journal of Sports Medicine*, 31 (1), 5S-16S.
- Bahr, R. (2009). No injuries, but plenty of pain? On the methodology for recording overuse symptoms in sports. *British Journal of Sports Medicine*, 43 (13), 966–972.
- Bahr, R. & Krosshaug, T. (2005). Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. *British Journal of Sports Medicine*, 39 (6), 324–329.
- Beach, T.A., Frost, D.M. & Callaghan, J.P. (2014). FMS™ scores and low-back loading during lifting--whole-body movement screening as an ergonomic tool? *Journal of Ergonomics*, 45 (3), 482–489.
- Bell, D.A., Padua, D. & Clark, M.A. (2008). Muscle Strength and Flexibility Characteristics of People Displaying Excessive Medial Knee Displacement. *Archives of Physical Medical Rehabilitation*, 89 (7).
- Bishop, D. (2008). An applied research model for the sport sciences. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 38 (3), 253–263.
- Bodden, J.G., Needham, R.A. & Chockalingam, N. (2013). The effect of an intervention program of functional movement screen test scores in mixed martial arts athletes. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*.
- Brink, M.S., Visscher, C., Arends, S., Zwerver, J., Post, W.J. & Lemmink, K.A. (2010). Monitoring stress and recovery: new insights for the prevention of injuries and illnesses in elite youth soccer players. *British Journal of Sports Medicine*, 44 (11), 809–815.
- Chapman, R.F., Laymon, A.S. & Arnold, T. (2014). Functional movement scores and longitudinal performance outcomes in elite track and field athletes. *International journal of sports physiology and performance*, 9 (2), 203–211.
- Chappell, J.D., Herman, D.C., Knight, B.S., Kirkendall, D.T., Garrett, W.E. & Yu, B. (2005). Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. *The American journal of sports medicine*, 33 (7), 1022–1029.
- Chorba, R.S., Chorba, D.J., Bouillon, L.E., Overmyer, C.A. & Landis, J.A. (2010). Use of a functional movement screening tool to determine injury risk in female collegiate athletes. *North American journal of sports physical therapy: NAJSPT*, 5 (2), 47–54.
- Cook, G., Burton, L. & Fields, K. (2007). *The Functional Movement Screen and Exercise Progressions Manual*.
- Duncan, M.J. & Stanley, M. (2012). Functional movement is negatively associated with weight status and positively associated with physical activity in british primary school children. *Journal of obesity*, 2012, 697563.
- Elias, J.E. (2013). The Inter-rater Reliability of the Functional Movement Screen within an athletic population using Untrained Raters. *Journal of Strength and Conditioning Research*.
- Faude, O., Meyer, T., Federspiel, B. & Kindermann W. (2009). Injuries in Elite German Football - A Media-based Analysis. *Journal of German Sports Medicine*, 60, 139–143.

- Fischer, K., Stearne, D.J., Paul, K. & Leonard, R. (2013). The Effect of Functional Movement Screen-Based Circuit Training On Balance and Postural Stability. *International Journal of Exercise Science: Conference Proceedings*, 9(1), Article 19.
- Frohm, A., Heijne, A., Kowalski, J., Svensson, P. & Myklebust, G. (2012). A nine-test screening battery for athletes: a reliability study. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 22(3), 306–315.
- Frost, D.M., Beach, T.A., Callaghan, J.P. & McGill, S.M. (2013). FMS™ scores change with performers' knowledge of the grading criteria - Are general whole-body movement screens capturing "dysfunction"? *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*.
- Frost, D.M., Beach, Tyson A. C., Callaghan, J.P. & McGill, S.M. (2012). Using the Functional Movement Screen™ to evaluate the effectiveness of training. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 26(6), 1620–1630.
- Gigerenzer, G. & Edwards, A. (2003). Simple tools for understanding risks: from innumeracy to insight. *BMJ*, 327(27), 741–744. Zugriff am 20. Februar 2015 unter <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC200816/>.
- Goss, D.L., Christopher, G.E., Faulk, R.T. & Moore, J. (2009). Functional training program bridges rehabilitation and return to duty. *Journal of special operations medicine: a peer reviewed journal for SOF medical professionals*, 9(2), 29–48.
- Gribble, P.A., Brigle, J., Pietrosimone, B.G., Pfile, K.R. & Webster, K.A. (2013). Intrarater reliability of the functional movement screen. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 27(4), 978–981.
- Grygorowicz, M., Piontek, T. & Dudzinski, W. (2013). Evaluation of functional limitations in female soccer players and their relationship with sports level--a cross sectional study. *PloS one*, 8(6), e66871.
- Hewett, T.E., Lindenfeld, T.N., Riccobene, J.V. & Noyes, F.R. (1999). The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. A prospective study. *The American journal of sports medicine*, 27(6), 699–706.
- Hoover, D., Clyde, K.B., Bourcier, B., Shannon, L., Jenny, T. (2008). Predictive validity of the Functional Movement Screen™ in a population of recreational runners training for half marathon. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40, 219.
- Hopkins, W.G. (2005). Competitive performance of elite track and field athletes: variability and smallest worthwhile enhancements. *Sportscience*, 9, 17–20.
- Hopkins, W.G., Schabort, E.J. & Hawley, J.A. (2001). Reliability of power in physical performance tests. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 31(3), 211–234.
- Kazman, J.B., Galecki, J.M., Lisman, P., Deuster, P. & O'Connor, F.G. (2014). Factor structure of the functional movement screen in marine officer candidates. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 28(3), 672–678.

- Kernozek, T.W., Torry, M.R. & Iwasaki, M. (2008). Gender differences in lower extremity landing mechanics caused by neuromuscular fatigue. *The American journal of sports medicine*, 36 (3), 554–565.
- Klusemann, M.J., Pyne, D.B., Fay, T.S. & Drinkwater, E.J. (2012). Online Video–Based Resistance Training Improves the Physical Capacity of Junior Basketball Athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26 (10), 2677–2684.
- Kraus, K. & Doyscher, R. Evaluation and application of motor screening systems for the long-term athlete development. In: Proceedings of 15th Summer School. Technology of information and communication in applied training science. I. Fichtner, eds. Leipzig, Germany, IAT, 2013 (S. 50–58).
- Kraus, K., Schütz, E., Taylor, W.R. & Doyscher, R. (2014). Efficacy of the functional movement screen: a review. *J Strength Cond Res.*, 28 (12), 3571–3584.
- Krustrup, P., Mohr, M., Amstrup, T., Rysgaard, T., Johansen, J., Steensberg, A., Pedersen, P.K. & Bangsbo, J. (2003). The yo-yo intermittent recovery test: Physiological response, reliability and validity. *Medicine Science of Sports and Exercise*, 35, 697–705.
- Lederman, E. (2010). The myth of core stability. *J Bodyw Mov Ther.*, 14 (1), 84–98.
- Lehr, M.E., Plisky, P.J., Butler, R.J., Fink, M.L., Kiesel, K.B. & Underwood, F.B. (2013). Field-expedient screening and injury risk algorithm categories as predictors of noncontact lower extremity injury. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 23 (4), e225-32.
- Li, Y., Wang, X., Chen, X. & Dai, B. (2014). Exploratory factor analysis of the functional movement screen in elite athletes. *Journal of Sport Science* (3), 1–7.
- Lienert, G.A. & Raatz, U. (1998). *Testaufbau und Testanalyse. "Test Composition and Test Analysis"* (6. Aufl., Studienausg). Weinheim: Beltz, Psychologie Verl.-Union.
- Lisman, P., O'Connor, F.G., Deuster, P.A. & Knapik, J.J. (2013). Functional movement screen and aerobic fitness predict injuries in military training. *Med Sci Sports Exerc.*, 45 (4), 636–643.
- Mallo, J. (2014). *Periodization Fitness Training. A Revolutionary Football Conditioning Program*: SoccerTutor.com.
- McGill, S. (2007). *Low back disorders. Evidence-based prevention and rehabilitation* (2nd ed). Champaign, IL: Human Kinetics.
- McGill, S., Frost, D., Andersen, J., Crosby, I. & Gardiner, D. (2012). Movement quality and links to measures of fitness in firefighters. *Work (Reading, Mass.)*.
- McGill, S.M., Andersen, J.T. & Horne, A.D. (2012). Predicting performance and injury resilience from movement quality and fitness scores in a basketball team over 2 years. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 26 (7), 1731–1739.
- McNeill, W. (2010). Core stability is a subset of motor control. *J Bodyw Mov Ther.*, 14 (1), 80–83.
- Minick, K.I., Kiesel, K.B., Burton, L., Taylor, A., Plisky, P. & Butler, R.J. (2010). Interrater Reliability of the Functional Movement Screen. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24 (2), 479–486.

- Mujika, I. (2007). Challenges of team-sport research. *International journal of sports physiology and performance*, 2(3), 221–222.
- Noyes, F.R., Barber-Westin, S.D., Fleckenstein, C., Walsh, C. & West, J. (2005). The drop-jump screening test: difference in lower limb control by gender and effect of neuromuscular training in female athletes. *The American journal of sports medicine*, 33(2), 197–207.
- O'Connor, F.G., Deuster, P.A., Davis, J., Chris, G. & Knapik, J.J. (2011). Functional Movement Screening. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(12), 2224–2230.
- Okada, T., Huxel, K.C. & Nesser, T.W. (2011). Relationship Between Core Stability, Functional Movement, and Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(1), 252–261.
- Onate, J.A., Dewey, T., Kollock, R.O., Thomas, K.S., Van Lunen, Bonnie L, DeMaio, M. & Ringleb, S.I. (2012). Real-time intersession and interrater reliability of the functional movement screen. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 26(2), 408–415.
- Padua, D.A., Marshall, S.W., Boling, M.C., Thigpen, C.A., Garrett, W.E. & Beutler, A.I. (2009). The Landing Error Scoring System (LESS) Is a valid and reliable clinical assessment tool of jump-landing biomechanics: The JUMP-ACL study. *The American journal of sports medicine*, 37(10), 1996–2002.
- Parchmann, C.J. & McBride, J.M. (2011). Relationship Between Functional Movement Screen and Athletic Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(12), 3378–3384.
- Parenteau-G, E., Gaudreault, N., Chambers, S., Boisvert, C., Grenier, A., Gagné, G. & Balg, F. (2013). Functional movement screen test: A reliable screening test for young elite ice hockey players. *Physical therapy in sport: official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*.
- Paszkewicz, J.R., McCarty, C.W. & Van Lunen, B. L. (2013). Comparison of functional and static evaluation tools among adolescent athletes. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 27(10), 2842–2850.
- Peate, W.F., Bates, G., Lunda, K., Francis, S. & Bellamy, K. (2007). Core strength: A new model for injury prediction and prevention. *Journal of Occupational Medicine and Toxicology*, 2(1), 3.
- Perry, F. & Koehle, M.S. (2013). Normative data for the functional movement screen in middle-aged adults. *J Strength Cond Res.*, 27(2).
- Reed, C.A., Ford, K.R., Myer, G.D. & Hewett, T.E. (2012). The effects of isolated and integrated 'core stability' training on athletic performance measures: a systematic review. *Sports Medicine*, 42(8), 697–706.
- Schneiders, A.G., Davidsson, A., Hörman, E. & Sullivan, S.J. (2011). Functional movement screen normative values in a young, active population. *International journal of sports physical therapy*, 6(2), 75–82.
- Shultz, R., Anderson, S.C., Matheson, G.O., Marcello, B. & Besier, T. (2013). Test-retest and interrater reliability of the functional movement screen. *Journal of athletic training*, 48(3), 331–336.
- Smith, C.A., Chimera, N.J., Wright, N.J. & Warren, M. (2013). Interrater and intrarater reliability of the functional movement screen. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 27(4), 982–987.

- Sörenson, E.A. (2009). *Functional movement screen as a predictor of injury in high school basketball athletes. Doctoral Thesis*. University of Oregon.
- Teyhen, D.S., Shaffer, S.W., Lorensen, C.L., Halfpap, J.P., Donofry, D.F., Walker, M.J., Dugan, J.L. & Childs, J.D. (2012). The Functional Movement Screen: a reliability study. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 42 (6), 530–540.
- Tsai, L.-C., Sigward, S.M., Pollard, C.D., Fletcher, M.J. & Powers, C.M. (2009). Effects of fatigue and recovery on knee mechanics during side-step cutting. *Medicine and science in sports and exercise*, 41 (10), 1952–1957.
- Tukey, J.W. (1997). *Exploratory data analysis* (Addison-Wesley series in behavioral science Quantitative methods). Reading, Mass.: Addison-Wesley.
- Witvrouw, E., Danneels, L., Asselman, P., D'Have, T. & Cambier, D. (2003). Muscle flexibility as a risk factor for developing muscle injuries in male professional soccer players. A prospective study. *The American journal of sports medicine*, 31 (1), 41–46.

5 DAS KONZEPT DER INTEGRATIVEN KONSTRUKTVALIDIERUNG

5.1 ALLGEMEINE VORSTELLUNGEN ZUR VALIDITÄT

„Validation was once a priestly mystery, a ritual performed behind the scenes, with the professional elite as witness and judge. Today, it is a public spectacle combining the attractions of chess and mud wrestling. Disputes about the appropriateness of tests impose a large responsibility on validators. Validators meet that responsibility through activities that clarify for a relevant community what a measurement means, and the limitations of each interpretation.“ Lee J. Cronbach (1988)

Im allgemeinen Verständnis ist die Validität das wichtigste Gütekriterium für die Entwicklung und Beurteilung von Tests oder Screeningverfahren. Generell verbirgt sich hinter diesem Begriff die Gültigkeit eines Testverfahrens, die beispielsweise durch Validitätskoeffizienten zum Ausdruck gebracht werden kann. Ein Test oder Screening ist vollkommen valide, wenn die damit gewonnenen Erkenntnisse einen unmittelbaren und fehlerfreien Rückschluss auf den zu erfassenden Gegenstand ermöglichen (Lienert & Raatz, 1998). Diese Eindeutigkeit ist allerdings in der wissenschaftlichen Praxis nicht vorhanden. Vielmehr sind Unsicherheiten bei der Interpretation die Regel (Cronbach, 1971; Kahneman, 2012). Um die Genauigkeit bzw. die Grenzen von Testinterpretation festzustellen und zu verbessern, versucht man den Geltungsbereich von Informationen einzukreisen.

Zunächst soll die Entwicklung des Validitätsbegriff vorgestellt werden, da es hierzu unterschiedliche Auffassungen gibt. Eine historische Skizze soll den Kontext des Validitätsbegriffs darstellen. Basierend darauf wird anschließend ein integratives Validierungsmodell vorgestellt. Im Laufe des vergangenen Jahrhunderts hat sich das Verständnis des Validitätsbegriffs gewandelt. Zu Beginn bis Mitte des 20. Jahrhunderts wurde der Validierungsbegriff vom kriterienbezogenen Modell im Kontext des inhaltlich-logischen Validitätsaspekts dominiert (Zumbo, 2014). Die kriterienbezogene Validität ergibt sich aus dem Bezug der Testbewertung zu den Kriterienpunktwerten. Dieser Bezug wird in der Regel durch Korrelationen hergestellt (Lienert & Raatz, 1998). In diesen Zusammenhang fällt auch die traditionelle Definition des Validitätsbegriffs. Im klassischen Verständnis wird Validität (lateinisch validus = „kräftig“ oder „wirksam“) als Eigenschaft verstanden, die darüber Auskunft gibt, ob ein Test oder Testinstrument das erfasst, was er bzw. es zu messen vorgibt. In den 1950er Jahren wurden pragmatische Aspekte wie inhaltliche, prädiktive und kriterienbezogene Validität um die theoretische Komponente der Konstruktvalidität erweitert, welche auf Cronbach und Meehl zurückgeht und auch in den Standards der *American*

Psychological Association verankert wurde (Cronbach & Meehl, 1955). In Anlehnung an Cronbach und Meehl verstehen Lienert und Raatz unter der Konstruktvalidität die theoretische Klärung dessen, was der Test misst. Hierbei weisen sie auf die schwierige Faßbarkeit von operationalisierten Eigenschaften hin, die auf ein Konstrukt zurückgehen (Lienert & Raatz, 1998). An diesem Punkt wird deutlich, dass Konstrukt und Messung in Wechselwirkung miteinander stehen. Denn das Konstrukt kann zur kreativen Operationalisierung inspirieren, während die Messung iterativ zur Theoriebildung beitragen kann. In diesem Entwicklungsstadium der Validierung galten die logische Analyse sowie empirisch-korrelationsstatistische und experimentelle Ansätze als gleichberechtigt. Jene Architektur vermittelt den Eindruck, dass spekulative Argumente auf gleicher Stufe mit empirischen Daten stehen.

In den 70er Jahren wurde auf den moralischen Aspekt der intendierten und un-intendierten Testanwendung und -interpretation hingewiesen, was einen weiteren Aspekt der Testvalidierung darstellt (Zumbo, 2014). Nach Cronbach ist Testvalidierung eine wichtige und verantwortungsvolle Aufgabe. Um dieser Verantwortung gerecht zu werden, müsse bei der Validierung die Bedeutung von Messwerten und die Limitationen der Interpretationen geklärt werden (Cronbach, 1988).

In diesem Zusammenhang wird die klassische Definition von Validität über das Messinstrument hinaus transformiert. Dies begründen Validitätstheoretiker damit, dass Schlüsse nicht vom Messinstrument selbst, sondern von den Messergebnissen gezogen werden (Kane, 2001; Messick, 1995). Demzufolge können Tests nur valide für die Messung von Merkmalen bzw. Eigenschaften sein. Entscheidend hierbei ist das Wort Messung. Die Gültigkeit der Messung (measurement validity) ist ein elementarer Faktor für die Validität der zu erfassenden Eigenschaft bzw. des Konstrukts. Dieser messspezifische Aspekt der Testvalidität beschäftigt sich mit der Frage der gültigen Abbildung des Messwerts als subjektive Indikatoren in Form von Bewertungspunkten (scale scores) oder als objektive Indikatoren in Form von Indices.

Messtheoretiker beschreiben die Testvalidität als eine Funktion aus der Zweckmäßigkeit der Aufgabe und der Gültigkeit der Messwerte. Die Bestimmung des Validitätskriteriums für Messwerte gilt als eine der schwierigsten Aufgaben der Testentwicklung (Toops, 1944). Daher sind Objektivitäts- und Reliabilitätsanalysen, Faktoren- und Item- oder Regressionsanalysen ein elementares methodisches Hilfsmittel für die empirische Etablierung valider Schlussfolgerungen aufgrund der Messparameter.

Zumbo (2014, S. 48) definiert die Testwert-Validierung als

“... ongoing process wherein one provides evidence to support appropriateness, meaningfulness, and usefulness of the specific inferences made from scores about individuals from a given sample and in a given context.”

Auch Lienert und Raatz weisen darauf hin, dass die Inhaltsvalidität und kriterienbezogene Validität als spezielle Aspekte der Konstruktvalidität aufgefasst werden können und verweisen dabei auf Messick (Lienert & Raatz, 1998). Ein exaktes Maß für die Höhe der Konstruktvalidität existiert noch nicht. Aus diesem Grund gibt es nur theoretische und empirisch fundierte Validationsargumente. Allerdings kann auf empirischer Ebene zwischen starken und schwachen Validitätsargumenten unterschieden werden. Dies spricht für den bewertenden Charakter der Validität. Dass Bewertungen nicht frei von persönlichen Wertungen und Überzeugungen sein können, impliziert der Begriff Bewertung, da Bewertungen immer von Menschen durchgeführt werden. Von entscheidender Bedeutung bei diesem Vorgang ist, inwiefern persönliche Überzeugungen und der Zeitgeist die Bewertung miteinfließen.

Cronbach (1988) weist auf diesen Fakt in seinem Beitrag *„Five Perspectives of Validity Arguments“* hin. Im Abschnitt zur politischen Perspektive skizziert er den Kontext für die Akzeptanz von Fakten und Theorien in Gemeinschaften. Er schreibt:

*„Acceptance or rejection of a practice comes about because a community is persuaded. Even research specialists do not judge a conclusion as it stands alone; they judge its compatibility with a network of prevailing beliefs...
Scientific argument and political argument differ in degree rather than kind, science having a longer time horizon, more homogeneous participants, and more formal reasoning...
A community should be disputatious. Then judgments are more likely to be as sound as present information allows. Informed argument often ought not to end in an agreement, because substantive findings are equivocal and because participants weigh values differently. Unanimity of beliefs is not required for a political system to reach equilibrium.“ (Cronbach, 1988, S.6)*

Da Wissenschaft von Menschen betrieben wird, welche von Werten und Überzeugungen beeinflusst sind, erscheint die transparente Darstellung von Werten und Überzeugungen, zumindest im wissenschaftlichen Kontext, als ein erstrebenswertes Ziel. Durch die Offenlegung von Werten und

Überzeugen lässt sich das Subjektive transparenter darstellen und kann nicht so leicht durch den Einsatz objektiver Methoden maskiert werden, die wiederum die Entscheidungsfindung von Validitätskriterien beeinflussen.

Vergegenwärtigt man sich die vielfältigen Komponenten der Validität und die Vernetzung dieser Aspekte, so erscheint eine systematische und transparente Darstellung hilfreich, um die notwendige Klarheit für die Bewertung des Validitätsgrads zu schaffen. Sowohl Kane als auch Borsboom et al. unterscheiden zwischen einem schwachen und starken Validitätsgrad (Borsboom, Mellenbergh, & van Heerden, 2004; Kane, 2001). Ein schwacher Validierungsgrad ist gekennzeichnet durch pragmatisches Suchen nach Korrelationsmustern ohne theoretische Fundierung sowie durch einen unsystematischen Validierungsprozess. Ein starker Validierungsgrad hingegen kann durch einen theoretisch geleiteten und systematisch geplanten Validierungsprozess erreicht werden (Kane, 2001). Für Zumbo verkörpert sich die starke Form in der Konstruktvalidierung, die eine gültige theoretische Erklärung zu den variablen Testwerten liefert. Schlussfolgerungen versteht er als Form der Erklärung (Zumbo, 2014). Dieses Argument könnte man daher in die Cronbach und Meehl'sche Tradition einordnen.

Im Vergleich zur eher klassischen Unterscheidung von Inhalts-, Kriterien- und Konstruktvalidität liefert das integrative Validierungsmodell von Messick die Grundstruktur für einen systematischen und transparenten Validierungsprozess. Dass die Gedanken in diesem Validierungsmodell nicht gänzlich neu sind, offenbart die Quellenanalyse. Die Leistung von Messick ist die Ergänzung des klassischen Modells, indem es Gedanken von Validitätstheoretikern in Beziehung bringt und ein strukturiertes Designkonzept für den Validierungsprozess sowie eine übersichtliche Evaluationsstruktur für die Validität entworfen hat (Cronbach, 1988; Cronbach & Meehl, 1955; Loevinger, 1957; Messick, 1989).

Um die Konstruktvalidität einzukreisen schlagen Lienert und Raatz in Anlehnung an Cronbach und Meehl folgende Maßnahmen vor:

1. Korrelation des Tests mit mehreren Außenkriterien
2. Korrelation des Tests mit Tests eines ähnlichen Validitätsanspruchs
3. Korrelationen mit Tests, die andere Merkmale erfassen
4. Faktorenanalyse des zu validierenden Tests gemeinsam mit Außenkriterien, validitätsverwandten und validitätsdivergenten Tests
5. Analyse interindividueller Unterschiede in den Testresultaten
6. Analyse intraindividuelle Veränderungen bei wiederholter Durchführung mit und ohne systematische Variation der Durchführungsbedingungen

7. Inhaltlich-logische Analyse der Testelemente

Einige dieser Maßnahmen wie Faktoren- oder Item- bzw. Item-Testwertanalyse sind in Messicks integrativen Validierungskonzept unter dem Punkt des strukturellen Aspekts einsortiert.

5.2 INTEGRATIVES KONZEPT DER KONSTRUKTVALIDIERUNG NACH MESSICK

Für den Testtheoretiker Samuel Messick bedeutet der Begriff Validität mehr als die Gültigkeit eines Testverfahrens. Da für ihn der Testscore eine Funktion der Aufgabe selbst und der individuellen Testleistung darstellt, erweitert er den Begriff der Validität um die Bedeutung des Testscores.⁴

Daraus leitet er die Forderung nach einer validen Bewertung und Interpretation des Testergebnisses ab, da von den Testergebnissen nachfolgende Entscheidungen abhängen. Zudem ist die Validität eines Tests von der erfassten Population und dem dazugehörigen Kontext abhängig, sodass die Validierung immer ein kontinuierlicher Prozess ist. Für Messick ist die Konstruktvalidierung eine bewertende Zusammenfassung der aktuellen empirischen und theoretischen Belege sowie potentieller Konsequenzen der Testinterpretation und Testverwendung (Messick, 1995). Messick unterscheidet in seinem Konzept sechs Aspekte der Konstruktvalidierung:

1. Der **inhaltliche Aspekt** der Konstruktvalidität enthält Belege für die Relevanz der Aufgabenselektion und Repräsentativität des Konstrukts aus Konsensentscheidungen.
2. Der **substantielle Aspekt** der Konstruktvalidität prüft inhaltliche Aspekte und dient der Entwicklung theoretischer Denkmodelle anhand empirischer Daten.
3. Der **strukturelle Aspekt** untersucht die Genauigkeit des Bewertungsverfahrens, um die intendierten Konstrukte zu erfassen.
4. Der **externe Aspekt** wird mit Hilfe konvergenter und diskriminanter Korrelationsmuster sowie kriterienbezogenen Analysen bestimmt.
5. Der **generalisierende Aspekt** repräsentiert die Testinterpretation und geht über die erhobene Stichprobe und die Testaufgaben hinaus, sodass es das dargestellte Konstrukt unter Einbezug seiner Grenzen abbildet.
6. Der **konsequenzielle Aspekt** stellt die sozialen und ethischen Konsequenzen bzw. Auswirkungen der Testinterpretation in den Vordergrund.

⁴ Seine Gedanken stützt er hierbei auf Cronbach (1971).

Diese sechs Aspekte der Konstruktvalidität dienen in diesem Forschungsprogramm als Grundlage für die empirische und theoretische Validierung des Functional Movement Screen. Jeder Aspekt wird zu Beginn des jeweiligen Abschnittes zur Erhöhung der Leserfreundlichkeit in knapper Form skizziert. Auf den konsequenziellen Aspekt wird verzichtet, da die sozialen und ethischen Konsequenzen der Testinterpretation aufgrund des unzureichenden Erkenntnisstands innerhalb dieses Forschungsprogramms nicht valide beantwortet werden können.

5.3 LITERATUR

- Toops, H. A. (1944). The criterion. *Educational and psychological measurement.*, (4), 290.
- Messick, S. (1995). Validity of Psychological Assessment: Validation of Inferences from Persons` Responses and Performances as Scientific Inquiry Into Score Meaning. *American Psychologist*, 50(9), 741–749.
- Kane, M. T. (2001). Current concerns in validity theory. *Journal of Educational Measurement*, 38, 319–342.
- Messick, S. (1989). Meaning and Values in Test Validation: The Science and Ethics of Assessment. *Educational Researcher*, 18(2), 5–11.
- Loevinger, J. (1957). Objective tests as instruments of psychological theory. *Psychological Reports*, (3), 635–694.
- Borsboom, D., Mellenbergh, G. J., & van Heerden, J. (2004). The concept of validity. *Psychological review*, 111(4), 1061–1071. doi:10.1037/0033-295X.111.4.1061
- Cronbach, L. J. (1971). Test Validation. In R. L. Thorndike (Ed.), *Educational Measurement* (pp. 443–507).
- Lienert, G. A., & Raatz, U. (1998). *Testaufbau und Testanalyse* (6. Aufl., Studienausg). Weinheim: Beltz, Psychologie Verl.-Union.
- Cronbach, L. J. (1988). Five Perspectives on a Validity Argument. In H. Wainer & H. I. Braun (Eds.), *Test validity* (pp. 3–18). Hillsdale, N.J.: L. Erlbaum Associates.
- Cronbach, L. J., & Meehl, P. E. (1955). Construct validity in psychological tests. *Psychological bulletin*, 52(4), 281–302.
- Zumbo, B. D. (2014). Validity: Foundational issues and statistical methodology. In C. R. Rao & S. L. Suhasini (Eds.), *Psychometrics: Vol. 26. Handbook of statistics. Psychometrics* (pp.45–79). Amsterdam: North-Holland/Elsevier. Retrieved from DOI: 10.1016/S0169-7161(06)26003-6
- Kahneman, D. (2012). *Thinking, fast and slow*. London: Penguin Books.

6 STRUKTURELLE VALIDIERUNG

Score validation is an empirical evaluation of the meaning and consequences of measurement.

[Samuel Messick]

6.1 DER EINFLUSS DES BEWERTUNGSSYSTEMS AUF DIE VALIDITÄT DER TESTAUFGABE

Die Validität ist ein Evaluierungsmaß für die Eignung von Tests, welches sich aus empirischen und theoretischen Belegen zusammensetzt. Auf empirischer Ebene erfolgt die Bewertung eines Items anhand eines Scores. Die Bewertung mithilfe eines Scores ist eine kodierte Abstraktion, die eine Eigenschaft zum Beispiel in einer Zahl abbildet und zudem die Vergleichbarkeit vereinfacht (Messick, 1995). Demzufolge ist Validität nicht nur eine Anforderung an die Testaufgabe, sondern steht auch in engem Zusammenhang mit deren Bewertung. Die Validität der Scores ist insofern von Relevanz, da sie auch entscheidenden Einfluss auf die Interpretation des Items hat. Folglich setzt sich die Bedeutung eines Items aus der Validität der Aufgabe und ihrer Bewertung zusammen, sodass das Zusammenspiel von Validität und Bewertung die Bedeutung und Interpretation des Test-Scores maßgeblich bestimmt (Cronbach, 1971). Hieraus ergibt sich die Forderung für die Notwendigkeit eines validen Scoringverfahrens um praktisch bedeutsame diagnostische Informationen zu schaffen.

6.2 METHODISCHE SCHWIERIGKEITSANALYSE DER FUNCTIONAL MOVEMENT SCREEN-ITEMS⁵

6.2.1 EINLEITUNG

32 von 44 der von McCall und Kollegen befragten professionellen Fußballmannschaften setzen den FMS zur Bewertung der muskuloskelettalen Gesundheit ihrer Spieler ein und leiten daraus Informationen zum Verletzungsrisiko ab (McCall et al., 2014). Auch im Freizeitsport wird der FMS-Gesamtscore für diesen Zweck genutzt. Jedoch liefern die Studien keine eindeutigen Belege für den Zusammenhang zwischen dem Gesamtscore und dem Risiko für Verletzungen. Gründe hierfür lassen sich vielfach in methodischen Schwächen der Studiendesigns finden, wie zum Beispiel dem Fehlen von Kontrollgruppen oder Vergleichsinstrumenten, der kleinen Stichprobengröße oder der unpräzisen Definition von Verletzungen (weitere Informationen liefert die Literaturanalyse). Von einem methodischen Standpunkt aus suggeriert die Verwendung des FMS-Gesamtscores die Homogenität und interne Konsistenz aller Items. Um dies zu prüfen, analysierten zwei voneinander unabhängige Forschungsgruppen die Faktorenstruktur des FMS mit der explorativen Faktorenanalyse. Die Analyse zeigte, dass dem FMS möglicherweise zwei Faktoren zugrunde liegen

⁵ Dieser Beitrag ist in etwas veränderter Form unter dem Titel *Methodological Item Analysis of the Functional Movement Screen* am 22.10.2015 in der Zeitschrift für Sportmedizin 66, S. 263-268 erschienen.

(Kazman, Galecki, Lisman, Deuster & O'Connor, 2014; Li, Wang, Chen & Dai, 2014). Allerdings ist die Faktorenanalyse ein statistisches Werkzeug für parametrische Daten (Tukey, 1980; Tukey, 1997). Dieses Datenniveau ist für eine Ordinalskala wie beim FMS-Protokoll streng mathematisch betrachtet unerreichbar. Aus diesem Grund sehe ich die Interpretation von Informationen, die mit unzureichenden Verfahren erzeugt wurden, kritisch.

In der klassischen Testentwicklung steht die Aufgabenanalyse am Anfang. Diese verfolgt nach Lienert und Raatz (1998, S.57) zwei Ziele:

1. Die Überarbeitung des Tests bzw. Schnelltests im Hinblick auf eine höhere Zuverlässigkeit und Genauigkeit des Testverfahrens durch die Verbesserung oder Eliminierung von nicht genügend geeigneten Aufgaben.
2. Die Überprüfung der Punkteverteilung einzelner Items mit dem Ziel die Objektivität, Reliabilität und Normierbarkeit zu verbessern.

Um diese Ziele zu erreichen, bestimmt der Wissenschaftler zunächst die Aufgabenschwierigkeit, welche er anhand eines Schwierigkeitsindex ausdrückt (Lienert und Raatz, 1998, S. 73). In der psychologischen Forschung definiert sich der Schwierigkeitsindex als prozentualer Anteil der richtigen Antworten bezogen auf alle Antworten innerhalb einer bestimmten Population. Diese Definition wurde auf den Functional Movement Screen angepasst, indem die richtige Antwort mit der korrekten Ausführung der jeweiligen Bewegungsaufgabe (Score 3) gleichgesetzt wurde. In der Item-Analyse werden die FMS-Items einerseits auf Homogenität und andererseits auf den möglichen Einfluss der Stichprobe auf die Schwierigkeitslevels geprüft.

6.2.2 METHODE

ARMSS: STUFE 2, EXPLORATIVE ITEM-ANALYSE

Beschreibung der Studienteilnehmer

155 Studienteilnehmer wurden unter kontrollierten Bedingungen im sportwissenschaftlichen Labor getestet. Dabei setzte sich die Stichprobe aus 110 Freizeitsportlern mit unterschiedlichen sportlichen Hintergründen sowie aus 45 professionellen bzw. semiprofessionellen Sportlern aus Fußball, Schwimmen und Leichtathletik zusammen. Insgesamt wurden 37 Frauen im Alter von $22,5 \pm 3$ Jahren sowie 118 Männer im Alter von $23,6 \pm 3,2$ Jahren getestet.

Ergänzend wurde der Datensatz von Li und Kollegen analysiert, um die methodologische Aussagekraft zu erhöhen (Li, Wang, Chen & Dai, 2014). Diesen Datensatz erachte ich als geeignet,

da sich die Stichprobe aus 290 Olympischen Athleten zusammensetzt, die für die Analyse notwendigen Informationen verfügbar sind und die Datenerhebung von ausgebildeten und erfahrenen Fachleuten durchgeführt wurde.

Statistische Analyse

Das Anliegen der Aufgabenanalyse ist, zweckmäßige von unzweckmäßigen Aufgaben innerhalb eines Tests herauszufiltern. In der psychologischen Forschung definiert sich der Schwierigkeitsindex als der prozentuale Anteil richtiger Antworten in einer bestimmten Population. Diese Definition wurde für die Prüfung auf Homogenität für meine Fragestellung leicht abgewandelt, da beim FMS teilweise korrekte Aufgabenlösungen möglich sind (Score 2), jedoch im Sinne einer Funktionsprüfung der aktiven muskuloskelettalen Beweglichkeit und Haltungsverstabilität nur die korrekte Bewegungsausführung in die Schwierigkeitsanalyse einbezogen wird (Score 3).

Formel zur Bestimmung des Schwierigkeitsindex nach Lienert und Raatz (1998, S. 74)

$$P = 100 * \frac{NR}{N}$$

P = Itemschwierigkeitsindex

NR = Anzahl korrekter Bewegungsmuster (Score 3)

N = Anzahl der Subjekte

Um die Aufgabenschwierigkeit zu bestimmen, habe ich fünf Schwierigkeitslevels festgelegt:

Level 1: sehr schwer = Index 0 bis 19

Level 2: schwer = Index 20 bis 39

Level 3: moderat = Index 40 bis 59

Level 4: einfach = Index 60 bis 79

Level 5: sehr einfach = Index 80 bis 100.

Um den Einfluss des heuristischen Schmerzscores (0) auf die interne Konsistenz zu reduzieren, wurden 181 Schmerzscore ausgeschlossen. Demzufolge sind 2.934 der insgesamt 3.115 Screenings analysiert worden. Eine Übersicht über den Datenflow liefert Abbildung 10.

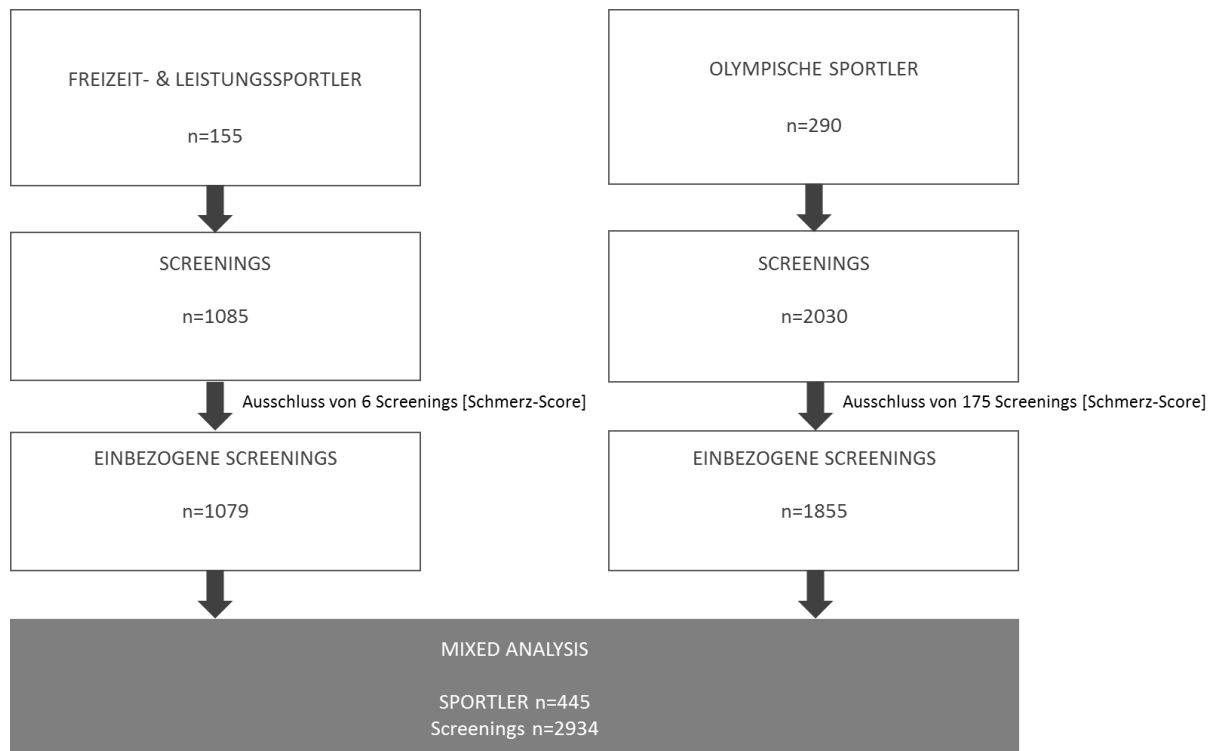


Abbildung 10: Datenverlauf.

Der Rangkorrelationskoeffizient Kendalls Tau dient der Beschreibung der Interkorrelation zwischen den ordinalen FMS-Item-Scores, da dieser Korrelationskoeffizient keine Gleichverteilungsannahme auf ordinalem Niveau voraussetzt (Gigerenzer, 1980, S. 218). Nach Cohen (2013) wurden die Effektgrößen in die folgenden Gruppen eingeteilt: trivial (0 bis 0,1), gering (0,1 bis 0,3), moderat (0,3 bis 0,5), hoch (0,5 bis 0,7), sehr hoch (0,7-0,9) und praktisch perfekt (0,9 bis 1). Das statistische Signifikanzniveau wurde auf 0,05 festgelegt. Die Bestimmung der Schwierigkeitsindices erfolgte mit Microsoft Excel 2010 (Microsoft, Redmond, WA) und die statistische Analyse mit SPSS Version 22 (IBM Corporation, Armonk, USA).

6.2.3 ERGEBNISSE

UNTERSUCHUNG AUF NORMALVERTEILUNG

Mixed Sample

Einen Überblick über die gesamte Verteilung der vergebenen Scores der 2.934 analysierten Screenings liefert Abbildung 11. Hierin bestätigt sich der Eindruck, dass der FMS keine normalverteilten Daten liefert. Insgesamt wurde 369mal Score 1, 1584mal Score 2 und 980mal Score 3 vergeben, was eine unausgeglichene Verteilung erkennen lässt. Vor allem die Items Hurdle Step und Rotary Stability differenzieren wenig, während sich die Items Shoulder Mobility, Active

Straight Leg Raise und Trunk Stability Push-Up als rechtsschiefe Items präsentieren. In der Kategorie Freizeit- und Leistungssport ist die Tendenz zur Mitte jedoch deutlich ausgeprägter als bei den Olympischen Sportlern. Score 2 ist der Modus der Items Deep Squat, Hurdle Step, In-Line Lunge und Rotary Stability, während Score 3 den Modus für die Items Shoulder Mobility, Active Straight Leg Raise und Trunk Stability Push-Up darstellt.

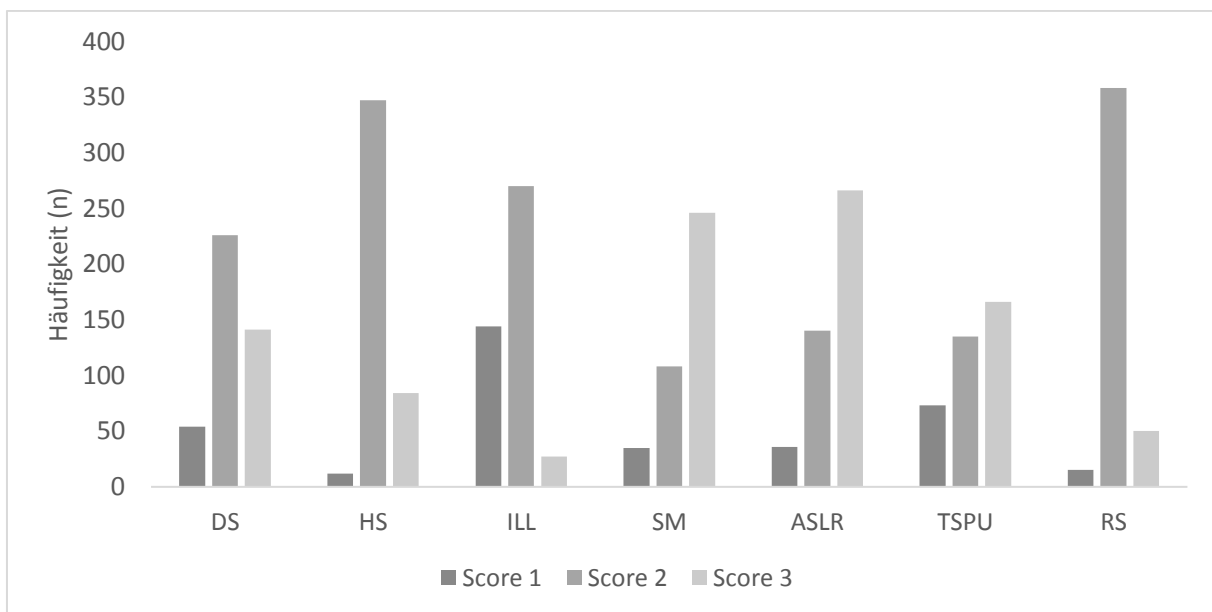


Abbildung 11: Schiefe Datenverteilung innerhalb der FMS-Items (n=2.934).

MATHEMATISCHE ANALYSE DER AUFGABENSCHWIERIGKEIT

Mixed Sample

Die Schwierigkeitsanalyse des FMS klassifiziert die Items in vier unterschiedliche Kategorien. Die Items HS und RS bilden die Kategorie sehr schwer. Als schwere Items stellten sich die Aufgaben DS und ILL heraus. ASLR und TSPU zählen zur moderaten Kategorie. Das schwierigste Item in dieser Gruppe war RS mit einem Index von 11,8. Als leichtestes Item kristallisierte sich hingegen SM heraus (Index 63; Kategorie leicht). Die Gesamtanalyse bewertet die FMS-Testbatterie als schwer (Index 37,7). Detaillierte Ergebnisse sind im Anhang zu finden.

Olympische Sportler

Der durchschnittliche Schwierigkeitsindex der Testbatterie betrug 44,9 (moderat). Die Schwierigkeitsanalyse dieser Stichprobe klassifiziert die FMS-Items in vier unterschiedliche Kategorien. Zwei einfache Items (SM, ASLR), drei moderate (DS, ILL, TSPU), ein schweres (HS) und ein sehr schweres Item (RS) wurden identifiziert. Das schwierigste Item für die Olympischen

Sportler war RS (Index 16,3) und das leichteste ASLR mit einem Index von 72,5. Eine detaillierte Darstellung der Ergebnisse ist ebenfalls im Anhang zu finden.

Freizeit- und Leistungssportler

Die Schwierigkeitsanalyse dieser Stichprobe generierte drei Kategorien von sehr schwer bis moderat. DS, HS, ILL und RS gehören zur Kategorie der sehr schweren Items. ASLR gehört zu den schweren, während SM und TSPU zu den moderaten Items zählen. Die schwierigsten Items in dieser Stichprobe waren HS und RS mit einem Index von jeweils 3,9. SM war die leichteste Aufgabe mit einem Index von 53. Der allgemeine Schwierigkeitsindex der Testbatterie in dieser Stichprobe betrug 23,7. Folglich fällt der FMS für diese Stichprobe in die Kategorie schwer.

INTER-ITEM-KORRELATIONEN

Auf Ebene der Items bewegen sich die Inter-Korrelationen zwischen -0,2 bis 0,3, während die Item-Korrelationen mit dem Gesamtscore geringe bis starke Zusammenhänge darstellen. Die Items DS, HS, TSPU und RS zeigen eine geringe Beziehung zum Gesamtscore, während ILL ($r=0,31$; $p<0,01$) und SM ($r=0,49$; $p<0,01$) eine moderate und ASLR ($r=0,59$; $p<0,01$) eine starke Beziehung zum Gesamtscore zeigen (siehe Anhang).

6.2.4 DISKUSSION

„The hallmark of science is certain scepticism even towards one's most cherished theories. Blind commitment to a theory is not an intellectual virtue: it is intellectual crime“, schreibt Imre Lakator, Autor der wissenschaftstheoretischen Abhandlung *Methodology of Scientific Research Programmes* (1980). Diese kritischen Worte motivieren dazu, der Frage, was der Functional Movement Screen misst, methodologisch nachzugehen. Die Aussage, dass man einen allgemeinen Eindruck von der Haltungsverstabilität und der funktionellen Beweglichkeit erhält, ist für einen Sportwissenschaftler nicht ausreichend. Anhand dieser Eindrücke das Verletzungsrisiko bewerten zu können scheint abwegig, denn die Verletzungsprognose oder motorischen Kontrolle verlangt Hintergrundwissen bezüglich der formgebenden Konstrukte der zu messenden Gegenstände.

„Truth emerges more readily from error than from confusion“ Thomas W. Kuhn

Eine kritische Diskussion zeichnet sich durch einen soliden theoretischen Hintergrund, gute Fragestellungen und konstruktive Hinweise aus. Die Frage nach den unterliegenden Konstrukten erachte ich als gute Frage. Jedoch halte ich die Faktorenanalyse für ein ungeeignetes statistisches

Werkzeug für den FMS. Zum einen, weil unsere Daten zeigen, dass das FMS-Protokoll keine normalverteilten Daten liefert: 2.564 von 2.934 (87 Prozent) aller Items wurden mit Score 2 oder 3 bewertet. Zum anderen zeigt eine Übersichtsarbeit von Fabrigar und Kollegen, dass die explorative Faktorenanalyse häufig fehlerhaft durchgeführt wird (Fabrigar, MacCallum, Wegener & Strahan, 1999). Aus diesem Grund habe ich mich für die Analyse der Schwierigkeitsindices entschieden, um zunächst mögliche Schwierigkeitsunterschiede innerhalb der Testbatterie zu erfassen.

Item-Analyse im Freizeit- und Leistungssport

Die Schwierigkeitsanalyse zeigte auf, dass der FMS im Allgemeinen eine schwere Testbatterie ist. Dies könnte zu der Interpretation führen, dass der FMS für Fitnesssportler entweder zu schwer oder die motorische Kontrolle in dieser Population zu gering sei. Ich bin der Meinung, dass die Aufgaben des FMS für Fitnesssportler nicht zu schwierig sind. Vielmehr sehe ich die Problematik auf der Ebene des Bewertungssystems. Des Weiteren scheinen Aufgaben wie der Deep Squat für den Fitnessbereich aufgrund der Überkopfhaltung der Arme nicht zweckmäßig.

Die Korrelationsstatistik innerhalb der Kategorie der sehr schwierigen (DS, HS, ILL und RS) und schwierigen Items (ASLR) brachte Zusammenhänge auf geringem Niveau hervor. Möglicherweise liegt es daran, dass die Items unterschiedliche Qualitäten erfassen. Dieser Eindruck bestätigt sich auch im Datensatz der olympischen Gruppe (Li et al., 2014). Der moderate Zusammenhang zwischen den isolierten Beweglichkeitsübungen SM und ASLR ($r=0,3$, $p<0,01$) könnte durchaus an der Einfachheit in der Ausführung dieser beiden Items liegen. Diese Vermutung deckt sich überraschenderweise nicht mit den Ergebnissen der olympischen Sportler. Hier sollte jedoch angemerkt werden, dass das Item SM durch eine hohe Schmerzinzidenz gekennzeichnet ist ($n=55$). Dass SM ($r=0,5$, $p<0,01$) und ASLR ($r=0,6$; $p<0,01$) stark mit dem FMS Gesamtscore korrelieren, zeigt den erhöhten Impact dieser Items auf den Gesamtscore. Dieses Ergebnis spricht gegen den Einsatz des FMS-Gesamtscores im Hinblick auf die Abschätzung des Verletzungsrisikos. Genauere Vergleiche zwischen den erhobenen Daten und denen der Olympischen Gruppe sind leider nicht möglich, da der Zugang zu den Rohdaten fehlt. Allerdings ist durch die Vermischung der Daten beider Gruppen eine weitere Interpretation zu den Schwierigkeitsindices möglich.

Item-Analyse des Mixed Samples

Im Mixed Sample liegen vier Schwierigkeitsindices von leicht bis sehr schwer vor. Der allgemeine Schwierigkeitsindex klassifiziert die Testbatterie sowohl in der Fitness- als auch in der Leistungssportgruppe als schwer. Jedoch muss bei der Interpretation der Einfluss der Olympischen Gruppe (n=290 von 445) sowie der in der Analyse nicht differenzierte Einfluss des Geschlechts beachtet werden (Hopkins, 2003). Auch bei den olympischen Athleten kristallisierte sich das Item Rotary Stability als schwierigste Aufgabe heraus (Index 16 vs. Index 4 bei Fitness-Leistungssportgruppe). Möglicherweise ist dies der Fall, weil jener Aufgabentyp zu wenig trainiert wird. Ein weiterer Gedanke ist, dass das Bewertungssystem diesen Umstand begünstigt, da zu viele Variationen innerhalb der Aufgabe Rotary Stability im Score 2 resultieren (Kraus, Schütz, Taylor & Doyscher, 2014). Daher erachte ich eine methodologisch fundierte Auseinandersetzung mit dem Bewertungsverfahren des FMS als dringend notwendig. Dabei ist eine Differenzierung zwischen Flexion und Extension für die Items DS, HS, ILL, TSPU und RS sinnvoll. Außerdem könnte die Untersuchung von konzentrischen oder exzentrischen Muskelaktivitäten bei unterschiedlichen Belastungen neue Hinweise für die Testentwicklung bieten.

Ziel dieser Schwierigkeitsanalyse war, die Aufgaben des FMS aus einer methodologischen Perspektive zu betrachten bzw. zu bewerten. Die Analyse hat gezeigt, dass die mit den explorativen Faktorenanalysen erzeugten Informationen aus methodologischer Sicht streng genommen nicht haltbar sind. Der ideale wissenschaftliche Fortschritt wäre nun, das Produkt, nachdem die alte Version sich als fehlerhaft bzw. unzuweckmäßig herausgestellt hat, durch die ständige Verfeinerung von Theorien weiterzuentwickeln (Christensen & Raynor, 2003). Jedoch hat der Wissenschaftshistoriker Thomas Kuhn nachgewiesen, dass neben dem wissenschaftlichen Fortschritt auch Wissenschaftler von anderen Interessen geleitet werden (Kuhn, 2013). Nichtsdestotrotz ist ohne die kontinuierliche Suche nach Fehlern und darauffolgende Verbesserung dieser, keinerlei Fortschritt auf theoretischer oder technologischer Ebene möglich. Infolgedessen ist die Erarbeitung einer zugrunde liegenden Theorie ein wertvoller Baustein für die Weiterentwicklung des FMS im Sinne eines progressiven Forschungsprogramms.

6.3 ZUSAMMENFASSUNG

Nach der explorativen Datenanalyse liefert das FMS-Protokoll keine normalverteilten Daten und nach dem klassischen Bewertungsverfahren ist die Verteilung tendenziell rechtsschief. Die Schwierigkeitsanalyse der Items zeigte die ungleiche Gewichtung der Aufgabenschwierigkeit auf. Aufgrund des ordinalen Skalenniveaus lassen sich aus methodischer Sicht keine Mittelwerte für die Items berechnen. Daher wurden Schwierigkeitslevels ermittelt. Dazu wurden vier Schwierigkeitslevels von leicht bis sehr schwer herausgearbeitet, wobei Rotary Stability als schwierigstes und Shoulder Mobility als einfachstes Item identifiziert wurde. Die gesamte Testbatterie fällt in die Kategorie schwer. Aufgrund der aufgezählten Gründe sind die Informationen der explorativen Faktorenanalyse aus der methodischen Perspektive nicht verwertbar. Das Bewertungsverfahren ist ein Störfaktor und macht eine methodologische Überarbeitung des Scorings für einen wissenschaftlich fundierten Einsatz des Screening-Verfahrens in der Praxis unabdingbar. Ein Vorschlag für die praktische Differenzierung ist die getrennte Bewertung von Flexion und Extension innerhalb der komplexen Items.

6.4 METHODISCHE SCHWIERIGKEITSINDICES IM VERGLEICH ZUR SUBJEKTIVEN WAHRNEHMUNG

6.4.1 EINLEITUNG

Die widersprüchlichen Ergebnisse des FMS-Cutoff-Scores zur Schätzung des Verletzungsrisikos relativiert sich, wenn wir die kriterienbezogene Validität des Cutoff-Scores in Bezug zur Objektivität und Reliabilität einzelner Items setzen (Schneiders et al. HS: Kappa 0,7 und Smith et al.; HS: ICC 0,3). Des Weiteren liefern die Heterogenität der Testaufgaben sowie die unspezifischen physiologischen Testbedingungen empirische und theoretische Argumente gegen die Validität des FMS-Summscores. Gleichzeitig schärft sich damit auch der Blick für die wissenschaftliche Realität einer zu unspezifischen Diagnostik. Unsere Ergebnisse aus der Vorstudie zeigen eine ungleiche Gewichtung von einfachen (ASLR und SM, $r=0,6$) und schwierigen Items (HS und RS, $r=0,2$) im FMS-Gesamtscore. Allerdings wurden diese Interkorrelationen und Schwierigkeitsindices noch nicht überprüft.

Die Aufgabenanalyse, die zu Beginn einer Testentwicklung steht, umfasst neben der Bestimmung der Schwierigkeitsindices, welche im vorherigen Abschnitt genauer beleuchtet wurden, einen weiteren wichtigen Aspekt – die subjektive Bewertung der Bewegungsaufgaben. Diese kann zusätzliche Informationen zur Testreihenfolge, zur Selektion von Aufgaben sowie zur Fremd- und Selbstwahrnehmung liefern (Lienert und Raatz, 1998; Paulhus, 1984).

Da die Bewertungssystematik einen nicht unerheblichen Einfluss auf die externe Validität des Scoringverfahrens nimmt, ist die differenzierte Bewertung der Items sinnvoll, um somit das Datenniveau zu erhöhen und gleichzeitig mögliche Veränderungsprozesse wirkungsvoller darzustellen.

In der Praxis beobachtete ich, dass sich Probanden beim HS mit der Rückfuhrbewegung schwerer tun als mit der Vorwärtsüberquerung, was jedoch nicht zwangsläufig anhand des Scores wiedergespiegelt wird. Folglich ist die Untersuchung einer differenzierten Bewertung der Vorwärts- und Rückwärtsbewegung bei der Hürdenüberquerung sinnvoll.

Das Item Rotary Stability in der unilateralen Form stellte sich als die schwerste Aufgabe heraus. Jedoch zeigte sich in der Item-Analyse eine starke Tendenz zu Score zwei bei Rotary Stability (kontralaterale Ausführung), welche die gewöhnliche Übung „Katzenbuckel“ simuliert (Kraus et al. 2015). Aus motorischer Sicht erscheint die Progression innerhalb des Item RS unterschiedliche Anforderung an die Rumpfkontrolle zu stellen: einmal eine größere Gewichtung der kontralateralen Rumpfkontrolle und einmal die der unilateralen Rumpfkontrolle. Diese Progression sollte physiologisch betrachtet mit einem veränderten Ansteuerungsmuster der Muskelschlingen einhergehen (Tittel & Seidel, 2012). Trotz des vermuteten Zusammenhangs erachte ich die

differenzierte Bewertung der Bewegungsaufgaben als nützlich für die Bewertung von Fortschritten. Eine Veränderung der Ansteuerung müsste sich höchstwahrscheinlich in Form einer Veränderung der subjektiven Aufgabenschwierigkeit ausdrücken. Was im folgenden Gegenstand der Untersuchung ist.

6.4.2 METHODE

ARMSS: STUFE 2, EXPLORATIVE ITEM-ANALYSE

Beschreibung der Studienteilnehmer

41 Fitnesssportler mit sportlichem Hintergrund aus Individual- und Teamsport (32 Männer, $23,6 \pm 3,2$ Jahre, 184 ± 6 cm, $80,7 \pm 10$ kg; 9 Frauen $21,5 \pm 4$ Jahre, 170 ± 4 cm, $60,6 \pm 5,1$ kg) wurden im Zeitraum von August bis November 2014 unter kontrollierten Laborbedingungen getestet. Der Testleiter arbeitet seit 2009 mit dem Functional Movement Screen und führte in der Zwischenzeit mehrere Hundert Assessments durch. Des Weiteren wurden die Teilnehmer über das Forschungsinteresse und mögliche Gefahren gemäß der Deklaration von Helsinki aufgeklärt. Zudem bewertete die bayerische Landesärztekammer das Forschungsvorhaben als unbedenklich.

Modifizierter Functional Movement Screen

Die Items Deep Squat, In-Line Lunge, Trunk Stability Push-Up, Active Straight Leg Raise und Shoulder Mobility wurden, wie in Kapitel 2.3 beschrieben, durchgeführt und bewertet, während die beiden noch verbleibenden Items Hurdle Step und Rotary Stability einer differenzierten Bewertung unterzogen wurden. Beim Hurdle Step wurde die Vorwärts- und Rückwärtsüberquerung, basierend auf den in Kapitel 2.3 vorgestellten Kriterien, getrennt bewertet. Die Aufgabe Rotary Stability wurde in einem zweistufigen Prozess bewertet. Zunächst absolvierten die Probanden die kontralaterale Variante und anschließend die unilaterale Version (Abb. 12). Konnten beide Extremitäten bei der kontra- und unilateralen Ausführung einmalig auseinander geführt werden, wurde ein Punkt vergeben. Zwei Punkte wurden erreicht, wenn die Extremitäten auseinander- und wieder zusammengeführt werden konnten. Score 3 wurde für die geradlinige und fließende kontra- bzw. unilaterale Auseinander- und Zusammenführung der beiden Extremitäten vergeben. Um ein differenziertes Bild zu erhalten und mögliche Asymmetrien festzustellen, wurde zusätzlich jede Seite individuell bewertet. Für jede Aufgabe erhielten die Probanden drei Versuche. Innerhalb dieser

drei Versuche floss die beste Leistung in die Bewertung ein.

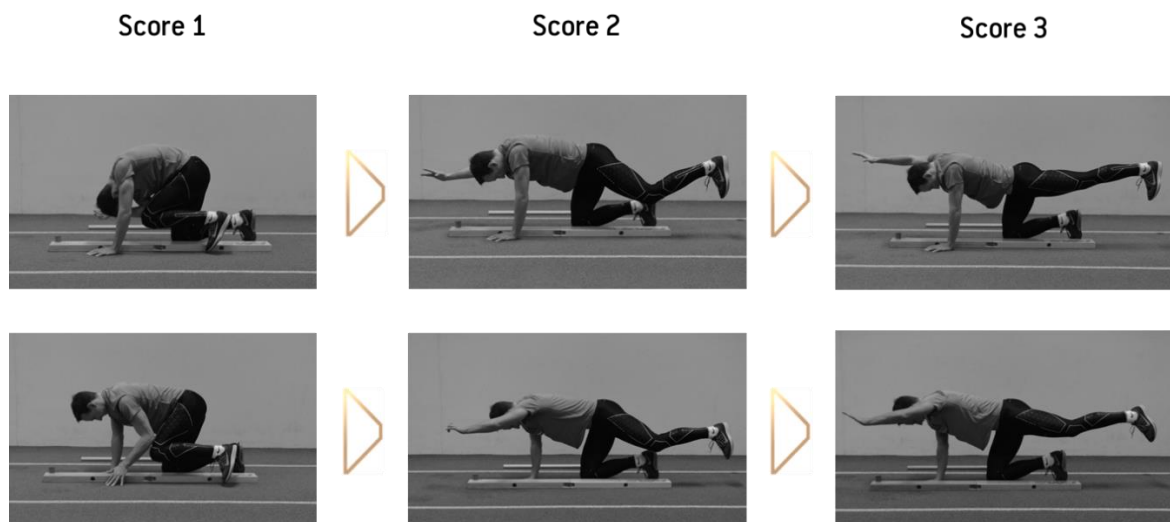


Abbildung 12: Eindrücke von den kontralateralen (oben) und unilateralen (unten) Bewertungskategorien des Items Rotary Stability.

Subjektive Bewertung der Item-Schwierigkeit

Um die subjektive Wahrnehmung zu bestimmen, wurde eine Likert-Skala mit fünf Bewertungsmöglichkeiten (sehr leicht, leicht, moderat, schwer, sehr schwer) in Anlehnung an die methodische Item-Analyse eingesetzt. Der Fokus bei den Items DS, HS, ILL, ASLR, SM, TSPU und RS lag auf der generell empfundenen Schwierigkeit der jeweiligen Aufgabe.

Statistische Analyse

Zur Bestimmung der subjektiven Schwierigkeitsindices verwendete ich die Software von Microsoft Excel und IBM SPSS Version 22. Zur Ermittlung der subjektiven Schwierigkeitsindices der Items wurden die Mittelwerte und Standardabweichungen auf Grundlage der Likert-Skala berechnet, wobei sehr leicht mit 1, leicht mit 2 usw. gleichgesetzt wurde.

Um mögliche statistische Unterschiede zwischen den Items bzw. den Teilaufgaben herauszuarbeiten, wurde auf subjektiver Ebene der gepaarte t-Test eingesetzt und eine zweiseitige Irrtumswahrscheinlichkeit von 5 % angenommen. Der statistische Effekt wurde mit Cohens D berechnet. Für die abschließende qualitative Klassifizierung der Items wurden von den klassischen Rundungsregeln Gebrauch gemacht. Für die Überprüfung der Item-Schwierigkeit wurde die gleiche Vorgehensweise wie in Abschnitt 6.2.2 genutzt. Als richtige Lösung wurde die korrekte Bewegungsausführung gewertet (Score 3).

Formel zur Bestimmung des Schwierigkeitsindex nach Lienert und Raatz (1998, S. 74)

$$P = 100 * \frac{NR}{N}$$

P = Itemschwierigkeitsindex

NR = Anzahl korrekter Bewegungsmuster (Score 3)

N = Anzahl der Subjekte

Dabei galten die gleichen Schwierigkeitslevels wie in der Beurteilung der Aufgabenschwierigkeit:

Level 1: sehr schwer = Index 0 bis 19

Level 2: schwer = Index 20 bis 39

Level 3: moderat = Index 40 bis 59

Level 4: einfach = Index 60 bis 79

Level 5: sehr einfach = Index 80 bis 100

Neben den Schwierigkeitsindices wurde der Grad der Homogenität (H) nach Fischer verwendet.

Dieser Homogenitätsindex berechnet sich aus dem Mittelwert der z-transformierten Item-Interkorrelation (Fisseni, 2004). Von einem homogenen Test bzw. Testitem spricht man ab einer Korrelation > 0,5 und von einem heterogenen Item bei einer Korrelation unterhalb 0,5.

Der nicht-parametrische Rangkorrelationskoeffizient Kendalls Tau dient der Beschreibung der Interkorrelation zwischen den FMS-Items und dem Gesamtscore (Gigerenzer, 1980). Gemäß Cohen (2013) wurde wie folgt klassifiziert: trivial (0 bis 0,1), gering (0,1 bis 0,3), moderat (0,3 bis 0,5), hoch (0,5 bis 0,7), sehr hoch (0,7-0,9) und praktisch perfekt (0,9 bis 1). Das statistische Signifikanzniveau wurde auf 0,05 festgelegt.

6.4.3 ERGEBNISSE

ITEM-SCHWIERIGKEITSINDICES (ISI)

Nach den Bewertungskriterien für Score 3 erreichten in 78 von 287 möglichen Fällen. (Index 27,2 ± 17,1). Die Mehrheit (64 %) erzielten Score 2, während bei lediglich 9 % aller Screenings Score 1 vergeben wurde. Als schwierigste Aufgabe stellte sich HS heraus, gefolgt von ILL und RS, während die leichteste Aufgabe Trunk Stability Push-Up zu sein schien. Die Items SM und ASLR differenzierten in dieser Stichprobe am meisten. Weitere Information sind in Tabelle 3 zu finden.

Tabelle 3: Absolute Häufigkeiten und Item-Schwierigkeitsindices (N=41).

Item	DS	HS	ILL	SM	ASLR	TSPU	RS	Gesamt/MW	SD
Score 0	0	0	0	0	0	0	0		
Score 1	0	0	2	16	9	0	0	27	
Score 2	30	39	34	9	17	19	34	182	
Score 3	11	2	5	16	15	22	7	78	
n	41	41	41	41	41	41	41	287	
ISI (Score 3)	26,8	4,9	12,2	39,0	36,6	53,7	17,1	27,2	17,1
Bewertung	schwer	sehr schwer	sehr schwer	schwer	schwer	moderat	sehr schwer	schwer	

HETEROGENITÄT- UND INTER-ITEM-KORRELATIONEN

Der Homogenitätsindex von 0,33 attestiert dem FMS eine heterogene Struktur. Auf Ebene der Items bewegen sich die Werte im Bereich von 0,14 (TSPU) bis 0,43 (ILL). Die Zusammenhänge des Summenscores mit den subjektiv leichten Items ASLR ($r=0,78$; $p<0,001$) sowie SM ($r=0,68$; $p<0,001$) sind hoch und bestätigen somit die Ergebnisse der methodischen Item-Analyse. Rotary Stability ($r=0,29$; $p=0,04$) und Hurdle Step ($r=0,32$; $p=0,02$) sind die Items mit der geringsten Korrelation zum Summenscore. Jedoch fallen diese nicht unter das Trennschärfenkriterium von Ary ($r<0,25$), womit die Ergebnisse aus der mathematischen Analyse nicht verifiziert werden können. Zusätzliche Informationen enthält die Korrelationsmatrix (Abbildung 13).

			Correlations							
			DS	HS	ILL	ASLR	SM	TSPU	RS	Total
Kendall's tau_b	DS	Correlation Coefficient	1.000	.374*	.294	.175	.177	.342*	.018	.416**
		Sig. (2-tailed)	.	.018	.059	.243	.237	.031	.910	.003
		N	41	41	41	41	41	41	41	41
	HS	Correlation Coefficient	.374*	1.000	.518**	.253	.243	-.017	.198	.322*
		Sig. (2-tailed)	.018	.	.001	.092	.105	.916	.210	.020
		N	41	41	41	41	41	41	41	41
	ILL	Correlation Coefficient	.294	.518**	1.000	.360*	.381**	.280	.086	.537**
		Sig. (2-tailed)	.059	.001	.	.015	.010	.072	.578	.000
		N	41	41	41	41	41	41	41	41
	ASLR	Correlation Coefficient	.175	.253	.360*	1.000	.324*	.055	.150	.573**
		Sig. (2-tailed)	.243	.092	.015	.	.022	.716	.316	.000
		N	41	41	41	41	41	41	41	41
	SM	Correlation Coefficient	.177	.243	.381**	.324*	1.000	.157	.208	.673**
		Sig. (2-tailed)	.237	.105	.010	.022	.	.294	.164	.000
		N	41	41	41	41	41	41	41	41
	TSPU	Correlation Coefficient	.342*	-.017	.280	.055	.157	1.000	.032	.439**
		Sig. (2-tailed)	.031	.916	.072	.716	.294	.	.841	.001
		N	41	41	41	41	41	41	41	41
	RS	Correlation Coefficient	.018	.198	.086	.150	.208	.032	1.000	.286*
		Sig. (2-tailed)	.910	.210	.578	.316	.164	.841	.	.039
		N	41	41	41	41	41	41	41	41
Total		Correlation Coefficient	.416**	.322*	.537**	.573**	.673**	.439**	.286*	1.000
		Sig. (2-tailed)	.003	.020	.000	.000	.000	.001	.039	.
		N	41	41	41	41	41	41	41	41

*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

**. Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Abbildung 13: Korrelationsmatrix der explorativen Item-Analyse (N=41).

SCHWACHER ZUSAMMENHANG INNERHALB DES ITEMS ROTARY STABILITY

Bei der unilateralen zur kontralateralen Variante des Items Rotary Stability zeigte sich ein geringer Zusammenhang von der unilateralen zur kontralateralen Variante ($r=0,2$ bis $0,24$; $p>0,1$). Bei der kontralateralen Aufgabe erreichten 39 Teilnehmer Score 3 und drei Teilnehmer Score 2. Damit fällt die Aufgabe auf ein sehr leichtes (Score 2 - $RS_{\text{kontralateral}}$) und schweres Niveau (Score 3 - $RS_{\text{unilateral}}$), was sich mit den Ergebnissen der subjektiven Einschätzung gut in Zusammenhang bringen lässt.

SUBJEKTIVE ITEM-SCHWIERIGKEITSINDICES

Die subjektive Wahrnehmung der Items erstreckt sich von sehr leicht (1,3), bis hin zu schwer (4,2). Durchschnittlich bewerteten die Probanden die Testbatterie mit $2,5 \pm 1$, was den Übergang von leicht zu moderat markiert. ASLR und SM sind die am leichtesten empfundenen Items. Rotary Stability stellt das subjektiv schwierigste Item dar und bestätigt demzufolge das Ergebnis der vorherigen methodischen Item-Analyse. Allerdings schätzen die Probanden das Item Hurdle Step als leicht bzw. moderat ein. Des Weiteren bewerten die Probanden die Vorwärtsüberquerung als einfacher im Vergleich zur Rückwärtsüberquerung der Hürde, was mit meiner Beobachtung einher geht (Tabelle 4). Zudem erschien den Probanden die Überquerung der Hürde mit der rechten

Extremität tendenziell einfacher zu gelingen, als die mit der linken ($p < 0,005$). Im Gegensatz zum Hurdle Step stellte sich beim Deep-Squat-Scoring heraus, dass Probanden mit einer qualitativ besseren Bewegungskombination die Aufgabe als leichter empfanden. Denn die Probanden mit Score 3 bewerten die Aufgabe als leicht ($1,8 \pm 0,6$), während die Score-2-Probanden die Aufgabe als mittelschwer bewerteten ($2,9 \pm 0,8$).

Tabelle 4: Überblick über die subjektiv wahrgenommene Aufgabenschwierigkeit des Hurdle Step Items.

	<i>Subjektive Wahrnehmung links</i>			<i>subjektive Wahrnehmung rechts</i>		
	<i>n</i>	<i>MW</i>	<i>SD</i>	<i>n</i>	<i>MW</i>	<i>SD</i>
<i>Hurdle Step_{forward}</i>						
<i>Score 3</i>	7	2,3	1,3	7	2	0,6
<i>Score 2</i>	34	2,4	1,1	34	2,1	0,7
<i>Hurdle Step_{backward}</i>						
<i>Score 3</i>	5	2,4	1,1	5	2	0,7
<i>Score 2</i>	36	2,6	0,9	36	2,5	0,7

Ebenso bestätigte sich die Annahme, dass ein bedeutsamer Unterschied zwischen der kontralateralen Ausführung (leicht) im Vergleich zur unilateralen Ausführung (schwer) innerhalb des Items Rotary Stability besteht.

EVALUATION EINES MODIFIZIERTEN BEWERTUNGSSYSTEMS BEI DEN ITEMS HURDLE STEP UND ROTARY STABILITY

Eine weitere Differenzierung wurde vorgenommen, um mögliche motorische Asymmetrien zu diagnostizieren und den Einfluss der Vorwärts- und Rückwärtsbewegungen des Stepbeins beim HS auf den jeweiligen Score zu untersuchen. Die Koeffizienten $r=0,4$ bzw. $r=0,3$ beschreiben den Zusammenhang des Scorings auf Ebene der Vorwärts- bzw. Rückwärtsbewegung.

Für das modifizierte Bewertungssystem bei Rotary Stability_{unilateral} zeigte sich einerseits von der linken zur rechten Seite eine Korrelation von $r=0,55$ ($p < 0,001$) und der Bezug der RS_{unilateral} Performance zur subjektiven Bewertung wird andererseits durch einen negativen Zusammenhang von $r=-0,7$ ($p < 0,001$) beschrieben.

Während die klassischen Bewertungskriterien für RS_{kontralateral} zu wenig Differenzierungsmöglichkeiten bieten (Abbildung 14), so erscheint dies hingegen mit den modifizierten Bewertungskriterien für RS_{unilateral} deutlich besser zu gelingen (Abbildung 15). Auch die im Durchschnitt sinkenden subjektiven Schwierigkeitsindices von RS_{unilateral} Score 1 ($4,9 \pm 0,1$;

schwer) zu $RS_{\text{unilateral}}$ Score 3 ($3 \pm 1,4$; mittel) sprechen für die Modifikation der Bewertungskriterien dieses Items. Einen Überblick hierzu liefert Abbildung 16.

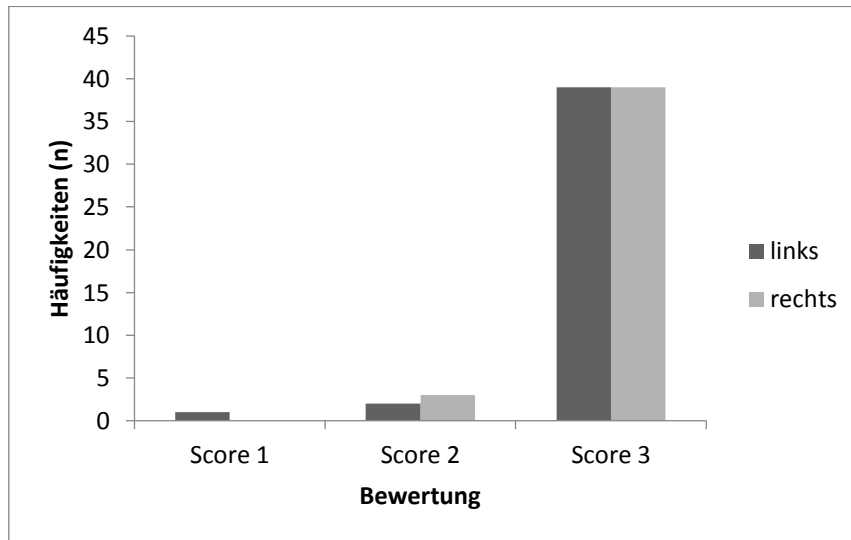


Abbildung 14: Häufigkeitsverteilung für das modifizierte Bewertungsverfahren bei kontralateraler Ausführung des Items Rotary Stability. Deutlich wird die rechtsschiefe Verteilung der Scores ($n=82$).

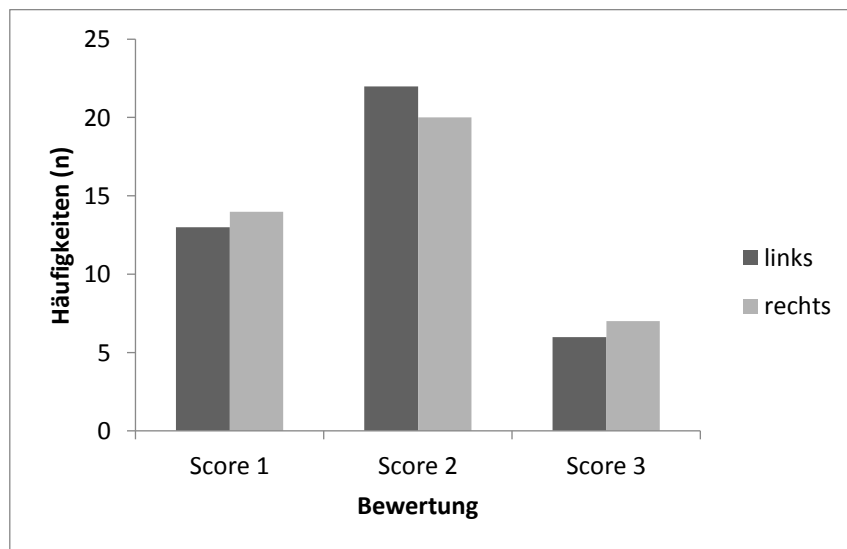


Abbildung 15: Häufigkeitsverteilung für das modifizierte Bewertungsverfahren bei der unilateralen Rotary-Stability-Performance. Ausbalancierte, leicht linksschiefe Verteilung deutet auf ein differenzierteres Bewertungssystem in dieser Stichprobe hin ($n=82$).

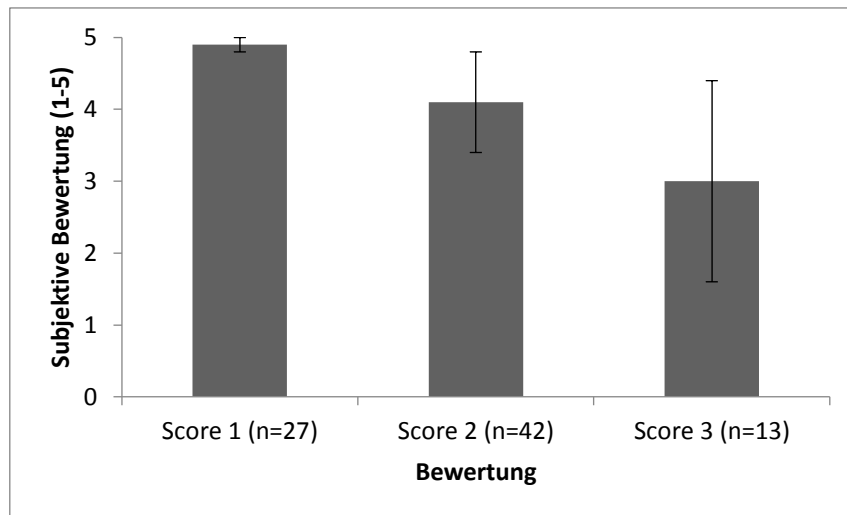


Abbildung 16: Subjektive Wahrnehmung der Schwierigkeit (1 leicht und 5 sehr schwer) des Items Rotary Stability_{unilateral} bei der Bewertung nach modifizierten Kriterien (n=82).

6.4.4 DISKUSSION

Ziel dieses Abschnitts war die Erarbeitung von weiteren wissenschaftlichen Informationen auf Ebene der strukturellen Validität sowie die Prüfung von Ansätzen zur Verbesserung des Bewertungsverfahrens. Basierend auf diesem Ansatz ergab sich die Fragestellung, inwieweit die subjektive Wahrnehmung mit den messbaren Itemschwierigkeitsindices zusammenhängt. Die sieben FMS-Items empfanden die Probanden als leicht. Demgegenüber fällt der Aufgabenschwierigkeitsindex auf Ebene der Item-Performance in die Kategorie schwer, sodass kein genereller direkter Zusammenhang von der subjektiv empfundenen Aufgabenschwierigkeit und der tatsächlichen Performance abgeleitet werden kann. Des Weiteren wurde die heterogene Struktur des FMS verifiziert. Allerdings bestätigte diese Analyse nicht die sehr geringen Zusammenhänge der Items HS und RS mit dem Summenscore aus der vorhergehenden methodischen Analyse. Das modifizierte Bewertungsverfahren für die Items Hurdle Step und Rotary Stability führte zu differenzierteren Bewertungen und einer ausgeglicheneren Verteilungen der Scores innerhalb der untersuchten Population.

Die als am leichtesten bewerteten Aufgaben ASLR und SM sind offensichtlich leicht in der Ausführung. Jedoch zeigte sich bei den untersuchten Sportlern, dass das Scoring sehr deutlich zwischen schwacher und angemessener Beweglichkeit des Schultergelenks bzw. des muskuloskelettalen Apparates differenzieren kann. Bei diesen Items ist die Schwierigkeit folglich nicht die Bewegung selbst, sondern der Fokus liegt auf der Erfassung struktureller muskuloskelettaler Einschränkungen, die schließlich zu motorischen Limitationen führen können. Neben den anatomischen Gegebenheiten beeinflusst der muskuloskelettale Tonus von Agonist,

Synergist und Antagonist die maximale Beweglichkeit des Gelenks [RoM] und der Muskellänge (Alter, 2004), denn der relative Gelenkwiderstand in einer passiven Situation besteht zur Hälfte aus beeinflussbaren Faktoren wie Muskeln oder Sehnen (Abbildung 17).

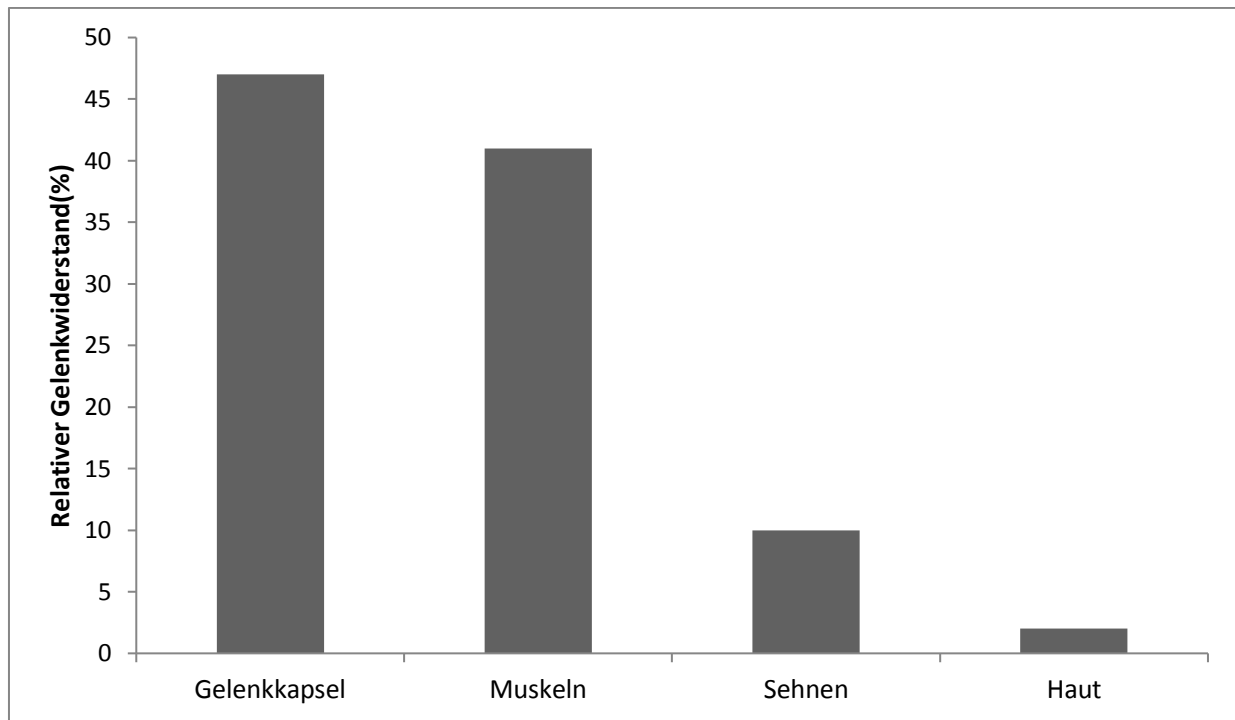


Abbildung 17: Relativer Gelenkwiderstand nach Johns & Wright [1962].

Aufgrund der starken Differenzierung erscheint die Testaufgaben ALSR und SM als geeignet für die generelle Bewertung der aktiven Beweglichkeit der Schulter und ischiokruralen Muskulatur. Allerdings zeigen die Korrelationen von 0,6 bzw. 0,7 (n=41) einen sehr starken Zusammenhang mit dem Gesamtscore, sodass die Aufsummierung der Einzelergebnisse zu einem Gesamtscore kritisch zu betrachten ist. Diese Ergebnisse decken sich ebenfalls mit den Ergebnissen aus der vorherigen Studie (0,6 ASLR und 0,5 SM, n=155).

Das Item Hurdle Step wurde von den Probanden als leicht bewertet, wenn auch nur zwei Personen diese Aufgabe korrekt ausführen konnten und sich damit ein Aufgabenschwierigkeitsindex von 4,8 ergibt. Damit zählt der HS objektiv gesehen in die Gruppe der sehr schweren Aufgaben innerhalb dieser Stichprobe. Ein möglicher Grund für die Unterschätzung der Schwierigkeit dieser Aufgabe könnte mit deren Ähnlichkeit zu alltäglichen Bewegungen, wie die Überquerung von Hindernissen oder dem Treppensteigen, zusammenhängen. Dieser alltägliche Charakter würde aufgrund des hohen Automatisierungsgrads im motorischen Kleinhirn und infolgedessen dem Einsatz von Kompensationsbewegungen für die schlechten Scoring-Ergebnisse sprechen. Ähnlich könnte der Fall bei der Aufgabe In-Line Lunge sein. Hier bewerteten die Probanden die subjektive Schwierigkeit

mit moderat, wobei auch dieses Item auf Performance-Ebene zu großen Problemen bei der exakten Ausführung führte (Index 12 – sehr schwer). Die Diskrepanz könnten fehlende Feedbackmechanismen erklären, da Ausfallschritte im Gegensatz zu Hürdenschritten oder Rotary Stability, zu den geläufigen Übungen im Fitnessstraining zählen. Zum Beispiel ergab eine Umfrage bei Herren- und Damenleistungsfußballspielerinnen (n=60), dass nur wenige mit objektivierten Diagnostik- und Feedbackverfahren wie Bewegungsanalysen vertraut sind (Kraus unveröffentlicht, 2013). Die fehlende Erfahrung kann dies mitunter beeinflussen und neben dem Phänomen der sozialen Erwünschtheit etwas zur Klärung der verzerrten Wahrnehmung beitragen. Der Forscher Paulhus unterscheidet das theoretische Konstrukt der sozialen Erwünschtheit in Selbst- und Fremdtäuschung. Als Selbsttäuschung definiert er die unbewusste Tendenz, die Realität in einer optimistischen Weise wahrzunehmen, um damit das Selbstbild und Selbstwertgefühl zu schützen. Bei der Fremdtäuschung hingegen handelt es sich um die bewusste Täuschung gegenüber anderen, um ein möglichst positives Bild von sich selbst abzugeben. Dieser Aspekt der sozialen Erwünschtheit steht im starken Zusammenhang mit den klassischen Lügenskalen nach Eysenck (1975) und lässt sich als falsche Angabe einstufen. Um dies tatsächlich zu bewerten, hätte ich dieses Phänomen in der Studie mit erfassen müssen. Leider habe ich diese Erkenntnis zu spät entdeckt. Unabhängig davon konnte ich trotzdem Unterschiede in der subjektiven Bewertung der Vor- und Rückwärtsbewegung beim Hurdle Steps feststellen: Die getesteten Personen empfanden die Rückwärtsüberquerung der Hürde als die schwierigere Bewegung. Dieses Ergebnis ist plausibel, da man Hindernisse gewöhnlich vorwärtsgerichtet überschreitet. Diese Information ist jedoch von praktischem Wert, da eine solche Differenzierung mögliche Verbesserungen durch Trainingsinterventionen leichter erfassbar macht. Die unterschiedlichen Ergebnisse bei der Hürdenüberquerung mit dem linken oder rechten Bein lassen sich mit Seitenpräferenzen wie Stand- und Sprungbein erklären. Die Überquerung mit dem rechten Bein erscheint möglicherweise deshalb einfacher, da 87 % der Teilnehmer die linke Extremität als Sprungbein und die rechte als Spielbein angegeben haben.

Beim Item Rotary Stability beobachtete ich im Vorfeld der Untersuchung eine starke Häufung von Score 2 (85 %). Dies führte zur Unterteilung des Item RS in die beiden Aufgaben $RS_{\text{kontralateral}}$ und $RS_{\text{unilateral}}$. Die kontralaterale Ausführung wird von den Probanden mit leicht (1,9) bewertet und 95 % zeigen eine korrekte Ausführung. Interessant ist jedoch, dass sich bei der Aufgabe $RS_{\text{unilateral}}$ die subjektive Wahrnehmung (schwer) nahezu mit dem Schwierigkeitsindex (sehr schwer) deckt. Scheinbar ist die unilaterale Ausführung so ungewöhnlich, dass beim Durchschnitt nicht ausreichend Kompensationsmuster zur Bewältigung der Aufgabe vorhanden sind. Möglicherweise

ist eine verstärkte kortikale Ansteuerung nötig, welche vom Ausführenden wahrscheinlich als subjektive Anstrengung wahrgenommen wird und sich somit möglicherweise der reduzierte Effekt von Fremd- und Selbsttäuschung erklären lässt.

Von Schwierigkeitsindices zu Motor Control- und strukturellen Mobilitätsindices

An dieser Stelle wird der bislang verwendete Schwierigkeitsindex durch die Begriffe Motor-Control-Index sowie struktureller Mobilitätsindex ersetzt, wobei sich Motor-Control-Index auf die komplexen Bewegungsaufgaben (DS, HS, ILL, TSPU, RS) bezieht. Grund dafür ist, dass diese Trennung einen objektiveren Vergleich der ordinalskalierten Daten zulässt als der methodisch kritisch zu betrachtende, aber vielfach verwendete, Mittelwert und Gesamtscore. Auf Ebene der Mobilität-Items ASLR und SM plädiere ich für die Verwendung des strukturellen Mobilitätsindex. Die motorischen Anforderungen bei beiden Aufgaben sind gering, worin ich einen starken Hinweis auf einen Mobilitätsfaktor sehe. Der Mobilitätsindex erfasst die funktional-anatomischen Voraussetzungen, die signifikant von den Eigenschaften der Gelenkkapsel und des Bindegewebes abhängen. Dies betont den möglichen Einfluss der strukturellen Komponente, während die Motor-Control-Indices mitunter stark von informationellen Prozessen der motorischen Kontrolle beeinflusst werden. Die geringen Korrelationen der Mobilitäts- und Motor-Control-Items unterstützen diese theoretische Trennung. Die physiologischen und motorischen Hintergründe hierzu werden in Kapitel 7 detaillierter beschrieben.

6.5 ZUSAMMENFASSENDE BETRACHTUNG

Erkenntnisgewinne auf Ebene der strukturellen Validität:

1. Die interne Validität des Cut-off Scores von 14 erscheint aufgrund der Heterogenität der Testaufgaben fragwürdig.
2. Konstruktvalidität: Ergebnisse der explorativen Item-Analysen sprechen für die Unterscheidung zwischen Items zur Erfassung struktureller Mobilität (ASLR und SM) und motorischer Kontrolle (DS, HS, ILL, TSPU und RS).
3. Das Item Rotary Stability zeigte sich als die objektiv und subjektiv schwierigste Aufgabe.
4. $RS_{\text{kontralateral}}$ (Score 2) und $RS_{\text{unilateral}}$ (Score 3) unterscheiden sich signifikant, sodass davon auszugehen ist, dass sie unterschiedliche Facetten der Rumpfstabilität erfassen.
5. Shoulder Mobility und Active Straight Leg Raise werden als die einfachsten Items auf subjektiver und objektiver Ebene beschrieben.
6. Das Bewertungsverfahren für die Items SM und ASLR erscheint adäquat.
7. Die modifizierten Bewertungskriterien für die Items Hurdle Step und Rotary Stability differenzieren stärker und vermitteln den Eindruck, dass damit Veränderungen im Monitoringsprozess besser erkannt werden können.

Die Validität des FMS-Gesamtscores erscheint durch die methodische und subjektive Item-Analyse in einem neuen Licht. Die Ergebnisse bestätigen sowohl auf subjektiver, als auch auf objektiver Ebene der Testbatterie einen heterogenen Charakter, welches eine Aufsummierung der Item-Scores aus statistischer Sicht verbietet und somit die interne und externe Validität des FMS Cutoff-Scores bedeutend in Frage stellt. Zudem sprechen die Ergebnisse der explorativen Item-Analysen für die Trennung von Aufgaben zur Erfassung der strukturellen Mobilität (ASLR und SM) sowie der motorischen Kontrolle. Die subjektive und methodische Itemschwierigkeit steht nicht in direktem Zusammenhang. Allerdings geben die subjektiven Informationen zusätzliche Einblicke, die sich jedoch wiederum in den Grenzen der sozialen Erwünschtheit bewegen.

Die Modifikationen im Bewertungssystem zeigen, dass die separate Bewertung von Flexion und Extension beim HS sowie beim Rotary Stability_{unilateral und kontralateral} besser geeignet ist, um Veränderungsprozesse zu erfassen. Vor allem auf Ebene des schweren Items Rotary Stability_{unilateral} lassen sich mit den modifizierten Bewertungskriterien Seitenunterschiede erfassen. Auch die, auf subjektiver Ebene beobachteten signifikanten, Unterschiede von Score 1 (schwer) zu Score 3 (mittel) plädieren für den Einsatz der modifizierten Bewertungskriterien.

6.6 LITERATUR

- Christensen, C.M. & Raynor, M.E. (2003). Why Hard-Nosed Executives Should Care About Management Theory. *Harvard Business Review*, 66–74.
- Cohen, J. (2013). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* (2nd ed). Hoboken: Taylor and Francis.
- Cronbach, L.J. (1971). Test validation. In R.L. Thorndike (Hrsg.), *Educational measurement* (S. 443–507). Washington, DC: American Council on Education.
- Eysenck, H.J. & Eysenck, S. (1975). *The Eysenck Personality Questionnaire manual*. London: Hodder and Stoughton.
- Fabrigar, L.R., MacCallum, R.C., Wegener, D.T. & Strahan, E.J. (1999). Evaluating the Use of Exploratory Factor Analysis in Psychological Research. *Psychological Methods*, 4 (272-299).
- Fisseni, H.-J. (2004). *Lehrbuch der psychologischen Diagnostik. Mit Hinweisen zur Intervention* (3., überarb. und erw. Aufl.). Göttingen: Hogrefe.
- Gigerenzer, G. (1980). *Messung und Modellbildung in der Psychologie*. München: UTB.
- Hopkins, W. (2003). *What determines sample size?* Zugriff am 4. Februar 2015 unter <http://www.sportsci.org/resource/stats/samplesize.html>.
- Kazman, J.B., Galecki, J.M., Lisman, P., Deuster, P. & O'Connor, F.G. (2014). Factor structure of the functional movement screen in marine officer candidates. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 28 (3), 672–678.
- Kraus, K., Schütz, E., Taylor, W.R. & Doyscher, R. (2014). Efficacy of the Functional Movement Screen: A review. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 28 (12), 3571–3584.
- Kuhn, T.S. (2013). Objectivity, Value Judgement, and Theory Choice. In M. Curd (Hrsg.), *Philosophy of science. The central issues* (S. 94–110). New York: Norton.
- Lakatos, I., Worrall, J. & Currie, G. (Hrsg.). (1980). *Philosophical papers*. Cambridge: Cambridge University Press.
- Li, Y., Wang, X., Chen, X. & Dai, B. (2014). Exploratory factor analysis of the functional movement screen in elite athletes. *Journal of Sport Science* (3), 1–7.
- Lienert, G.A. & Raatz, U. (1998). *Testaufbau und Testanalyse. "Test Composition and Test Analysis"* (6. Aufl., Studienausg). Weinheim: Beltz, Psychologie Verl.-Union.
- McCall, A., Carling, C., Nedelec, M., Davison, M., Le Gall, F., Berthoin, S. & Dupont, G. (2014). Risk factors, testing and preventative strategies for non-contact injuries in professional football: current perceptions and practices of 44 teams from various premier leagues. *British journal of sports medicine*.
- Messick, S. (1995). Validity of Psychological Assessment. Validation of Inferences From Persons' Responses and Performances as Scientific Inquiry Into Score Meaning. *American Psychologist*, 50 (9), 741–749.

Paulhus, D.L. (1984). Two-component models of social desirability responding. *Journal of Personality and Social Psychology* (46), 598–609.

Tittel, K. & Seidel, E. (2012). *Beschreibende und funktionelle Anatomie* (15., neu bearb. Aufl.). München: KIENER.

Tukey, J.W. (1980). We need both Explanatory and Confirmatory. *The American Statistician*, 34(1), 23–25.

Tukey, J.W. (1997). *Exploratory data analysis* (Addison-Wesley series in behavioral science Quantitative methods). Reading, Mass.: Addison-Wesley.

7 SUBSTANTIELLE KONSTRUKTVALIDIERUNG

The substantive aspect of construct validity emphasises the role of substantive theories and process modeling in identifying the domain processes to be revealed in assessment tasks.

(Messick 1995)

SUBSTANZIELLE KONSTRUKTVALIDIERUNG DES FUNCTIONAL MOVEMENT SCREEN

In meiner Evaluierungsstrategie bildet die substanzielle Validierung die testtheoretische Grundlage für die Aufgabenselektion und mögliche methodische Revisionen. Die Entwickler des FMS haben auf diesem Niveau Hintergründe aus funktional-anatomischer Perspektive skizziert und auf den Zusammenhang zur motorischen Kontrolle bei den Bewegungsaufgaben hingewiesen. Dieses Vorgehen lässt sich in Messicks Konzept der inhaltlichen Validierung einordnen (Cook, Burton, Hoogenboom & Voight, 2014, S. 397ff). Für die Stufe der substanzialen Konstruktvalidierung ist allerdings die empirische Prüfung der Hypothesen und Modelle notwendig (Messick, 1995). Die Skizzierung von funktional-anatomischen Hintergründen ohne eine differenzierte Übertragung auf die einzelnen Items im Kontext von individuellen Trainingsprogrammen, Return-to-Sports-Entscheidungen und zur Abschätzung des Verletzungsrisikos für eine theoretisch und empirisch fundierte Praxis, erscheint mir jedoch zu unpräzise.

Aus empirischer Sicht fehlen Informationen zur Muskelaktivität während der Ausführung der unterschiedlichen Items sowie die physiologische Fundierung im Hinblick auf die Aufgabenauswahl. Um den diagnostischen Informationsgehalt des FMS klar und eindeutig zu verstehen, ist aus wissenschaftlicher Sicht ein theoretisches Fundament notwendig. Das Fundament meiner Konstruktvalidierung des FMS setzt sich aus einem Konstrukt der motorischen Kontrolle, der Integration von theoretisch fundierten physiologischen Erkenntnissen sowie des Erklärungsmodells der Muskelschlingen zusammen. Im folgenden Abschnitt wird zunächst Hintergrundwissen für die Entwicklung der Konstruktvalidität des Functional Movement Screen vorgestellt.

7.1 THEORETISCHE VORÜBERLEGUNGEN ZUR MODELLENTWICKLUNG

7.1.1 MOTORISCHE KONTROLLE IM RAUM

In Anlehnung an Bernstein versteht man unter Bewegungskoordination die Überwindung der nicht für die Bewegungsaufgaben notwendigen Freiheitsgrade im horizontalen, vertikalen oder dreidimensionalen Raum. Des Weiteren betont Bernstein in seinem Werk *Bewegungsphysiologie*, dass die Bewegungskoordination auf den jeweiligen Zweck ausgerichtet ist und koordinierte motorische Aktionen die Antizipation des Bewegungsergebnisses voraussetzen (Bernstein, 1975). Diese Hypothese wurde mehrfach durch klinische Untersuchungen bei Patienten mit Verletzungen des motorischen Kortex und motorischen Vorstellungszentren als auch bei Leistungssportlern

bestätigt (Jaeger et; La Fougère et al., 2010; Pascual-Leone, Amedi, Fregni & Merabet, 2005; Wei & Luo, 2010).

Da jedoch der Begriff Bewegungskoordination vielmehr mit der Erfassung von koordinativen Fähigkeiten in Verbindung steht, scheint der Begriff motorische Kontrolle (engl. motor control) besser geeignet, denn die „Koordination [sei] das bewegungsbezogene Produkt motorischer Kontrollprozesse“ (Hossner, Müller & Voelcker-Rehage, 2013, S. 212). Nach Hossner, Müller und Voelcker-Rehage betrifft die motorische Kontrolle „die internen Steuerungs- und Regelungsmechanismen, die dem äußerlich sichtbaren Bewegungsverhalten zugrunde liegen“ (2013, S. 212). Die motorische Kontrolle ist somit die von Außen erkennbare Bewegung, welche von Innen gesteuert wird. Das Ziel der motorischen Kontrolle ist dabei, die Aufgabenlösung zu ermöglichen, wobei dem Erhalt des posturalen Gleichgewichts des Körpers oberste Priorität zukommt (Riemann & Lephart, 2002). Somit bezieht sich der Begriff der motorischen Kontrolle auf die Kompetenz unterschiedliche Bewegungsaufgaben zu lösen, um damit die Voraussetzung für aufgabenbezogene Fähigkeiten zu schaffen. Die internen Kontroll- und Regulationsprozesse innerhalb der motorischen Leistung lassen sich dabei durch messbare Parameter ausdrücken (vgl. Hossner et al., 2013, S. 214).

Die motorische Aufgabenlösung lässt sich von außen durch die funktionale Betrachtung der Bewegung und dem dahinter liegenden Zweck nach Göhner (1992) beschreiben. Ein Zweck könnte die funktionale Gelenkstabilität sein, welche unter anderem durch die propriozeptive Rückmeldung von somatosensorischen, vestibulären oder visuellen Sensoren unterstützt wird (Riemann & Lephart, 2002). Neben der funktionalen Betrachtung eröffnen elektrophysiologische Messmethoden den Zugang zur Innenperspektive. Auf Ebene der Innenperspektive unterscheiden Motorikforscher zwischen informationellen und energetischen Prozessen, wobei im sportlichen wie auch im aufgabenspezifischen Kontext die Bewegungsregulation stets von beiden Prozessen gleichermaßen beeinflusst wird (Schnabel, 2015, S. 41ff; Gandevia, 2001). In diesem Zusammenhang versteht Schnabel unter energetischen Prozessen die Bereitstellung von ATP für die Bewegung sowie die Ausnutzung und Übertragung von mechanischer Energie. Informationelle Prozesse definiert er als die „sensomotorische Steuerung und Regelung der Muskeltätigkeit und die Handlungs- bzw. Verhaltensregulation mit kognitiven Prozessen“ (Schnabel 2015, S. 41). Dieser Vorstellung zufolge besteht die Kommunikation bei dieser Art von informationellen Prozessen aus Sendern und Empfängern mit steuerungsregulierenden Elementen. Nach Anochins Verständnis gehen vor dem Beginn einer Bewegungsaktion anlassauslösende und situationsumgebende Afferenzen von der dafür vorgesehenen neurophysiologischen Infrastruktur, wie Spannungs-,

Temperatur- oder Drucksensoren, in den Steuermechanismus ein, bevor efferente Signale an die Effektorgane ausgesendet werden. Basierend auf diesem Konzept hat Meinel in den 60er Jahren das motorische Phasenmodell der Grob-, Fein- und Feinstkoordination für motorische Fertigkeiten entwickelt. In diesem Phasenmodell erklärt man den Lernfortschritt von der Grob- zur Feinkoordination durch iterative Prozesse von afferenten und efferenten Signalen und der damit verbundenen Ausprägung eines motorischen Gedächtnisses. Dieser iterative Prozess wird durch eine verbesserte intermuskuläre Koordination von Agonisten, Synergisten und Antagonisten sowie einer optimierten intramuskulären Koordination der Muskelaktivität sichtbar (Schnabel, Krug & Panzer, 2015, S. 148ff).

Allerdings ist die Intention der FMS-Entwickler nicht die Untersuchung von speziellen Fertigkeiten. Im Vordergrund steht vielmehr die Bewertung der motorischen Kompetenz, welche die Mobilität und Haltungsstabilität des Rumpfes sowie die Stabilität der beteiligten Gelenke in Abhängigkeit zur Mobilität bei einfachen Bewegungsaufgaben, im Raum enthält. Nun stellt sich in diesem Zusammenhang die Frage: Was bedeutet Stabilität?

7.1.2 WAS IST STABILITÄT?

Aus physikalischer Sicht lässt sich zwischen stabilem und labilem Gleichgewicht unterscheiden. In der klassischen Mechanik bedeutet ein stabiles Gleichgewicht, dass ein Körper nach der Auslenkung sofort wieder in die vorherige Lage zurückkehrt, während sich bei einem labilen Gleichgewicht der Körper von der ursprünglichen Lage weiter entfernt. In der Regel bewegt sich der menschliche Körper zwischen diesen beiden physikalischen Extremen. Demzufolge scheint eine systemdynamische Vorstellung der Stabilität zweckmäßiger, da der Mensch nicht wie ein fester starrer physikalischer Körper reagiert. Der Mensch verfügt über einen sich ständig verändernden Körper, der zu 70 Prozent aus Wasser besteht und sich an Reize anpassen kann. Daher erscheint mir die Vorstellung einer fluiden Stabilität passend, wobei sich die motorische Stabilität aus einer kontinuierlichen Druck-Zugspannung ergibt. Dieser Wechsel aus Spannung und Kompression wird von modifizierbaren organischen Strukturen erzeugt zum Beispiel von Proteinen, spezifischen Zellen im Bindegewebe oder den Muskeln und Knochen im Körper. In diesem Zusammenhang ist das architektonische Leichtbaumodell Tensegrity für die Beschreibung der zellulären Spannungsleitung (Mechanotransduction) ein geeignetes Konzept (Ingber, Wang & Stamenovic, 2014). Der Begriff Tensegrity setzt sich aus Tension (Spannung) und Integrity (Integration) zusammen, sodass man von einer integrierten Druck-Zugspannung sprechen kann. Anhand dieses Konstruktionsmodells ist die motorische Kontrolle von den tensegralen Eigenschaften der Muskelschlingen abhängig, welche

einerseits in die spannungsinitiierenden Elemente des Muskels und andererseits die spannungsleitenden Elemente des Bindegewebes unterteilt werden können. Die Synthese aus spannungsinitiierenden und spannungsleitenden Elementen lässt sich durch die Verwendung von myofaszialen Strukturen veranschaulichen. Aus dieser Perspektive lässt sich ableiten, dass der Functional Movement Screen Informationen zur Spannungsregulation von Muskelschlingen produziert.

Im medizinischen Kontext hat sich Panjabis Modell der spinalen Stabilität etabliert, um das Phänomen von Rückenschmerzen und damit verbundenen Therapien besser verstehen und gestalten zu können. Panjabi unterscheidet dabei drei Systeme, die zum Erhalt der spinalen Stabilität beitragen: die neuronale, passive und aktive Komponente (Panjabi, 1992; Panjabi, 2006). Die neuronale Komponente lässt sich mit Bezug auf die motorische Kontrolle als informationeller Prozess interpretieren, während Panjabi unter den aktiven und passiven Stabilitätskomponenten den Bewegungsapparat versteht, welchen ich der mechanischen Perspektive zuordnen würde. Um jedoch Bewegungen beschreiben zu können, muss zusätzlich die Mobilität in das Modell integriert werden. Hoffman und Gabel haben Panjabi's Modell folglich um diesen Faktor erweitert. In ihrem Modell ergibt sich Bewegung aus der Funktion von Stabilität und Mobilität, was sich wiederum besser mit einem tensegralen Modell beschreiben ließe, da zur Überwindung der Freiheitsgrade eine gewisse Haltungsstabilität notwendig ist (Hoffman & Gabel, 2013). Unter Mobilität verstehen die Autoren die funktionale Beweglichkeit des myofaszialen Netzwerks im Kontext der Stabilität. Konkret unterscheidet sich die Mobilität insofern von der Flexibilität, dass sie die nutzbare Beweglichkeit bei Bewegungsaufgaben repräsentiert, während die strukturelle Flexibilität lediglich die maximale Beweglichkeit eines Gelenks abbildet. Demzufolge liefern reine Flexibilitätstest Informationen zur skelettalen Architektur, während mobilitätsorientierte Verfahren, wie der Functional Movement Screen, Informationen zur tensegralen Spannungsregulation der Muskelschlingen im Kontext der individuellen Infrastruktur liefern. Diese werden im weiteren Verlauf dieses Kapitels vertieft.

Aus Sicht der motorischen Tradition sind in Hoffman und Gabels schematischem Modell zwei elementare Faktoren nicht enthalten, nämlich die Situation und der Zweck. Aus psychologischen Experimenten ist bekannt, dass der Kontext das Entscheidungsverhalten von Personen wesentlich beeinflussen kann (Zimbardo, 2012). Auch im sportlichen Kontext kann die Situation zum Beispiel durch energetische Ressourcen, Umweltbedingungen sowie psychische Fähigkeiten des Individuums das Bewegungsverhalten mitunter stark beeinflussen (Edmonds & Tenenbaum, 2012). Allerdings sind externe Umweltbedingungen und psychische Fähigkeiten gleichermaßen schwierig

zu kontrollieren. Dieses Problem minimiert die externe Validität eines jeden Screeningverfahrens. Jedoch ließe sich die Validität in Hoffman and Gabel`s Modell erhöhen, indem man die energetische Komponente in Form von verschiedenen Belastungsstufen integriert oder als Moderatorvariablen kontrolliert.

Übertragen auf den FMS heißt dies, dass die Informationen der Items in Relation zu deren Erfassungssituation betrachtet werden müssen. Hieraus leitet sich ab, dass die Items das Verhalten der Muskelschlinge im erholten Zustand liefern. Panjabi wie auch Hoffman und Gabel haben neben den strukturellen Komponenten auch eine organisierende Komponente in Form einer neuronalen Komponente integriert. Die neuronale Komponente ist jedoch nicht unabhängig vom Gehirn zu betrachten. Im folgenden Abschnitt wird die neuronale Komponente der motorischen Kontrolle skizziert.

7.1.3 SPINALE REGULATION VON HALTUNG UND LOKOMOTION

Seit mehreren Jahrzehnten setzen sich Forscher mit der motorischen Kontrolle und Bewegungsregulation auseinander. Eine zusammenfassende Darstellung der wissenschaftlichen Forschungsarbeiten würde mehrere Kapitel, sodass ich mich hier darauf beschränke die wesentlichsten Erkenntnisse zu skizzieren. Einigkeit besteht darin, dass der motorische Kortex, der retikuläre und vestibuläre Nucleus sowie der rubrospinale Trakt primäre Quellen der Bewegungskoordination darstellen. Allerdings ist unklar, inwiefern der motorische Kortex und anderen Quellen die Bewegungskoordination von Haltung und Lokomotion initiieren oder modifizieren (Gardiner und Edgerton, 2014, S. 164). Bekannt ist außerdem, dass der motorische Kortex bei schwierigeren Bewegungsaufgaben bzw. bekannten Bewegungsmustern in variablen Umweltbedingungen mehr beansprucht wird als dies bei automatisierten und relativ einfachen Bewegungsmustern der Fall ist. Einfache Bewegungsmuster können nämlich in der Regel ohne supraspinale Aktivität durchgeführt werden (Gardiner und Edgerton, 2014, S. 164). In ihrer Übersichtsarbeit berichten Gardiner und Edgerton, dass Forscher in einfachen Tierversuchen mittels tonischer Stimulierung der Mesencephalic Locomotor Region (MLR) den retikulären Nucleus aktivieren konnten, welcher in den spinalen Zentren zur Initiierung der Lokomotion führt. Andere Wissenschaftler sprechen dem MLR neben der Bewegungskontrolle gleichzeitig eine sensorische Filterfunktion zu (Ryczko & Dubuc, 2013). Zudem wurde beobachtet, dass der retikuläre Nucleus bei der Lokomotion aktiver als im Stand ist. Diese Information ist für die Analyse und Gestaltung von Motor-Screening-Verfahren von Relevanz, da beispielweise der Einfluss der visuellen Komponente die Komplexität der Aufgabe verändern kann.

Für die motorische Kontrolle bei den Aufgaben des FMS scheint die visuelle Komponente jedoch von geringer Bedeutung, da die situative Komplexität auf geringem Niveau liegt. Außerdem übernimmt das Cerebellum modulierende Funktionen von supraspinalen motorischen Zentren bei Bewegungen der Extremitäten, indem es als Mediator für sensorisches Feedback dient und den motorischen Output modifiziert. Bei Bewegungen des zentralen Mustergenerators im Rückenmark fungiert möglicherweise das Cerebellum ebenfalls als Mediator und moduliert den motorischen Output [Jahn, Langhagen & Heinen, 2015].

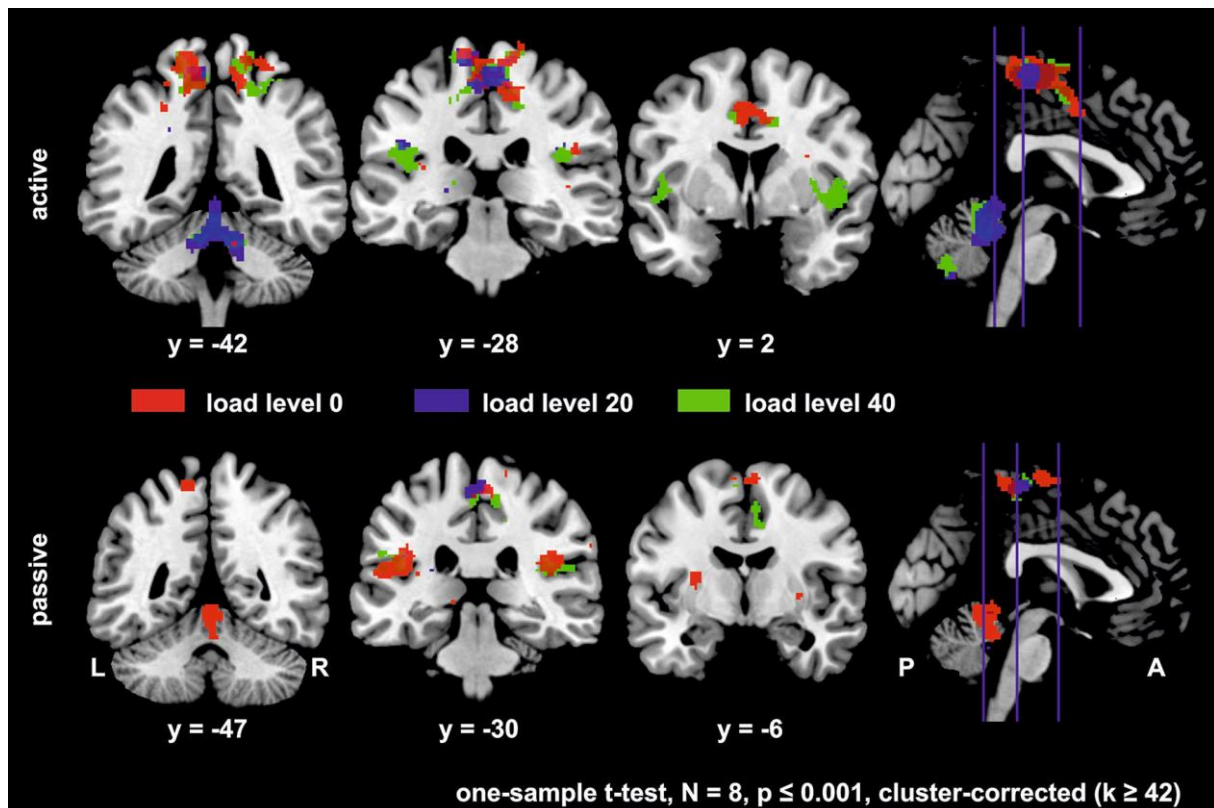


Abbildung 18: Gehirnaktivierung nach Jaeger et al. (2016) bei aktivem und mentalem (passiv) Treppensteigen und unterschiedlichen Belastungen (0 - rot; 20 - grün und 40 - blau).

Bestimmte Regionen des Hirnstamms können komplexes motorisches Verhalten erzeugen, ohne dass dafür eine bewusste Kontrolle vonnöten ist. Beispiele hierfür sind alltägliche Bewegungsmuster wie das Treppensteigen, Gehen oder Laufen. Eine aktuelle Untersuchung zeigte, dass eine ähnliche Aktivierung von Hirnzentren bei einer einfachen Bewegungsaufgabe, dem Treppensteigen und bei gesteigerter Belastung vorliegen kann (Abbildung 18). Hierbei erfolgt die Modulation möglicherweise auf Ebene des Hirnstamms oder des zentralen Mustergenerators [Jaeger et al., 2016]. Da die Items des FMS die Evaluation fundamentaler Bewegungsmuster zum Ziel haben, müsste der neuronale Aspekt der motorischen Kontrolle die Bewegungsregulation auf Ebene der Hirnstamms bzw. des zentralen Mustergenerators abbilden. Ein indirektes Maß für die

Aufgabenselektion auf diesem Niveau könnten niedrige Itemschwierigkeitsindices sein. Allerdings trifft dies beispielsweise nicht auf das Item Rotary Stability zu, was somit einer Aufgabenrevision bedarf. Weitere Details zur subjektiven Item-Analyse sind im Abschnitt der strukturellen Validierung zu finden.

7.1.4 VON DER MECHANISCHEN MUSKELAKTIVITÄT ZUM MOTORISCHEN NETZWERK

Von der mechanischen Betrachtungsweise des muskuloskelettalen Apparates ausgehend, wird die Muskelkraft innerhalb der Sarkomere erzeugt. Um jedoch eine Bewegung von einzelnen Körpersegmenten zu ermöglichen, muss die Summe aller in den Muskelzellen erzeugten Kräfte außerhalb der Muskelzellen wirken. Nach dem Gesetz der Summation der Sarkomereffekte wird eine Bewegung durch die serielle Bewegungsverkürzungsgeschwindigkeit generiert (Huijing, 2012, S. 112). Es existieren Beweise, dass die von einer motorischen Einheit generierte Kraft nicht nur über die einzelnen Fasern vom einem zum anderen Ende des Muskels transferiert wird, sondern auch über das Bindegewebe (Huijing, 2012; Lieber & Fridén, 2000; Roy & Edgerton, 1992). Dieses Organisationsprinzip konnten Harris und Kollegen exemplarisch für den Musculus Sartorius belegen (Harris et al., 2005). Des Weiteren gibt es in der Gleitfilamenttheorie einen idealen Bereich der Kraftentfaltung des Sarkomers, welcher sich im Bereich von 2 bis 2,2 μm befinden soll (Abbildung 19).

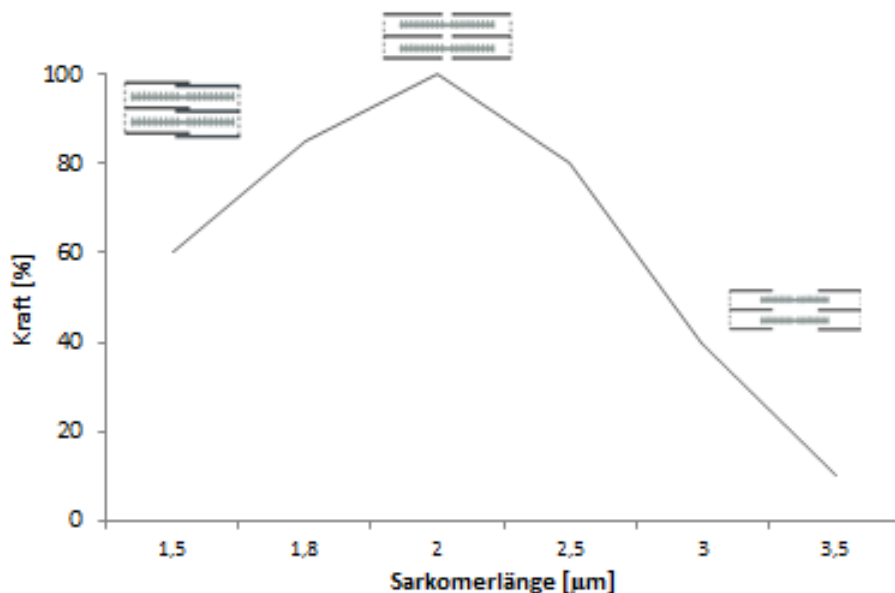


Abbildung 19: Kraft-Längenrelation im Sarkomer in Abhängigkeit von der Überlappung von Aktin und Myosin. Die maximale Kraftentwicklung ist theoretisch dann erreicht, wenn Aktin und Myosin sich optimal überlappen (2 μm) und entsprechend die maximale Anzahl an Querbrücken bilden können (Tricoli, 2011, S. 3).

Um die mechanische Muskelfunktion besser zu verstehen, lohnt sich die Auseinandersetzung mit der Arbeit von Archibald V. Hill. Sein Muskelmodell enthält in der einfachsten Form einerseits ein kontraktiles Element (CE), welches die Bewegung einleitet und andererseits ein elastisches Element, welches die Kraft wie eine Feder überträgt (Hill, 1938). Dieses Modell hat zu großen methodischen Entwicklungen in der Muskelfunktionsdiagnostik geführt, wie zum Beispiel die von Carmelo Bosco entwickelte Testbatterie zur Erfassung von kontraktilen und elastischen Eigenschaften der unteren Extremität sowie des leistungsgesteuerten Krafttrainings via Kraft-Geschwindigkeitsverlauf (Bosco, 1999).

Allerdings enthält dieses mechanische Muskelmodell nicht die myofasziale Geometrie und deren geometrische Veränderung durch die Entwicklung von Druck auf der einen Seite bzw. Zug auf der anderen Seite des Kompartiments während dem Kontraktionsverlauf. Hills Modell bildet zwar den Bereich der optimalen Kraftentfaltung in Abhängigkeit der Sarkomerlänge ab (Abbildung 19), jedoch zeigt sich bei der Untersuchung von mehrgelenkigen Bewegungen, dass sich deren Kraft-Geschwindigkeitsverläufe von den isolierten Bewegungen aufgrund ihrer Komplexität unterscheiden. Dies ist der Fall, weil hier der Einfluss von der myofaszialen Geometrie und der intra- und intermuskulären Koordination deutlich größer ist als in Hills mechanischem Modell. Hierfür erscheint ein plastisches motorisches Netzwerk, welches die mechanische Leistung in Abhängigkeit der dynamischen Stabilität betrachtet und gleichzeitig den ökonomischen Einsatz von myofaszialen Strukturen in den Vordergrund stellt, zur Erklärung besser geeignet. Die Stabilität wird über eine ausgeglichene Druck-Zug-Balance im dynamischen motorischen Netzwerk erzeugt. Dieses Erklärungsmodell übersteigt die Vorstellung von Antagonist, Agonist und Ko-Kontraktoren und basiert auf wissenschaftlichen Hinweisen, die für eine Interaktion von Muskelkompartimenten sprechen (Bell, Padua & Clark, 2008; Huijing, 2012; Rijkelijhuizen, Meijer, Hanneke J. M., Baan & Huijing, 2007).

Besonders anschaulich wird die oberste Priorität des Gleichgewichtserhalts des muskuloskelettalen Systems wenn eine Verletzung auftritt. Hier zeigt sich, wie das ursprüngliche Bewegungsmuster durch die Plastizität des Nervensystems verändert werden kann (Gardiner & Edgerton, 2014; Kasman, Cram & Wolf, 1998). Zum Beispiel führt eine asymmetrische Gewichtsverlagerung zu einer Veränderung der motorischen Ansteuerung.. Auch auf Ebene des Bindegewebes hat Wolff, diese plastische Genese oder den Modifikationsmechanismus in Richtung der Belastung schon vor über 100 Jahren beschrieben (Wolff, 1892).

Wie Zellen das physiologische Stütz- und Knochenmaterial aufbauen, ist in der Literatur mehrfach dargestellt (Maffulli, Longo, Spiezia & Denaro, 2011; Rittweger, 2011). Jedoch fehlt in diesem

Zusammenhang oftmals die Beschreibung darüber, welches Kommunikationssystem genutzt wird. Oschman sieht die durch Bewegung erzeugten elektrischen Felder als Signal für Bindegewebszellen, wie für den Aufbau von Kollagen in Richtung der Zugspannung, um das Gewebe zu verstärken. Lässt die Belastung nach, so wird laut Oschman das kollagene Gewebe wieder resorbiert (2009, S. 123). Ähnliche Prozesse sind aus der Wundheilung bekannt. Hier richten sich ungeordnete Bindegewebsfasern entlang der Spannungs- und Dehnungsrichtung aus, sodass am Ende in der Regel die belasteten Fasern, die sich in der Richtung der Spannungslinien orientieren, übrig bleiben (Weiss, 1961). Insbesondere ist zu beachten, dass die Schwerkraft zusätzlichen Einfluss auf die Druck- oder Zugspannung und damit auf die Ausbreitung von Strömungspotentialen hat. Telega und Wojnar prüften in diesem Kontext, ob sich die spekulative Ausbreitung von Strömungspotentialen im Labor nachweisen lässt. Mit Hilfe eines Experiments ist es ihnen gelungen, physikalische Strömungspotentiale in feuchten Knochen nachzuweisen (Telega & Wojnar, 2002). Dies spricht dafür, dass die Kommunikation über Strömungspotenziale eine plausible Erklärung für das Druck-Zugverhalten des motorischen Netzwerkes sein kann. Im kommenden Abschnitt beschreibe ich das Modell der Muskelschlingen und stelle diese Vorstellung in Bezug zum FMS.

7.1.5 MUSKELSCHLINGEN ALS FUNKTIONAL-ANATOMISCHES ERKLÄRUNGSMODELL FÜR DIE MOTORISCHE KONTROLLE UND MOTORISCHE LEISTUNG

Menschliche Bewegungen werden durch das zentrale Nervensystem in Zusammenarbeit mit dem muskuloskelettalen Apparat ermöglicht. Die funktional-anatomische Betrachtung des Bewegungsapparates dient dazu, die vielfältigen Wechselwirkungen und Zusammenhänge von Struktur und Funktion zu veranschaulichen. Gleichzeitig bildet diese Betrachtung die Grundlage für den Validierungsprozess aller Items des Functional Movement Screen. Anerkannte Vorschläge zur Beschreibung der funktional-anatomischen Zusammenhänge liefern Tittel mit dem Modell der Muskelschlingen (2012) und Thomas Myers mit dem Modell der anatomischen Zuglinien, den *Anatomy Trains* (2011). Erklärungsmodelle, welche sich speziell mit dem Rumpf befassen, schlagen Logan und McKinney (1970) sowie Santana, McGill und Brown vor (Santana, McGill & Brown, 2015). Es liegt in der Natur der Sache, dass sich alle funktional-anatomischen Vorstellungen unterscheiden. Jedoch herrscht Konsens bei dem Gedanken, dass der Bewegungsapparat ein myofasziales System darstellt und als geschlossene und funktionale Einheit agiert (Richter, 2012, S. 123).

Auf muskulärer Ebene muss, um Bewegungen zu ermöglichen, eine ausgeglichene Balance zwischen den Agonisten, Antagonisten sowie den Synergisten bestehen. Das Zusammenspiel dieser

funktionalen Einheit lässt auf die Existenz von Muskelketten schließen, was auch mehrfach empirisch mit Muskelaktivitätsbetrachtungen belegt und bestätigt wurde.

Das von Tittel in den 1950er Jahren entwickelte Erklärungsmodell der Muskelschlingen wurde ich als Grundlage für die Analyse der Bewegungsaufgaben im FMS. Das Konzept der Muskelschlingen entwickelte Tittel auf Basis von Baeyer, welcher bereits im Jahr 1924 über funktional-anatomische Zusammenhänge von Muskeln und Gelenken *philosophierte*⁶ (Tittel & Seidel, 2012, S. 246). Jedoch sei an dieser Stelle darauf hingewiesen, dass Tittel die Muskelschlingen nicht als Realität versteht, sondern lediglich als vereinfachtes Erklärungsmodell einsetzt (Tittel & Seidel, 2012, Vorwort).

7.1.6 BALANCE ALS ÜBERGEORDNETES ZIEL DER MOTORISCHEN KONTROLLE

Nach Tittel entsteht muskuläre Balance durch die muskulären und konditionellen Eigenschaften der Muskelkette. Diese wird erzeugt durch das wechselseitige Zusammenwirken der Muskelkette, bestehend aus Agonist, Antagonist und Synergist um ein bzw. mehrere Gelenke. Die muskuläre Balance ist dabei von Faktoren wie individueller Morphologie, bestehenden Asymmetrien, dem Geschlecht, Alter und Psychotonus sowie von persönlichen und sozialen Kontextfaktoren abhängig (Tittel & Seidel, 2012, S. 252ff). Häufig ermittelt man die muskuläre Balance im Sinne eines Kraftverhältnisses von Antagonist zu Agonist mittels isometrischen und isokinetischen Messungen und versucht diese mit einem mathematischen Quotienten auszudrücken. Allerdings sind die Forschungsergebnisse kritisch zu betrachten, da sich die Teststabilität (Hopkins, Schabert & Hawley, 2001) und die externe Validität in realen (iso-inertialen) Bewegungssituationen nicht bestätigt hat (Murphy & Wilson, 1996; Nuzzo, McBride, Cormie & McCaulley, 2008). Erklärungen dafür könnten in fehlenden Kontextfaktoren, wie unterschiedlichen Bewegungsgeschwindigkeiten, unnatürlichen Bewegungsmustern, natur- oder wettkampffernen Belastungssituationen und der möglicherweise damit verbundenen veränderten Aktivität des motorischen Netzwerkes zu finden sein.

Vertreter der funktional-anatomischen Perspektive legen besonderen Wert auf die Haltungs- und Bewegungssymmetrie. Die Haltungssymmetrie begründet sich wohl auf den antiken virtruischen Menschen, der in der Reinform so allerdings wohl nicht existierte. Trotzdem findet sich diese Ansicht im Bewertungssystem des FMS wieder. Auch in der Gestaltung erachtet man die Symmetrie als ein ideales und fast universales Prinzip, welches sich in vielen Alltagsgegenständen wie Autos, Gebäuden oder Smartphones wiederfindet (Lidwell, Holden, Butler & Elam, 2010, S. 234). Aus

⁶ Der Begriff „philosophierte“ bedeutet in diesem Kontext das Klarwerden über die Zusammenhänge innerhalb des muskuloskelettalen Apparates.

mathematischer Perspektive ist Symmetrie ein dynamisches und messbares Phänomen (Stewart, 2013). Dies ist eine wichtige Voraussetzung für die Erfassung der Symmetrie, da es sich im sportlichen Kontext in der Regel um dynamische Symmetrien handelt. Die meisten Sportarten provozieren jedoch die Ausprägung motorischer Asymmetrien zum Beispiel im American Football, Basketball, Biathlon, Fußball, Eisschnelllauf oder der Leichtathletik. Diese Asymmetrien sind zum Teil notwendig, um den entscheidenden Leistungsvorteil zu erzeugen bzw. auch um möglichen Verletzungen vorzubeugen (Hesford, Laing, Cardinale & Cooper, 2012). In diesem Zusammenhang wurde bisher die These vertreten, dass gerade diese Asymmetrien zu Verletzungen führen können (Newton et al., 2006). Es gibt aber gleichzeitig Erkenntnisse, die genau die indirekt auf Gegenteil hinweisen. Die Forschungsgruppe um Gray zeigte zum Beispiel, dass bei Cricket-Bowlern die Spieler mit morphologischer Rumpfsymmetrien zu Rückenschmerzen neigen, was wiederum auf eine symmetrische Muskelaktivität hinweist und in diesem Kontext einen möglichen Verletzungsprädiktor darstellen könnte (Gray, Aginsky, Derman, Vaughan & Hodges, 2016). Ein pragmatischer Ansatz zur Lösung für dieses Problem ist die Differenzierung zwischen symmetrischen und asymmetrischen Sportarten. Beispielsweise sind Wurfdisziplinen oder Teamsportarten durch sportspezifische motorische Fähigkeiten mit einem hohen asymmetrischen Anteil charakterisiert, während Laufen oder Radfahren einen sehr hohen symmetrischen Anteil besitzen. Demzufolge ist das Anforderungsprofil entscheidend für die Diagnostik und Bewertung von Asymmetrie und Symmetrie. Abweichungen vom symmetrischen Standard der FMS-Items werden von den Entwicklern mit Dysbalancen und Kompensationsmustern beschrieben. In diesem Kontext unterscheidet Tittel zwischen Dysbalancen und Dysfunktionen. Dysbalancen betreffen hauptsächlich die muskuläre Ebene und lassen sich durch Training zurückbilden, während Dysfunktionen als Folge von muskulärer Dysbalance oder einer Verletzung beschrieben werden. Auf Ebene der Dysfunktionen unterscheidet Tittel zwischen muskulären, arthromuskulären und neuromuskulären. Obwohl die Grenzen hierbei größtenteils fließend sind, ermöglicht die Unterscheidung nichtsdestotrotz eine genauere Differenzierungsmöglichkeit für Dysfunktionen. Das klassische FMS-Protokoll liefert hierzu jedoch keinerlei Informationen und es wären dafür weitere diagnostische Verfahren notwendig. Dennoch liefert Tittels Unterscheidung für Dysbalancen und Dysfunktionen eine hilfreiche Basis für die Differenzierung von motorischen Kontrolldefiziten.

7.1.7 DYSBALANCEN UND DYSFUNKTIONEN NACH TITTEL UND SEIDEL

Muskuläre Dysbalance

Abweichung im Zusammenwirken von Agonist, Antagonist und Ko-Kontraktor innerhalb der muskulären Funktionskette im Sinne der konditionellen Eigenschaften.

Muskuläre Dysfunktion

Abweichung von normaler Bewegung und Haltung. Dabei liegt die primäre Störung im Bereich der Muskulatur.

Arthromuskuläre Dysbalance

Abweichung im Zusammenwirken von Agonist, Antagonist und Synergist sowie der an der Bewegung beteiligten Gelenke im Kontext der konditionellen Eigenschaften der Muskelschlinge und der mechanischen Eigenschaften des Gelenks.

Arthromuskuläre Dysfunktion

Charakteristisch für die arthromuskuläre Dysfunktion ist die atypische Abweichung von Bewegung und Haltung, bedingt durch die primäre Störung auf der Gelenkebene, die zu einer sekundären Störung innerhalb der Muskelkette führen kann.

Neuromuskuläre Dysfunktion

Die Abweichung von Bewegung und Haltung wird hier kausal durch eine primäre Störung des Nervensystems erklärt und soll zu einer Störung der Muskulatur und Gelenke führen.

Für die Beschreibung dieser Dysfunktion ist die Unterscheidung von phasischer und tonischer Muskulatur wichtig. Nach Lehrmeinung neigen phasische Muskeln wie zum Beispiel der tiefe Anteil der Erector-Spinae-Gruppe aufgrund der Haltefunktion zur Verkürzung, während tonische Muskeln wie zum Beispiel die Musculi Glutaeus Maximus oder Rhomboidei aufgrund ihrer dynamischen Bewegungsform einen Trend zur Abschwächung zeigen. Interessant wird dies im Zusammenspiel von phasischen und tonischen Muskeln. Hier soll ein verkürzter tonischer Muskel seinen phasischen Antagonisten reflektorisch hemmen, sodass dessen eigentliche Kraftentfaltung minimiert wird (Tittel & Seidel, 2012, S. 256). Dieses Erklärungsmodell führte zur Annahme, dass eine zu stark tonisierte (verkürzte) Hamstring-Gruppe zu einem erhöhtem Verletzungsrisiko neigt. Diese Tendenz stammt von epidemiologischen Untersuchungen (Arnason et al., 2004; Witvrouw, Danneels, Asselman, D'Have & Cambier, 2003).

7.1.8 MUSKELSCHLINGEN

Im deutschen Sprachraum ist die Vorstellung von Muskelschlingen in Forschung und Lehre akzeptiert. Aus diesem Grund verwende ich diese funktional-anatomische Perspektive als Grundlage. Für Tittel entsteht die Bewegung aus einer muskulären Kooperation, die vom zentralen Nervensystem (ZNS) gesteuert wird. Vor allem für den sportlichen Kontext etablierte er den Begriff der Muskelschlinge (im Englischen häufig kinetic chain oder muscle sling), um die Zusammenarbeit von Muskelgruppen bei Bewegungen zu verdeutlichen.

Die Funktion der Ganzkörperschlinge beim Gewichtheben

Die tiefe Überkopfkniebeuge (Deep Squat) ist eine grundlegende Übung für Gewichtheber, da mit ihr die Beweglichkeit der Ganzkörper-Streckschlinge während der Flexion und Extension im Kontext der Haltstabilität trainiert wird (Abbildung 20). Zudem ist sie Teilbewegung des Reißen. Innerhalb des Functional Movement Screens wird die Ganzkörper-Streckschlinge mit dem Item DS und ausschnittsweise mit dem Item ILL bewertet.

Die Ganzkörper-Streckschlinge

Funktion: Streckung von unterer und oberer Extremität sowie des Rumpfes zum Beispiel beim Gewichtheben.



Abbildung 20: Ganzkörper-Streckschlinge beim Gewichtheben – Überkopfkniebeuge (a) und Stoßbewegung (b) [Tittel & Seidel, 2012, S. 289 und 291]. Mit freundlicher Genehmigung des Kiener Verlages.

Schlingenverlauf: *M. Pectoralis Major*
M. Serratus Anterior
M. Obliquus Externus Abdominus
M. Trapezius
M. Supra- und Infraspinatus
M. Rhomboideus Major
M. Latissimus Dorsi
Fascia Thoracolumbalis
M. Teres Major und Minor
M. Deltoideus
M. Trizeps Brachii
M. Anconeus
M. Biceps Brachii
M. Brachialis
M. Coracobrachialis
M. Brachioradialis
M. Extensor Carpi Radialis Longus
M. Extensor Carpi Radialis Brevis
M. Extensor Carpi Ulnaris
M. Flexor Carpi Ulnaris
M. Extensor Digitorum
M. Extensor Pollicis Brevis
M. Abductor Pollicis Longus
M. Gluteus Maximus und Medius
M. Tensor Fasciae Latae
Tractus Iliotibialis
M. Sartorius
M. Quadrizeps
M. Biceps Femoris (Caput Breve und Longum)
M. Gastrocnemius
M. Soleus
M. Tibialis Anterior
M. Extensor Digitorum Longus
M. Extensor Digitorum Brevis
M. Fibularis Longus
M. Fibularis Brevis

Bei der Aufrichtung aus der tiefen Kniebeuge ist der Musculus Quadriceps Femoris federführend für die Streckung in Hüft- und Kniegelenk. Dabei haben die Musculi Gastrocnemius und Soleus im Bereich des Knie- und Sprunggelenks sowie der Gluteus Maximus und Minimus im Bereich des Beckens eine unterstützende Funktion. Ebenfalls agiert der Antagonist, der Musculus Biceps Femoris, laut Tittel im Rahmen der Gelenkfixierung als Synergist und stellt durch seine Ko-Kontraktion ein ausgewogenes Druck-Zug-Verhältnis her (Tittel & Seidel, 2012, S. 289). Zu einer ähnlichen Schlussfolgerung kamen amerikanische Forschungsteams. Die Wissenschaftler beobachteten während der Umkehrphase von Beugung zur Streckung eine isometrische Muskelaktivität im medialen Teil des Gastrocnemius (Bell et al., 2008). Eine Abschwächung oder gar das Ausbleiben dieser synergistischen Gegenspannung innerhalb der Streckerschlinge könnte zu einem erhöhten Kompressionsdruck in den Gelenken führen. Diese Hypothese stützt sich auf die Erkenntnisse von Tyler und Hutton (1986, S. 174): "Co-contraction may serve to prevent large tangential muscle forces, thereby, limiting joint compressive forces and offering protection to the joint."

Trifft diese Annahme zu, erklären sich Mobilitätsprobleme bei mehrgelenkigen Übungen wie dem Deep Squat, In-Line Lunge oder Rotary Stability auf Ebene von inter- und intramuskulärer Koordination und sind damit im Kontext der individuellen Gelenkarchitektur modifizierbar. Für diese Annahme sprechen die empirischen Ergebnisse von Bell, Padua und Clark (2008), denn sie begründen die fehlende Mobilität des oberen Sprunggelenks bei der Kniebeuge nicht durch eine eingeschränkte Beweglichkeit des Sprunggelenkes, sondern mit möglichen Kraftdefiziten des medialen Teils des Musculus Gastrocnemius sowie der Musculi Tibialis Anterior und Posterior während der Plantarflexion (Bell, Padua & Clark, 2008). Dieses Beispiel zeigt, dass die strenge Einteilung in agonistische und antagonistische Muskelaktivität nicht der Realität entspricht vielmehr als Hinweis bzw. Anhaltspunkt für die motorische Plastizität verstanden werden kann. Der Musculus Iliocostalis, der Trapezius und der Deltoideus stabilisieren beim Ausbalancieren und Fixieren der Hantel während dem Gewichtheben oder des Stabs beim Deep Squat während der Beugebewegung zur Hockstellung und beim Aufstehen (Tittel & Seidel, 2012, S. 290). Dabei liegt besonderes Gewicht auf dem lumbodorsalen Übergang im Bereich der Fascia Thoracolumbalis. Weitere Informationen folgen im Abschnitt *Die Funktion des Rumpfes innerhalb der Muskelschlingen*.

Die Funktion der Streck- und Bremsschlinge bei Lauf- und Sprintbewegungen

Die Streck- und Bremsschlinge hat die Funktion Lokomotion – vornehmlich im horizontalen Raum – zu erzeugen. Mit dem Item HS wird die Halte- und Zielfunktion der Streckschlinge simuliert.

Allerdings fehlen bei der Bewegungsaufgabe die horizontale Bewegungsgeschwindigkeit und der dafür typische Fußabdruck. Damit verstärkt sich der Fokus auf die Haltefunktion des Standbeins und die Zielfunktion der Hüftbewegung. Beim Langstreckenlauf wird die Bewegung wiederum maßgeblich von langsamen motorischen Einheiten gesteuert und durch die alternierende Armbewegung dient der Stabilisierung der Rumpfhaltung in der Vorwärtsbewegung.

Während der Wirkungsgrad der Bewegung jedoch auch von der energetischen Speicher- und Freisetzungskapazität der Streck- und Bremsschlinge abhängt (Paavolainen, Häkkinen, Hämääläinen, Nummela & Rusko, 1999). Innerhalb des myofaszialen Netzwerks der

Muskelschlingen erweitert der Gluteus Maximus, durch seine Vernetzung mit der Fascia Thoracolumbalis, seinen Funktionsbereich um den breiten Rückenmuskel bis hin zum Erector Spinae und Multifidus (Tittel & Seidel, 2012, S. 266; Vleeming, 2012, S. 38-39). Tittels

Bremsschlinge setzt sich aus den Plantarflexoren sowie der ischiokruralen Muskulatur zusammen und ist über die Adduktoren und die Symphyse funktionell mit dem Musculus Rectus Abdominus vernetzt.

Funktion der Streckschlinge bei Sprintbewegungen

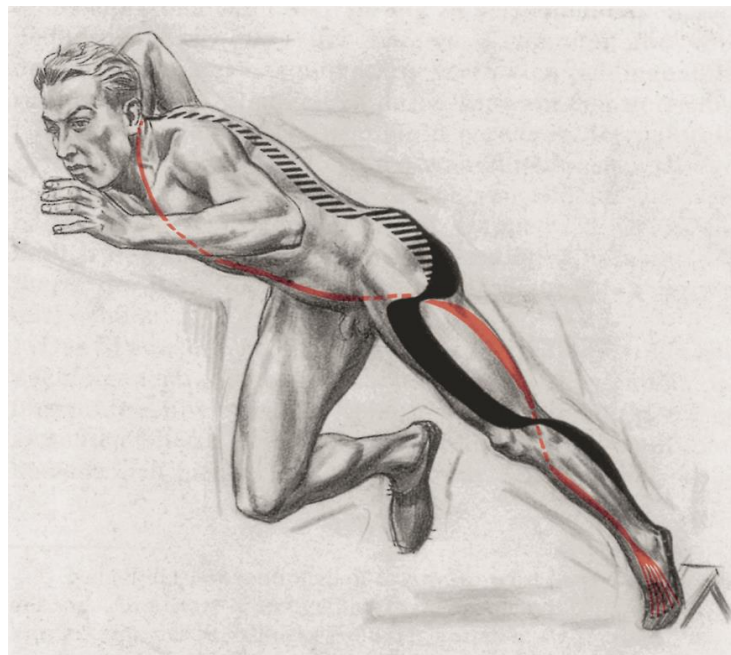


Abbildung 21: Streckschlinge beim Sprintstart (Tittel & Seidel, 2012, S. 271). Mit freundlicher Genehmigung des Kiener Verlages

Schlingenverlauf: *M. Sternocleidomastoideus*
 M. Pectoralis Major
 M. Obliquus Externus Abdominus
 M. Rectus Abdominus
 M. Trapezius
 M. Latissimus Dorsi
 M. Teres Major
 M. Deltoideus
 M. Triceps Brachii
 M. Anconeus
 M. Biceps Brachii
 M. Brachialis
 M. Brachioradialis
 M. Extensor Carpi Radialis Longus
 M. Extensor Carpi Radialis Brevis
 M. Extensor Carpi Ulnaris
 M. Flexor Carpi Ulnaris
 M. Extensor Digitorum
 M. Abductor Digiti Minimi
 M. Gluteus Maximus
 M. Gluteus Medius
 M. Iliopsoas
 M. Pectineus
 M. Tensor Fasciae Latae
 M. Adductor Longus
 M. Adductor Magnus
 M. Gracilis
 M. Sartorius
 M. Rectus Femoris
 M. Vastus Lateralis
 M. Vastus Intermedius
 M. Biceps Femoris
 M. Semitendinosus
 M. Semimembranosus
 M. Gastrocnemius
 M. Soleus

M. Tibialis Anterior

M. Extensor Digitorum Longus

M. Fibularis Longus

M. Flexor Digitorum Longus

Clavicula

Trochantor Major

Die StreckSchlinge verläuft vom Kopf bis zum Fuß (Abbildung 21). Beim leichtathletischen Sprint variiert die Distanz je nach Wettkampf zwischen 60 und 400 m, während im Mannschaftssport mehrheitlich kurze und sich ständig wiederholende Beschleunigungen über Strecken von 5 bis 30 m mit Richtungswechseln auftreten. Für diesen hochintensiven Vorgang rekrutiert das ZNS bei entsprechendem Trainingszustand und Erholungsniveau mehrheitlich die zur Verfügung stehenden schnellzuckenden FT-Fasern (Wilmore, Costill & Kenney, 2008). Topsprinter, wie beispielsweise Usain Bolt, erreichen bei einer Schrittlänge von bis zu 290 cm eine horizontale Geschwindigkeit von über 12 Metern pro Sekunde (Mackala & Mero, 2013). Vor allem in der Start- und Beschleunigungsphase ist die Fähigkeit der StreckSchlinge zur Kraftentwicklung gefordert. Bosco weist darauf hin, dass, neben der Energieumwandlungsfähigkeit in den FT-Fasern der unteren Extremität und deren elastischen Komponenten, mit zunehmender Geschwindigkeit der zusätzliche Krafttransfer durch die Diagonalschlinge der Vorder- und Rückseite des Rumpfes von entscheidender Bedeutung ist (Bosco, 1999). Weitere Details sind in Abbildung 22 zu finden.

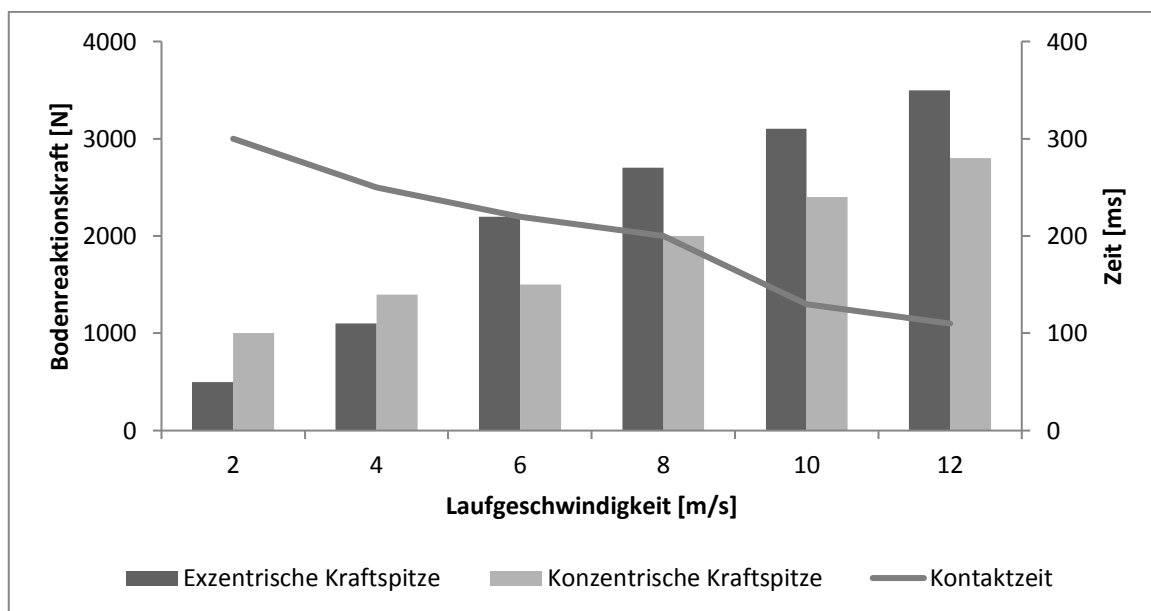


Abbildung 22: Reduzierung der Bodenkontaktzeiten und Steigerung der Kraftentwicklung bei erhöhter Geschwindigkeit (adaptiert nach Bosco, 1999).

Große Bedeutung bekommt ebenfalls der koordinierten Bewegung von oberer und unterer Extremität zu, da sie eine unterstützende Funktion dabei haben den Körperschwerpunkt vertikal und lateral zu modulieren. Außerdem kann die Amplitude und Frequenz des Armschwungs die Sprintleistung entweder limitieren oder unterstützen, indem sie die Kraftentwicklung der unteren Extremität verstärkt bzw. abschwächt (Tittel & Seidel, 2012, S. 270).

Die Funktion des Rumpfes innerhalb der Muskelschlingen

Der Rumpf übernimmt die stabilisierende Funktion bei statischen und dynamischen Bewegung in der Ganzkörper-Muskelschlinge. Das motorische Verhalten der Rumpfschlingen wird zum Teil in den Items Trunk Stability Push-Up und Rotary Stability bewertet. Die Muskelschlinge beginnt am Musculus Rhomboidei, verläuft über den Musculus Serratus Anterior und den Musculus Obliquus Abdominus Externus, bis hin zum Musculus Biceps Femoris (Abbildung 23). Damit überzieht sie den Musculus Obliquus Internus (OI) und Musculus Transversus Abdominus (Tittel & Seidel, 2012). Überdies spricht einiges dafür, dass der Rumpf an Drehbewegungen und der Seitwärtsflexion sowie an der Kraftübertragung beteiligt ist (Panjabi, 2006). Nichtsdestotrotz sind die darunter liegenden Muskeln von besonderer Bedeutung für die Funktion des Rumpfes. Zum Beispiel gibt es Belege dafür, dass der Musculus Transversus Abdominus (TrA) bei Rotationsbewegungen stärker auf der Rotationsseite aktiviert wird (Cresswell, Grundström & Thorstensson, 1992).

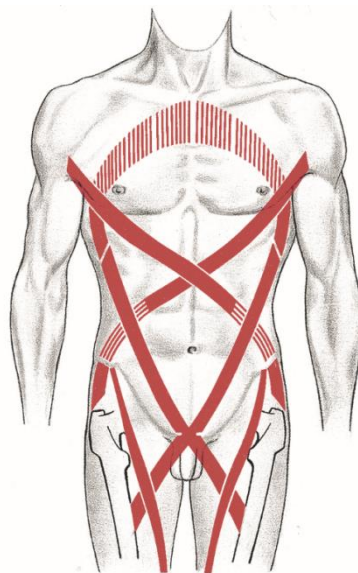


Abbildung 23: Schematische Darstellung einiger Muskelschlingen, an denen die Bauchmuskeln beteiligt sind (Tittel & Seidel, 2012, S. 322). Mit freundlicher Genehmigung des Kiener Verlags.

Zudem zeigten Urquhart und Hodges auf, dass die Aktivierung des TrA ebenfalls abhängig von der Zugrichtung ist. Beispielsweise steht ein Teil des TrA in Verbindung zum Brustkorb, während der untere Anteil in die Thorakolumbalfaszie übergeht (Abbildung 24). Des Weiteren erarbeiteten sie, dass der thorakolumbale Abschnitt des TrA eine höhere tonische Aktivität bei Laufbewegungen zeigt (Urquhart, Hodges & Story, 2005), während der TrA und Obliquus Internus beim Sitzen und in aufrechter Position im Vergleich zur supinierten Position aktiv beteiligt sind (Urquhart & Hodges, 2005). Um einen möglichen Crosstalk der Muskelaktivitätssignale zu vermeiden, wurden bei diesen Studien invasive Nadel-EMGs eingesetzt.

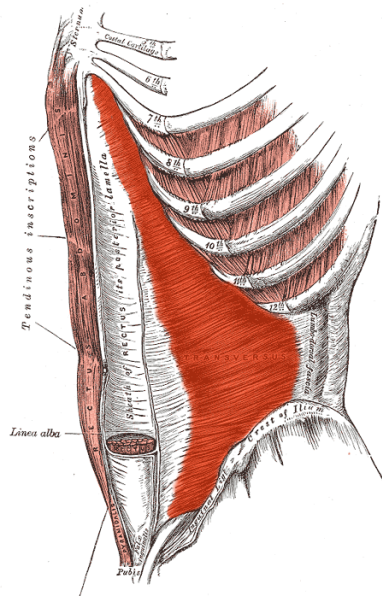


Abbildung 24: Anatomische Skizze des Musculus Transversus Abdominus (Uwe Gille).

Die stabilisierende Funktion des Rumpfes, drückt sich auf motorischer Ebene durch die leicht vorgeschaltete Haltefunktion, zum Beispiel durch die Aktivität des Musculus Transversus Abdominus oder Obliquus Internus Abdominus vor der Ausführung der Zielfunktion, aus.

Subjects with low back pain failed to recruit transversus abdominus or obliquus internus in advance of limb movement with fast movement. In contrast, subjects with low back pain failed to recruit TrA or OI in advance of limb movement with fast movement, and no activity of the abdominal muscles was recorded in the majority of intermediate speed trials. There was no difference between groups for slow movement. The results indicate that the mechanism of preparatory spinal control is altered in people with lower back pain for movement at a variety of speeds (Hodges & Richardson, 1999).

Dieses motorische Muster scheint die Basis für eine gesunde und effektive Bewegung zu sein, denn die Forscher Hodges und Richardson fanden heraus, dass Patienten mit lumbalem Rückenschmerz bei schnellen Bewegungen der unteren Extremität nicht den TrA oder OI voraktivieren konnten. Bei langsamen Bewegungen unterschieden sich die gesunden Probanden von Schmerzpatienten nicht signifikant (Hodges & Richardson, 1997, Hodges, 1999; 2013). Demzufolge liegt unter erhöhter Belastungssituation bei den Schmerzpatienten eine neuromuskuläre Dysfunktion vor. Allerdings ist zu beachten, dass Schmerz ein subjektives und multifaktorielles Phänomen darstellt, sodass eine motorische Hypothese nicht allein zur Behebung dieses Problems ausreicht. Denn nach

anatomischen Studien besteht die Rumpfmuskulatur im Allgemeinen tendenziell zu ca. 60 % aus ST-Fasern (Häggmark & Thorstensson, 1979; Kalimo, Rantanen, Viljanen & Einola, 1989; Thorstensson & Carlson, 1987). Im Einzelfall kann mitunter auch das Gegenteil der Fall sein. Studien zufolge begünstigt eine erhöhte FT-Faserverteilung lumbale Rückenschmerzen (Mannion, Weber, Dvorak, Grob & Müntener, 1997).

Außerdem können Signale von Mechanorezeptoren sowie Verletzungen des Bindegewebes Veränderungen des motorischen Programms verursachen (Palmieri-Smith, Villwock, Downie, Hecht & Zernicke, 2013; Panjabi, 2006; Schleip, Vleeming, Lehmann-Horn & Klingler, 2007). Dass bewegungsassoziierter Schmerz möglicherweise zu Veränderungen des motorischen Programms führt, spricht für die Verwendung des Schmerzkriteriums (Score 0) innerhalb des FMS-Bewertungssystems. Diese Hypothese prüften amerikanische Forscher mit einer breitangelegten Studie. Sie konnten jedoch nur eine geringe Sensitivität des Schmerzkriteriums für die Prognostik von Verletzungen feststellen (Bushman et al., 2015). Daraus lässt sich schließen, dass das Schmerzkriterium allein nicht zu einer Erhöhung des Verletzungsrisikos führt, sondern müssen dafür außerdem Kontextfaktoren wie mangelnde Fitness und chronische Überbelastungen hinzukommen.

Tittel nutzt das Modell der Muskelschlingen zur Vereinfachung der komplexen Vorgänge der Lokomotion. Dennoch sind für die Konstruktvalidierung des FMS weitere Perspektiven hilfreich. Die Konstruktvalidierung ist von Bedeutung, da sie entscheidend für die Interpretation sowie die Interpretationsobjektivität ist, welche wiederum entscheidenden Einfluss auf die Trainingsgestaltung nehmen. Aus diesem Grund sind im Anschluss elementare Informationen zur muskuloskeletalen und neurophysiologischen Erkenntnissen dargestellt.

7.1.9 MUSKULOSKELETTALE INFRASTRUKTUR

Der menschliche Körper besteht aus über 650 Muskeln, welche 40 bis 45 Prozent der gesamten Körpermasse ausmachen. Wissenschaftler schätzen, dass ein Muskel zu 75 Prozent aus Wasser, zu 20 Prozent aus Proteinen und zu 5 Prozent aus Salzen, Mineralien, Kohlenhydraten, Fetten und Phosphaten besteht. Nach dem bisherigen Kenntnisstand werden Myosin, Aktin, Titin, Troponin und Tropomyosin als die elementarsten Muskelproteine angesehen. Die Skelettmuskulatur spielt eine wichtige Rolle in der Lokomotion, bei der Wärmeproduktion, sie unterstützt das Bindegewebe und übernimmt eine wesentliche Funktion im Stoffwechsel (Tricoli, 2011, S. 3).

Muskeln sind molekulare Strukturen, welche chemische Energie mittels Kontraktionen in Bewegung umwandeln können. Sie besitzen die Fähigkeit, auf Reize zu reagieren, Erregungswellen zu übertragen, können ihre Länge modifizieren und sich an Umweltbedingungen anpassen (Enoka,

2002, S. 205]. Dafür schüttet ein durch das zentrale Nervensystem erregtes Motoneuron an seiner motorischen Endplatte Acetylcholin aus (Abbildung 25), wodurch wiederum ein Aktionspotential in der Muskelfaser erzeugt und eine Kontraktion ausgelöst wird. Dabei erfolgt der Krafttransfer von den seriell bzw. parallel organisierten Muskelfasern über spezialisiertes Bindegewebe, wie Aponeurosen und Sehnen, hin zum Knochen. Dabei hängt die Kraftübertragung nicht nur von der Muskelkontraktion ab, sondern auch von den materiellen Eigenschaften der beteiligten Bindegewebsstrukturen (Enoka, 2002, S. 103). Enokas Anmerkung spricht für eine integrative Perspektive auf den Bewegungsapparat. Insbesondere vor dem Hintergrund, dass das Bindegewebe nach heutigen Forschungserkenntnissen keine passive Struktur darstellt (Stecco, 2015), ist die Verwendung der Begriffe „myofasziale Strukturen“ bzw. „myofaszialer Elemente“ passend, um somit der Einheit der Strukturen gerecht zu werden. Jedoch ist für die Beschreibung der Funktionsweisen und Wechselwirkungen die theoretische Trennung muskuloskelettaler Strukturen sinnvoll.

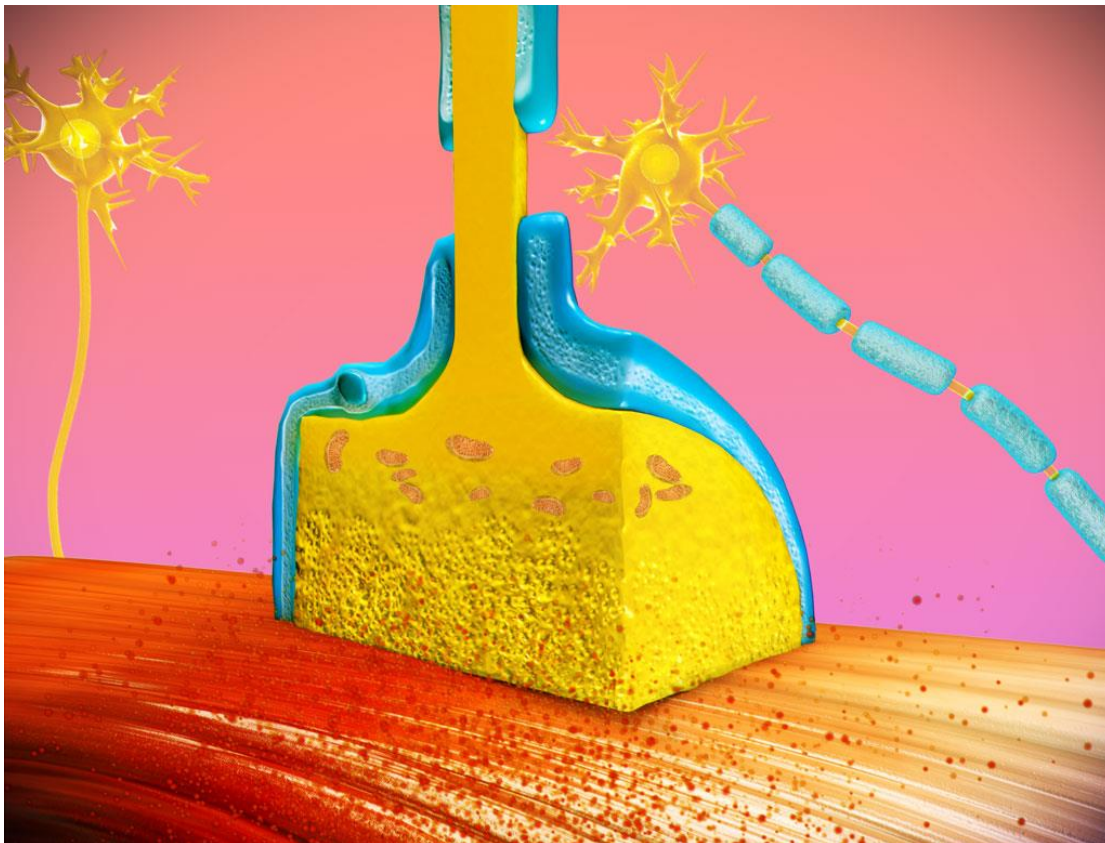


Abbildung 25: Signalübertragung zwischen Neuron und Muskel [Doc Jana, 2016].

Skelettmuskeln als kontraktiles Element im motorischen Netzwerk

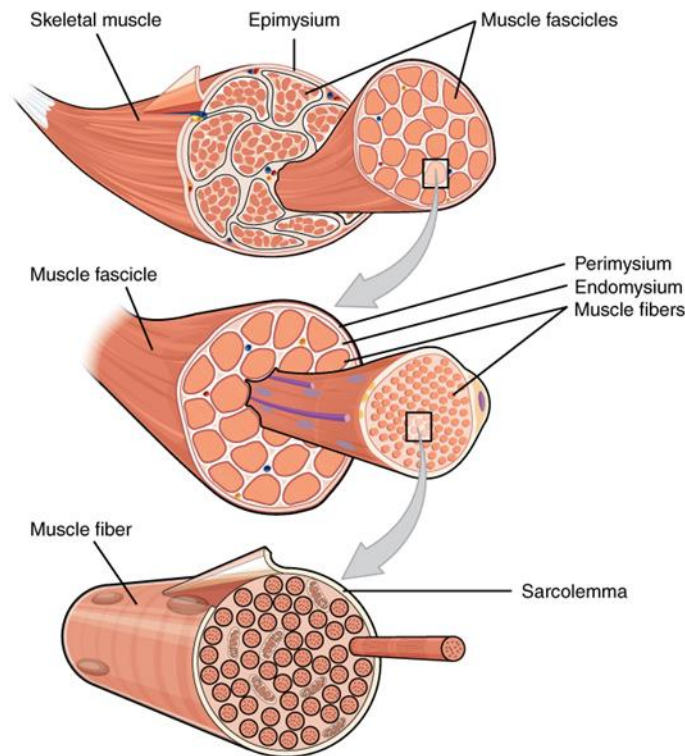


Abbildung 26: Struktureller Aufbau eines Skelettmuskels [OpenStax College, 2013].

Skelettmuskeln, wie der Gastrocnemius oder Trizeps, sind aus vielen Muskelfasern mit einem Durchmesser von 10 bis 100 μm und einer Länge von bis zu 50 cm aufgebaut. Der strukturelle Aufbau vom Muskel bis zur Muskelzelle ist in Abbildung 26 dargestellt. Entscheidend ist hierbei, dass der Muskel von Bindegewebshüllen – den Faszien – umgeben und hierarchisch geformt wird. Der gesamte Muskel wird von einer dickeren formstabilen Hülle – dem Epimysium – umgeben. Darunter befindet sich eine dünnere Bindegewebshülle, welche die Muskelfaserbündel eines Muskels voneinander trennt. Letztendlich wird zusätzlich jede einzelne Muskelzelle von Endomysium, einer dünnen Bindegewebsschicht, umhüllt. An das Endomysium grenzt die Zellmembran der Muskelfaser – das Sarkolemma – an.

Wenn ein Aktionspotential die Muskelfaser erreicht, öffnen sich die Ionenkanäle der in das Sarkolemma integrierten Acetylcholin-Rezeptoren und sorgen durch einen Ioneneinstrom für die Depolarisation der Muskelzelle [Hunter & Brown, 2010, S. 48]. Jedoch geht die Funktion des Bindegewebes über die „Muskelverpackung“ hinaus. Zum Beispiel sorgt das Endomysium, insbesondere durch die Strukturproteine Kollagen und Elastin, für einen koordinierten Krafttransfer innerhalb des Muskelbündels [Fasciculus] und ist damit in der Lage ständig die Ausrichtung der

Muskelfaser je nach Belastungsreizen anzupassen. Damit die Strukturproteine diesen Modifizierungsprozess initiieren können, befinden sie sich in einer dynamischen Balance zwischen Synthese und Remodelling (Purslow & Delage, 2012, S. 10).

Nach heutigem wissenschaftlichen Verständnis wird dieser Krafttransfer durch die Interaktion der kontraktilen Proteine Aktin und Myosin initiiert und über die elastischen Proteine Titin und Desmin innerhalb und außerhalb des Sarkomers weitergeleitet (Hunter & Brown., 2010, S. 52). Konkret erzeugt Titin eine passive Spannung innerhalb der Muskelfaser, während Desmin die Ausrichtung der angrenzenden Sarkomere stabilisiert (Hunter & Brown, 2010, S. 48). Nach der bisherigen Lehrmeinung sorgt das extrazelluläre Bindegewebe für den strukturellen Halt und die elastische Funktion des Muskels, wobei ebenfalls Belege für die über Strömungspotentiale ablaufende kommunikative Funktion des faszialen Gewebes existieren. Darauf wird ausführlicher im Kapitel der muskuloskelettalen Kommunikation eingegangen. Für den Moment ist es jedoch ausreichend zu wissen, dass das Bindegewebe mehr als eine passive Struktur ist.

Der Skelettmuskel als kontraktiles und spannungsinitierendes Element

Neben der Muskelfaserverteilung im myofaszialen Element kann auch der Zugwinkel innerhalb eines Elements bzw. von Muskel zu Muskel variieren. Zum Beispiel besitzt das myofasziale Element des Musculus Glutaeus Maximus im oberen und unteren Muskelkompartiment einen anatomischen Zugwinkel von 5°, während die Anatomen Friederich und Brand für das mittlere Kompartiment einen Zugwinkel von 0° bestimmt haben, was auf unterschiedliche Funktionen der Muskelkompartimente in der Muskelschlinge hinweist (1990). Zudem lässt sich aus dieser Untersuchung der funktionale Querschnitt der Muskulatur ermitteln, welcher sich gegenüber dem anatomischen Querschnitt als exakter erwiesen hat (Lieber & Fridén, 2000). Es zeigte sich, dass der Quadrizeps im Vergleich zu den Hamstrings eine doppelt so große Querschnittsfläche besitzt (Tabelle 5). Hierbei gilt allerdings zu beachten, dass Muskeln mit größerer Querschnittsfläche zu kürzerer Faserlänge neigen. Dies hat laut Enoka, neben der individuellen Muskelfaserstruktur, einen Einfluss auf die Verkürzungsgeschwindigkeit und die Muskellängenveränderung (2002, S. 233). Zudem zeigt sich, dass Muskeln unterschiedlichste Faserwinkel besitzen.

Tabelle 5: Muskelarchitektur ausgewählter Skelettmuskeln (Friederich und Brand, 1990).

Muskel	Muskellänge (mm)	Faserlänge (mm)	Querschnittsfläche (cm)	Faserwinkel (°)
<i>Soleus</i>	370	30	180	32
<i>Gastroc [med]</i>	235	35	51	7
<i>Gastroc [lat]</i>	230	44	15	18
<i>Tibialis posterior</i>	290	35	26	19
<i>Tibialis anterior</i>	290	77	17	12
<i>Biceps Femoris [Longus]</i>	290	80	27	7
<i>Biceps Femoris [Brevis]</i>	205	123	8	15
<i>Semimembranosus</i>	200	75	46	16
<i>Semitendinosus</i>	290	90	24	6
<i>Rectus Femoris</i>	330	55	43	14
<i>Vastus [intermed]</i>	275	78	82	3
<i>Vastus [lat]</i>	305	81	64	13
<i>Vastus [med]</i>	280	77	66	7
<i>Sartorius</i>	519	483	3	0
<i>Glut [max]</i>	155	142	20	5
<i>Glut [max]</i>	160	147	20	0
<i>Glut [max]</i>	185	144	20	5

Skelettmuskeln setzen sich aus einem individuellen Prozentsatz schneller und langsam kontrahierender Fasern zusammen, wobei die untere Extremität im Vergleich zum Rumpf einen größeren Anteil an schnellkontrahierenden Fasern besitzt (Dahmane, Djordjevic, Simunic & Valencic, 2005; Garrett, Califf & Bassett, 1984; Johnson, Polgar, Weightman & Appleton, 1973). Diese Fasern haben bestimmte molekulare, metabolische, strukturelle und kontraktile Eigenschaften um unterschiedlichste Aufgaben zu erfüllen. Außerdem besitzen Muskelfasern die Eigenschaft sich an Umweltbedingungen anzupassen. Die langsamen Muskelfasern (ST-Faser) beziehen ihre Energie aus oxidativen Stoffwechselprozessen, besitzen eine Vielzahl von Mitochondrien, einen hohen Myoglobingehalt und eine hohe Kapillarisdichte. Sie zeichnen sich durch eine hohe Ermüdungswiderstandsfähigkeit gegenüber niedrigen bis moderaten Belastungen aus.

Physiologen unterscheiden innerhalb der schnellen Muskelfaser (FT-Faser) zwischen Typ A und Typ B, wobei Typ A als die Faser mit oxidativem Stoffwechsel und moderater Ermüdungswiderstandsfähigkeit gilt und Typ B-Fasern durch eine glykolytische Stoffwechselaktivität, geringe

Mitochondriendichte, hohe glykolytische Enzymtätigkeit und eine geringe Ermüdungswiderstandsfähigkeit gekennzeichnet sind (Tricoli, 2011, S. 9). Muskelzellen von Typ A sind Bestandteil der *fast fatigue-resistant* (FR) motorischen Einheiten, während Typ B Zellen Bestandteil der *fast-fatigue* (FF) motorischen Einheiten sind.

Die ST-Faser wird von kleinen Motoneuronen innerviert und erzeugt verhältnismäßig geringe Kräfte. Ausgehend von der Initiierung bis hin zur maximalen Kraftentwicklung benötigen ST-Fasern je nach Muskel und Individuum 60 bis 120 ms. FT-Fasern sind oftmals Bestandteil großer motorischer Einheiten (phasische Einheiten) und kontrahieren deutlich schneller. Von der Einleitung der Kontraktion bis zur maximalen Kraftentfaltung benötigen die FT-Fasern 10-50 ms und entwickeln dabei viel größere Kräfte als die ST-Fasern (Rainoldi & Gazzoni, 2011, S. 17). Diese Unterscheidung ist eine entscheidende Erkenntnis für die Entwicklung des motorspezifischen Aspekts der motorischen Kontrolle. Einen Überblick hierzu bietet Abbildung 27.

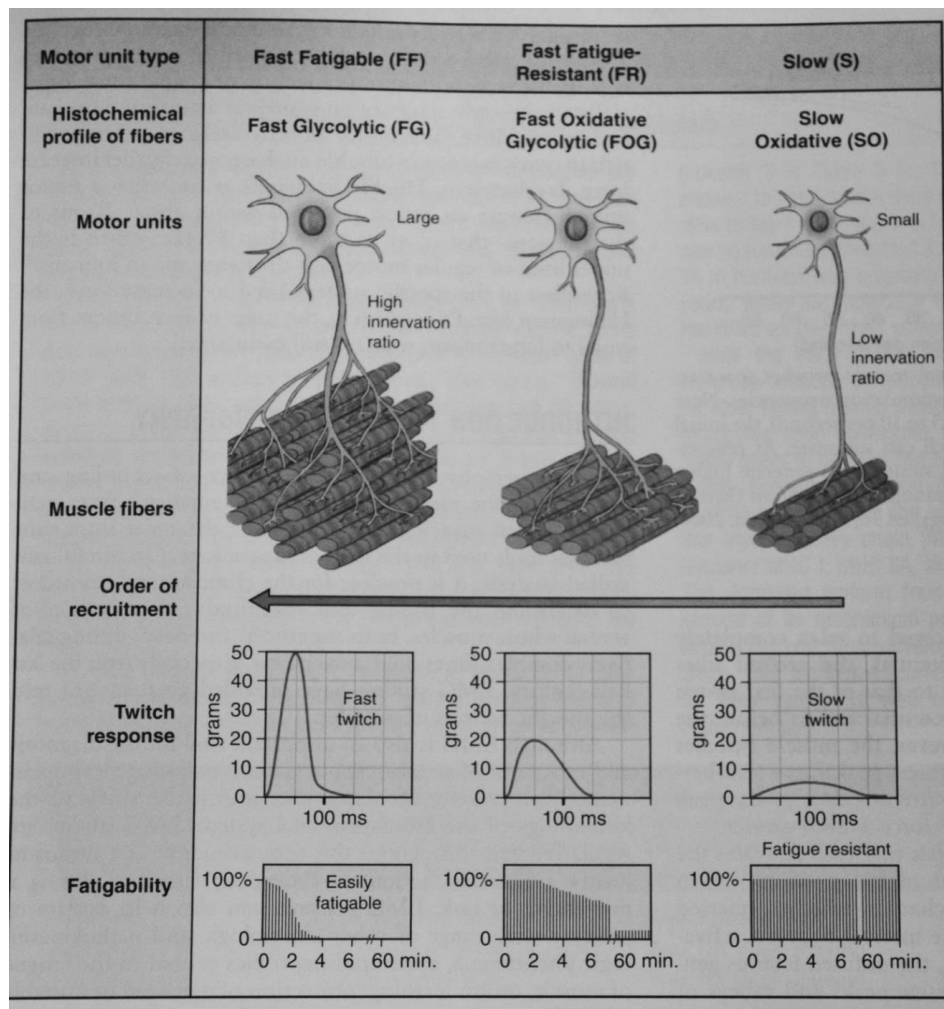


Abbildung 27: Kontraktionsgeschwindigkeit, Kraftentfaltung und Rekrutierung von motorischen Einheiten (Hunter & Brown., 2010, S. 63). Mit freundlicher Genehmigung von Donald Neumann.

Das Bindegewebe als formgebendes und spannungsübertragendes Element im motorischen Netzwerk

Neben dem Epithel-, Muskel- und Nervengewebe, gehört das Bindegewebe zu den vier wichtigsten Gewebeformen. Eine wesentliche Aufgabe des Bindegewebes ist die Formgebung des Körpers. Der Name entstammt seiner Funktion Zellen und Gewebe zu verknüpfen. Jedoch gehen die Funktionen dieses Gewebes weit über die ursprünglich angenommene hinaus. Stecco (2015, S. 2) schreibt dem Bindegewebe folgende Funktionen zu:

1. Strukturelle Unterstützung anatomischer Strukturen und Formgebung von Skelett und Organen.
2. Verbindung von kollagenen Geweben wie Bändern, Sehnen und Muskelfaszien.
3. Die Abgrenzung von anderen anatomischen Strukturen und die damit verbundene Formstabilität von Organen, ermöglicht die Funktion und Beweglichkeit der umhüllten Strukturen.
4. Metabolische Funktionen: Alle metabolen Stoffe diffundieren aus den Kapillaren durch das angrenzende Bindegewebe in die Zellen bzw. das Gewebe. Zudem diffundieren Stoffwechselprodukte durch das lockere Bindegewebe bevor sie in die Kapillaren gelangen und abtransportiert werden.
5. Energiespeicherung im adipösen Gewebe. Daher nimmt das Bindegewebe eine Mediatorfunktion bei Stoffwechselfvorgängen ein.
6. Formation von Narbengewebe durch die Ausrichtung des Gewebes in Druck- und/oder Zugrichtung.
7. Kraftübertragung im motorischen Netzwerk.

Um diesen Aufgaben gewachsen zu sein, spielen nach heutigem Kenntnisstand die Kollagenfasern und elastischen Fasern im Bindegewebe elementare Rollen. Deren Besonderheiten werden in den folgenden Abschnitten und in Tabelle 6 skizziert.

Kollagenfaser

Kollagene Fasern sind aus fadenförmigen Kollagenfibrillen aufgebaut und zeichnen sich durch eine hohe Zugfestigkeit aus. Diese kommt durch den molekularen Aufbau der Kollagenfibrillen zustande. Kollagenfibrillen bestehen aus Proteinen namens Tropokollagen, dessen drei Polypeptidketten eine Tripelhelix ausbilden. Die helikalen Tropokollagenmoleküle sind am Kopf- und Schwanzende gegeneinander versetzt angeordnet und bilden an den überlappenden Stellen kovalente Querverbindungen aus. Dabei spielt Hydroxylysin, eine in anderen Proteinen weniger anzutreffende

Aminosäure, eine wichtige Rolle (Maffulli et al., 2011). Diese Aminosäure dient zusätzlich als Ansatzpunkt für die Bindung von Zuckerketten, sodass Tropokollagen zu den Glykoproteinen gezählt wird. Erwähnenswert ist außerdem die auffällige Häufung der Aminosäure Glyzin, welche abgesehen von den Enden der Tripelhelix, jede dritte Aminosäure des Tropokollagens ausmacht. Glyzin führt durch die Beteiligung an den Wasserstoffbrücken zur erhöhten Stabilität der helikalen Struktur. Eine weitere Aminosäure, welche eine stabilisierende Wirkung auf die Tripelhelix hat, ist Hydroxyprolin – eine kollagentypische Aminosäure.

Nach ihrer chronologischen Entdeckung unterscheidet Stecco (vgl. Stecco, 2015, S. 4) die kollagenen Fasern in:

Typ 1: Dieser Typ macht 90 % der vorhandenen Kollagenfasern im Körper aus. Diesen Typen findet man in Haut, Knochen, Sehnen, Muskelbinden oder Organhüllen. Jene Fasern formieren sich zu Kollagenbündeln mit einem Durchmesser von 2-10 μm , welche dem Bindegewebe eine hohe Zugfestigkeit verleihen (500-1000 kg/cm^2).

Typ 2: Diese Ausprägung kommt am meisten in Kapseln vor und zeichnet sich durch feinere Fasern aus.

Typ 3: Diese Kollagene haben einen kleineren Durchmesser als Typ-1-Kollagene. Sie bilden im Gegensatz zu den dicken Bündeln des Typ-1-Kollagens netzwerkartige Strukturen und fungieren als stützender Rahmen für zelluläre Komponenten der Organe, wie zum Beispiel der Leber. Des Weiteren findet man diese Strukturen in Adipozyten, kleinen Blutgefäßen, Nerven, Sehnen und dem intramuskulären Bindegewebe.

Typ 4: Diese Fasern formen ein Netz und sind ein wesentlicher Bestandteil der Basallamina des Epithelgewebes. Bänder und Sehnen bestehen strukturell hauptsächlich aus Kollagen-Typ-1-Fasern, wobei Bänder zwischen 9 und 12 Prozent in Typ-III-Kollagenfasern vorkommen (Khan, Cook, Bonar, Harcourt & Astrom, 1999). Einzelne Kollagenfasern besitzen die Fähigkeit, sich aufgrund der mechanischen Belastung auszurichten (Stecco, 2015; Weiss, 1961). Jedoch ist diese Ausrichtung gleichermaßen von den Gegebenheiten innerhalb der extrazellulären Matrix abhängig.

Wichtige Bestandteile der Extrazellulärmatrix sind, neben Wasser und Bindegewebszellen, Proteoglykane, die als dünne Schicht die Tripelhelix des Tropokollagens umhüllen (Stecco, 2015, S. 47). Proteoglykane sind Glykoproteine, bei denen der Kohlenhydratanteil in Form von Glykosaminglykanen (GAG) den Proteinanteil um ein Vielfaches übersteigt. Sie zeichnen sich durch eine hohe Wasserbindungsfähigkeit aus und sind somit für die Elastizität des Gewebes entscheidend. Es existieren Hinweise, dass alte Bindegewebszellen weniger GAG-Moleküle produzieren als junge Zellen, was die Wasserbindungskapazität der extrazellulären Matrix negativ

beeinträchtigt und dadurch möglicherweise die biophysischen Leitungseigenschaften verändert. Zum Beispiel enthalten gealterte Gelenkkapseln weniger Wasser (Ding, Cicuttini, Blizzard, Scott & Jones, 2007). Studien zufolge gleiten dehydrierte Bänder nicht so reibungsarm wie hydrierte, weshalb sich die Kollagenbündel innerhalb der Bänder nicht entsprechend ausrichten, die maximale Widerstandsfähigkeit gegenüber Kraftzügen abnimmt sowie die Wahrscheinlichkeit steigt, dass Adhäsionen zwischen mobilen Ligamenten entstehen und letztendlich zu einer reduzierten Gelenkbeweglichkeit führt (Lieber & Fridén, 2001). Nach Carano und Siciliani beträgt der physiologische Turnover von Kollagen 300 bis 500 Tage (1996).

Elastische Fasern

Elastische Fasern sind dünner als Kollagenfasern und bilden ein verzweigtes dreidimensionales System aus den Strukturkomponenten Elastin und Fibrillin. Elastin ist ein dem Kollagen verwandtes Protein, das keine Helices (Maffulli et al. 2011), sondern eine gewickelte Struktur ausbildet (Stecco, 2015, S. 4). Dadurch kann es bei Krafteinwirkungen gedehnt werden und beim Nachlassen der Kraft in seine ursprüngliche Form zurückkehren. Die verwobene Architektur von elastischen und kollagenen Fasern verleiht Geweben eine Widerstandsfähigkeit gegenüber Dehnungen, gleichzeitig aber auch eine gewisse Reißfestigkeit (Maffulli et al., 2011).

Tabelle 6: Übersicht über verschiedene Bindegewebsformen und -funktionen [Tittel und Seidel 2012, S. 31].

<i>Struktur</i>	<i>Gewebeart</i>	<i>Vorkommen</i>	<i>Funktion</i>
<i>Lockeres Bindegewebe</i>	Bindegewebszellen und freie Zellen Verzweigte kollagene, elastische Gitterfasern, die weitmaschige Netze bilden	In den Spalten zwischen anderen Geweben Unterhautbindegewebe	Verbindung von Organen Umhüllung von Muskelanteilen Flüssigkeitsspeicher Leitgebilde für Aufzweigungen von Gefäßen
<i>Elastisches Bindegewebe</i>	Dominierend: parallel angeordnete, sehr stark gewellte, zu einem Netz verbundene, elastische Fasern	Unterhautbindegewebe Nackenband Zwischenbogenbänder der Wirbelsäule Blutgefäßwände Lungenbläschen	Energiespeicherung bei Dehnung der elastischen Fasern bringt Fasern in Ausgangslage zurück
<i>Straffes Bindegewebe</i>	Dominierend: dicht gepackte, praktisch und undeformbare kollagene Faserbündel, parallel verlaufend oder durchflechtend; nur wenige elastische Fasern. Sehr stark abgeplattete Fibrozyten	Aponeurosen Sehnen Bänder Gelenkkapseln	Übertragung der Muskelkraft auf Knochen Schutzhüllen von Muskeln

Der Knochen als spezialisierte Bindegewebsstruktur

Knochen lassen sich als spezialisierte fasziale Struktur beschreiben. Jedoch erlaubt ihre Sonderstellung die Trennung von bisher beschriebenen Bindegewebsstrukturen. Knochen bestehen aus verflochtenen Kollagen Typ-1-Fasern, Osteoblasten und einer mineralienreichen Grundsubstanz. Die Proteoglykane innerhalb der Grundsubstanz enthalten Glykoproteine wie Osteocalcin, welche Calcium sowie phosphorreiche Mineralsalze binden. Zum Beispiel lagert der Körper ein bis zwei Kilogramm Calcium im Knochen und nur ein Gramm außerhalb des Skeletts. Der Mediator für die Regulation von Calcium ist dabei Vitamin D. Von den 600 g Phosphor im menschlichen Körper lagern allein 85 Prozent im Knochen (Rittweger, 2011, S. 38).

Betrachtet man den muskuloskelettalen Apparat aus mechanischer Sicht, so werden Knochen als strukturelle Stütze erachtet, welche den Muskeln als Hebel dienen (Neumann & Threlkeld, 2010, S. 40). Genau wie die Muskeln, können Knochen je nach Funktion unterschiedliche Formen annehmen. Sie können lang, kurz, flach, unregelmäßig oder als Sesambein auftreten.

Lange Knochen, wie zum Beispiel die Röhrenknochen, bestehen aus der Epiphyse, der Metaphyse und der Diaphyse, die im Wesentlichen mit Knochenmark gefüllt ist. Insgesamt wird der Knochen vom Periost ummantelt und das Knochenende von hyalinem Knorpel überzogen, welcher die Reibung mit anderen Knochen bei Bewegungen verringern soll (Rittweger, 2011, S. 29). Nach Özkaya und Nordin beträgt der Reibungskoeffizient bei gesunden Gelenken 0,001 (1998).

Im Vergleich zu anderen Gewebestrukturen sind Knochen sehr dicht – mehr als zweimal so dicht im Vergleich zum Rest des Körpers. Jedoch wäre die Knochenmasse noch um ein Vielfaches höher, wenn die Epi- und Metaphyse nicht aus der Leichtbauarchitekturstruktur – dem spongiösen System – aufgebaut wären (Neumann & Threlkeld, 2010, S. 40; Rittweger, 2011, S. 30).

Der spongiöse und kompakte Knochen besteht aus Lamellen. Die strukturelle Einheit des Kompaktknochens ist das Osteon, welches die Kollagenfaser in einzigartiger Weise zu konzentrischen Spiralen – den Lamellen – formt. Haversche Kanäle dienen dabei der Versorgung des Knochens (Neumann & Threlkeld, 2010, S. 40; Rittweger, 2011, S. 30). Das Periost des Knochens ist reich kapillarisiert und enthält Mechanorezeptoren und Nozizeptoren. Das Knochengewebe ist zudem ein sehr dynamisches Gewebe. Osteoblasten synthetisieren die Grundsubstanz und Kollagen und beeinflussen zusätzlich die Ablagerung von Mineralsalzen (Neumann & Threlkeld, 2010, S. 41). Das Remodelling geschieht als Reaktion auf negative oder positive physische Belastungsreize gemäß dem *Wolffschen Gesetz* (Wolff, 2010), wobei dies in Abhängigkeit des hormonellen Milieus geschieht. Dabei sorgt das in der Nebenschilddrüse gebildete Parathormon (PTH) über verschiedene Mechanismen zur Erhöhung des Calciumspiegels im

Blutplasma (Neer et al., 2001). Der Antagonist zu Parathormon ist Calcitonin (Rittweger, 2011, S. 38). Neben den hormonellen, sind die biophysikalischen Voraussetzungen für die Knochenhomöostase von großer Bedeutung.

7.1.10 NEUROPHYSIOLOGISCHE INFRASTRUKTUR

Muskelrezeptoren

Eine Vielzahl unterschiedlicher peripherer Rezeptoren findet man innerhalb von Muskeln, Sehnen und Faszien. Deren Aufgabe ist es, afferente Informationen von der Peripherie zum zentralen Nervensystem (ZNS) zu leiten, mithilfe derer das ZNS nunmehr die Körperstabilität steuern soll. Nach Lehrmeinung werden afferente Axone aufgrund ihrer Größe unterschieden – beginnend mit den größten Axonen (Gruppe 1) mit schneller Geschwindigkeit, bis hin zu den kleinsten (Gruppe 4) mit der geringsten Leitgeschwindigkeit (Rainoldi & Gazzoni, 2011, S. 17).

Muskelspindeln

Nach Proske existieren insgesamt 25.000 Muskelspindeln im menschlichen Körper. Sie haben die Aufgabe dem ZNS Informationen zum Muskellängenstatus zu melden (Proske, 1997). Ihre intrafusale Verortung erscheint ideal für diesen Zweck. Jede Spindel wird von einem Gamma-Motoneuron innerviert, welches direkt mit dem Rückenmark verbunden ist. Afferente der Gruppe 1a sind spiralartig mit den Muskelfasern verknüpft. Wird beispielsweise die Muskelfaser gedehnt, so führt dies zu einer Modifikation der Spindeln und ein Aktionspotential wird zum ZNS geleitet. Gleiches geschieht, wenn die Muskelfaser passiv gedehnt wird (Rainoldi & Gazzoni, 2011, S. 17-18).

Golgi-Sehnenorgane

Nach Rainoldi und Gazzoni, messen die Golgi-Sehnen-Organen (GTO) die Spannung innerhalb der Sehnen. Diese sensorischen Sehnenfasern werden durch die aktive oder passive Dehnung des Muskels angeregt. Die damit verbundene Kraftübertragung auf die Sehnen wird über die schnellsten afferenten Axone (Gruppe 1b) zum ZNS geleitet. Aus diesem Grund werden die GTOs als Spannungssensoren betrachtet, wobei sich die Schwelle der Erregungsaktivierung je nach Belastung (aktiv oder passiv) unterscheidet (Rainoldi & Gazzoni, 2011, S. 18).

Gelenkrezeptoren

Im Gegensatz zu Muskelspindeln und den Golgi-Sehnenorganen, variiert die Funktion der Gelenkrezeptoren aufgrund ihrer unterschiedlichen anatomischen Lage. So kontrollieren die Gelenkrezeptoren die Spannung in den Bändern. Ihre wesentliche Bedeutung liegt in der Schutzfunktion bei Extrempositionen. Es scheint, dass die Gelenkrezeptoren nicht direkt am Gelenk, sondern modulierend auf die Aktivität der Muskelspindel wirken und demzufolge den Output der Alpha-Motoneurone manipulieren. In der Regel werden die Gelenkrezeptoren von afferenten Axonen der Gruppe 2 bis 4 versorgt (Rainoldi & Gazzoni, 2011, S. 18). Zum Beispiel fungieren die Ruffini-Endigungen als Mechanorezeptoren und kontrollieren die gegenwärtige Gelenkposition und Winkelgeschwindigkeit sowie den intraartikularen Druck. Pacini-Kapseln messen die Beschleunigung im Gelenk, während Golgi-Kapseln eine vergleichbare Funktion wie die Golgi-Sehnen-Organen übernehmen (Johansson, Sjölander & Sojka, 1991).

Neuromuskuläre Rekrutierung

Enoka beschreibt die motorische Einheit als funktionale Einheit von Nervensystem und Muskeln, welche für Bewegungen verantwortlich ist. Dabei besteht die motorische Einheit aus einem Motoneuron, lokalisiert im ventralen Horn der Wirbelsäule oder dem Hirnstamm, einem Axon sowie den innervierten Muskelfasern. Die neuronale Komponente der motorischen Einheit besteht aus einem Motoneuron und seinen Axonterminals, welche die Informationen zu den innervierten Muskelfasern senden (Enoka, 2002, S. 215). Gewöhnlich besteht ein Muskel aus mehreren hundert motorischen Einheiten, wobei kleine Muskeln nur 10 und große Muskeln bis zu 1.500 motorische Einheiten enthalten können (Jenny und Inukai 1983 zitiert nach Enoka, 2002, S. 215).

Die Kraft, die eine motorische Einheit aufbringen kann, ist abhängig davon wie die Motoneuronen aktiviert werden und mit welcher Frequenz sie Aktionspotentiale an die Muskelfasern aussenden. Diese beiden Eigenschaften werden als Rekrutierung und Sequenzierung bezeichnet (Enoka, 2002, S. 215). Im Jahr 1939 präsentierten Hodgkin und Huxley der Welt, dass sie intrazelluläres Aktionspotential beobachtet haben (1939). Gardiner und Edgerton bezeichnen das Aktionspotential als *the basic unit of currency of the nervous system* (2014, S. 139). In den 50er Jahren entdeckten Wissenschaftler, dass Motoneuronen langsame und schnelle Muskeln innervieren, was zur Entwicklung des *Size-Principles* führte (vgl. Gardiner & Edgerton, 2014, S. 114ff).

Das *Size Principle* beschreibt den Zusammenhang zwischen Belastung und motorischer Rekrutierung. Bei geringen Intensitäten werden zunächst kleine Motoneurone angesteuert, die mit langsam kontrahierenden Fasern verknüpft sind, während bei steigender Belastung vermehrt die

größeren Motoneuronen aktiviert werden. Hennemen entdeckte diese starke Korrelation zwischen der Größe des Motoneurons und seiner Rekrutierung im motorischen Pool. Im Jahr 1965 lieferte er den Beweis dafür, dass die Größe des Axons und des Zellkörpers eines Motoneurons ein entscheidendes Kriterium in der Rekrutierungshierarchie darstellt (Hennemen, 1957, 1965). Kernell zeigte zudem auf, dass die kleinen Motoneuronen spezialisierte Motoneuronen sind, bei denen der veränderte Membranaufbau zu einem erhöhten elektrischen Widerstand führt (Kernell, 1966). Neben den morphologischen Eigenschaften, unterscheiden sich die kleinen von den großen motorischen Einheiten durch eine unterschiedliche Aktivierungsschwelle (Ermilov, Mantilla, Rowley & Sieck, 2007; Gertler & Robbins, 1978). Durch Training lässt sich auf Ebene der kleinen motorischen Einheiten die neuronale Infrastruktur (Axone und motorische Endplatte) vergrößern (Padykula & Gauthier, 1970), während Krafttraining vermutlich die Reizentwicklung der Motoneurone bei maximalem Einsatz erhöht (Milner-Brown, Stein & Yemm, 1973; van Cutsem, Duchateau & Hainaut, 1998).

7.1.11 MUSKELREKRUTIERUNG BEI ERMÜDUNG UND STRUKTURELLER ÜBERLASTUNG

Muskuläre Ermüdung ist in der Regel das Ergebnis einer körperlichen Belastung bzw. Überbelastung. Die Ermüdung wird erfahrbar, wenn der Sportler willkürlich seine maximale mechanische Leistung zu erreichen versucht, diese aber trotz größter Anstrengung deutlich abnimmt (Sacco, Newberry, McFadden, Brown & McComas, 1997; Taylor, Allen, Butler & Gandevia, 2000).

Diese Leistungslimitation wird durch unterschiedliche physiologische Prozesse beeinflusst, die Gandevia (2001) wie folgt differenziert:

- Zentrale Ermüdung des motorischen Kortex
- Ermüdung der neuromuskulären Verbindungen in der spezifischen Arbeitsmuskulatur
- Periphere Ermüdung der Erregungs- und Kontraktionskopplung, welche vom Blutfluss und der Verfügbarkeit metabolischer Substrate abhängt

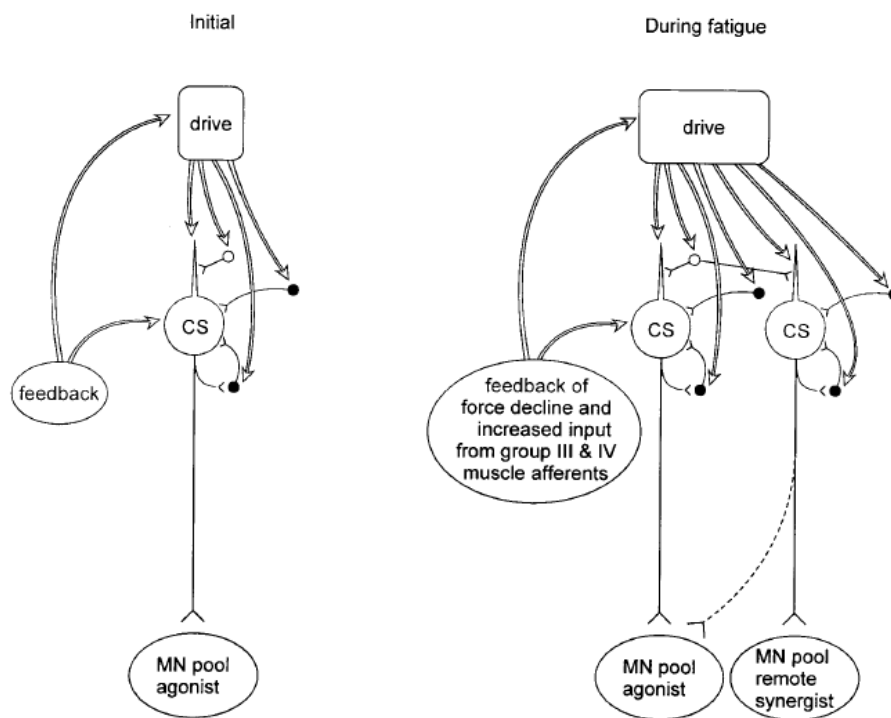


Abbildung 28: Gandevias Schema zur Erklärung möglicher Veränderung im motorischen Kortex im erholt und ermüdeten Zustand. CS=Großhirnnervenzelle; MN = Motoneuron; Weiße Zellen sind inhibitorisch, schwarze Zellen sind exzitatorisch (Gandevia 2001). Mit freundlicher Genehmigung von Simon Gandevia.

Nach Gandevia ist das neurophysiologische Feedback entscheidend für die inhibitorische oder exzitatorische Wirkung von Motoneuronen. In der schematischen Darstellung am Beispiel von kortikospinalen Zellen zeigt er Rekrutierungsmuster unter erholt und ermüdeten Bedingungen. In ermüdetem Zustand werden in seinem Modell mehr kortikospinale Zellen rekrutiert, welche zusätzlich zum Agonisten auch den Synergisten aktivieren (Abbildung 28). Veränderte Rekrutierungsstrategien in Folge von Ermüdung haben Billaut, Basset und Falgairette bei einem Repeated-Sprint-Protokoll beobachtet. Im EMG-Profil zeigte sich mit einsetzender Ermüdung einerseits eine Reduzierung der agonistischen und andererseits eine Erhöhung der antagonistischen Aktivität (Billaut, Basset & Falgairette, 2005). Ebenso konnte Hautier nachweisen, dass fünfzehn 5 sekundenlange Sprints auf dem Radergometer mit 25 Sekunden Pause eine deutlich reduzierte Muskelaktivität zur Folge hatten (Hautier et al., 2000). Diese verminderte muskuläre Leistungsfähigkeit begründen Wissenschaftler mit der mangelnden Erholung der FT-Fasern und dem damit verbundenem erhöhten relativen Anteil der ST-Fasern (Mendez-Villanueva, Hamer & Bishop, 2008).

Diese Erkenntnis ist für die Evaluation der myofaszialen Funktion und die Trainingsgestaltung von entscheidender Bedeutung, da sich an dieser Stelle Morphologie und Metabolismus treffen. Auf

Ebene des Wachstumshormons Human Growth Hormone (HGH) machte Carmelo Bosco folgende Beobachtung: Langsame Fasern erholen sich zuerst und setzen bei kurzen Pausen einen Reiz für die Ausschüttung von HGH, während längere Pausen dazu führen, dass sich auch die FT-Fasern erholen können und die Ausschüttung von Testosteron verstärken (Bosco, 1997). Möglicherweise feuern bei zu kurzen Pausen die großen Axone nicht und die Antagonisten hemmen, bedingt durch das Feedback der afferenten Fasern der Gruppen 1 bis 4, reflektorisch die Bewegung. Nardone und Schieppati untersuchten den Einfluss konzentrischer, isometrischer und exzentrischer Kontraktion auf die Aktivierung von schnellen und langsamen motorischen Einheiten im Gastrocnemius. Dabei zeigte sich, dass bei konzentrischen und isometrischen Kontraktionen die ST-Fasern und bei der exzentrischen Belastung vorzugsweise die FT-Fasern kontrahieren. Insbesondere war dies zu erkennen, wenn der exzentrische Teil der Bewegung schnell ausgeführt wurde (Nardone & Schieppati, 1988). Diese Beobachtung kann man als Indiz für die vermehrte Aktivierung von FT-Fasern bei exzentrischen Belastungen verstehen, welche zur differenzierten Evaluation der myofaszialen Funktion gebraucht werden kann.

Tabelle 7: Kraftwirkungen und Zugspannungen auf die Achillessehne bei unterschiedlichen körperlichen Aktivitäten.

<i>Aktivität</i>	<i>Autor (Jahr)</i>	<i>Kraftwirkung auf Achillessehne (N)</i>	<i>Zugspannung (MPa)</i>
<i>Gehen</i>	<i>Finni et al. (1998)</i>	<i>1300-1500</i>	<i>19-22</i>
<i>Laufen</i>	<i>Komi (1990)</i>	<i>3700-3900</i>	<i>46-48</i>
<i>Sprinten</i>	<i>Komi (1990)</i>	<i>9000</i>	<i>100</i>
<i>Squatjump</i>	<i>Fukashiro et al. (1995)</i>	<i>1900-2000</i>	<i>23-25</i>
<i>Counter-Movement-Jump</i>	<i>Fukashiro et al. (1995)</i>	<i>1900-2000</i>	<i>23-25</i>
<i>Hopping</i>	<i>Fukashiro et al. (1995)</i>	<i>3700-4000</i>	<i>46-49</i>
<i>Drop-Jump</i>	<i>Brüggemann et al. (2000)</i>	<i>3500-5000</i>	<i>43-62</i>
<i>Radfahren</i>	<i>Gregor et al. (1987)</i>	<i>500-700</i>	<i>6-8</i>
<i>N=Newton</i>			
<i>MPa = Megapascal</i>			

Schmidtbleicher und Gollhofer zeigten bereits in den 80er Jahren, dass Untrainierte bei sehr hohen exzentrischen Belastungen, wie bei einem Drop-Jump von einer Höhe von mehr als einem Meter, zur reflektorischen Hemmung des Gastrocnemius neigen, während Geübte zu einer myofaszialen Fazilitation in der Strecksehne fähig sind (Schmidtbleicher & Gollhofer, 1982). Die reflektorische Hemmung bei Ungeübten kann in diesem Zusammenhang als Schutz der myofaszialen Strukturen interpretiert werden, da die Belastung wahrscheinlich zum großen Teil vom Bindegewebe und

Knochen gepuffert wird (Brüggemann, Arampatzis & Komi, 2000; Pollard, Sigward & Powers, 2010). Tabelle 7 vermittelt hierzu einen Eindruck über die Kraftwirkung und Zugspannungen bei unterschiedlichen körperlichen Aktivitäten. Hieraus wird ersichtlich, dass sich die Items des FMS auf geringem Zugspannungsniveau befinden.

7.1.12 DAS MODELL DER REKRUTIERUNGSSPEZIFISCHEN MOTORISCHEN KONTROLLE UND LEISTUNG

Physiologisch betrachtet, lässt sich die motorische Kontrolle und motorische Leistung in strukturelle, informationelle und energetische Aspekte unterteilen. Durch diese Abgrenzung können mögliche Wechselwirkungen dieser Konstrukte untersucht werden.

Der strukturelle Aspekt betrifft die anatomische Architektur und enthält die aktive und passive Beweglichkeit des Gelenks sowie die Mobilität in ein- oder mehrgelenkiger Ausprägung. Zudem ist es plausibel, dass strukturelle Eigenschaften, wie die spezifische Muskelfaserverteilung im Muskel oder die Elastizität sowie die Druck- und Zugfestigkeit der myofaszialen Elemente, die Spannungsinitiierung und Spannungsleitung beeinflussen können.

Die Ebene der motorischen Kontrolle beschränkt sich auf neuromuskuläre Ansteuerungsdefizite hinsichtlich der Halte- und Zielfunktion des motorischen Netzwerks. Die inter- und intramuskulären Koordinationsdefizite ergeben sich theoretisch durch die unterschiedliche Rekrutierung von motorischen Einheiten. Demzufolge lässt sich zwischen rekrutierungsspezifischen informationellen und informationell-energetischen Aspekten innerhalb der motorischen Kontrolle unterscheiden. Da die Bewegungsausführung der FMS-Items mit einer geringen Geschwindigkeit erfolgt, wird die mit diesem Verfahren erfasste motorische Kontrolle hypothetisch durch die Aktivität langsamer motorischer Einheiten erzeugt.

Auf Ebene der motorischen Leistung, lässt sich gleichermaßen zwischen informationellen und informationell-energetischen Aspekten unterscheiden. Hierbei werden Parameter wie die mechanische Leistung des motorischen Netzwerks erfasst. Für diesen Bereich existieren bereits rekrutierungsspezifische Methoden, wie die Bosco-Testbatterie (Bosco, 1999).

Informationell-energetische motorische Asymmetrien oder Dysfunktionen treten durch energetische Versorgungsdefizite in Erscheinung und führen zu einer reduzierten Kommunikation, sodass durch die Ermüdung schnelle motorische Einheiten durch langsame ersetzt werden oder gar ganz ausfallen. Dies kann und zu einer motorischen Asymmetrie führen, welche sich in Form einer asymmetrischen Haltung bzw. Leistung oder eines asymmetrischen Bewegungsumfangs manifestieren kann. Unter Einbezug der in diesem Kapitel beschriebenen Aspekte, ist festzustellen, dass das FMS-Protokoll keinerlei Informationen zu Asymmetrien oder Dysfunktionen bezüglich des informationell-energetischen Aspekts der motorischen Kontrolle liefert, da die Aufgaben im erhalten

Zustand durchgeführt werden. Nichtsdestotrotz muss dieses Modell empirischen Analysen standhalten. Folglich wird dieses Modell in den nächsten Kapiteln untersucht und diskutiert, ob es sich für die Konstruktvalidierung des FMS eignet.

7.2 KONVERGENTE VALIDIERUNG AUSGEWÄHLTER FMS-ITEMS

7.2.1 EINLEITUNG

Die Oberflächenelektromyographie hat in der neurophysiologischen Forschung eine lange Tradition und wird seit Jahrzehnten für die Bestimmung von Muskelaktivitätsmustern bei Sportlern und Patienten eingesetzt (Basmajian & De Luca, 1985). Im Rahmen der Validierung der FMS fehlt bisher die Untersuchung der Muskelaktivität innerhalb der Items. Insbesondere beim Auftreten von Dysfunktionen oder Asymmetrien sollte sich dies durch eine veränderte EMG-Aktivität ausdrücken (Bosco, 2001; Hodges & Richardson, 1999). Jedoch ist die Verwendung des klassischen EMGs nach SENIAM zeitaufwendig und bedarf der nötigen fachlichen Kompetenz. Trotz der erforderlichen Voraussetzungen liefert das EMG mit einer Kovarianz von 10 % recht instabile Werte, sodass das Interesse an textilen Elektroden aus zeitlichem und ökonomischem Gesichtspunkt steigt, da sie nutzerfreundlicher sind und für den Quadrizeps und die Hamstring-Gruppe Daten von vergleichbarer Qualität liefern. Dies zeigte die gute Übereinstimmung von isometrischen Kontraktionen bei 60 % der maximal willkürlichen Kontraktion MVC im Vergleich zum Oberflächen-EMG. Wobei sich auf Ebene der Teststabilität herausstellte, dass die textilen Elektroden mit einer Oberfläche von rund 40 cm² im Vergleich zu den traditionellen Oberflächenelektroden (1,3 cm²) auf Ebene der gemittelten Daten (Root Mean Square) mit einem CV von 10 Prozent vergleichbar sind (Finni, Hu, Kettunen, Vilavuo & Cheng, 2007). Die Anwendung von textilen Elektroden ist in wissenschaftlichen Projekten derzeit selten zu finden, da die mit der EMG-Shorts produzierten Daten vornehmlich allgemeine Muster abbilden und weniger Informationen über feinmotorische Vorgänge liefern. Sie scheinen jedoch geeignet, um grobe motorische Muster zu erfassen, zum Beispiel zur Erstellung von Bewegungsprofilen (Pesola et al., 2015). Bei dynamischen Kraftübungen, wie der Kniebeuge, bestimmte ich das Reliabilitätsniveau im Vorfeld für die EMG-Parameter anhand eines progressiven Belastungsprotokolls bei geführten Kniebeugen in der Smith-Machine. Dabei zeigte sich eine relative Reliabilität von ICC > 0,8 und eine absolute Reliabilität (TEM) mit einer CV von 3 Prozent für die Quad-Ham-Ratio (QH), 5 % für die Quadrizeps-Balance sowie 10 % für die Hamstring-Balance. Weitere Details dazu sind im Anhang zu finden.

Die bisherigen Analysen und Studienergebnisse stützen die Hypothese, dass einzelne FMS-Items die informationelle Ziel- und Haltefunktion im ST-motorspezifischen Kontext mit verstärktem Fokus

auf Gelenk- und Haltungsverstabilität bewerten. In diesem Zusammenhang erscheint die Prüfung des Zusammenhangs zwischen dynamischer Ziel- und statischer Haltefunktion der Strecker- und Beugerschlinge bei den Items Deep Squat und Trunk Stability Push-Up relevant um der motorspezifische Hypothese weiter auf den Grund zu gehen. Da bei beiden Items die Belastung gering ist, spricht dies für die Aktivierung der kleinen motorischen Einheiten auf statischer und dynamischer Ebene. Die eingesetzten Ansteuerungsmuster sollten sich daher auf Ebene der Muskelbalance in einem signifikanten Zusammenhang zeigen.

7.2.2 METHODE

ARMSS: STUFE 2 – INTERNE KONVERGENZ PRÜFUNG

Beschreibung der Studienteilnehmer

Aus der Untersuchungsgruppe, bestehend aus 43 Männern ($22 \pm 1,7$ Jahre, 20 bis 26 Jahre, $182 \pm 6,3$ cm, $80,3 \pm 8,6$ kg), wurden 18 Sportler ($22,1 \pm 1,5$ Jahre; $183,3 \pm 5,2$ cm und $82,1 \pm 10$ kg) für die Prüfung des möglichen Zusammenhangs von Ziel- und Haltefunktion bei den Items DS und TSPU ausgewählt und unter Laborbedingungen getestet. Aus pragmatischen Gründen, wie der zeitlichen Verfügbarkeit und der Körpergröße, wurde auf eine randomisierte Auswahl der Teilnehmer verzichtet. Das Selektionskriterium Körpergröße war in diesem Kontext elementar, da dem Testteam nur EMG-Hosen der Größe Medium und Large zur Verfügung standen.

Muskelaktivitätsmessung bei DS und TSPU

Die Muskelaktivität vom Quadrizeps und Hamstring wurde bei den Aufgaben Deep Squat und Trunk Stability Push-Up über Elektroden mit einer Frequenz von 25 Hz, die in die Shorts integriert waren (Myontec Ltd, Kuopio, Finland), aufgezeichnet und via Bluetooth an den PC übermittelt. Die bipolaren Elektroden befinden sich im distalen Bereich von Quadrizeps Femoris und Hamstrings, wobei die Referenzelektroden den Iliotibialtrakt auf beiden Seiten bedecken. Um unterschiedlichen Körpergrößen gerecht zu werden, wurden verschiedene Hosengrößen (M und L) eingesetzt. Die EMG-Daten wurden mit der Software Muscle Monitor (Version 1.0.1.0, Myontec, Kuopio, Finnland) erfasst. Während der EMG-Messung hat der Testleiter die Daten visuell auf Artefakte geprüft und manuell aus dem Datenpool entfernt bzw. durch eine erneute Messung ersetzt.

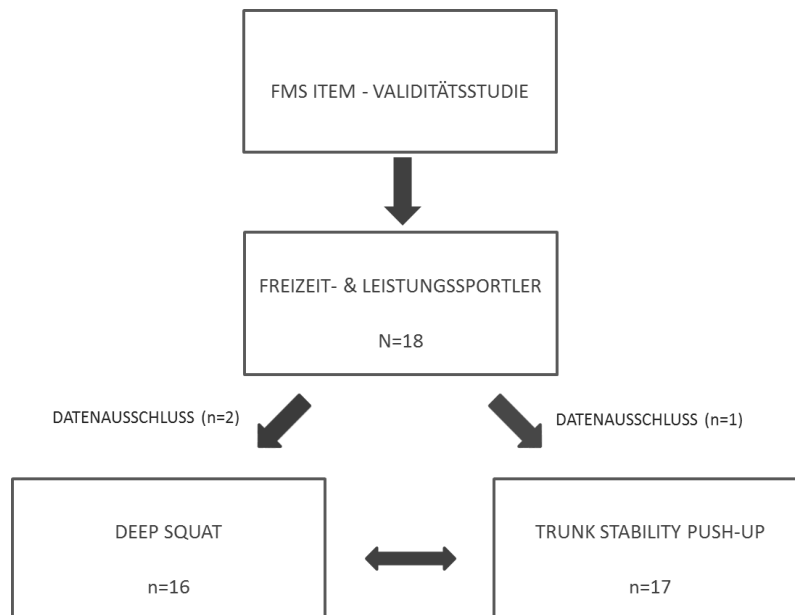


Abbildung 29: Datenflow.

Statistische Analyse

Um die Zusammenhänge der EMG-Parameter beim DS und TSPU zu analysieren, eignet sich aufgrund des Skalenniveaus der Pearson-Korrelationskoeffizient. Aufgrund der kleinen Stichprobe und nach Betrachtung des Q-Q-Plots, habe ich mich entschieden, den Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman-Rho zu verwenden. Die Bewertung des Zusammenhangs erfolgte nach Cohen (2013) mit trivial: < 0,1; klein: 0,1 bis 0,3; moderat: 0,3 bis 0,5; groß: 0,5 bis 0,7; sehr groß: 0,7-0,9 und praktisch perfekt: 0,9 - 1,0. Der Signifikanzlevel wurde auf 5 % festgelegt. Technische Probleme und unpassende Hosengrößen führten dazu, dass insgesamt drei Datensätze von der statistischen Analyse ausgeschlossen wurden (Abbildung 29).

7.2.3 ERGEBNISSE

Bei dem Item Deep Squat erreichten drei Probanden Score 3 und 13 Probanden Score 2, während bei dem Item Trunk Stability Push-Up 14 Probanden Score 3 erreichten und zwei Probanden Score 2.

ZUSAMMENHANGSPRÜFUNG DER MUSKELAKTIVITÄT VON DS UND TSPU

Die Muskelaktivitätsparameter der Quadrizeps/Hamstring-Ratio zeigen die stärksten Zusammenhänge zwischen rechter und linker Seite ($r > 0,7$; $p = 0,01$) und sind in Abbildung 30 illustriert, wobei die kumulierte prozentuale Hamstring-Aktivität mit einer negativen nicht signifikanten Korrelation ($r = - 0,2$; $p = 0,57$) beschrieben wird. Die kumulierte prozentuale Quadrizeps-Aktivität (links und rechts) korreliert in dieser Stichprobe mit 0,6 ($p < 0,03$). Weitere

Informationen sind in Tabelle 8 einzusehen.

Tabelle 8: Korrelationsstatistik und Muskelaktivitätsbalance der Items Deep Squat und Trunk-Stability-Push-Up.

	<i>DEEP SQUAT</i> [n=16]	<i>TRUNK STABILITY PUSH-UP</i> [n=17]	<i>SPEARMAN-RHO</i> [n=15-16]
<i>QUADRIZEPS LINKS</i>	39,1 ± 6,5	42,4 ± 6,3	0.58 (p=0,02)
<i>QUADRIZEPS RECHTS</i>	39,8 ± 5,4	36,6 ± 5,8	0.62 (p<0,01)
<i>QUADRIZEPS GESAMT</i>	78,9 ± 5,0	79,0 ± 6,4	-0.11 (p=0,68)
<i>HAMSTRING LINKS</i>	11,8 ± 2,8	12,8 ± 4,0	-0.05 (p=0,85)
<i>HAMSTRING RECHTS</i>	9,3 ± 2,9	8,2 ± 2,8	-0.13 (p=0,63)
<i>HAMSTRING GESAMT</i>	21,3 ± 4,9	21,0 ± 6,5	-0.17 (p=0,56)
<i>QH-BALANCE LINKS</i>	50,9 ± 6,2	55,2 ± 5,1	0.72 (p<0,01)
<i>QH-BALANCE RECHTS</i>	49,3 ± 6,2	44,8 ± 5,2	0.73 (p<0,01)

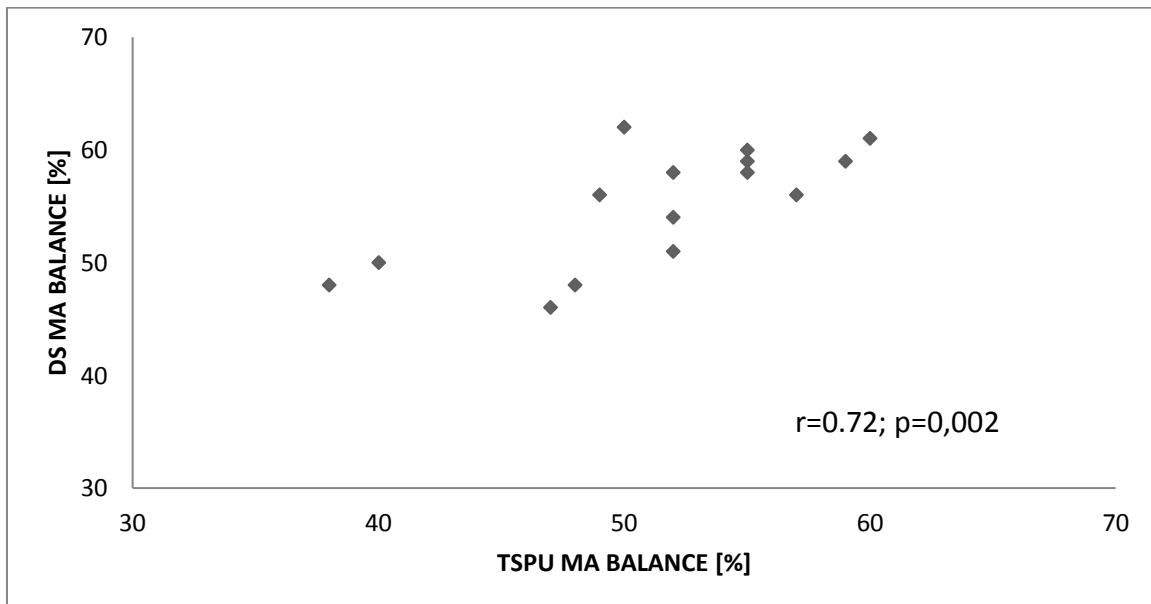


Abbildung 30: Starker Zusammenhang der Muskelaktivitätsbalance des oberen Kompartiments der Strecker- und Beugerschlinge und der unteren Extremität bei der Zielfunktion im Deep Squat sowie der Haltefunktion im Trunk Stability Push-Up (r > 0,7, p < 0,05).

7.2.4 DISKUSSION

Das Anliegen dieser Untersuchung war die Identifizierung von signifikanten Zusammenhängen der Halte- und Zielfunktion der Strecker- und Beugerschlinge beim Deep Squat und Trunk Stability Push-Up. Diese Annahme bestätigte sich zum Teil, da ein moderater bis starker Zusammenhang innerhalb des Streckerschlingenkompartiments des Quadrizeps Femoris sowie des Streck-Beugeschlingenkompartiments Quadrizeps-Hamstring besteht. Allerdings besteht nach unseren Daten kein signifikanter Zusammenhang zwischen der Muskelaktivität der Hamstrings beim DS und TSPU. Dies lässt sich möglicherweise damit erklären, dass die Aktivität der Hamstrings bei dem Item TSPU sehr gering ist und deren Funktion eine scheinbar untergeordnete Rolle spielt (Abbildung 31).

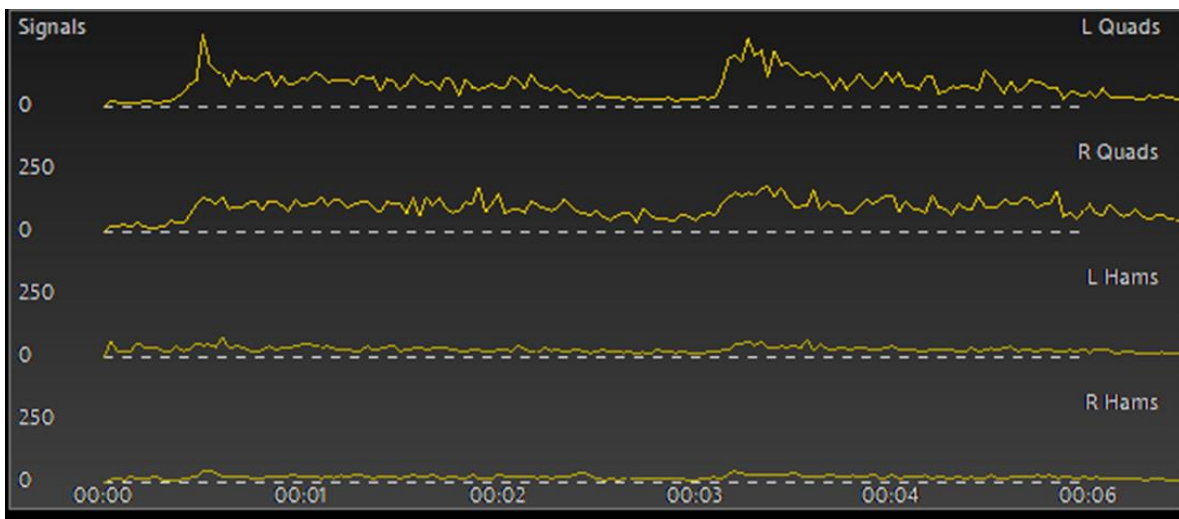


Abbildung 31: Relativ niedrige Hamstring-Aktivität (μV) während des Trunk Stability Push-Up.

Aufgrund der recht geringen Stichprobengröße ist es denkbar, dass die Korrelationskoeffizienten in größeren Stichproben geringer sind und möglicherweise bis auf ein moderates Level abfallen. Dennoch unterstützen diese Ergebnisse die Lehrmeinung, dass der Quadrizeps Femoris in der vertikalen dynamischen Beinbewegung beim Deep Squat innerhalb der Streckerschlinge als Agonist fungiert und innerhalb der Aufgabe des Trunk Stability Push-Ups die Rolle des Synergisten übernimmt (Tittel & Seidel, 2012). Nimmt man den doppelten TEM (vgl. Kapitel 3.4 S. 34), also 6 % der QH-Balance aus der Reliabilitätsstudie, so erscheint die Aufgabe TSPU in dieser Stichprobe geeignet, um neben der synergistischen ST-motorspezifischen Haltefunktionen auch ST-motorspezifische Haltungsasymmetrien in diesem Abschnitt der Muskelschlinge zu identifizieren.

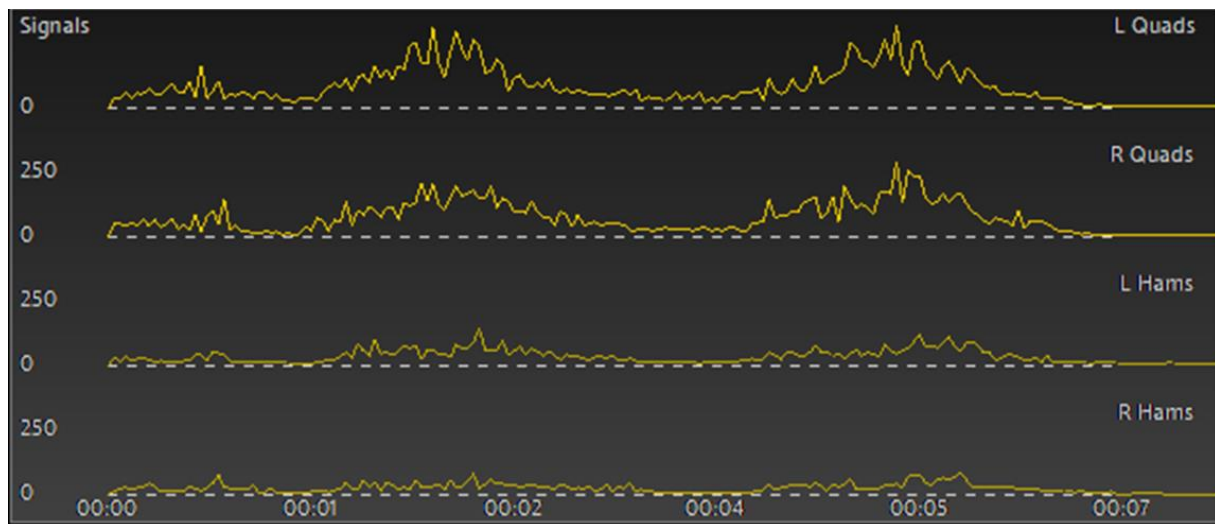


Abbildung 32: Muskelaktivität (μV) von Quadrizeps und Hamstrings beim Deep Squat.

Ebenso bestätigen die Daten die agonistische Rolle des Quadrizeps Femoris bei der bilateralen Kniestreckung und Kniebeuge beim DS mit einer kumulierten Aktivität von 80 % agonistischer, gegenüber 20 % antagonistischer und synergistischer Tätigkeit der Hamstrings (Abbildung 32). Dies ist plausibel, da die drei Hamstring-Muskeln (Biceps Femoris Caput Longus, Semimembranosus und Semitendinosus) als Hüftstrecker sowie als Kniebeuger fungieren (Perry, 2010). Diese ko-kontraktive Aktivität der Hamstrings dient höchstwahrscheinlich dazu, den Gelenkspalt aufrechtzuhalten und die Gelenkposition zu sichern. Theoretisch gelingt dies, indem die Hamstrings bei der Kniebeuge einen Gegenzug entwickeln, welcher das Kniegelenk gegen die Trägheit sichert. Jene Gelenksicherung innerhalb des Dehnungsverkürzungszyklus scheint wiederum die Voraussetzung für die anschließende effiziente Kniestreckung durch den Quadrizeps zu sein (Jarić, Ropret, Kukolj & Ilić, 1995). Dieses Muster bestätigt sich im Kontext erhöhter Belastungssituationen, wobei die maximale Muskelaktivität größer ist. Jedoch ändert sich das prozentuale Verhältnis der Muskelaktivität (Muskelbalance) nicht signifikant (Abbildung 33). Leider fehlen weitere Informationen zur Aktivität weiterer Synergisten und Agonisten (Glutaeus Maximus und Medius), sodass es sich hierbei lediglich um einen Einblick in die vielschichtigen motorischen Ansteuerungsprozesse handelt. Weitere Einflüsse der Muskelgeometrie, der strukturellen Eigenschaften der Gelenke und des Bindegewebes sowie die Faserspezifität der Ziel- und Haltemuskulatur, können das Ergebnis beeinflussen (Farina, Merletti & Enoka, 2004). Inwiefern, lässt sich jedoch pauschal nicht beantworten. Allerdings geben sie bei Problemfällen eine Richtung vor, um Limitationen unter Einbezug derer Ursachen zu prüfen und durch eine Intervention abzuschwächen oder zu optimieren. Zudem ist anzumerken, dass die Ergebnisse einen Hinweis auf den neuralen Drive und die Motoneuronaktivitätsrate geben können (Milner-Brown & Miller, 1986).

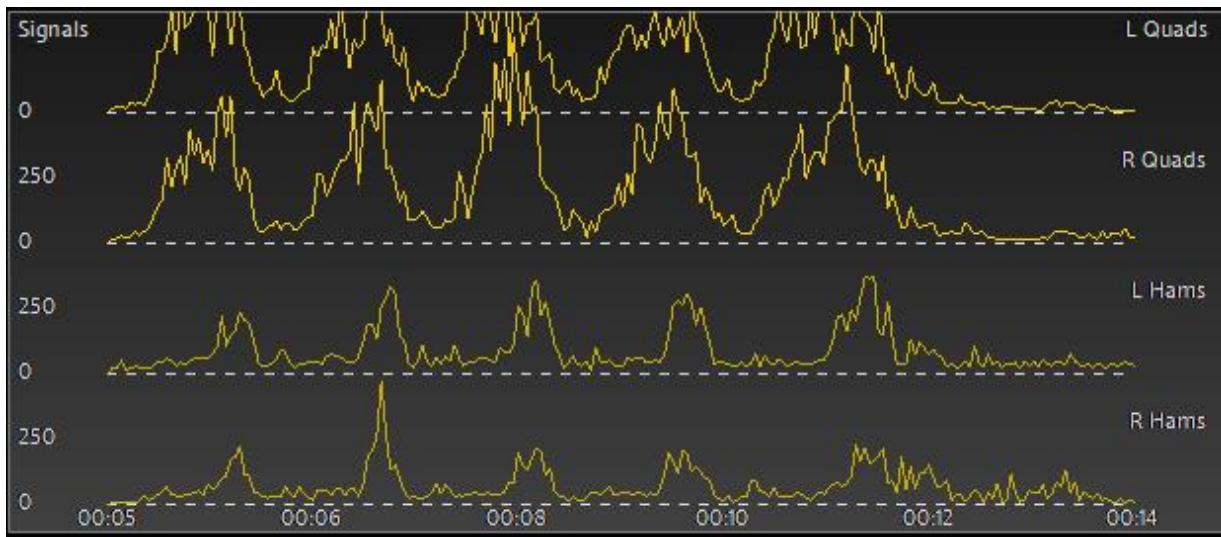


Abbildung 33: Muskelaktivitätssignale (μV) bei einer Kniebeuge mit einer Belastung von 100 % BW.

7.3 ZUSAMMENFASSUNG

Die entdeckten signifikanten Zusammenhänge der EMG-Parameter bei den Items Deep Squat und Trunk Stability Push-Up, lassen sich nach derzeitigen Kenntnissen als informationellen, rekrutierungsspezifischen Aspekt von Ziel- und Haltefunktion des Strecker- und Beugerkompartiments auf Ebene der langsamen motorischen Einheiten interpretieren. Zudem lässt das Ergebnis die Vermutung auf ein gemeinsames motorisches Konstrukt auf Ebene der informationellen Slow-Twitch spezifischen Halte- und Zielfunktion zu. Des Weiteren unterstützt es die vorgeschlagene Abgrenzung zur Fast-Twitch-motorspezifischen informationellen Halte- und Zielfunktion innerhalb der motorischen Kontrolle. Jedoch sind weitere Studien z.B. mit der Medianfrequenzanalyse notwendig, um diese Ergebnisse genauer zu verifizieren.

7.4 LITERATUR

- Arnason, A., Sigurdsson, S.B., Gudmundsson, A., Holme, I., Engebretsen, L. & Bahr, R. (2004). Risk factors for injuries in football. *The American journal of sports medicine*, 32 (1 Suppl), 5S-16S.
- Basmajian, J.V. & De Luca, C.J. (1985). *Muscles alive. Their functions revealed by electromyography* (5th ed.). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Bell, D.A., Padua, D. & Clark, M.A. (2008). Muscle Strength and Flexibility Characteristics of People Displaying Excessive Medial Knee Displacement. *Archives of Physical Medical Rehabilitation*, 89 (7).
- Billaut, F., Basset, F.A. & Falgairette, G. (2005). Muscle coordination changes during intermittent cycling sprints. *Neuroscience letters*, 380 (3), 265–269.
- Bosco, C. (1997). Zum Verhältnis von Muskelkraft und Testosteron aus der Sicht des Trainings (2), 14–18.
- Bosco, C. (1999). *Strength Assessment with the Bosco´s Test*. Rom: Italien Society of Sport Science.
- Brüggemann, G.-P., Arampatzis, A. & Komi, P.V. (2000). Optimal stiffness and it´s influence on energy storage and return on elastic surfaces. *Proceeding 5th Annual Congress of the European College of Sport Science, Jyväskylä*, 33–34.
- Bushman, T.T., Grier, T.L., Canham-Chervak, M.C., Anderson, M.K., North, W.J. & Jones, B.H. (2015). Pain on Functional Movement Screen Tests and Injury Risk. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 29 Suppl 11, S65-70.
- Carano, A. & Siciliani, G. (1996). Effects of continuous and intermittent forces on human fibroblasts in vitro. *European journal of orthodontics*, 18 (1), 19–26.
- Cauraugh, J.H. & Summers, J.J. (2005). Neural plasticity and bilateral movements: A rehabilitation approach for chronic stroke. *Progress in neurobiology*, 75 (5), 309–320.
- Cook, G., Burton, L., Hoogenboom, B.J. & Voight, M. (2014). Functional movement screening: the use of fundamental movements as an assessment of function - part 1. *International journal of sports physical therapy*, 9 (3), 396–409.
- Cresswell, A.G., Grundström, H. & Thorstensson, A. (1992). Observations on intra-abdominal pressure and patterns of abdominal intra-muscular activity in man. *Acta physiologica Scandinavica*, 144 (4), 409–418.
- Dahmane, R., Djordjevic, S., Simunic, B. & Valencic, V. (2005). Spatial fiber type distribution in normal human muscle Histochemical and tensiomyographical evaluation. *Journal of biomechanics*, 38 (12), 2451–2459.
- Davson, H. (1970). *A textbook of general physiology* (4th ed.). Baltimore: Williams and Wilkins.
- Ding, C., Cicuttini, F., Blizzard, L., Scott, F. & Jones, G. (2007). A longitudinal study of the effect of sex and age on rate of change in knee cartilage volume in adults. *Rheumatology (Oxford, England)*, 46 (2), 273–279.

- Dobkin, B.H., Harkema, S., Requejo, P. & Edgerton, V.R. (1995). Modulation of locomotor-like EMG activity in subjects with complete and incomplete spinal cord injury. *Journal of neurologic rehabilitation*, 9(4), 183–190.
- Edmonds, W.A. & Tenenbaum, G. (2012). *Case studies in applied psychophysiology. Neurofeedback and biofeedback treatments for advances in human performance*. Chichester, West Sussex: Wiley-Blackwell.
- Enoka, R.M. (2002). *Neuromechanics of human movement* (3rd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Ermilov, L.G., Mantilla, C.B., Rowley, K.L. & Sieck, G.C. (2007). Safety factor for neuromuscular transmission at type-identified diaphragm fibers. *Muscle & nerve*, 35(6), 800–803.
- Farina, D., Merletti, R. & Enoka, R.M. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 96(4), 1486–1495.
- Finni, T., Hu, M., Kettunen, P., Vilavuo, T. & Cheng, S. (2007). Measurement of EMG activity with textile electrodes embedded into clothing. *Physiological measurement*, 28(11), 1405–1419.
- Friederich, J.A. & Brand, R.A. (1990). Muscle fiber architecture in the human lower limb. *Journal of biomechanics*, 23(1), 91–95.
- Gandevia, S.C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological reviews*, 81(4), 1725–1789.
- Gardiner, P.F. & Edgerton, R. (2014). The Sensorimotor Nervous System. In Tipton, Charles, M. (Hrsg.), *History of Exercise Physiology* (S. 139–174). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Garrett, W.E., Califf, J.C. & Bassett, F.H. (1984). Histochemical correlates of hamstring injuries. *The American journal of sports medicine*, 12(2), 98–103.
- Gertler, R.A. & Robbins, N. (1978). Differences in neuromuscular transmission in red and white muscles. *Brain research*, 142(1), 160–164.
- Göhner, U. (1992). *Einführung in die Bewegungslehre des Sports* (Sport und Sportunterricht, 4). Schorndorf: Hofmann.
- Gray, J., Aginsky, K.D., Derman, W., Vaughan, C.L. & Hodges, P.W. (2016). Symmetry, not asymmetry, of abdominal muscle morphology is associated with low back pain in cricket fast bowlers. *Journal of science and medicine in sport / Sports Medicine Australia*, 19(3), 222–226.
- Häggmark, T. & Thorstensson, A. (1979). Fibre types in human abdominal muscles. *Acta physiologica Scandinavica*, 107(4), 319–325.
- Harris, A.J., Duxson, M.J., Butler, J.E., Hodges, P.W., Taylor, J.L. & Gandevia, S.C. (2005). Muscle fiber and motor unit behavior in the longest human skeletal muscle. *The Journal of neuroscience: the official journal of the Society for Neuroscience*, 25(37), 8528–8533.
- Hautier, C.A., Arsac, L.M., Deghdagh, K., Souquet, J., Belli, A. & Lacour, J.R. (2000). Influence of fatigue on EMG/force ratio and cocontraction in cycling. *Medicine and science in sports and exercise*, 32(4), 839–843.

- Hennemen, E. (1957). Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science*, *126*, 1345–1347.
- Hennemen, E. (1965). Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *Journal of Neurophysiology*, *28*, 560–580.
- Hesford, C.M., Laing, S.J., Cardinale, M. & Cooper, C.E. (2012). Asymmetry of quadriceps muscle oxygenation during elite short-track speed skating. *Medicine and science in sports and exercise*, *44* (3), 501–508.
- Hodges, P.W. & Richardson, C.A. (1997). Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. *Experimental brain research*, *114* (2), 362–370.
- Hodges, P.W. & Richardson, C.A. (1999). Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *80* (9), 1005–1012.
- Hoffman, J. & Gabel, P. (2013). Expanding Panjabi's stability model to express movement: a theoretical model. *Medical hypotheses*, *80* (6), 692–697.
- Hollwich, F., Dieckhues, B. & Schrameyer, B. (1977). Die Wirkung des natürlichen und künstlichen Lichts über das Auge auf den Hormon- und Stoffwechselhaushalt des Menschen. *Klinisches Monatsblatt für Augenheilkunde*, *177*, 99–104.
- Hopkins, W.G., Schabert, E.J. & Hawley, J.A. (2001). Reliability of power in physical performance tests. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, *31* (3), 211–234.
- Hossner, E.-J., Müller, H. & Voelcker-Rehage, C. (2013). Koordination sportlicher Bewegungen - Sportmotorik. In A. Güllich & M. Krüger (Hrsg.), *Sport. Das Lehrbuch für das Sportstudium* (S. 211–268). Berlin: Springer.
- Huijing, P.A. (2012). Myofascial force transmission: An introduction. In R. Schleip, Findley, Thomas, W., L. Chaitow & P.A. Huijing (Hrsg.), *Fascia: The Tensional Network of the Human Body* (S. 117–122): Churchill-Livingston, Elsevier.
- Hunter, S.K. & Brown David A. (2010). Muscle: the Primary Stabilizer and Mover of the Skeletal System. In D. Neumann (Hrsg.), *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation* (S. 47–73): Mosby, Elsevier.
- Ingber, D.E., Wang, N. & Stamenovic, D. (2014). Tensegrity, cellular biophysics, and the mechanics of living systems. *Reports on progress in physics. Physical Society (Great Britain)*, *77* (4), 046603.
- Jaeger, L., Marchal-Crespo, L., Wolf, P., Luft, A.R., Riener, R., Michels, L. & Kollias, S. (2016). On the Modulation of Brain Activation During Simulated Weight Bearing in Supine Gait-Like Stepping. *Brain topography*, *29* (1), 193–205.
- Jahn, K., Langhagen, T. & Heinen, F. (2015). Vertigo and dizziness in children. *Current opinion in neurology*, *28* (1), 78–82.

- Jarić S., Ropret, R., Kukulj, M. & Ilić D.B. (1995). Role of agonist and antagonist muscle strength in performance of rapid movements. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 71 (5), 464–468.
- Johansson, H., Sjölander, P. & Sojka, P. (1991). Receptors in the knee joint ligaments and their role in the biomechanics of the joint. *Critical reviews in biomedical engineering*, 18 (5), 341–368.
- Johnson, M.A., Polgar, J., Weightman, D. & Appleton, D. (1973). Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. *Journal of the neurological sciences*, 18 (1), 111–129.
- Kalimo, H., Rantanen, J., Viljanen, T. & Einola, S. (1989). Lumbar muscles: structure and function. *Annals of medicine*, 21 (5), 353–359.
- Kasman, G.S., Cram, J.R. & Wolf, S.L. (1998). *Clinical applications in surface electromyography. Chronic musculoskeletal pain*. Gaithersburg, Md.: Aspen.
- Kernell, D. (1966). Input resistance, electrical excitability, and size of ventral horn cells in cat spinal cord. *Science* (152), 1637–1640.
- Khan, K.M., Cook, J.L., Bonar, F., Harcourt, P. & Astrom, M. (1999). Histopathology of common tendinopathies. Update and implications for clinical management. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 27 (6), 393–408.
- König, H.L. (2011). *Unsichtbare Umwelt. Der Mensch im Spielfeld elektromagnetischer Feldkräfte; Geophysik, technische Felder, Feldwirkung, Wetterfühligkeit, Baubiologie, Wünschelruteneffekt* (6. Aufl.). Peiting: Michaels-Verl.
- La Fougère, C., Zwergal, A., Rominger, A., Förster, S., Fesl, G., Dieterich, M., Brandt, T., Strupp, M., Bartenstein, P. & Jahn, K. (2010). Real versus imagined locomotion: a [18F]-FDG PET-fMRI comparison. *NeuroImage*, 50 (4), 1589–1598.
- Lidwell, W., Holden, K., Butler, J. & Elam, K. (2010). *Universal principles of design. 125 ways to enhance usability, influence perception, increase appeal, make better design decisions, and teach through design* ([2nd ed.]). Beverly, Mass.: Rockport Publishers.
- Lieber, R.L. & Fridén, J. (2000). Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle & nerve*, 23 (11), 1647–1666.
- Lieber, R.L. & Fridén, J. (2001). Clinical significance of skeletal muscle architecture. *Clinical orthopaedics and related research* (383), 140–151.
- Liedl, T., Högberg, B., Tytell, J., Ingber, D.E. & Shih, W.M. (2010). Self-assembly of three-dimensional prestressed tensegrity structures from DNA. *Nature nanotechnology*, 5 (7), 520–524.
- Mackala, K. & Mero, A. (2013). A Kinematic Analysis of Three Best 100m Performances Ever. *Journal of Human Kinetics*, 36, 149–160.
- Maffulli, N., Longo, U.G., Spiezia, F. & Denaro, V. (2011). Tendon Physiology. In M. Cardinale, R. Newton & K. Nosaka (Hrsg.), *Strength and Conditioning. Biological Principles and Practical Applications*. Oxford: Wiley & Sons.

- Mannion, A.F., Weber, B.R., Dvorak, J., Grob, D. & Müntener, M. (1997). Fibre type characteristics of the lumbar paraspinal muscles in normal healthy subjects and in patients with low back pain. *Journal of orthopaedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society*, 15(6), 881–887.
- Mendez-Villanueva, A., Hamer, P. & Bishop, D. (2008). Fatigue in repeated-sprint exercise is related to muscle power factors and reduced neuromuscular activity. *European journal of applied physiology*, 103(4), 411–419.
- Milner-Brown, H.S. & Miller, R.G. (1986). Muscle membrane excitation and impulse propagation velocity are reduced during muscle fatigue. *Muscle & nerve*, 9(4), 367–374.
- Milner-Brown, H.S., Stein, R.B. & Yemm, R. (1973). The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions. *The Journal of physiology*, 230(2), 359–370.
- Murphy, A.J. & Wilson, G.J. (1996). Poor correlations between isometric tests and dynamic performance: relationship to muscle activation. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 73(3-4), 353–357.
- Myers, T.W. (2011). *Anatomy trains. Myofascial meridians for manual movement therapists* (2 ed., reprinted.). Edinburgh [u.a.]: Elsevier.
- Nardone, A. & Schieppati, M. (1988). Shift of activity from slow to fast muscle during voluntary lengthening contractions of the triceps surae muscles in humans. *The Journal of physiology*, 395, 363–381.
- Neer, R.M., Arnaud, C.D., Zanchetta, J.R., Prince, R., Gaich, G.A., Reginster, J.Y., Hodsman, A.B., Eriksen, E.F., Ish-Shalom, S., Genant, H.K., Wang, O. & Mitlak, B.H. (2001). Effect of parathyroid hormone (1-34) on fractures and bone mineral density in postmenopausal women with osteoporosis. *The New England journal of medicine*, 344(19), 1434–1441.
- Neumann, D. & Threlkeld, A.J. (2010). Basic Structure and Function of Human Joints. In D. Neumann (Hrsg.), *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation*: Mosby, Elsevier.
- Newton, R.U., Gerber, A., Nimphius, S., Shim, J.K., Doan, B.K., Robertson, M., Pearson, D.R., Craig, B.W., Häkkinen, K. & Kraemer, W.J. (2006). Determination of functional strength imbalance of the lower extremities. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 20(4), 971–977.
- Nuzzo, J.L., McBride, J.M., Cormie, P. & McCaulley, G.O. (2008). Relationship between countermovement jump performance and multijoint isometric and dynamic tests of strength. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 22(3), 699–707.
- Ogawa, S., Lee, T.M., Nayak, A.S. & Glynn, P. (1990). Oxygenation-sensitive contrast in magnetic resonance image of rodent brain at high magnetic fields. *Magnetic resonance in medicine*, 14(1), 68–78.
- Oschman, J. (2012). Fascia is a body-wide communication system. In R. Schleip, Findley, Thomas, W., L. Chaitow & P.A. Huijing (Hrsg.), *Fascia: The Tensional Network of the Human Body* (S.103–112): Churchill-Livingston, Elsevier.

- Oschman, J.L. (2009). *Energiemedizin. Konzepte und ihre wissenschaftliche Begründung* (2. Aufl.). München: Elsevier, Urban & Fischer.
- Özkaya, N. & Nordin, M. (1998). *Fundamentals of Biomechanics*. New York: Springer.
- Paavolainen, L., Häkkinen, K., Härmäläinen, I., Nummela, A. & Rusko, H. (1999). Explosive-strength training improves 5-km running time by improving running economy and muscle power. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 86(5), 1527–1533.
- Padykula, H.A. & Gauthier, G.F. (1970). The ultrastructure of the neuromuscular junctions of mammalian red, white, and intermediate skeletal muscle fibers. *The Journal of cell biology*, 46(1), 27–41.
- Palmieri-Smith, R.M., Villwock, M., Downie, B., Hecht, G. & Zernicke, R. (2013). Pain and effusion and quadriceps activation and strength. *Journal of athletic training*, 48(2), 186–191.
- Panjabi, M.M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of spinal disorders*, 5(4), 383-9; discussion 397.
- Panjabi, M.M. (2006). A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. *European spine journal: official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 15(5), 668–676.
- Pascual-Leone, A., Amedi, A., Fregni, F. & Merabet, L.B. (2005). The plastic human brain cortex. *Annual review of neuroscience*, 28, 377–401.
- Perry, J. (2010). *Gait analysis. Normal and pathological function*. Slack.
- Pesola, A.J., Laukkanen, A., Tikkanen, O., Sipilä, S., Kainulainen, H. & Finni, T. (2015). Muscle inactivity is adversely associated with biomarkers in physically active adults. *Medicine and science in sports and exercise*, 47(6), 1188–1196.
- Pollard, C.D., Sigward, S.M. & Powers, C.M. (2010). Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 25(2), 142–146.
- Purslow, P.P. & Delage, J.-P. (2012). General Anatomy of the Muscle Fasciae. In R. Schleip, Findley, Thomas, W., L. Chaitow & P.A. Huijing (Hrsg.), *Fascia: The Tensional Network of the Human Body* (S.5–10): Churchill-Livingston, Elsevier.
- Rainoldi, A. & Gazzoni, M. (2011). Neuromuscular Physiology. In M. Cardinale, R. Newton & K. Nosaka (Hrsg.), *Strength and Conditioning. Biological Principles and Practical Applications* (S.17–28). Oxford: Wiley & Sons.
- Richter, P. (2012). Myofascial Chains: A review of different models. In R. Schleip, Findley, Thomas, W., L. Chaitow & P.A. Huijing (Hrsg.), *Fascia: The Tensional Network of the Human Body* (S. 123–130): Churchill-Livingston, Elsevier.
- Riemann, B.L. & Lephart, S.M. (2002). The Sensorimotor System, Part II. The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training* 37(1), 80-84.

- Rijkelijkhuizen, J.M., de Ruiter, C J, Huijting, P.A. & Haan, A. de. (2003). Force/velocity curves of fast oxidative and fast glycolytic parts of rat medial gastrocnemius muscle vary for concentric but not eccentric activity. *Pflügers Archiv: European journal of physiology*, 446 (4), 497–503.
- Rijkelijkhuizen, J.M., Meijer, Hanneke J. M., Baan, G.C. & Huijting, P.A. (2007). Myofascial force transmission also occurs between antagonistic muscles located within opposite compartments of the rat lower hind limb. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 17(6), 690–697.
- Rittweger, J. (2011). Bone physiology. In M. Cardinale, R. Newton & K. Nosaka (Hrsg.), *Strength and Conditioning. Biological Principles and Practical Applications* (S.29–44). Oxford: Wiley & Sons.
- Rossini, P.M., Altamura, C., Ferreri, F., Melgari, J.-M., Tecchio, F., Tombini, M., Pasqualetti, P. & Vernieri, F. (2007). Neuroimaging experimental studies on brain plasticity in recovery from stroke. *Europa medicophysica*, 43(2), 241–254.
- Roy, R.R. & Edgerton, R. (1992). Skeletal Muscle Architecture and Performance. In P.V. Komi (Hrsg.), *Strength and Power in Sport*. Oxford: Blackwell Science.
- Ryczko, D. & Dubuc, R. (2013). The multifunctional mesencephalic locomotor region. *Current pharmaceutical design*, 19(24), 4448–4470.
- Sacco, K., Cauda, F., D'Agata, F., Duca, S., Zettin, M., Virgilio, R., Nascimbeni, A., Belforte, G., Eula, G., Gastaldi, L., Appendino, S. & Geminiani, G. (2011). A combined robotic and cognitive training for locomotor rehabilitation: evidences of cerebral functional reorganization in two chronic traumatic brain injured patients. *Frontiers in human neuroscience*, 5, 146.
- Sacco, P., Newberry, R., McFadden, L., Brown, T. & McComas, A.J. (1997). Depression of human electromyographic activity by fatigue of a synergistic muscle. *Muscle & nerve*, 20(6), 710–717.
- Santana, J.C., McGill, S. & Brown, L. (2015). Anterior and Posterior Serape: The Rotational Core. *Journal of Strength and Conditioning*, 37(5), 8–13.
- Schleip, R., Vleeming, A., Lehmann-Horn, F. & Klingler, W. (2007). Letter to the Editor concerning "A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction" (M. Panjabi). *European spine journal: official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 16 (10), 1733-5; author reply 1736.
- Schmidtbleicher, D. & Gollhofer, A. (1982). Neuromuskuläre Untersuchungen zur Bestimmung individueller Belastungsgrößen für ein Tiefsprungtraining. *Leistungssport* (12), 298–307.
- Schnabel, G. (2015). Bewegungskoordination als Regulation der Bewegungstätigkeit. In K. Meinel & G. Schnabel (Hrsg.), *Bewegungslehre - Sportmotorik. Abriss einer Theorie der sportlichen Motorik unter pädagogischem Aspekt* (S. 28–71). Aachen: Meyer et Meyer.

- Schnabel, G., Krug, J. & Panzer, S. (2015). Motorisches Lernen. In K. Meinel & G. Schnabel (Hrsg.), *Bewegungslehre - Sportmotorik. Abriss einer Theorie der sportlichen Motorik unter pädagogischem Aspekt* (S. 144–211). Aachen: Meyer et Meyer.
- Stecco, C. (2015). *Functional atlas of the human fascial system*: Churchill-Livingston, Elsevier.
- Stewart, I. (2013). *Die Macht der Symmetrie. Warum Schönheit Wahrheit Ist*. Spektrum Akademischer Verlag GmbH.
- Taylor, J.L., Allen, G.M., Butler, J.E. & Gandevia, S.C. (2000). Supraspinal fatigue during intermittent maximal voluntary contractions of the human elbow flexors. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, *89*(1), 305–313.
- Telega, J.J. & Wojnar, R. (2002). Piezoelectric Effects in Biological Tissues. *Journal of Theoretical and Applied Mechanics*, *40*(3), 723–759.
- Thorstensson, A. & Carlson, H. (1987). Fibre types in human lumbar back muscles. *Acta physiologica Scandinavica*, *131*(2), 195–202.
- Tittel, K. & Seidel, E. (2012). *Beschreibende und funktionelle Anatomie* (15., neu bearb. Aufl.). München: KIENER.
- Tricoli, V. (2011). Skeletal Muscle Physiology. In M. Cardinale, R. Newton & K. Nosaka (Hrsg.), *Strength and Conditioning. Biological Principles and Practical Applications* (S. 3–16). Oxford: Wiley & Sons.
- Tyler, A.E. & Hutton, R.S. (1986). Was Sherrington right about co-contractions? *Brain research*, *370*(1), 171–175.
- Urquhart, D.M. & Hodges, P.W. (2005). Differential activity of regions of transversus abdominis during trunk rotation. *European spine journal: official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, *14*(4), 393–400.
- Urquhart, D.M., Hodges, P.W. & Story, I.H. (2005). Postural activity of the abdominal muscles varies between regions of these muscles and between body positions. *Gait & posture*, *22*(4), 295–301.
- van Cutsem, M., Duchateau, J. & Hainaut, K. (1998). Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *The Journal of physiology*, *513* (Pt 1), 295–305.
- Vleeming, A. (2012). The thoracolumbar fascia. In R. Schleip, Findley, Thomas, W., L. Chaitow & P.A. Huijing (Hrsg.), *Fascia: The Tensional Network of the Human Body* (S. 37–43): Churchill-Livingston, Elsevier.
- Wei, G. & Luo, J. (2010). Sport expert's motor imagery: functional imaging of professional motor skills and simple motor skills. *Brain research*, *1341*, 52–62.
- Weiss, P. (1961). The biological foundation of wound repair. *Harvey Lectures*, *55*, 13–42.
- Wilmore, J.H., Costill, D.L. & Kenney, W.L. (2008). *Physiology of sport and exercise* (4th ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.

Witvrouw, E., Danneels, L., Asselman, P., D'Have, T. & Cambier, D. (2003). Muscle flexibility as a risk factor for developing muscle injuries in male professional soccer players. A prospective study. *The American journal of sports medicine*, 31 (1), 41–46.

Wolff, J. (2010). *Das Gesetz der Transformation der Knochen* (1. Aufl., Reprint [der Ausg.] Berlin, Hirschwald, 1892 / Hrsg.: Georg Bergmann und Georg Duda). Berlin: Pro Business.

Zimbardo, P.G. (2012). *Der Luzifer-Effekt. Die Macht der Umstände und die Psychologie des Bösen* (Spektrum-Akademischer-Verlag-Sachbuch). Berlin, Heidelberg: Springer Spektrum.

8 EXTERNE VALIDIERUNG

The external aspect of construct validity refers to the extent to which the assessment scores relationships with other measures and nonassessment behaviours reflect the expected high, low and interactive relations implicit in the theory of the construct being assessed.

(Samuel Messick, 1995)

8.1 DER WERT KONVERGENTER UND DISKRIMINIERENDER KORRELATIONEN FÜR DIE KONSTRUKTVALIDIERUNG

Die externe Validität eines Tests ist für Trainer, Diagnostiker und anwendungsorientierte Wissenschaftler von großem Interesse. Zur Bestimmung der externen Validität schlagen die Testtheoretiker Campbell und Fiske vor, dass neue Testverfahren mit bereits bestehenden Verfahren verglichen werden sollten (1959 zitiert nach Messick, 1995). Dies ist sinnvoll, da übereinstimmende („convergent“ oder „concurrent“) und diskriminierende Korrelationsmuster wichtig sind, um den Gegenstandsbereich des Konstrukts abzugrenzen. Während konvergente Korrelationen für die Erfassung des gleichen Konstrukts genutzt werden, dienen diskriminierende Korrelationen als wissenschaftlicher Beleg für die Erfassung unterschiedlicher Konstrukte. Zudem dienen kriterienbezogene Prüfungen zur Bestimmung der Testscore-Bedeutung, zum Beispiel die externe Validität des FMS-Cutoff-Scores von 14 (Messick, 1995).

Bei der Übereinstimmungsvalidität stehen keine prognostischen Ziele im Sinne einer zeitlichen Vorhersage im Fokus der Untersuchung, sondern vielmehr diagnostische Gesichtspunkte. Eine substantielle Korrelation zwischen einem neuen und einem bereits weitläufig akzeptierten Test liefert einen ausreichenden Beweis dafür, dass der neue Test zumindest das gleiche Merkmal erfasst. Jedoch ist zu beachten, dass die Ergebnisse lediglich für die erfasste Population gelten, während für eine Generalisierung Meta-Analysen notwendig sind.

Die Vorhersagevalidität beschreibt die Qualität eines Testverfahrens, prognostische Aussagen zu treffen. Die zeitliche Dimension, bezüglich welcher die Aussagen getroffen werden, ist ein wesentlicher Faktor für dieses Kriterium. Die Nützlichkeit eines Tests lässt sich zum Beispiel an einem hohen Korrelationskoeffizienten sowie einem ausgewogenen Verhältnis von Spezifität und Sensitivität ableiten (Lienert & Ratz, 1998; Raffle & Gray, 2007).

8.2 DISKRIMINIERENDE VALIDIERUNG DER FMS-ITEMS

8.2.1 EINLEITUNG

Messicks Konzept der Validierung verlangt eine Abgrenzung des Functional Movement Screen von anderen motorischen Verfahren. Bei genauer Betrachtung des FMS fallen dabei zwei Aspekte auf:

1. Kein Item überprüft die natürliche Fortbewegung im horizontalen Raum.
2. Die Aufgaben werden mit geringer Intensität durchgeführt.

Auf Ebene der Face-Validity liefern die FMS-Items einen Eindruck über die motorische Kontrolle des Probanden bei der Ausführung langsamer und wenig intensiver Bewegungsabläufe. Diese Hypothese unterstützt die Untersuchung von Parchmann und McBride, die zeigt, dass die FMS-Performance nicht in Zusammenhang mit der Sprung und Maximalkraftleistung steht (Parchmann & McBride, 2011). Die fehlenden Korrelationen lassen sich eventuell auf das Größenprinzip der Ansteuerung von motorischen Einheiten nach Hennemen zurückführen. Da bei der Untersuchung der Sprung- und Maximalkraftleistung keine Daten zur Sprung- und Landequalität erhoben wurden, sind folglich auch keine weiteren Schlüsse bezüglich der motorischen Kontrolle möglich. Bewegungen von geringer Intensität werden in der Regel von kleinen motorischen Einheiten initiiert und kontrolliert, während große motorische Einheiten hauptsächlich für schnellkräftige und intensive Belastungen verantwortlich sind (Hennemen, 1965). Außerdem ist bekannt, dass die Gelenkstabilität mit zunehmender Belastung vermehrt über den aktiven Bewegungsapparat erzeugt wird (Butler, Noyes & Grood, 1980; Smith, Livesay & Woo, 1993). In vielen Sportarten sind schnellkräftige Bewegungen von großer Bedeutung: bei einer Attacke im Radrennen, um sich einen Vorteil gegenüber dem Gegner zu verschaffen, bei Aktionen zum Raumschaffen im Mannschaftsspiel oder beim Endspurt im Mittelstrecken- oder Langlauf. Insbesondere die Kombination aus exzentrischer und konzentrischer Kontraktion findet bei vielen natürlichen Bewegungen, wie dem Gehen, Laufen oder Springen, statt. Dieses Phänomen aus Zusammenspiel exzentrischer und konzentrischer Bewegung bezeichnet man in der Sportwissenschaft als Dehnungsverkürzungszyklus (DVZ). Der DVZ dient dazu, die konzentrische Phase der Kontraktion mithilfe der „exzentrischen Ladung“ der Bindegewebsstrukturen kraftvoller zu gestalten (Norman & Komi, 1979). Jedoch gibt es auch Situationen, in denen diese Kraftfazilitation nicht stattfindet. Ein mögliches Szenario für eine ausbleibende Kraftfazilitation tritt in Folge von verstärkter antagonistischer Ko-Aktivierung auf. Diese Ko-Aktivierung haben DeLuca und Mambrito bereits Ende der 80er Jahre bei Bewegungsaufgaben unter instabilen Bedingungen entdeckt (DeLuca &

Mambrito, 1987]. Des Weiteren kann die Kraftfazilitation aufgrund eines geringen exzentrischen Krafttransfers im antagonistisch oder agonistisch wirkenden Muskelkompartiment ausbleiben, da die Funktion der Ko-Aktivierung nicht nur in der Kraftsteigerung liegt, sondern auch für den Schutz von Bändern, Sehnen oder Gelenken sorgt (Alkjær, Simonsen, Magnusson, Dyhre-Poulsen & Aagaard, 2012). Dieser Schutz wird wahrscheinlich durch eine Reduzierung der neuronalen Aktivierung des agonistisch wirkenden muskuloskelettalen Kompartiments bei exzentrischer Belastung bewirkt, wobei die genauen neuronalen Prozesse noch nicht bis ins Detail geklärt sind (Aagaard, 2011). Neben der neuronalen Ansteuerung, ist die motorische Kontrolle und die Leistung der schnellkräftigen muskuloskelettalen Kompartimente abhängig von deren strukturellen Eigenschaften sowie ihrer energetischen Versorgung (Basmajian & De Luca, , 1985, Bosco,1999; Enoka, 2002; Ilyukhina, Sychev, Shcherbakova, Baryshev & Denisova, 1982).

Für die Bewertung der exzentrischen motorischen Kontrolle der Strecker- und Beugerschlinge der unteren Extremität bei Landebewegungen, hat sich das Landing Error Scoring System (LESS) als reliables und valides Verfahren erwiesen (Onate, Cortes, Welch & Van Lunen, Bonnie , 2010; Padua et al., 2009; Smith et al., 2012). Das LESS enthält einen Niedersprung aus einer Höhe von 30 bis 40 Zentimetern und einen direkt im Anschluss an die Landung durchgeführten maximalen Vertikalsprung mit Armeinsatz. Demzufolge liefert das LESS diagnostische Informationen zur motorischen Kontrolle und Präzision im DVZ bei einer einfachen Landebewegung mit anschließender maximaler Sprungbewegung, was die Faktorenanalyse von Beutler und Kollegen bestätigt. Die motorische Kontrolle wird durch die Bewertungskriterien der Knieachsenstabilität, Knieflexion und Rumpfposition repräsentiert, während die Standbreite und Fußposition bei der Landung für das Konstrukt der motorischen Präzision sprechen (Beutler, de la Motte, Marshall, Padua & Boden, 2009).

Der kurze physiologische Überblick vermittelt den Eindruck, dass die mit dem Functional Movement Screen produzierten diagnostischen Informationen nicht signifikant mit den diagnostischen Informationen des Landing Error Scoring Systems korrelieren. Inwiefern diese Annahme zutrifft, wird im folgenden Abschnitt untersucht.

8.2.2 METHODE

ARMSS: STUFE 3 - DISKRIMINIERENDE VALIDIERUNG

Beschreibung der Studienteilnehmer

Für die Prüfung der Frage, inwiefern die diagnostischen Informationen des LESS und FMS in Zusammenhang stehen, wurden 68 Probanden (53 Männer, $23,3 \pm 2,1$ Jahre und 15 Frauen, $23,2 \pm 2,2$ Jahre) unter Laborbedingungen getestet und analysiert. Die Stichprobe setzte sich aus 31 professionellen Fußballspielern mit einer Sporthistorie aus der 2. Bundesliga und 3. Liga sowie 37 Freizeitsportler/-innen mit Erfahrung im Leistungsschwimmen, Fußball und der Leichtathletik zusammen. Aufgrund technischer Probleme ist ein LESS-Datensatz eines professionellen Fußballspielers verloren gegangen, sodass letztendlich die Daten von 30 Fußballspielern in die LESS-bezogene Datenauswertung eingeflossen sind.

Landing Error Scoring System

Testaufbau: Der Proband wird instruiert von dem 40 cm hohen Kasten in ein standardisiertes Feld nach vorne herunter und anschließend maximal hoch zu springen. Die Landung vor dem Vertikalsprung wird frontal und sagittal mit einer Kamera erfasst und nach vorgeschriebenen Kriterien bewertet (Abbildung 34). Im Gegensatz zum FMS besteht der Gesamtscore beim LESS ($LESS_{total}$) aus den aufsummierten Fehlern. Das Fehlerprotokoll basiert auf einer 17-Punkte-Skala,



welche die Kontrolle des Rumpfes und der unteren Extremität während des Initialkontakts zum

Abbildung 34: Landemechanik aus unterschiedlichen Perspektiven. Links: Sagittale Perspektive auf die Landemechanik. Der niedrige Schwerpunkt wird vornehmlich durch die ausbalancierte Aktivität des Gluteus Maximus und Medius sowie des Quadrizeps Femoris erreicht.

Zeitpunkt der maximalen Kniebeuge während des Landevorgangs bewertet. Konkret wird die Fußaufsatzstellung, die Standbreite sowie die Knie-, Hüft und Rumpfstabilität in der frontalen Ebene analysiert, während in der sagittalen Ebene die Gelenkwinkel von Knie, Hüfte und Rumpf sowie die Fußpositionierung evaluiert werden. Zudem erfasst ein Bewertungskriterium den Bewegungsfluss. Eine schlechte Bewegungsausführung ist dabei durch eine eingeschränkte Hüft- und Kniegelenksbeweglichkeit sowie durch die Innenrotation der Hüftgelenke und dadurch bedingte Valgus-Stellung der Knie gekennzeichnet ($LESS_{\text{valgus}}$). Hierbei unterscheidet man zwischen mittlerer (1 Fehlerpunkt) und starker Valgusstellung (2 Fehlerpunkte). Die Objektivität ($r > 0,9$) und Reliabilität ($r = 0,8$ bis $0,9$) des aufsummierten Fehlerscores ($LESS_{\text{total}}$) befinden sich auf hohem Niveau (Padua et al., 2009; Smith et al., 2012). Weitere Details zum LESS-Protokoll befinden sich im Anhang (CD). In Anlehnung an die Forschungsarbeit von Padua und Kollegen wurden die Studienteilnehmer ebenfalls in vier Bewertungsstufen (Tabelle 9) eingeteilt ($LESS_{\text{kat}}$).

Tabelle 9: $LESS_{\text{kat}}$ -Bewertungsstufen.

< 4	Sehr gut
4	Gut
4 bis 6	Mäßig
6	Schlecht

Der Testleiter erhielt eine Online-Schulung der Eastern Athletic Trainer Association (Padua, 2012) und absolvierte zehn Pilotversuche im Vorfeld der Untersuchung.

Interne Validierung des LESS

Zur Prüfung eines möglichen Zusammenhangs zwischen dem LESS-Fehlerscore und der maximal erreichten Sprunghöhe wurden 37 Freizeitsportler (22 Männer und 15 Frauen) getestet. Zusätzlich zur Sprungaufgabe, wurde die Sprunghöhe mit einer Kontaktmessplatte (80 x 55 cm) von Sport Voß (Doberschütz, Deutschland) und der Haynl-Software Tapping V 2.0 (Haynl-Elektronik, GmbH, Schönebeck) erfasst. Dazu wurde die Kontaktplatte gemäß des LESS-Protokolls im Abstand von der halben Körpergröße des Probanden vor dem Kasten platziert. Laut Angaben des Herstellers beträgt der Messfehler der Kontaktplatte 0,001 Sekunden.

Statistische Analyse

Die Korrelationsanalyse hat zum Ziel, Informationen über den Zusammenhang der Landequalität und den einzelnen FMS-Items zu ermitteln. Zur deskriptiven Beschreibung der nichtparametrischen Daten wurde der Schwierigkeitsindex in Anlehnung an Lienert und Raatz verwendet (1998). Aus der Item-Analyse (Kapitel 6) geht hervor, dass die Items ASLR und SM als strukturelle Mobilität-Indices und die Items DS, HS, IL, TSPU sowie RS als Motor-Control-Indices klassifiziert werden können. Der Schwierigkeitsindex nach Lienert und Raatz, beschreibt den prozentualen Anteil richtiger Antworten in einer bestimmten Population. Diese Definition habe ich für meine Fragestellung etwas abgewandelt, da beim FMS teilweise korrekte Aufgabenlösungen möglich sind (Score 2), jedoch im Sinne einer Funktionsprüfung der motorischen Kontrolle und Präzision nur die korrekte Bewegungsausführung in die Schwierigkeitsanalyse mit einbezogen wird (Score 3). Für eine differenzierte Betrachtung eignet sich zusätzlich die Verwendung der sehr schwachen Bewegungsausführung (Score 1).

Formel zur Bestimmung des Schwierigkeitsindex nach Lienert und Raatz (1998, S. 74)

$$P = 100 * \frac{NR}{N}$$

P = Schwierigkeitsindex

NR = Anzahl der Subjekte, die die korrekte Bewegungsausführung des Items zeigten (Score 3)

N = Anzahl der teilnehmenden Probanden beim jeweiligen Item

Um die Aufgabenschwierigkeit genauer zu bestimmen, habe ich fünf Schwierigkeitsebenen festgelegt.

Level 1: sehr schwer = Schwierigkeitsindex von 0 bis 19

Level 2: schwer = Schwierigkeitsindex von 20 bis 39

Level 3: moderat = Schwierigkeitsindex von 40 bis 59

Level 4: einfach = Schwierigkeitsindex von 60 bis 79

Level 5: sehr einfach = Schwierigkeitsindex von 80 bis 100

Die Bestimmung des strukturellen Mobilitäts- und Motor-Control-Index ergibt sich aus den Mittelwerten der Schwierigkeitsindices der zugehörigen Items. Für den strukturellen Mobilitätsindex

wurde der Mittelwert aus den Schwierigkeitsindices der Items ASLR und SM gebildet, während der Mittelwert aus DS, HS, IL, TSPU und RS den Motor-Control-Index beschreibt. Der Rangkorrelationskoeffizient nach Kendall Tau beschreibt die Korrelation zwischen den FMS-Items und dem LESS. Für die statistische Analyse der metrischen Daten des LESS und der Sprunghöhe wurde das korrelationsstatistische Verfahren nach Pearson eingesetzt. Außerdem erfolgte die Bewertung der Verteilung der LESS-Scores via Q-Q-Plot. Die Effektgrößen wurden nach Cohen (2013) in die folgenden Gruppen unterteilt: trivial (0 bis 0,1), gering (0,1 bis 0,3), moderat (0,3 bis 0,5), hoch (0,5 bis 0,7), sehr hoch (0,7 - 0,9) und praktisch perfekt (0,9 bis 1). Das statistische Signifikanzniveau wurde auf 0,05 festgelegt. Mittels Microsoft Excel 2010 (Microsoft, Redmond, WA) erfolgte die Berechnung der Indices, während ich die Korrelationen mit SPSS Version 22 (IBM Corporation, Armonk, USA) berechnete.

8.2.3 ERGEBNISSE

KORRELATIONEN VON FMS UND LESS

Im Durchschnitt haben die Probanden einen LESS_{total} von $6,5 \pm 2,2$ erreicht. Nimmt man eine Gruppierung nach Padua et al. vor, so erreichen beim LESS sechs Prozent der Studienteilnehmer die Kategorie sehr gut, acht Prozent die Kategorie gut, 42 Prozent die Kategorie mäßig und 44 Prozent die Kategorie schlecht (Abbildung 35).

LESS_{total} und LESS_{kat} korrelieren sehr stark miteinander ($r = 0,9$; $p < 0,001$), was die Klassifizierung von Padua et al. (2009) unterstützt. Weitere Details können der Korrelationsmatrix im Anhang entnommen werden.

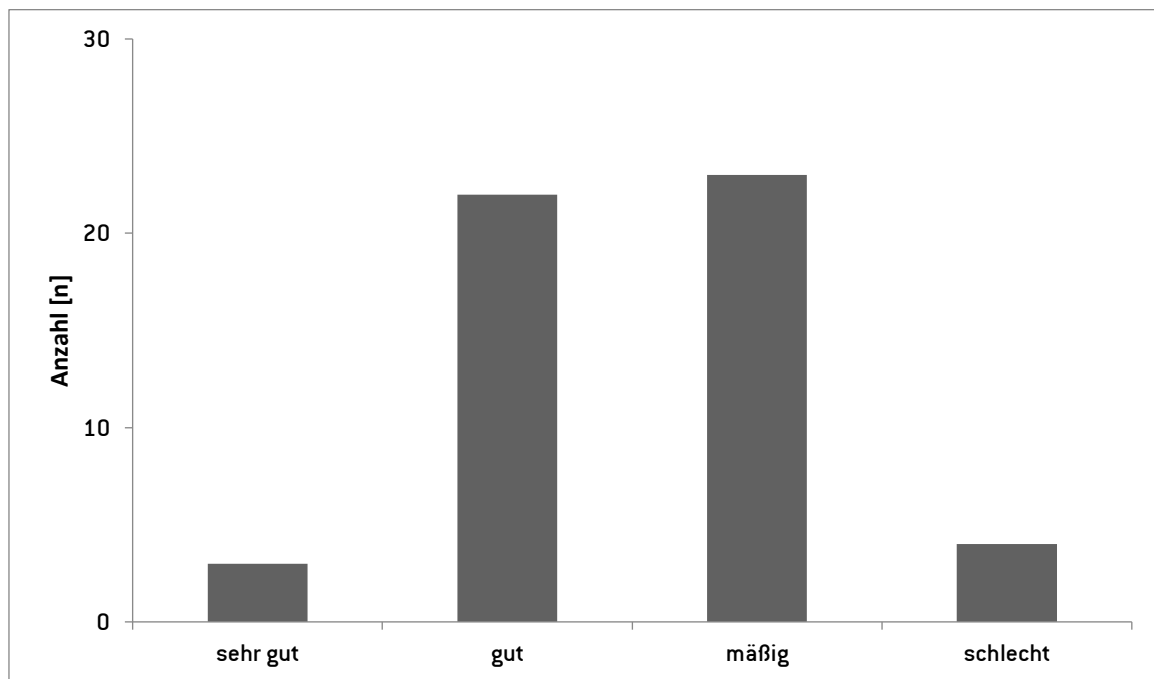
Die Korrelationsanalyse einzelner FMS-Items, der FMS-Asymmetrien und des LESS_{total} bzw. LESS_{valgus} zeigen lediglich schwache Korrelationen ($r = -0,2$ bis $0,2$). Für die spezifische Analyse des stark differenzierenden strukturellen Mobilitäts-Index ASLR und dem LESS wurden die Randwerte 1 und 3 des Scorings verwendet. Nach Ausschluss der 26 Sportler mit einem Score von 2, ergab sich für ALSR und LESS eine moderate Korrelation ($r = 0,38$ bei 27 Männern).

FMS-INDICES UND LESS

Generell fiel es allen Gruppen schwer, die Bewegungskriterien der FMS-Items vollständig zu erreichen. Hervorzuheben ist jedoch, dass sich die Freizeitsportler im Bereich der strukturellen Mobilität (ASLR und SM) wesentlich von den Profifußballspielern unterscheiden (Tabelle 10).

Tabelle 10: Strukturelle Mobilität und motorische Kontrolle im Gruppenvergleich.

Stichprobe <i>n</i>	Fußball 31 (30)	Freizeitsportler 22	Freizeitsportlerinnen 15
FMS-Index	16 (sehr schwer)	26 (schwer)	37 (schwer)
Struktureller Mobilität-Index _(SM, ASLR)	19 (sehr schwer)	43 (mäßig)	83 (sehr leicht)
Motor Control-Index _(DS, HS, IL, TSPU, RS)	14 (sehr schwer)	19 (sehr schwer)	18 (sehr schwer)
LESS _{kat}	7 ± 1,8 (schlecht)	6 ± 2,2 (mäßig)	7,5 ± 1,4 (schlecht)

Abbildung 35: Verteilung der Stichprobe im LESS_{kat} (n = 67).

Profiteamsportler versus Freizeitsportler

Die 30 professionellen Fußballspieler erreichten beim LESS_{total} einen durchschnittlichen Score von $7,0 \pm 1,8$. Dieses Ergebnis ist in der Kategorie schlecht anzusiedeln. Im Gegensatz dazu erzielten die Freizeitsportler beim LESS_{total} einen mittleren Score von $6 \pm 2,2$ und fallen somit durchschnittlich in die mäßige Kategorie.

Beim FMS überwiegt jedoch in beiden Gruppen der Score 2, was für eine durchschnittliche FMS-Performance spricht. Dabei wurde innerhalb der Freizeitsportgruppe der Score 3 für die Items SM und TSPU und der Score 1 für die Aufgabe ASLR am häufigsten vergeben. Die professionellen Fußballer erreichten sechsmal den Score 2 und einmal Score 3 als Modus für das Item TSPU. Die strukturellen Mobilität-Indices beim FMS zeigen auf, dass die Freizeitsportler bei der Aufgabe SM

einen höheren Index gegenüber ASLR erreichen (55 vs. 29). Auch die Indices bei der Aufgabe ASLR streuen bei der Gruppe der Freizeitsportler stärker zwischen dem Score 1 (Index 41) und dem Score 3 (Index 32) als bei den professionellen Fußballern mit Score 1 (Index 26) und Score 3 (Index 10). Zudem zeigen die Items DS und RS lediglich eine geringe bzw. keine Differenzierung innerhalb der Stichproben.

LESS UND SPRUNGPERFORMANCE

Im Schnitt haben die 22 Freizeitsportler eine Sprunghöhe von $37,0 \pm 7,8$ cm (23-51 cm) bei einem durchschnittlichen LESS_{total} von $6 \pm 2,2$ erreicht. Zudem zeigte sich zwischen der Sprunghöhe im LESS und dem LESS_{total} eine Korrelation von $r = -0,67$ ($p < 0,001$). Außerdem wiesen die Sprunghöhe und der Item LESS_{valgus} eine Korrelation von $r = -0,57$ ($p < 0,001$) auf.

Demgegenüber erreichte die Gruppe der Frauen eine Sprunghöhe von $26,1 \pm 6,4$ cm (16-35 cm) und erzielte einen LESS-Score von $7,5 \pm 1,4$. Von den insgesamt 15 Teilnehmerinnen zeigten acht einen starken dynamischen Valgus und weitere sechs einen schwachen bis mäßigen dynamischen Valgus, während lediglich eine Probandin ihre Knieachse während der Sprunglandung kontrollieren konnte. Dieses Ergebnis deutet auf ein klares motorisches Defizit innerhalb der weiblichen Stichprobe hin. Des Weiteren besteht bei den Frauen ein mäßiger Zusammenhang zwischen LESS_{total} und der erreichten Sprunghöhe ($r = -0,45$; $p < 0,006$) sowie eine mäßige Beziehung zwischen LESS_{valgus} und der Sprunghöhe ($r = 0,55$; $p < 0,003$).

8.2.4 DISKUSSION

Im Rahmen dieser Validierungsstufe war das Anliegen der Untersuchung, mögliche Zusammenhänge und Abgrenzungen von FMS-Items und ausgewählter LESS-Items herauszuarbeiten. Die Ergebnisse der Rangkorrelationsanalyse bestätigen meine Annahme, dass eine schwache lineare Beziehung zwischen den FMS-Items, der Häufigkeit von FMS-Asymmetrien, dem LESS_{total} sowie der Sprunghöhe im LESS besteht. Auf der Ebene der LESS-Items zeigten sich mäßige bis starke Zusammenhänge zwischen der motorischen Kontrolle beim LESS als auch mit der motorischen Leistung (Sprunghöhe).

Zusammenhang vom Functional Movement Screen und LESS

Die schwachen Beziehungen zwischen den FMS-Items und den Items Landequalität und Sprungleistung beim LESS bestätigen meine Annahme basierend auf dem Hennemenschens Größenprinzip. Dies ist der Fall, weil bei Sprungbelastungen wie dem Dropjump oder Countermovement-Jump im Knie Winkelgeschwindigkeiten von 8 bis 10 rad/s entstehen, während bei einer normalen Kniebeuge lediglich Winkelgeschwindigkeiten von 2-3 rad/s erreicht werden (Bosco, 2001). Bei einem trainierten Athleten bedeutet dies eine durchschnittliche Geschwindigkeit von etwa 2 m/s bei einer Sprunghöhe von 40 cm bzw. eine durchschnittliche Geschwindigkeit von 3,5 m/s bei einem 55 cm hohem Countermovement-Jump (Kraus, unveröffentlichte Daten). Demgegenüber wird beim Functional Movement Screen nur das eigene Körpergewicht mit einer Bewegungsgeschwindigkeit von ca. 1 m/s bewegt. Diese beiden Aspekte sind Hinweise für die Rekrutierung langsamer motorischer Einheiten während der Durchführung der FMS-Items (Bosco, Mognoni & Luhtanen, 1983; Thorstensson, Grimby & Karlsson, 1976; van Cutsem, Duchateau & Hainaut, 1998).

Im Kontext der Maximalkraft der unteren Extremität (1RM) besteht nur ein schwacher Zusammenhang zwischen dem Deep Squat und 1RM bei der Kniebeuge (Parchmann & McBride, 2011). Eine mögliche Erklärung für den fehlenden Zusammenhang findet sich in der fehlenden Spezifität des Dehnungsverkürzungszyklus der unteren Extremitäten bei den Items Deep Squat und In-Line Lunge. Aus physiologischer Sicht werden die beiden Items mit zu geringen Belastungen durchgeführt und liefern somit Informationen zur motorischen Kontrolle der kleinen motorischen Einheiten beim langsamen DVZ.

Des Weiteren differenziert das Scoringverfahren des FMS nicht detailliert genug, was die eindeutige methodische Analyse erschwert. Entweder führt die fehlende Schultermobilität, die fehlende Sprunggelenksbeweglichkeit oder die Kombination aus beiden beim Deep Squat zum Score 2. Es erscheint mir jedoch nicht plausibel, dass diese Einschränkungen den gleichen Beitrag zur Sprungleistung oder Maximalkraft leisten, was aus methodischer Sicht den gleichen Punktabzug rechtfertigen würde. Dies spricht für eine weitere Ausdifferenzierung des Scorings.

Zusammenhang von LESS und Sprunghöhe

Sprungleistungen sind durch hohe exzentrische Belastungen im muskuloskelettalen Apparat und eine schnellkräftige konzentrische Kraftentwicklung gekennzeichnet, sodass ein hohes exzentrisches und konzentrisches Kraftniveau die Leistung begünstigt (Luhtanen & Komi, 1978; Nuzzo, McBride, Cormie & McCaulley, 2008). Dabei werden, neben den Muskelfasern, auch Bindegewebsanteile, insbesondere die kollagenen Strukturen, stärker belastet (Bonacci & Higbie, 1997, Järvinen, Józsa, Kannus, Järvinen & Järvinen, 2002; Williams & Goldspink, 1984). Sollten sich die Mikroverletzungen im Bindegewebe nicht entsprechend modifizieren können, ist durch die exzentrische Belastung die Überlastungsgefahr im Bewegungsapparat erhöht (Wilks et al., 2009). Daher ist eine motorische Bewertung der Sprung- und Landemechanik für einen Eindruck der allgemeinen Landemechanik von Bedeutung. Zudem bin ich der Meinung, dass es von hoher praktischer Relevanz ist zu wissen, inwiefern diese Qualität mit der sportlichen Leistung in Beziehung steht, da dieser Zusammenhang ein wichtiges Element für die Kommunikation von Trainer und Athlet darstellt.

Die verhältnismäßig niedrigen Sprunghöhen beim LESS legen die Vermutung nahe, dass ein niedriges exzentrisches und konzentrisches Kraftniveau der unteren Extremität vorherrscht, was eine Reduzierung der Muskelaktivität im Dehnungsverkürzungszyklus auslösen kann. Diese Reduzierung erklären sich Wissenschaftler durch überschwellige afferente Signale der Ib-Golgi-Sehnenorgane (GTO) sowie der Ia- und II-Muskelspindeln bei wiederkehrender Renshaw-Inhibition. Dabei wird die inhibitorische Interneuronen-Aktivität hauptsächlich durch die Ib-Afferenzen der GTO im Rückenmark sowie durch den Hoffman-Reflex beeinflusst. Allerdings lassen sich diese Reflexe durch ein erhöhtes exzentrisches Kraftniveau scheinbar reduzieren. Dies zeigte bereits die elektromyographische Untersuchung von Schmidtbleicher und Gollhofer (Schmidtbleicher & Gollhofer, 1982), welche die agonistische Inhibition des Gastrocnemius bei einem Niedersprung aus einer Höhe von 110 cm in Abhängigkeit vom Trainingszustand zum Vorschein brachte. Dazu verglichen sie die Muskelaktivität des Gastrocnemius bei trainierten und untrainierten Sportlern. Die untrainierten Sportler zeigten eine erhöhte exzentrische Aktivität und konnten ihre Muskelaktivität während des DVZ nicht erhöhen, während die trainierten Sportler im Gegensatz dazu ihre Muskelaktivität im DVZ deutlich steigern konnten. Die Autoren erklärten sich die Kraftsteigerung mit einer höheren Spannungsregulationskapazität der myofaszialen Einheiten und Kompartimente des Bewegungsapparates, die möglicherweise eine stärkere Umwandlung der, in den myofaszialen Strukturen gespeicherten, elastischen Energie in kinetische Energie bewirkt. Paavo Komis Ergebnisse lassen sich auf dieser Grundlage ähnlich interpretieren. Er untersuchte die

Leistung von Volleyballspielerinnen und Turnerinnen anhand von Drop-Jumps aus einer Fallhöhe von 20 bis 80 cm. Um auf die neuromuskuläre Fazilitation zu schließen, erfasste er deren Sprunghöhe. Im Profil zeigte sich schließlich, dass die sprungerfahrenen Volleyballerinnen ihre Leistung bei einer Fallhöhe von 40 cm optimieren und bis zu einer Höhe von 70 cm auf hohem Niveau halten konnten. Demgegenüber zeigten die als beweglich geltenden Turnerinnen ihr Optimum bei einer Fallhöhe von 50 cm und hatten bei allen weiteren Stufen starke Leistungseinbußen (Komi, 1984 zitiert nach Sale 1992, S. 253). Basierend auf diesen Erkenntnissen, eignet sich die Erfassung der Sprunghöhe im Anschluss an einen Niedersprung zur Ermittlung zweckmäßiger Fallhöhen oder des Trainingsumfangs bzw. zum Monitoring der Drop-Jump-Leistung (Di Giminiani & Petricola, 2015).

Der Einfluss unterschiedlicher Fallhöhen auf die Landemechanik ist im LESS-Protokoll nicht integriert, sodass die Ergebnisse des LESS sich auf eine standardisierte Fallhöhe beziehen. Daher sind Vergleiche unserer Ergebnisse (Fallhöhe 40 cm) mit denen anderer Stichproben (Fallhöhe 30 cm) sehr spekulativ. Für die sportliche Praxis ist die Bewertung der Landemechanik aus unterschiedlichen Sprunghöhen in Kombination mit der erbrachten Leistung jedoch von größerer Relevanz.

Hewett und sein Forscherteam beobachteten, dass Probanden mit ACL-Rupturen einen 2,5-fach höheren Valgusmoment im Gegensatz zu Gesunden während der initialen Kontaktphase bei Sprungaufgaben zeigen. Diese dynamische Valgusbelastung basierte auf kinematischen Analysen und zeigte eine Spezifität von 73 % und eine Sensitivität von 78 % bei 205 weiblichen Sportlern (Hewett et al., 2005). Jedoch konnte die Untersuchung von 5.047 Highschool- und Collegesportlern die Ergebnisse von Hewett für die Anwendung des Landing Error Scoring System in den Sportarten Fußball, Rugby, Hockey, Basketball, Gymnastik, Lacrosse oder Volleyball nicht bestätigen (Smith et al., 2012).

Zusätzlich gibt es Belege dafür, dass eine verstärkte Innenrotation des Femurs bei einseitigen oder beidbeinigen Landebelastungen das patellofemorale Schmerzsyndrom begünstigen (Powers, Ward, Fredericson, Guillet & Shellock, 2003). Die mangelnde Spezifität des Niedersprungs und des LESS-Protokolls zur Erklärung des Verletzungsmechanismus bei Kreuzbandverletzungen, gibt jedoch Anlass zur Kritik, da die Verletzung gehäuft bei einseitigen Drehbewegungen auftritt, obwohl bei den Niedersprüngen die beidseitige Landemechanik bewertet wird. Kristianslund und Krosshaug sind diesem Problem nachgegangen und haben dementsprechend die Valgusmomente beim Drop-Jump und bei spezifischen Richtungswechseln untersucht. Dabei erlangten sie die Erkenntnis, dass bei beiden Bewegungsaufgaben ein geringer Zusammenhang zwischen den Knieabduktionsmomenten

und ein moderater Zusammenhang zwischen den Valguswinkeln besteht (Kristianslund & Krosshaug, 2013). Dies ist plausibel, da einbeinige Belastungen einerseits zu einer Veränderung des Körperschwerpunkts und andererseits zu einem veränderten Rekrutierungsmuster führen müssten. Von wesentlicher Bedeutung ist in diesem Zusammenhang die Voraktivierung und Einleitung der Drehung über den Rumpf (Frank et al., 2013), denn eine Verbesserung der Rumpfsteuering während Drehbewegungen, führte in bisherigen Interventionsstudien zu einer Reduzierung des Valgusmoments (Dempsey, Lloyd, Elliott, Steele & Munro, 2009).

Trotz der widersprüchlichen Validität für die Prognose von ACL-Verletzungen, kann die Bewertung der Landemechanik wertvolle Informationen zur Prävention von mechanischer Überlastung liefern. Nicht nur in vielen Sportarten, sondern auch im militärischen Einsatz sind beidbeinige Belastungen elementar. Beispiele hierfür sind Landungen im Volleyball und Basketball oder beim Überqueren von Hindernissen mit Zusatzlast. In diesem Kontext zeigten von 1.772 Soldaten eine schwache motorische Kontrolle und Präzision bei der Landemechanik im LESS und damit einhergehend ein gehäuftes Auftreten von Stressfrakturen (Cameron et al., 2014).

Für die Reduzierung von Überlastungsverletzungen wurde in der bisherigen Argumentation ein wesentlicher Faktor der motorischen Steuerung außer Acht gelassen. Die Rede ist von der energetischen Komponente, welche bei reduzierter Versorgung die informationelle Komponente negativ beeinflussen kann (Billaut, Basset & Falgairette, 2005; Enoka et al., 2011). In der Regel treten Überlastungsverletzungen als Folge einer übermäßigen Belastung auf – sei es durch eine akute mechanische Überlastung infolge eines Fouls oder Sturzes, beispielsweise beim Ski-Alpin-Rennen, oder durch wiederholende Überlastungen des muskuloskelettalen Apparates.

Stressfrakturen treten dann gehäuft auf, wenn der Modifikationsprozess im Knochengewebe noch im Gange ist und der erneute Trainingsreiz zu früh stattfindet, was wiederum eine mechanische Zerstörung von Knochenzellen bewirkt (Wilks et al., 2009). Um diesen negativen Anpassungstrend zu vermeiden, hilft die Beurteilung der Landemechanik unter Ausschluss der energetischen Komponente, um zunächst einen Eindruck der informationellen motorischen Komponente zu erhalten. Die Forschungsarbeit von Aagaard und Kollegen zeigte, dass die antagonistische exzentrische Muskelaktivität der Stabilisierung der Körperposition sowie der Entschleunigung von Bewegungen dient. Gleichzeitig schützt sie Gelenkknorpel vor Arthrose und Bänder vor unphysiologischen Belastungen (Aagaard, Simonsen, Magnusson, Larsson & Dyhre-Poulsen, 1998). Zudem unterstützt eine hohe exzentrische Muskelkraft in der agonistischen und antagonistischen Muskulatur ein schnelleres Abbremsen von ballistischen Bewegungen (Jaric, Ropret, Kukulj & Ilic, 1995). Dies erklärt den mäßigen bis starken Zusammenhang zwischen der Landequalität und der

Sprunghöhe bei den von mir untersuchten männlichen Fitnessportlern. Jedoch zeigte sich bei den Frauen lediglich ein mäßiger Zusammenhang. Außerdem ist darauf hinzuweisen, dass beide Stichproben nicht groß genug sind, um sichere generalisierende Schlüsse ziehen zu können – eine Tendenz skizzieren sie trotzdem. Es zeigt sich, dass der LESS für die Erfassung der motorischen Kontrolle durchaus wertvoll sein kann, da alle Freizeitsportlerinnen, unabhängig von den Ergebnissen im FMS, einen mittleren bis starken dynamischen Valgus zeigten. Auch bei den Männern spricht die mäßige bis schwache Landemechanik für den Einsatz des LESS.

Fassen wir an dieser Stelle zusammen: Die Beurteilung der motorische Kontrolle und Präzision bei Landeaufgaben ist eine hilfreiche Kenngröße im Rahmen der motorischen Diagnostik. Allerdings fehlt im LESS-Protokoll die energetische Komponente der motorischen Kontrolle. Diese hat unmittelbaren Einfluss auf die informationellen Prozesse der Bewegungsregulation und kann bei fehlender energetischer Versorgung zu informationellen Problemen führen – sichtbar in einer reduzierten motorischen Kontrolle. Die fehlende energetische Spezifik und die Bewegungsspezifik von ACL-Verletzungen werden mit dem LESS-Protokoll nicht simuliert und können daher nicht bewertet werden. Damit lassen sich eventuell die widersprüchlichen prognostischen Ergebnisse des LESS erklären.

8.3 ZUSAMMENFASSUNG

Die schwachen Zusammenhänge des LESS-Scores mit den FMS-Item-Scores sprechen für ein diskriminierendes Ergebnis der Konstruktvalidität. Aus physiologischer Perspektive ist davon auszugehen, dass die unterschiedliche neuromuskuläre Rekrutierung – vornehmlich der kleinen motorischen Einheiten beim FMS und der großen motorischen Einheiten beim LESS – für diesen Unterschied verantwortlich sind.

8.4 SPEZIFISCHE VALIDIERUNG VON FMS-SCORINGS UND TESTINTERPRETATIONEN

8.4.1 EINLEITUNG

Im ersten Abschnitt des konvergenten und diskriminierenden Validierungsprozess stellte sich heraus, dass der Functional Movement Screen und das Landing Error Scoring System unterschiedliche diagnostische motorische Informationen liefern. Als elementarster kausaler Faktor meiner Argumentation für den schwachen Zusammenhang fungierte die Ansteuerungsspezifität gemäß dem Size-Principle. Dieses Prinzip liefert eine aus meiner Sicht plausible Erklärung für das Zustandekommen der unterschiedlichen motodiagnostischen Information beider Schnelltests. Die geringe Bewegungsgeschwindigkeit und Belastung beim FMS sprechen für die Ansteuerung mehrheitlicher kleiner motorischer Einheiten der für die Bewegung verantwortlichen Kompartimente der Strecker- und Beugerschlingen. Demgegenüber weist beim LESS die erhöhte exzentrische Belastung während der Landung und dem direkt darauffolgenden maximalen Vertikalsprung auf die Rekrutierung der schnellkräftigen motorischen Einheiten in den Kompartimenten der Strecker- und Beugerschlingen hin. Auf diese Weise lassen sich, unter anderem durch die unterschiedlichen strukturellen Eigenschaften des Bewegungsapparates beeinflusst, motodiagnostische Daten zur informationellen Ebene erheben.

Nichtsdestotrotz muss an dieser Stelle die fehlende Differenzierungsfähigkeit des FMS-Bewertungsverfahrens erwähnt werden. In der Vergangenheit haben bereits mehrere Autoren diesen Missstand kritisiert (Frost, Beach, Tyson, Callaghan & McGill, 2012; Kraus, Schütz, Taylor & Doyscher, 2014). Konkret wurde auf die fehlende Differenzierung des 2er Scores und die unterschiedlichen Lösungsmöglichkeiten zum 3er Score hingewiesen. Diese fehlende Differenzierung führt zwangsläufig zu neuen Forschungsfragen auf Ebene der Interpretationsreliabilität und -objektivität.

Um einer Lösung für diese Thematik näherzukommen, widme ich mich im Folgenden dem Geltungsbereich der mit dem FMS erfassten Motor-Control-Asymmetrien unter modifizierten Testbedingungen. Modifizierte Testbedingungen bedeuten in diesem Kontext, dass der Geltungsbereich der FMS-Asymmetrien unter dem Einsatz einer rumpfnahen Zusatzlast geprüft wird. Die Relevanz für diese Prüfung ergibt sich aus der realen Situation von American Football Spielern, Polizisten oder Soldaten, die einer erhöhten Belastung durch ihre rumpfnahen Schutzausrüstung mit einem Gewicht zwischen 5 und 40 kg ausgesetzt sind. Diese erhöhte Zusatzbelastung führt zu einer Veränderung des Körperschwerpunktes. Demzufolge sind Veränderungen der motorischen Ansteuerung auf Ebene der inter- und intramuskulären Koordination in den Kompartimenten der Beuger- und Streckerschlinge, welche auch von den

individuellen Kraft-Last-Verhältnissen beeinflusst wird, möglich. Aus dieser Betrachtung leitet sich die Hypothese ab, dass die informationellen Motor-Control-Asymmetrien des FMS nicht im direkten Zusammenhang mit den Motor-Control-Asymmetrien bei erhöhten Belastungen von 10 kg stehen.

8.4.2 METHODE

ARMSS: STUFE 3 - DISKRIMINIERENDE UND KRITERIENBEZOGENE VALIDITÄTSPRÜFUNG

Beschreibung der Studienteilnehmer

Die Gruppe der Probanden bestand zu Beginn aus 54 Teilnehmern, wobei vier aufgrund von Verletzungen und Nichterfüllen der Testbedingungen von der Untersuchung ausgeschlossen wurden (Abbildung 36). Von den 50 unter Laborbedingungen getesteten Fitnesportlern waren 43 Männer ($22 \pm 1,7$ Jahre, 20 bis 26 Jahre, $182 \pm 6,3$ cm, $80,3 \pm 8,6$ kg) und sieben Frauen ($22,9 \pm 1,5$ Jahre, 21 bis 24 Jahre, Körpergröße $168,1 \pm 8,3$ cm und $62,3 \pm 6,2$ kg). Jeder zweite Proband gab an, sich mehr als fünfmal pro Woche in Ball-, Kraft- oder Kampfsportarten zu betätigen. Weitere Details zu den Probanden, deren ausgeübte Sportarten sowie Informationen über die Zeit, in welcher die Probanden Sport pro Woche betreiben, sind auf der im Anhang beigefügten CD einzusehen.

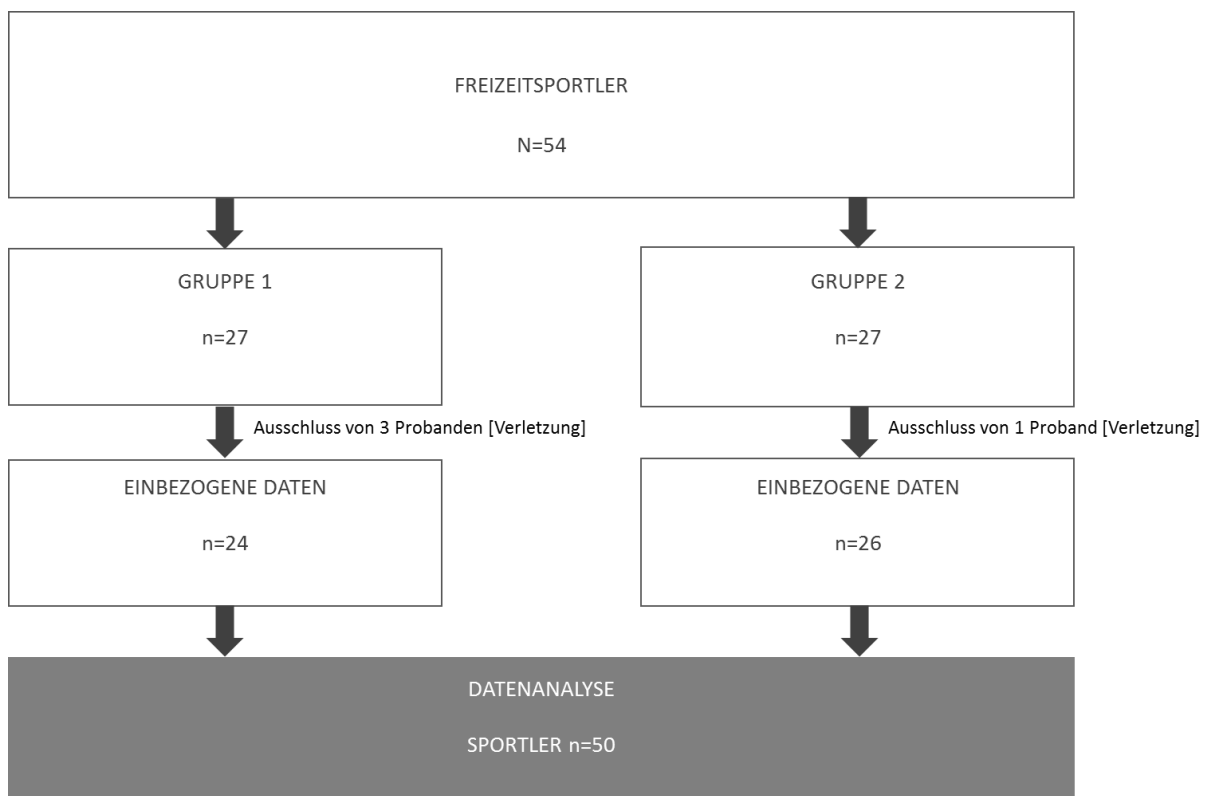


Abbildung 36: Datenverlauf.

Untersuchungsdurchführung

Der FMS wurde gemäß den Bewertungskriterien durchgeführt. Bei dem Item DS wurde ein Beckenshift als motorische Asymmetrie bewertet. Zusätzlich wurden die Items Deep Squat, Hurdle Step und In-Line Lunge dreimal mit einer 10 kg schweren Gewichtsweste (Adidas AD-10701, Herzogenaurach) von den Probanden durchgeführt, wovon der beste Versuch bewertet wurde. Um eine höhere Differenzierung zu ermöglichen, wurden die Extension (zum Beispiel DS_{Ex} , ILL_{Ex}) und die Flexion (zum Beispiel DS_{Flex} , ILL_{Flex}) separat bewertet und innerhalb des Items addiert.

Statistische Analyse

Zur Bestimmung der Zusammenhänge zwischen den FMS-Items (DS, HS und IL) und den FMS_{Load} -Items (DS_{Load} , HS_{Load} , ILL_{Load}) sowie der Extension und Flexion fällt aufgrund des nicht-parametrischen Datenniveaus die Wahl auf den Kendalls Tau-Rangkorrelationskoeffizienten. Auf Ebene des modifizierten Bewertungsverfahrens wurde die Flexion und Extension beim DS, DS_{Load} sowie ILL und ILL_{Load} getrennt bewertet und zusammenaddiert, um ein parametrisches Datenniveau zu erhalten. Dieses Datenniveau bildet die Voraussetzung für die Verwendung des Pearson-Korrelationskoeffizienten zur Bestimmung des Zusammenhangs der Item-Performance (zum Beispiel DS) und der modifizierten Testaufgabe (zum Beispiel DS_{Load}). Nach Cohen (2013) wurden die Effektgrößen in die folgenden Gruppen eingeteilt: trivial (0 bis 0,1), gering (0,1 bis 0,3), moderat (0,3 bis 0,5), hoch (0,5 bis 0,7), sehr hoch (0,7-0,9) und praktisch perfekt (0,9 bis 1). Das statistische Signifikanzniveau wurde auf 0,05 festgelegt. Die statistische Analyse mit SPSS Version 22 (IBM Corporation, Armonk, USA).

Berechnung von diagnostischen und prognostischen Qualitätskriterien

Die Spezifität eines Tests auf ein Merkmal (zum Beispiel in diesem Fall motorische Asymmetrien) ist der Anteil der negativ getesteten Personen von allen getesteten Personen, welche das betreffende Merkmal nicht haben. Demzufolge ist die Spezifität gleich der bedingten Wahrscheinlichkeit p (negativ getestet | nicht krank). Die Sensitivität, auch Trefferquote genannt, gibt den Anteil der positiv getesteten Personen von allen getesteten Personen an, die das betreffende Merkmal (zum Beispiel Krankheit, Verletzung) haben. Die Sensitivität ist gleich der bedingten Wahrscheinlichkeit p (positiv getestet | krank) (Gigerenzer, 2004). Zur Einordnung der prognostischen Qualität wurden die Gütekriterien Spezifität und Sensitivität berechnet, da nach Raffle und Gray ein empirisches Kriterium von 60 % Sensitivität und 80 % Spezifität als Mindestkriterium für einen valides prognostisches Screening-Verfahren existieren muss (Raffle & Gray, 2007). Zur Bestimmung der

diagnostischen Qualität des Screenings wurde die Vierfeldertafel eingesetzt. Um eine Einsicht in die Testscores des jeweiligen Items zu erhalten, habe ich einen Mittelwert aus den Einzelscorings für die Flexion und Extension im ungeladenen und geladenen Zustand gebildet (zum Beispiel DS [Flexion und Extension] sowie DS_{Load} [Flexion und Extension]; maximale Gesamtpunktzahl 12, maximaler Mittelwert 3).

8.4.3 ERGEBNISSE

Unsere Studienergebnisse attestieren den FMS Items Deep Squat (DS), In-Line Lunge (ILL) und Trunk Stability Push-Up (TSPU) eine unterdurchschnittliche diagnostische Qualität, da wesentliche Qualitätsstandards für Screeningverfahren nicht erreicht wurden. Nach unseren Daten besteht ein moderater Zusammenhang von DS und DS_{Load} ($r = 0,47$; $p < 0,01$) sowie ein schwacher Zusammenhang von ILL und ILL_{Load} ($r = 0,22$; $p > 0,05$).

AUSDIFFERENZIERUNG DES BEWERTUNGSSYSTEMS

Die Zusammenhänge zwischen DS_{Ex} und DS_{Flex} sowie DS_{Loadex} und $DS_{Loadflex}$ sind sehr hoch ($r > 0,9$, $p < 0,01$). Des Weiteren ist der Zusammenhang von DS_{Ex} und DS_{Loadex} mit $r = 0,52$ ($p < 0,01$) sowie DS_{Flex} und $DS_{Loadflex}$ mit $r = 0,44$ ($p < 0,01$) auf einem heterogenen Niveau und scheint in dieser Stichprobe ausreichend zu differenzieren. Demzufolge ist die differenzierte Bewertung des Testitems, bestehend aus je einem 3er Score für die Extension und Flexion und dem daraus abstrahierten Mittelwert, sinnvoll zu bewerten. Die mit dem FMS-Protokoll identifizierten motorischen Asymmetrien bei den Aufgaben Deep Squat und In-Line Lunge korrelieren nur schwach bis mäßig mit den motorischen Asymmetrien von DS_{Load} und ILL_{Load} (0,12-0,37, $p > 0,05$). Ebenso besteht nur eine schwache Beziehung zwischen den unilateralen motorischen Asymmetrien des ILL und den bilateralen motorischen Asymmetrien des DS.

Nach den vorliegenden Daten besteht ein moderater Zusammenhang von DS und DS_{Load} ($r = 0,47$; $p < 0,01$) sowie ein schwacher Zusammenhang von ILL und ILL_{Load} ($r = 0,22$; $p > 0,05$). Generell zeigte sich zudem eine leichte Verbesserung von DS ($4,2 \pm 0,9$) zu DS_{Load} ($4,4 \pm 0,8$) sowie eine Verschlechterung auf Ebene des ILL ($4,5 \pm 0,8$) und ILL_{Load} ($4,2 \pm 0,6$). Jedoch fehlen zur Bewertung der praktischen Signifikanz Informationen zur Reliabilität des modifizierten Bewertungsverfahrens.

FMS-ABHÄNGIGE DATENQUALITÄT

DS (91 %) und TSPU (85 %) liegen deutlich über dem Mindestkriterium der Sensitivität. Allerdings liefert die Analyse der Spezifität die Erkenntnis, dass die diagnostischen Informationen innerhalb dieser Stichprobe zu ungenau sind, um auf Basis dessen von den generell bestehenden motorischen Asymmetrien auf motorische Asymmetrien bei leichter körpernaher Zusatzlast zu schließen. Diese Vermutung erhärtet sich, da die Spezifität dieser Aufgaben mit 40 % bzw. 45 % deutlich unterhalb des empirischen Kriteriums liegt (Abbildung 37).

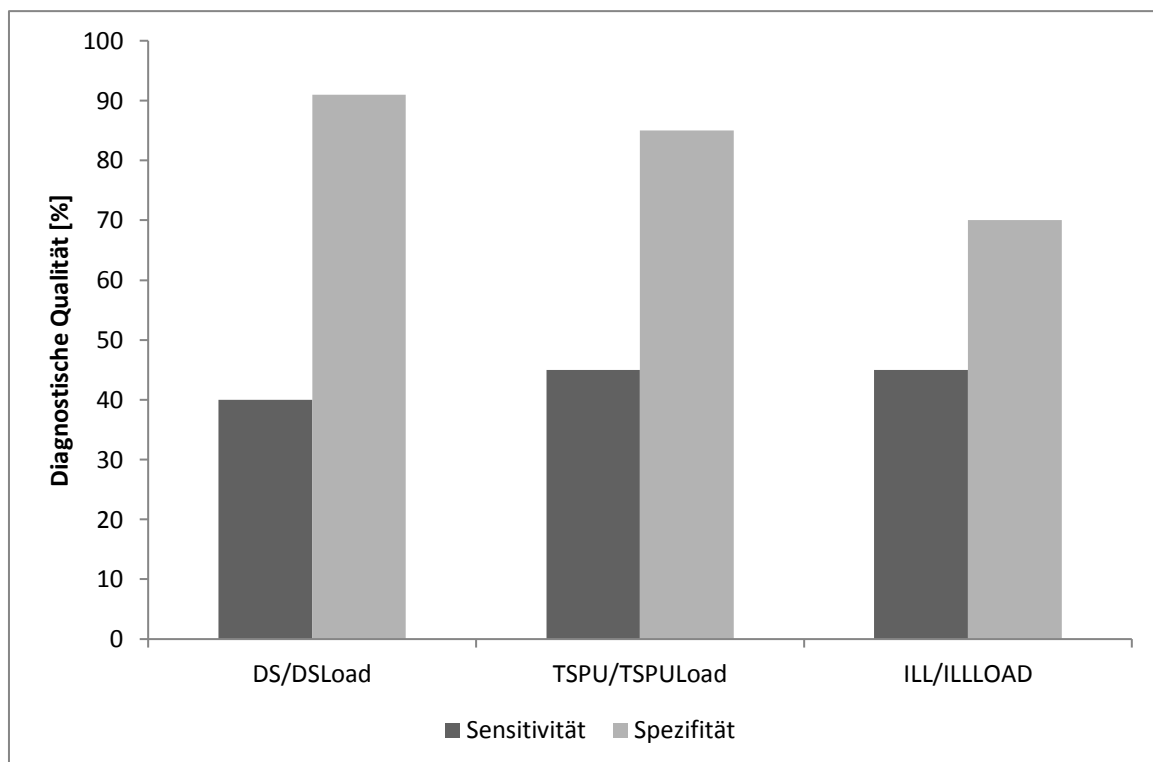


Abbildung 37: Diagnostische Qualität motorischer Asymmetrien der Items DS, ILL und TSPU unter Zusatzlast (FMS_{Load}). Es zeigt sich eine geringe Übereinstimmungsquote der motorischen Asymmetrien.

ITEMSPEZIFISCHE DIAGNOSTISCHE KENNGRÖßEN BEIM DEEP SQUAT

Es zeigen sechs der 50 Probanden sowohl beim DS als auch beim DS_{Load} eine bilaterale motorische Asymmetrie auf. Der Mittelwert des erreichten Scorings ist in dieser Gruppe mit $1,9 \pm 0,2$ der niedrigste aller Gruppen. Lediglich drei Personen zeigen beim Deep Squat eine bilaterale motorische Asymmetrie und haben einen etwas höheren Mittelwert ($2,2 \pm 0,3$) als die neun Personen, welche nur beim DS_{Load} eine bilaterale motorische Asymmetrie aufweisen ($2,1 \pm 0,2$). Den höchsten Durchschnittsscore mit $2,2 \pm 0,4$ erreichen die 32 Personen, bei denen weder beim Deep Squat

noch beim Deep Squat_{Load} eine motorische Asymmetrie identifiziert werden konnte. Lediglich sechs von fünfzehn Asymmetrien (Sensitivität: 40 %) stimmen mit den DS_{Load}-Asymmetrien überein. Die Wahrscheinlichkeit, dass das Screening nicht vorhandene motorische Asymmetrie auch als solche erkennt, beträgt in diesem Kontext 91 % (Spezifität). Im Vergleich zur unbelasteten Situation provozierten die FMS Items mit einer Zusatzlast bilaterale motorische Asymmetrien effektiver. Jedoch erreichte nur das Item DS_{Load} die diagnostischen Qualitätsstandards (Abbildung 38). Das Mindestkriterium für Sensitivität wurde bei dem Item TSPU um 15 Prozent verfehlt. Demzufolge produziert dieses Item zu viele falsche Diagnosen (fünf von elf stimmen überein) und erlaubt folglich keine ausreichend gesicherten Rückschlüsse auf motorische Asymmetrien.

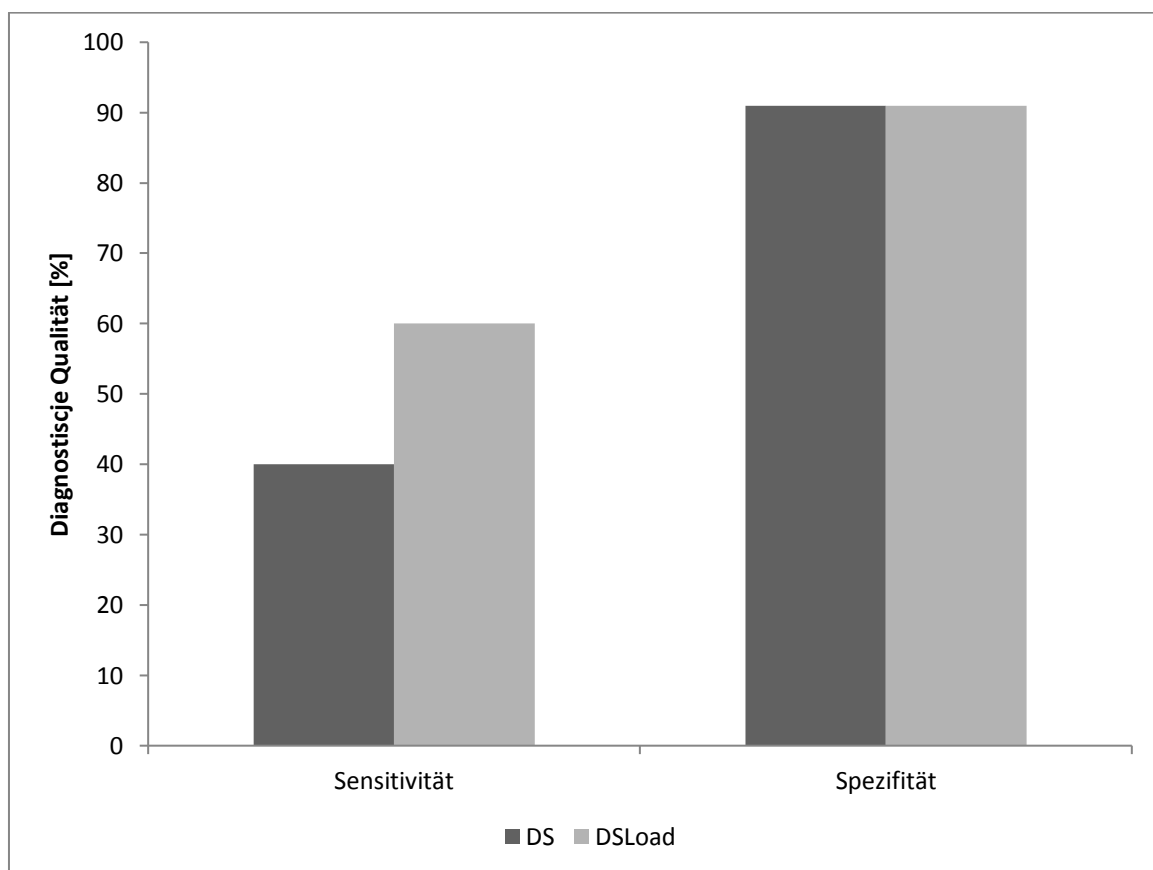


Abbildung 38: DS_{Load} (DS + 10 kg) zeigt sich im Vergleich zum DS als valideres Item zur Bestimmung von bilateralen motorischen Asymmetrien.

8.4.4 DISKUSSION

In vielen Situationen sind Sportler oder Berufsangehörige der Bundeswehr oder Polizei einer körpernahen Zusatzlast ausgesetzt – sei es in Form einer Schutzausrüstung oder berufsspezifischem Equipment. Daher haben wir die FMS-Testbatterie entsprechend modifiziert (FMS_{Load}), um dessen Tauglichkeit für genau solche Probandengruppen zu testen. Die kriterienbezogene Übereinstimmungsvalidität stellt dabei ein wichtiges Maß für den diagnostischen Wert des Screeningverfahrens dar. In dieser Untersuchung betrachteten wir den Zusammenhang zwischen motorischen Asymmetrien bei Bewegungsaufgaben mit dem eigenen Körpergewicht und mit einer Zusatzbelastung von 10 kg genauer. Es stellte sich heraus, dass sich die mit den Items Deep Squat, In-Line Lunge und Trunk Stability Push-Up diagnostizierten motorischen Asymmetrien unter erhöhter Belastung häufig nicht bestätigten. Allerdings zeigt die Analyse unseres Datenpools, dass das Item DS_{Load} eine adäquate diagnostische Qualität für die Bestimmung von motorischen Asymmetrien besitzt. Interessanterweise reduzierte sich die Häufigkeit informationell-motorischer Asymmetrien beim In-Line Lunge von 17 auf 11 unter einer 10 kg Zusatzlast. Doch wie lassen sich diese Unterschiede erklären?

Beim DS_{Load} wiesen deutlich mehr Personen eine motorische bilaterale Asymmetrie auf als dies beim DS der Fall war. Dies erweckt nunmehr den Eindruck, dass die Zusatzbelastung von 10 kg bereits so hoch ist, dass der Proband zur Lösung der Bewegungsaufgabe gezwungen ist eine Ausweichbewegung hin zum stärkeren Bein zu tätigen und möglicherweise ein Stabilitätsdefizit in einer bilateralen Situation besteht. Allerdings verbesserte sich innerhalb unserer Stichprobe der Itemscore des DS_{Load} im Vergleich zum DS leicht (von $4,2 \pm 1,0$ auf $4,4 \pm 0,8$). Diese Veränderung könnten einen leichten Lerneffekt begünstigt haben, wobei ich diesen für gering erachte, da die Probanden bereits vor Testphase mit dem FMS vertraut waren. Plausibler erachte ich die Erklärung, dass die Zusatzlast den Körperschwerpunkt tendenziell nach unten verschiebt und zu einer veränderten intra- und intermuskulären Koordination führen kann. Dadurch wird zum einen eine tiefere Kniebeuge möglich, gleichzeitig kann dies jedoch auch das Auftreten bilateraler motorischer Asymmetrien provozieren. Um diese Annahme zu prüfen, müsste die Muskelaktivität der stabilisierend wirkenden Muskeln in Rumpf und Hüfte gemessen werden. Wenn wir den Blick auf die motorischen Asymmetrien bei der Aufgabe In-Line Lunge richten, so zeigt sich hier ein anderes Bild. Beim ILL_{Load} wurden 11 von 50 Studienteilnehmern mit einer informationellen Asymmetrie erkannt, während in der unbelasteten Situation 17 Probanden bei der Ausführung des ILL eine informationelle Asymmetrie zeigten.

Wie kann es sein, dass im Gegensatz zum DS beim ILL durch die Belastung die Asymmetrie nicht mehr auftritt? Der Item-Gesamtscore ILL ($8,9 \pm 1,6$) reduzierte sich beim ILL_{Load} um fünf Prozent

[$8,5 \pm 1,2$] und konnte möglicherweise dadurch die bestehenden Asymmetrien nicht mehr abbilden. Dagegen spricht allerdings die niedrige Korrelation von $r = 0,2$, welche für ein verändertes Koordinationsmuster spricht. Durch das Zusatzgewicht von 10 kg könnte sich das intra- und intermuskuläre Kontraktionsmuster bei den Testpersonen verändert und diesen dadurch eine verstärkte Konzentration abverlangt haben. Zudem ist es plausibel, dass diese Reduktion durch eine mögliche Absenkung des Körperschwerpunktes, gepaart mit einer durch das Gewicht der Weste bedingte Voraktivierung des Rumpfes beeinflusst worden sein könnte, was letztendlich möglicherweise eine höhere Variabilität zur Folge hatte. Aus philosophischer Perspektive ist dieses Ergebnis keine Überraschung, sondern ein Indiz bzw. eine Bestätigung dafür, dass der Mensch keine Maschine ist und lineare Kausalitäten nur bedingt zutreffen. Gerade die neuronale Plastizität zeichnet Menschen aus, denn sie ermöglicht uns die Anpassung an sich verändernde Umweltreize (Mainzer, 2008; Pascual-Leone, Amedi, Fregni & Merabet, 2005).

Damit die Frage nach den Asymmetrien und danach warum sie sich bei Belastungen ändern, beantwortet werden kann, ist die Untersuchung der Muskelaktivität bei progressiven Belastungen empfehlenswert. Ebenso erscheint die Abhängigkeit von der Positionierung der Zusatzbelastung hilfreich für die Erfassung von motorspezifischen Asymmetrien. Nach den bisherigen Erkenntnissen vermittelt der FMS lediglich einen Eindruck der motorischen Asymmetrien auf Ebene des Körpergewichts anhand der Aktivierung kleiner motorischer Einheiten. Der Einfluss der neuromuskulären Ermüdung bleibt jedoch unberücksichtigt. In diesem Zusammenhang lässt sich auch die fehlende prognostische Validität der FMS-Testaufgaben erklären, denn Überlastungsverletzungen treten gehäuft bei situativer neuronaler Überlastung auf. Dies erklärt man sich auf neurophysiologischer Ebene durch eine fehlerhafte Koordination von Antagonist und Synergist sowie Agonist bei hoher Bewegungsgeschwindigkeit und erhöhter Gewichtskraft (Bosco, 2001; Nardone, Romanò & Schieppati, 1989). Diese theoretische Beschreibung leitet sich aus dem strukturellen Aufbau ab, denn aus anatomischen Studien ist bekannt, dass beispielsweise der Muskelus Biceps Femoris einen höheren Fast-Twitch Faseranteil hat als der Semimembranosus und Semitendinosus (Dahmane, Djordjevic, Simunic & Valencic, 2005; Garrett, Califf & Bassett, 1984) und somit unter Ermüdung schneller ausfallen könnte (Kraaijenhof, 2015).

8.5 ZUSAMMENFASSUNG

Der Aspekt der informationell motorischen Asymmetrien zeigt sich in meiner Untersuchung als variabler Faktor unter erhöhter Belastungssituation. Möglicherweise ausgelöst durch die Veränderung des Körperschwerpunktes, erhöhen sich in bilateralen Bewegungsaufgaben die motorischen Asymmetrien unter einer Zusatzlast. Demgegenüber reduziert sich diese in der unilateralen Situation des ILL, möglicherweise begünstigt durch die verstärkte Voraktivierung des Rumpfs und Veränderung des Körperschwerpunkts. Daher empfiehlt es sich aus diagnostischer Sicht, motorische Asymmetrien progressiv zu testen und zusätzlich Informationen zur Muskelaktivität zu sammeln, um auf informationell-motorspezifischer Ebene weitere Informationen zu erhalten. Für ein umfassendes Bild der informationellen und energetischen Facetten der Asymmetrien ist die Testung unter Ermüdungssituationen vom praktischen Interesse.

8.6 PRÜFUNG DER EXTERNEN VALIDITÄT MOTORISCHER KONTROLLASYMMETRIEN DES FMS

8.6.1 EINLEITUNG

Beim Scoring des FMS werden bei den Mobilität-Items ASLR und SM sowie den motorischen Kontroll Items HS, ILL und RS die rechte und linke Seite getrennt untersucht und bewertet. Dabei ergibt die schlechtere Bewegungsausführung den Ausschlag für die Bewertung des jeweiligen Items. Tritt beispielsweise ein, nach den Bewertungskriterien, deutlicher Unterschied beim ILL rechts (Score 3) und ILL links (Score 2) auf, so wird das Item mit einem Score von 2 bewertet. Mit den Items Deep Squat und Trunk Stability Push-Up lassen sich motorische Asymmetrien erfassen. In meinen Untersuchungen konnte ich zum Beispiel bei einigen Probanden während der Ausführung des Deep Squats einen Beckenshift auf rechts oder links als motorische Asymmetrie erfassen. Doch worin begründet sich die Validität von Asymmetrien?

Hierzu muss das Konstrukt der Asymmetrie unter die Lupe genommen werden. Das Konstrukt wird in diesem Kontext als signifikanter motorischer Unterschied definiert. Im Abschnitt der substanziellen Validierung habe ich Kurt Tittels Ideen zur Unterscheidung von muskuloskelettalen Dysbalancen, Dysfunktionen und neuromuskuläre Dysfunktionen vorgestellt. Jedoch fehlte mir bei seiner Ausdifferenzierung die Trennung der motorischen Kontrolle und Leistung in die informationelle und energetische Komponente, sodass ich ein dreistufiges Modell der Asymmetrien bevorzuge. Dieses Modell unterscheidet zwischen:

1. Strukturellen Asymmetrien (Flexibilität und Mobilität)
2. Motorischen Kontrollasymmetrien (informationell und energetisch)
3. Motorischen Leistungsasymmetrien (informationell und energetisch)

Strukturelle Asymmetrien betreffen die strukturell anatomische Architektur und enthalten die aktive Beweglichkeit des Gelenks sowie die Mobilität des myofaszialen Systems. Dem ist so, weil Flexibilitäts- und Mobilitätsungleichgewichte maßgeblich mit den strukturellen Eigenschaften des muskuloskelettalen Apparates in Zusammenhang stehen (Alter, 2004). Innerhalb des Functional Movement Screen wird diese strukturelle Mobilität mit den Items ASLR und SM erfasst.

Motorische Kontrollasymmetrien beschränken sich auf neuromuskuläre Ansteuerungsdefizite unter erholten Bedingungen. Die inter- und intramuskulären Koordinationsdefizite ergeben sich theoretisch durch die unterschiedliche Aktivierung von motorischen Einheiten und somit lässt sich basierend auf dem Size-Principle zwischen dem ST- und FT-rekrutierungsspezifischen Aspekt informationeller Asymmetrien unterscheiden (Hennemen, 1965). Studienergebnisse und theoretische Überlegungen deuten an, dass sich die mit dem FMS identifizierten motorischen Asymmetrien auf Ebene der ST-spezifischen Ansteuerung befinden.

Informationell-energetische Asymmetrien treten durch energetische Versorgungsdefizite auf und führen zu veränderten informationellen motorischen Prozessen, sodass durch die Ermüdung schnelle Muskelfasern ausfallen können und folglich vermehrt langsame Muskelzellen deren Arbeit übernehmen, was möglicherweise eine motorische Asymmetrie begünstigt (Bosco et al., 2000; Gandevia, 2001). Zur informationell-energetischen Komponente von Asymmetrien liefern die FMS-Items keine Informationen, da sie laut Testprotokoll im erholten Zustand erfasst werden sollten. Durch unterschiedliche Anforderungen in Sport oder Beruf, können sich Ungleichgewichte in der Muskulatur entwickeln. Auf informationell-energetischem Niveau der motorischen Leistung haben Hesford und Kollegen gezeigt, dass sich bei hochklassigen Shorttrack-Athleten während des Wettkampfes die oxidative Versorgung und der damit verbundene Stoffwechsel im Vergleich vom linken zum rechten Bein signifikant unterscheidet, sodass vornehmlich von einer wettkampfspezifischen energetischen Asymmetrie gesprochen werden kann (Hesford, Laing, Cardinale & Cooper, 2012). Newton und Kollegen untersuchten 14 Softballspielerinnen auf informationelle motorische Leistungsasymmetrien. Dazu führten sie isokinetische Messungen am Beinstrecker und Beinbeuger sowie isoinertiale Übungen wie Kniebeugen und Vertikalsprünge durch. Sie kamen zu der Erkenntnis, dass sich das dominante und nicht-dominante Bein auf informationeller Ebene signifikant unterscheiden (Newton et al., 2006). Allerdings sind diese Daten ohne eine Reliabilitätskontrolle entstanden, sodass uns diese Untersuchung lediglich eine Idee über mögliche Zusammenhänge von motorischen Leistungsasymmetrien liefert. Beim Functional Movement Screen jedoch, weisen Studienergebnisse darauf hin, dass informationell-motorische Kontrollasymmetrien durch die Rekrutierung von kleinen motorischen Einheiten bei den Komplexaufgaben DS, HS, IL, TSPU und RS erhoben werden (Parchmann & McBride, 2011). Basierend auf dieser Annahme lässt sich die Hypothese ableiten, dass motorische Leistungsasymmetrien der Strecker- und Beugerschlinge, die vornehmlich durch die Rekrutierung großer motorischer Einheiten bewirkt werden, nicht in direktem Zusammenhang mit den ST-motospezifischen informationellen Kontrollasymmetrien des FMS stehen.

8.6.2 METHODE

ARMSS: STUFE 2/3 – DISKRIMINIERENDE UND KONVERGENTE VALIDIERUNG

Beschreibung der Studienteilnehmer

Die Gruppe der Probanden bestand zu Beginn aus 54 Teilnehmern, wobei vier aufgrund von Verletzungen und Nichterfüllung der Bedingungen aussortiert wurden (Abbildung 39). Die analysierte Stichprobe setzt sich aus 50 Fitnesssportlern zusammen. Von den 43 Männern ($22 \pm 1,7$ Jahre, 20 bis 26 Jahre, $182 \pm 6,3$ cm, $80,3 \pm 8,6$ kg) und 7 Frauen ($22,9 \pm 1,5$ Jahre, 21 bis 24 Jahre, Körpergröße $168,1 \pm 8,3$ cm und $62,3 \pm 6,2$ kg), die unter Laborbedingungen getestet wurden, gab jeder zweite Proband an, sich mehr als fünfmal pro Woche in einer Ball-, Kraft oder Kampfsportart zu betätigen. Im Vorfeld der Untersuchung wurden die Probanden über mögliche Risiken aufgeklärt und unterzeichneten eine Einverständniserklärung gemäß der Deklaration von Helsinki. Weitere Details zu den Probanden sind im Anhang auf der beigefügten CD einzusehen.

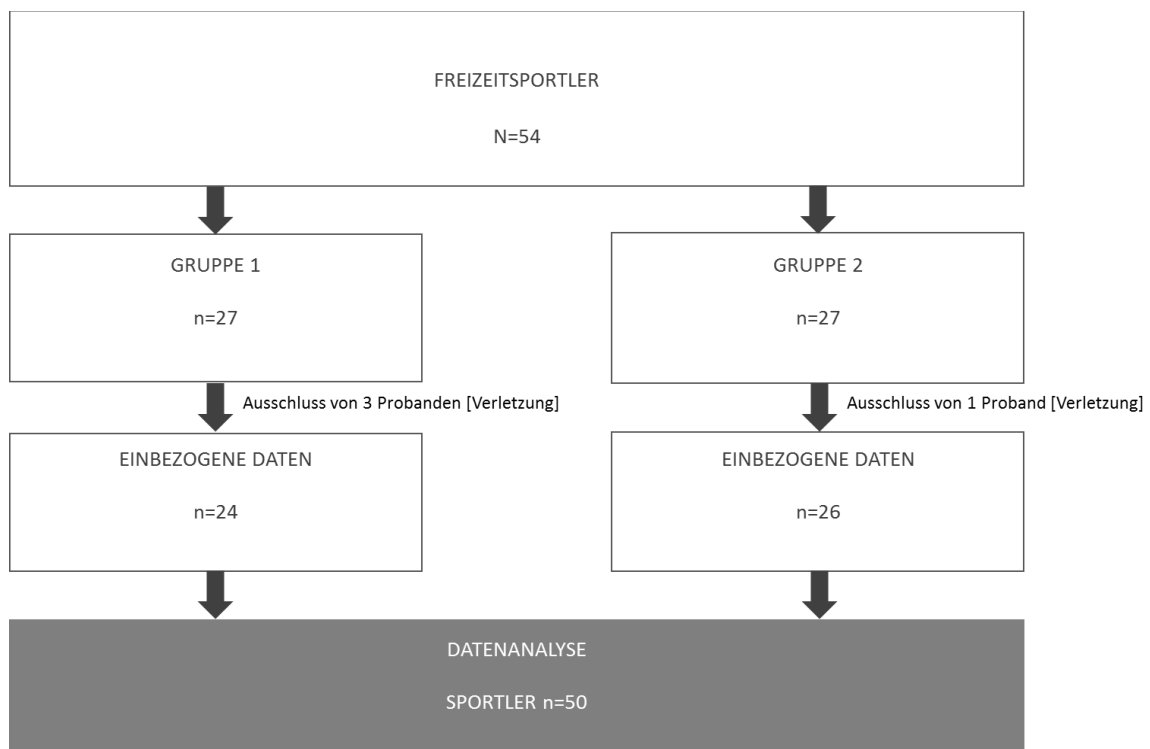


Abbildung 39: Datenverlauf.

Untersuchungsdurchführung

Die Durchführung und Bewertung des Functional Movement Screen wurde nach den, in Kapitel 2 vorgestellten, Bewertungskriterien von 3 ausgebildeten Bewertern und mir durchgeführt.

Splitsquats

Zur Untersuchung der motorischen informationellen Asymmetrien wurden Splitsquats eingesetzt, da sie Informationen zur unilateralen Kraftentwicklung der schnellzuckenden Fasern liefern. Außerdem halte ich sie für geeignet, da sie der Übung Ausfallschritte (Lunges) ähneln und die Probanden damit bereits Erfahrung hatten. Zudem stellt diese Übung im Vergleich zur Einbeinkniebeuge eine geringere Anforderung an die Knieachsenstabilität, die sich in Pilotstudien als problematisch herausstellte. Splitsquats wurden bei dieser Untersuchung in geführter und freier Ausführungsvariation durchgeführt, um die informationelle Leistungsasymmetrie der Strecker- und Beugerschlinge der unteren Extremität zu erfassen.



Abbildung 40: Splitsquat in der Smith-Machine (links) und Splitsquat mit der Freihantel (rechts).

Durchführung der Splitsquats

Bei den geführten Splitsquats handelt es sich um Kniebeugen, die an einer Smith-Machine durchgeführt wurden. Der Proband stellt sich in die Smith-Machine und positioniert die Fußspitze zur Stabilisierung auf einem Kasten (Abbildung 40). Das Zusatzgewicht in der Smith-Machine betrug 40 Prozent des Körpergewichts des Probanden. Dabei soll das Gewicht so schnell und explosionsartig wie möglich aus dem Standbein hochgedrückt werden. Der Kniewinkel wurde hierfür vom Probanden eigenständig bestimmt. Sowohl die geführten als auch die freien Splitsquats wurden je Seite mit vier Sätzen a fünf Wiederholungen durchgeführt, wobei jeweils der erste Satz der Familiarisierung diente. Zwischen den Sätzen wurde eine Pause von einer Minute gemacht. Bei den freien Splitsquats handelt es sich um die gleiche Aufgabe mit einer Zusatzbelastung durch eine Freihantel. Abgesehen vom Übungsgerät ist der Ablauf identisch zur geführten Variante (Abbildung 40).

Linearer Positionsmesser – Smart Coach

Ein linearer Positionsmesser diente während dieser Untersuchung dazu, die Bewegungsparameter bei den geführten und freien Splitsquats aufzuzeichnen. Studien bestätigen, dass lineare Positionsmesser reliable und valide Messinstrumente zur Erfassung von Kraftparametern sind (Bosco et al. 1995, Hansen et al., 2011). Allerdings gilt es zu beachten, dass sich bei weniger trainierten Sportlern mit ansteigender Belastung der Standardfehler (Typical Error of Measurement – TEM) tendenziell erhöhen kann (siehe Anhang).

Als linearer Positionsmesser diente in dieser Untersuchung der SmartCoach (Smartcoach Europe AB, Stockholm, Schweden) in Verbindung mit der Software Version 5.00.9. Zur Erfassung der Bewegungsparameter wurde der Positionsmesser direkt mit der Hantelstange verbunden. Dabei wurde eine vertikale Positionierung während der Bewegungsdurchführung sichergestellt. Zur Standardisierung fixierte das Forschungsteam Markierungen auf dem Boden. Nach Angaben des Herstellers erfasst der Positionsmesser Daten mit einer Frequenz von 100 Hz und verfügt über eine Präzision von 0,5 %.

Untersuchungsdesign

Bei der Untersuchung handelt es sich um eine Cross-Over-Studie. Zum ersten Testzeitpunkt wurden die Probanden anhand ihrer Nummer, entweder Gruppe 1 (alle Probanden mit einer ungeraden Nummer) oder Gruppe 2 (alle Probanden mit einer geraden Nummer) zugeteilt. Um mögliche Reihenfolgeeffekte zu kontrollieren, führte Gruppe 1 am ersten Termin die Splitsquat-Sätze zuerst

mit rechts und am Folgetermin zuerst mit links aus. Gruppe 2 verfuhr genau umgekehrt. Zudem wurde sichergestellt, dass beide Termine in einem Zeitfenster von ± 1 Stunde stattfanden, um somit biorhythmische Einflüsse zu minimieren. Der Untersuchungsablauf zu beiden Testzeitpunkten ist für beide Gruppen in Abbildung 41 dargestellt. Nach der Erfassung der physiologischen Readiness mit dem Omegawave Pro System Version 4.5.3.0.655 (Omegawave Oy, Portland, USA), folgte die Erfassung der subjektiven Readiness mit der Total Quality-Recovery-Skala (TQR) nach Kenttä (1998). Daraufhin wurden an Tag 1 die Items Deep Squat, Hurdle Step, In-Line Lunge und Rotary Stability des Functional Movement Screen, wie von Cook und Kollegen beschrieben, durchgeführt. An Testtag 2 schließlich mit einer Zusatzlast – einer 10 Kilogramm schweren Gewichtsweste. Zwischen dem Movement Screen und der Ausführung der geführten Splitsquats, wärmten sich die Probanden zehn Minuten bei einer Laufgeschwindigkeit von zehn km/h auf einem Laufband auf. Drei Minuten nach den Splitquats in der Smith-Machine wurden die freien Splitsquats durchgeführt – beginnend mit demselben Standbein wie bei den geführten Splitsquats. Bei beiden Splitsquat-Varianten wurden die kinematischen Parameter mit dem Smartcoach bestimmt. Ein Testtermin eines Probanden dauerte ca. eine Stunde.

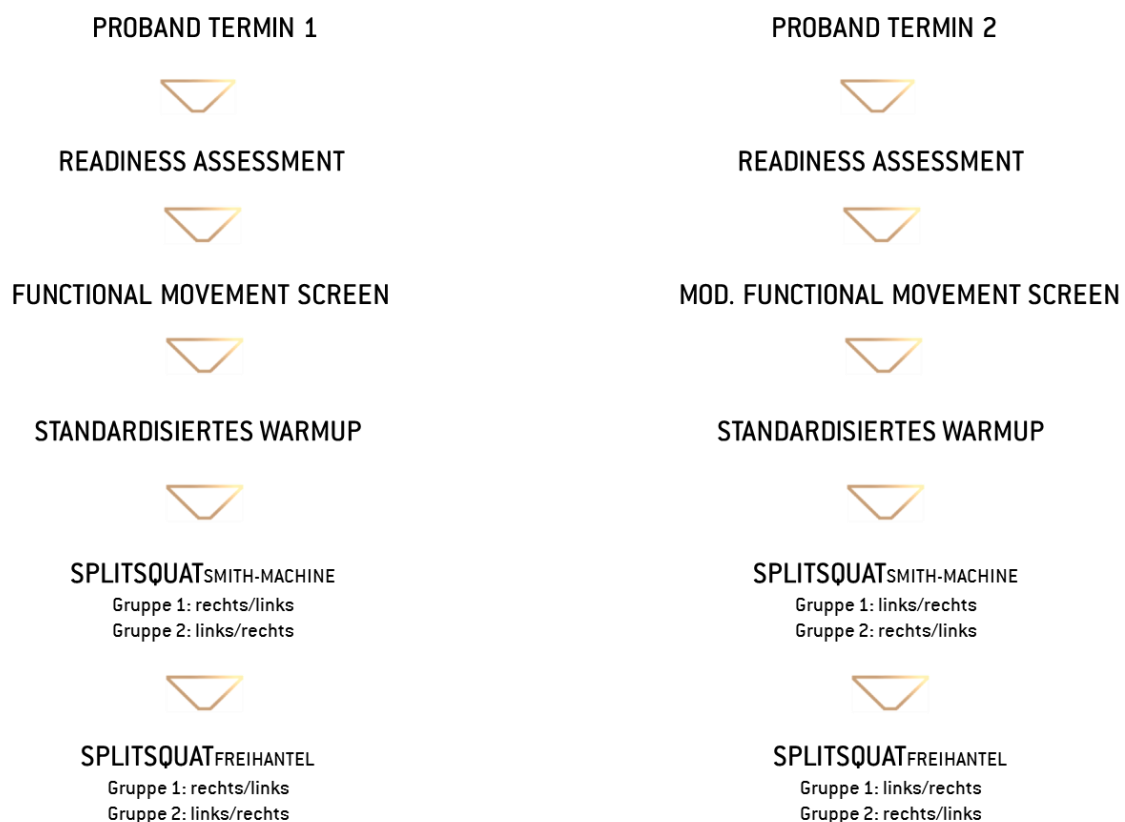


Abbildung 41: Untersuchungsdesign der Cross-Over-Studie.

Statistische Analyse

Zur Bestimmung der Zusammenhänge zwischen den informationellen Asymmetrien im DS und den informationellen ST-spezifischen Stabilitätsasymmetrien im HS und ILL sowie den informationellen FT-spezifischen Leistungsasymmetrien von SplitSquat^{Smith-Machine} und Splitsquat^{Freihantel}, fällt aufgrund des nichtparametrischen Datenniveaus die Wahl auf den Spearman-Rangkorrelationskoeffizienten. Die Bewertung des Zusammenhangs erfolgt nach Cohen (1998) mit trivial < 0,1; klein 0,1 bis 0,3; moderat 0,3 bis 0,5; groß 0,5 bis 0,7; sehr groß 0,7 bis 0,9 und praktisch perfekt 0,9 bis 1,0.

Die mit dem linearen Positionsmesser erhobenen kinematischen Daten werden als Mittelwerte und Standardabweichung beschrieben. Um einen Eindruck über die Verteilung zu erhalten, wurden die Daten zunächst mit dem Q-Q-Plot veranschaulicht und anschließend die Schiefe (Kriterium für t-Test < 2) und Kurtose (Kriterium für t-Test < 9) der Daten berechnet (Posten, 1984). Zur Bestimmung von Ausreißern habe ich die *Outlier Labeling Rule* von Hoaglin und Iglewicz angewendet (Hoaglin & Iglewicz, & Tukey, 1986; Hoaglin, & Iglewicz, 1987). Der Intraklassenkoeffizient (ICC) fungierte zur Bewertung der relativen Reliabilität, wobei ein ICC > 0,7 als akzeptabel und ein ICC > 0,9 als praktisch relevant beschrieben wird (Hopkins, 2000). Demgegenüber beschreibt der Typical Error of Measurement (TEM) die Qualität der absoluten Reliabilität der geführten und freien Splitsquats. Der TEM berechnet sich schließlich aus der Standardabweichung der Differenz von der linken und rechten Seite aus Test 1 und Test 2, geteilt durch die Wurzel 2 (Hopkins, 2000). Er wird als dimensionslose Varianz angegeben (CV %). Zur Prüfung der Reliabilität des Cross-Over-Testdesigns wurde der t-Test sowie die Effektgröße nach Cohens d bestimmt (Cohen, 2013).

Bestimmung der motorischen Leistungsasymmetrie

Es gibt mehrere Methoden, um Asymmetrien zu bestimmen. Beispielsweise schlägt Hopkins vor, dass man dies mit einer Verdopplung des TEM erreichen könnte (Hopkins, 2000). Jedoch erhält man mit dieser Methode keine Abstufung. Um eine Ausdifferenzierung der Asymmetrien basierend auf Cohens Effektgrößenprinzip zu erhalten, wurde die kleinste Veränderung (SWC), die mittlere Veränderung (MWC) und eine starke Veränderung (HWC) bestimmt (Smith, 2011). Dazu wurde die gemittelte Standardabweichung aus Test und Retest mit dem Faktor 0,2 (SWC), 0,6 (MWC) und 1,2 (HWC) multipliziert.

Der gemittelte SWC von links und rechts gilt als das kleinste Kriterium für eine informationelle Leistungsasymmetrie der Strecker- und Beugerschlinge der unteren Extremität. Der gemittelte MWC sowie HWC werden als mittlere bzw. starke Asymmetrie interpretiert. Werte, die unterhalb des TEM

liegen, werden als Rauschen betrachtet, welches aufgrund von vielen verschiedenen Faktoren, wie zum Beispiel Ermüdung, Motivation oder Lerneffekten auftreten kann.

8.6.3 ERGEBNISSE

METHODISCHE PRÜFUNG DES TESTDESIGNS

Um einen Eindruck über die Bedingungen zur Studie zu erhalten, sind Informationen zur physiologischen und subjektiven Readiness erfasst worden. Auf Ebene der subjektiven Readiness zeigt sich keine statistisch signifikante Veränderung ($t = 0,15$) vom ersten Termin ($15,1 \pm 1,7$; 13-19) zum Termin zwei ($14,5 \pm 2,1$; 11-20). Ebenso zeigen elektrophysiologische Parameter wie Ruhepuls ($68,2 \pm 10,5$ vs. $66,5 \pm 10,3$; $t = 0,2$) und Spannungsindex ($t = 0,72$) keine signifikanten Veränderungen von Testzeitpunkt 1 zu Testzeitpunkt 2, während auf Ebene der neuronalen Readiness (DC-Potential) statistisch signifikante Veränderungen ($t = 0,01$) beobachtet werden konnten. Auf dem statistischen Level der Effektgröße (Cohens d) sind für die Parameter Ruhepuls ($-0,16$) und Spannungsindex ($0,05$) triviale Veränderungen zu erkennen, während lediglich leichte Veränderungen auf Ebene der subjektiven Readiness ($-0,3$) und DC-Potential ($-0,37$) beobachtet wurden.

ABSOLUTE UND RELATIVE RELIABILITÄT ALS BASIS ZUR BESTIMMUNG DER LEISTUNGSASYMMETRIEKATEGORIEN

Alle erhobenen Parameter erfüllen die statistischen Voraussetzungen und sind somit für parametrische Verfahren geeignet. Lediglich ein Ausreißer wurde bei der Übung Splitsquat_{Smith-Machine} für die Kraftvariable identifiziert, welcher sich allerdings nicht auf Ebene der Powervariablen bestätigte. Die relative Reliabilität liegt für alle kinematischen Daten auf einem sehr hohen, bis praktisch perfekten Level, sowohl für die Splitsquats in der Smith-Machine als auch mit der Freihantel, wobei die ICCs bei der geführten Variante etwas höher liegen ($0,97$ vs. $0,92$). Für die Parameter Average Force und Average Power wurde eine Abweichung von $2,3\%$ bzw. $9,3\%$ berechnet. Die moderate Varianz bei Average Power erklärt sich durch die Effektgröße Cohens D von $0,3$ von T1 zu T2. Aus diesen grundlegenden Berechnungen lassen sich Bereiche für die Kategorisierung von informationellen FT-motospezifischen Leistungsasymmetriekriterien für die Splitsquat_{Smith-Machine} und Splitsquat_{Freihantel} ableiten. Durch die fehlende Genauigkeit der Average Power, wurde nicht der SWC-Wert als Untergrenze für eine schwache Leistungsasymmetrie angenommen, sondern der TEM. Weitere Details sind in Tabelle 11 dargestellt.

Tabelle 11: Überblick über relative und absolute Reliabilität sowie der Kraft und Leistungsparameter.

<i>Splitsquat Smith-Machine</i>	<i>Average Force Links</i>	<i>Average Force Rechts</i>	<i>Average Power Links</i>	<i>Average Power Rechts</i>
<i>ICC (CI 95 %)</i>	<i>0,97 (0,94-0,98)</i>	<i>0,97 (0,93-0,98)</i>	<i>0,91 (0,85-0,95)</i>	<i>0,95 (0,85-0,95)</i>
<i>TEM (CI 95 %)</i>	<i>2,3 % (1,9-2,9 %)</i>	<i>2,2 % (1,9-2,8 %)</i>	<i>6,5 % (5,4-8,1 %)</i>	<i>8,5 % (7-10,1 %)</i>
<i>Effektgröße T1/T2</i>	<i>trivial</i>	<i>klein</i>	<i>klein</i>	<i>klein</i>
<i>SWC 0.2 (%)</i>	<i>2,4 %</i>	<i>2,5 %</i>	<i>4,2 %</i>	<i>4,3 %</i>
<i>MWC 0.6 (%)</i>	<i>7,3 %</i>	<i>7,5 %</i>	<i>12,7 %</i>	<i>12,9 %</i>
<i>HWC 1.2 (%)</i>	<i>14,6 %</i>	<i>15 %</i>	<i>25,4 %</i>	<i>25,9 %</i>
<i>Rating SWC/MWC/HWC</i>	<i>gut/gut/gut</i>	<i>ok/gut/gut</i>	<i>schlecht/gut/gut</i>	<i>schlecht/gut/gut</i>
<i>Splitsquat Freihantel</i>	<i>Average Force Links</i>	<i>Average Force Rechts</i>	<i>Average Power Links</i>	<i>Average Power Rechts</i>
<i>ICC (CI 95 %)</i>	<i>0,92 (0,92-0,97)</i>	<i>0,96 (0,93-0,98)</i>	<i>0,89 (0,80-0,93)</i>	<i>0,86 (0,76-0,92)</i>
<i>TEM (CI 95 %)</i>	<i>2,8 % (2,3-3,5)</i>	<i>2,6 % (2,1-3,2 %)</i>	<i>8,2 % (7,7-11,6 %)</i>	<i>9,3 % (7,7-11,6 %)</i>
<i>Effektgröße T1/T2</i>	<i>trivial</i>	<i>klein</i>	<i>klein</i>	<i>klein</i>
<i>SWC 0.2 (%)</i>	<i>2,5 %</i>	<i>2,6 %</i>	<i>4,8 %</i>	<i>4,9 %</i>
<i>MWC 0.6 (%)</i>	<i>7,6 %</i>	<i>7,8 %</i>	<i>14,4 %</i>	<i>14,7 %</i>
<i>HWC 1.2 (%)</i>	<i>15,2 %</i>	<i>15,6 %</i>	<i>28,7 %</i>	<i>29,3 %</i>
<i>Rating SWC/MWC/HWC</i>	<i>ok/gut/gut</i>	<i>gut/gut/gut</i>	<i>schlecht/gut/gut</i>	<i>schlecht/gut/gut</i>

ZUSAMMENHANG VON INFORMATIONELLEN MOTORISCHEN KONTROLL- UND LEISTUNGSASYMMETRIEN

Der Zusammenhang der motorischen Leistungsasymmetrie der Splitsquats und den motorischen Kontrollasymmetrien des FMS sind als nicht signifikant zu bewerten ($r < 0,2$, $p > 0,05$). Ebenso sind die Zusammenhänge zwischen den Kraft- und Leistungsparametern zwischen Splitsquat_{Smith-Machine} und Splitsquat_{Freihantel} auf einem schwachen bis moderaten Niveau (0,26-0,4), sodass möglicherweise unterschiedliche Faktoren den informationellen motorischen Leistungsasymmetrien zugrunde liegen. Insgesamt zeigt sich ebenfalls, dass mit der Powervariable mehr schwache und mittlere Asymmetrien erfasst werden konnten, als mit der Kraftvariable (19 vs. 33). Einen Überblick hierzu liefern Abbildung 42 und Abbildung 43. Als auffällig zu bewerten ist eine

Probandin (ID 5), die schwache bis mittlere Asymmetrie in allen Variablen, sowohl bei geführten als auch den freien Splitsquats zeigte.

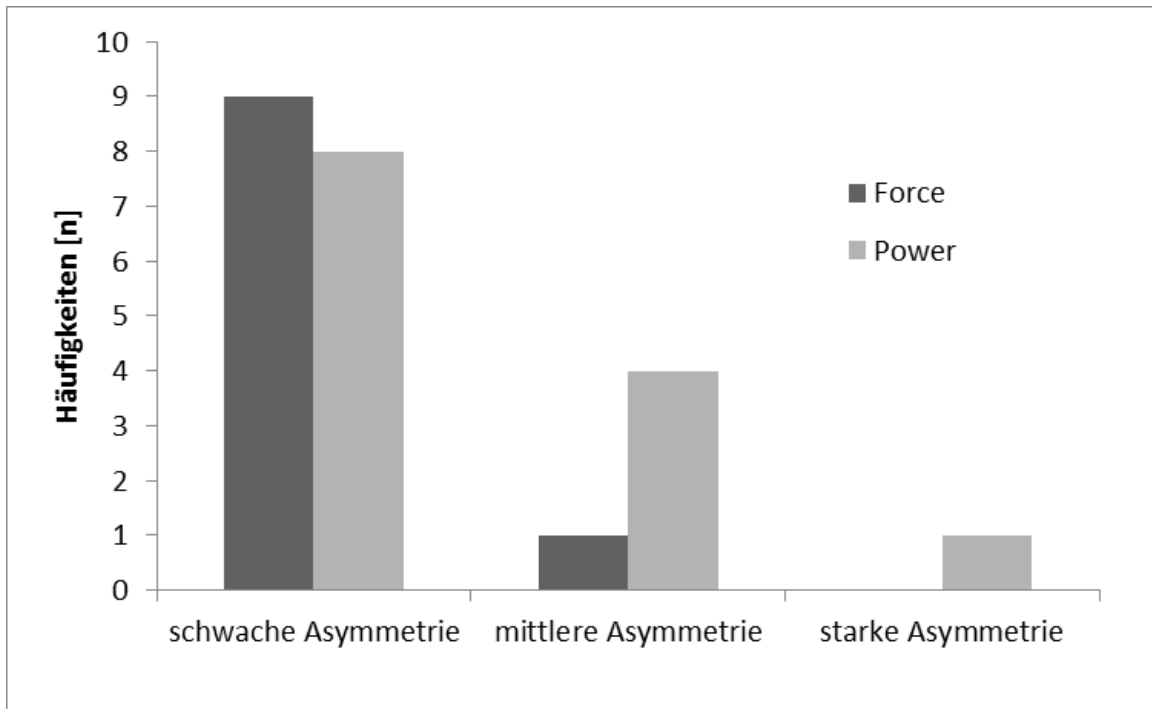


Abbildung 42: Motorische Leistungsasymmetrien Splitsquat_{Freihantel} in Abhängigkeit vom Parameter.

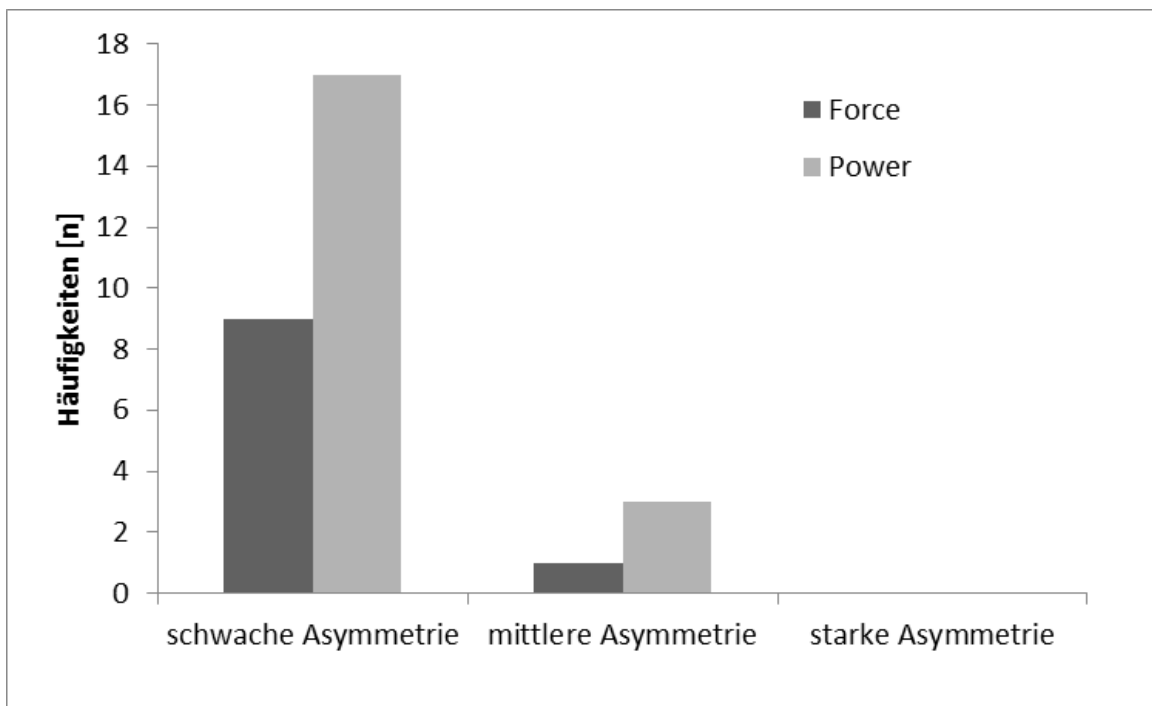


Abbildung 43: Motorische Leistungsasymmetrien Splitsquat_{Smith-Machine} in Abhängigkeit vom Parameter.

8.6.4 DISKUSSION

Das Ziel dieser Untersuchung war die Prüfung des Zusammenhangs von informationell ST-motorspezifischen Kontrollasymmetrien und informationell-FT-motorspezifischen Leistungsasymmetrien. Wie bereits vermutet, habe ich keine signifikanten Zusammenhänge zwischen den FMS-Variablen und den kinematischen Parametern der Splitsquats gefunden. Es zeigte sich auf Ebene der Splitsquats, dass die Leistungsasymmetrien auch von den erhobenen Parametern abhängig sind. Zum Beispiel wurden mit dem weniger reliablen Parameter Average Power deutlich mehr informationelle FT-motorspezifische Leistungsasymmetrien in beiden Ausführungsvarianten identifiziert. Außerdem eignete sich die Splitsquat_{Freihantel} in dieser Untersuchung besser zur Identifizierung von starken Asymmetrien im Vergleich zur Splitsquat_{Smith-Machine}. Doch wie lassen sich diese Unterschiede erklären?

Der fehlende Zusammenhang zwischen den informationell-ST-motorspezifischen Kontrollasymmetrien lässt sich anhand unterschiedlicher inter- und intramuskuläre Ansteuerungsmuster erklären. Nach eigenen Untersuchungen, beträgt die maximale Muskelaktivität zum Beispiel im Quadizeps bei einem trainierten Fitnesssportler während der Ausführung des Deep Squats $150 \mu V$ und bei der geführten Kniebeuge mit einer Belastung von 100 % des Körpergewichts $500 \mu V$, was auf die zusätzliche Rekrutierung von FT-Fasern hinweist. Jedoch ist hierbei aus methodischer Sicht anzumerken, dass die textilen Elektroden der EMG-Shorts hauptsächlich Informationen von oberflächlich aktivierten motorischen Einheiten erfassen (Farina, Merletti & Enoka, 2004).

Auf Ebene der informationellen FT-motorspezifischen Leistungssymmetrien lassen sich die fehlenden Zusammenhänge mit unterschiedlichen Koordinationsmustern begründen. Bei der geführten Splitsquatvariante liegt der Fokus stärker auf der Ziel- als auf der Haltefunktion. Im Gegensatz dazu liegt der Fokus bei den Splitsquats mit Freihantel stärker auf der Halte- als auf der Zielfunktion. Demzufolge ist es plausibel, dass man mit dieser Aufgabe Informationen zur Koordination der Ziel- und Haltemuskulatur erhält, während man sich bei der geführten Variante tendenziell auf intra- und intermuskulärer Ebene der Zielmuskulatur bewegt. Um diese Informationen differenziert zu erfassen, ist die Anwendung eines EMGs notwendig (DeLuca & Mambrito, 1987).

Die schwachen bis mäßigen Korrelationen können natürlich auch durch nicht geeignete Messverfahren entstehen bzw. dem Nichterfassen von Ermüdungserscheinungen beeinflusst werden. Um dies zu kontrollieren, wurde eine Stichprobengröße von 50 Teilnehmern gewählt und vor der Untersuchung zusätzlich die subjektive Readiness mittels TQR-Skala sowie die objektivierte

Readiness durch die Parameter Ruhepuls, Spannungsindex und DC-Potential erfasst. Beim Ruhepuls und Spannungsindex nach Baevski zeigten sich vom Testzeitpunkt 1 zum Testzeitpunkt 2 lediglich triviale Veränderungen (Baevski, Kirillov & Kletschin, 1984). Während auf Ebene der subjektiven Readiness und dem Gleichstrompotential, welches mit der neuronalen Readiness in Verbindung gebracht wird, leichte Veränderungen beobachtet wurden (Ilyukhina, Sychev, Shcherbakova, Baryshev & Denisova, 1982). Anhand dieser Informationen kann man von durchaus reliablen physiologischen Testvoraussetzungen ausgehen. Allerdings können die Veränderungen zu einer optimierten Readiness geführt haben, welche die allgemeine Leistungsverbesserung von Test 1 zu Test 2 begünstigt hat. Um Reihenfolgeeffekte zu vermeiden, wurde ein Crossover-Design gewählt, wobei nur der jeweils beste von einem Probanden erreichte Wert der insgesamt 15 Splitsquats^{Freihantel} und 15 Splitsquats^{Smith-Machine} je Untersuchungstag analysiert worden ist.

Auf Ebene der kraftbezogenen Leistungsparameter erscheint der Parameter Average Power per Definition als valider im Gegensatz zum Average Force, denn Leistung ist die Funktion aus Kraft und Geschwindigkeit und wird häufig in der hyperbolen Funktion dargestellt, was sich im Bereich der Leistungsdiagnostik als nützlich erwiesen hat (Kaneko, 1971). Auch wenn die absolute Reliabilität von Average Power mit durchschnittlich 7,5 % etwas höher als die des Average Force-Parameters ist, so lassen sich damit dennoch, im Gegensatz zur bisher publizierten empirischen Schwelle von 15 %, bereits Asymmetrien im Bereich von > 10 % erfassen (Knapik, Bauman, Jones, Harris & Vaughan, 1991; Newton et al., 2006). Somit kann der TEM von 7,5 % sogar verdoppelt werden, um Leistungsasymmetrien nach Hopkins Vorschlag zu erfassen. Jedoch sind auch diese Daten populationsspezifisch zu betrachten und müssen weiteren Prüfungen standhalten.

Auf der anderen Seite der Medaille lassen die fehlenden Zusammenhänge von strukturellen und motorischen Asymmetrien Zweifel an der externen Validität des Symmetriekonzepts zur Schätzung des Verletzungsrisikos beim FMS aufkommen. Diese Zweifel erhärten sich, wenn man beachtet, mit welchen Strategien die Informationen zur Asymmetrie erhoben werden. Viele Studien basieren demnach auf Einmalerhebungen von vielfältigen Mobilitätsasymmetrien und Leistungsasymmetrien (Knapik et al., 1991; Newton et al., 2006). Dabei sollte auch hier zwischen bilateraler und unilateraler Erhebung unterschieden werden, da diese nur schwach ($N=58$; $r=0,25$) miteinander korrelieren (Benjanuvattra, Lay, Alderson & Blanksby, 2013) – möglicherweise beeinflusst durch einen erhöhten Einsatz der Haltefunktion bei unilateralen Testaufgaben. Allerdings wies Impellizzeri nach, dass bilaterale informationelle dynamische FT-motospezifische Leistungsasymmetrien im Vertikalsprung mit unilateralen Asymmetrien im nichtdynamischen Kontext von isokinetischer Beinkraft ($n = 59$; $r = 0,48$) und isometrischer Beinkraft ($n = 41$; $r = 0,83$)

moderat bis stark korrelieren (Impellizzeri, Rampinini, Maffiuletti & Marcora, 2007). Diese erhöhten Korrelationen lassen sich mutmaßlich durch das höhere Leistungsniveau der Athleten in Impellizeris Studie erklären, welche theoretisch über ein geringeres bilaterales Kraftdefizit verfügen und somit auf einem höheren koordinativen Niveau anzusiedeln sind. Das Forschungsteam um McElveen hat in einem randomisierten Testdesign an zwei Testzeitpunkten (N = 20) bei vier Athleten eine unilaterale Sprunghöhendifferenz von mehr als 15 % identifiziert (McElveen, Riemann & Davies, 2010). Dieses Niveau, was auf statistischer Ebene einer mittleren bis starken dynamischen FT-motorspezifischen Leistungsasymmetrie entsprechen sollte, lässt sich auf Ebene der informationellen Leistungsasymmetrie einordnen.

Jedoch ist weitere Forschung von Nöten, um den Aspekt der externen Validität zum Beispiel hinsichtlich des Verletzungsrisikos oder des Zusammenhangs zur sportlichen Leistung zu prüfen. Vor allem erscheint jedoch der Einfluss der energetischen Komponente auf die motorische Halte- und Zielfunktion relevant, da die motorische Kontrolle außerhalb des Labors viel stärker von der Wechselwirkung zwischen informationeller und energetischer Komponente abhängt (Gandevia, 2001, Adam, Luca & Erim, 1998). Basierend auf den bisherigen wissenschaftlichen Erkenntnissen und theoretischen Darstellungen, lässt sich zwischen strukturell, informationell sowie energetisch beeinflussten motorischen Kontroll- und Leistungsasymmetrien unterscheiden. Strukturelle Mobilitätsasymmetrien lassen sich mit den Aufgaben ASLR und SM erfassen. Energetisch beeinflusste informationelle Asymmetrien lassen sich mit dem Functional-Movement-Screen-Protokoll allerdings nicht erfassen, da laut Handbuch, die Aufgaben im unaufgewärmtem Zustand durchgeführt werden sollen und sowohl Intensität als auch Volumen von drei Wiederholungen sehr gering sind. Dass Ungleichgewichte zwischen den Größen Beweglichkeit, Mobilität, Gelenkstabilität und Kraftentfaltung, die Verletzungsgefahr erhöhen können, wird von vielen Forschern vermutet. Allerdings herrscht Uneinigkeit darüber, inwiefern Asymmetrien die Verletzungsgefahr konkret erhöhen. Auch die Frage, inwiefern Asymmetrien die Leistung beeinflussen, lässt sich nicht pauschal beantworten. In verschiedenen Sportarten, wie in der Leichtathletik, im Sportschießen oder in Mannschaftssportarten, gehört die Ausbildung von motorischen Kontroll- und Leistungsasymmetrien zum technischen Anforderungsprofil. Auch der Einfluss von Seitigkeitseffekten, zum Beispiel von posturaler Stabilität, ist nicht zwangsläufig symmetrisch (Knopf, 2016). Daher ist die Frage, wie viel strukturelle, motorische Asymmetrien oder Dysfunktionen es dem Sportler erlauben, seine bestmögliche Leistung zu bringen, relevanter.

8.7 ZUSAMMENFASSUNG

Die differenzierte Betrachtung der Asymmetrie zeigte auf, dass es sich um ein vielschichtiges Phänomen handelt. Daher sollte es im anforderungsspezifischen Kontext betrachtet werden. Asymmetrien lassen sich auf unterschiedlichen Ebenen erfassen, wie zum Beispiel auf der strukturellen Ebene, auf dem Level der motorischen Kontrolle und dem der motorischen Leistung. Meinen Untersuchungsergebnissen zufolge, gibt es keine direkten Zusammenhänge zwischen motorischen Kontroll- und motorischen Leistungsasymmetrien. Natürlich kann dies auch an der Validität der Operationalisierung liegen, jedoch zeigte meine Literaturanalyse, dass bisherige Erkenntnisse zu strukturellen Asymmetrien und Leistungsasymmetrien häufig durch Einmalerhebungen und ohne die Kontrolle von Reihenfolgeeffekten entstanden sind. Somit sind die Zusammenhänge zum erhöhten Verletzungsrisiko oder der sportlichen Leistung fragwürdig. Im Einzelfall können strukturelle Asymmetrien beispielsweise leistungslimitierend sein. Zudem stellte diese Untersuchung den fehlenden energetischen Aspekt auf Ebene der motorischen Asymmetrien und deren Ausprägung auf die Bildung von anforderungsspezifischen Asymmetrien heraus, welches eine relevante diagnostische Facette darstellen kann.

8.8 LITERATUR

- Aagaard, P. (2011). Neural Adaptations to Resistance Exercise. In M. Cardinale, R. Newton & K. Nosaka (Hrsg.), *Strength and conditioning. Biological principles and practical applications* (S. 105–119). Chichester, West Sussex, UK: John Wiley & Sons.
- Aagaard, P., Simonsen, E.B., Magnusson, S.P., Larsson, B. & Dyhre-Poulsen, P. (1998). A new concept for isokinetic hamstring: quadriceps muscle strength ratio. *The American journal of sports medicine*, 26 (2), 231–237.
- Adam, A., Luca, C.J. de & Erim, Z. (1998). Hand dominance and motor unit firing behavior. *Journal of Neurophysiology*, 80(3), 1373–1382.
- Alkjær, T., Simonsen, E.B., Magnusson, S.P., Dyhre-Poulsen, P. & Aagaard, P. (2012). Antagonist muscle moment is increased in ACL deficient subjects during maximal dynamic knee extension. *The Knee*, 19 (5), 633–639.
- Baevski, R.M., Kirillov, O.F. & Kletschin, S.Z. (1984). *Mathematical analysis of changes in heart rhythm during stress*. Nauka press.
- Basmajian, J.V. & De Luca, Carlo J. (1985). *Muscles alive. Their functions revealed by electromyography* (5th ed.). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Benjanuvatva, N., Lay, B.S., Alderson, J.A. & Blanksby, B.A. (2013). Comparison of ground reaction force asymmetry in one- and two-legged countermovement jumps. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 27(10), 2700–2707.
- Beutler, A.I., de la Motte, Sarah, Marshall, S.W., Padua, D.A. & Boden, B.P. (2009). Muscle Strength and Qualitative Jump-Landing Difference in Male and Female Military Cadets: The Jump-ACL Study. *Journal of sports science & medicine*, 8, 663–671.
- Billaut, F., Basset, F.A. & Falgairette, G. (2005). Muscle coordination changes during intermittent cycling sprints. *Neuroscience letters*, 380(3), 265–269.
- Bonacci, J.A. & Higbie, E.J. (1997). Effects of microcurrent treatment on perceived pain and muscle strength following eccentric exercise. *Journal of athletic training*, 32(2), 119–123.
- Bosco, C. (1999a). *Strength Assessment with the Bosco's Test*. Rom: Italian Society of Sport Science.
- Bosco, C. (2001). Methods of Functional Testing During Rehabilitation Exercises. In G. Puddu, A. Giombini & A. Selvanetti (Hrsg.), *Rehabilitation of Sports Injuries* (S. 11–22). Berlin: Springer.
- Bosco, C., Iacovelli, M., Tsarpela, O., Cardinale, M., Bonifazi, M., Tihanyi, J., Viru, M., Lorenzo, A. de & Viru, A. (2000). Hormonal responses to whole-body vibration in men. *European journal of applied physiology*, 81(6), 449–454.
- Bosco, C., Mogroni, P. & Luhtanen, P. (1983). Relationship between isokinetic performance and ballistic movement. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 51(3), 357–364.

- Butler, D.L., Noyes, F.R. & Grood, E.S. (1980). Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 62(2), 259–270.
- Cameron, K.L., Peck, K.Y., Owens, B.D., Svoboda, S.J., DiStefano, L.J., Marshall, S.W., de la Motte, Sarah, Beutler, A.I. & Padua, D.A. (2014). Landing Error Scoring System (LESS) Items are Associated with the Incidence of Rate of Lower Extremity Stress Fracture. *The Orthopedic Journal of Sports Medicine*, 2(7 [suppl 2]).
- Cohen, J. (2013). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* (2nd ed). Hoboken: Taylor and Francis.
- Dahmane, R., Djordjevic, S., Simunic, B. & Valencic, V. (2005). Spatial fiber type distribution in normal human muscle Histochemical and tensiomyographical evaluation. *Journal of biomechanics*, 38(12), 2451–2459.
- DeLuca, C.J. & Mambrito, B. (1987). Voluntary control of motor units in human antagonist muscles: coactivation and reciprocal activation. *Journal of Neurophysiology*, 58(3), 525–542.
- Dempsey, A.R., Lloyd, D.G., Elliott, B.C., Steele, J.R. & Munro, B.J. (2009). Changing sidestep cutting technique reduces knee valgus loading. *The American journal of sports medicine*, 37(11), 2194–2200.
- Di Gimniani, R. & Petricola, S. (2015). The power output-drop height relationship to determine the optimal dropping intensity and/or to monitor the training intervention. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*.
- Enoka, R.M. (2002). *Neuromechanics of human movement* (3rd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Enoka, R.M., Baudry, S., Rudroff, T., Farina, D., Klass, M. & Duchateau, J. (2011). Unraveling the neurophysiology of muscle fatigue. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 21(2), 208–219.
- Farina, D., Merletti, R. & Enoka, R.M. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 96(4), 1486–1495.
- Frank, B., Bell, D.R., Norcross, M.F., Blackburn, J.T., Goerger, B.M. & Padua, D.A. (2013). Trunk and hip biomechanics influence anterior cruciate loading mechanisms in physically active participants. *The American journal of sports medicine*, 41(11), 2676–2683.
- Frost, D.M., Beach, Tyson A C, Callaghan, J.P. & McGill, S.M. (2012). Using the Functional Movement Screen™ to evaluate the effectiveness of training. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 26(6), 1620–1630.
- Gandevia, S.C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological reviews*, 81(4), 1725–1789.
- Garrett, W.E., Califf, J.C. & Bassett, F.H. (1984). Histochemical correlates of hamstring injuries. *The American journal of sports medicine*, 12(2), 98–103.

- Hennemen, E. (1965). Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *Journal of Neurophysiology*, 28, 560–580.
- Hesford, C.M., Laing, S.J., Cardinale, M. & Cooper, C.E. (2012). Asymmetry of quadriceps muscle oxygenation during elite short-track speed skating. *Medicine and science in sports and exercise*, 44(3), 501–508.
- Hewett, T.E., Myer, G.D., Ford, K.R., Heidt, R.S., Colosimo, A.J., McLean, S.G., van den Bogert, Antonie J, Paterno, M.V. & Succop, P. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *The American journal of sports medicine*, 33(4), 492–501.
- Hoaglin, D.C. & Iglewicz, B. & Tukey, J.W. (1986). Performance of Some Resistant Rules for Outlier Labeling. *Journal of American Statistical Association*, 81(396), 991–999.
- Hoaglin, D.C. & Iglewicz, B. (1987). Fine-Tuning Some Resistant Rules for Outlier Labeling. *Journal of American Statistical Association*, 82(400), 1147–1149.
- Hopkins, W.G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 30(1), 1–15.
- Huijing, P.A. (2012). Myofascial force transmission: An introduction. In R. Schleip, Findley, Thomas, W., L. Chaitow & P.A. Huijing (Hrsg.), *Fascia: The Tensional Network of the Human Body* (S. 117–122): Churchill-Livingston, Elsevier.
- Ilyukhina, V.A., Sychev, A.G., Shcherbakova, N.I., Baryshev, G.I. & Denisova, V.V. (1982a). The omega-potential: a quantitative parameter of the state of brain structures and of the individual. II. Possibilities and limitations of the use of the omega-potential for rapid assessment of the state of the individual. *Human Physiology*, 8(5), 328–339.
- Ilyukhina, V.A., Sychev, A.G., Shcherbakova, N.I., Baryshev, G.I. & Denisova, V.V. (1982b). The omega-potential: a quantitative parameter of the state of brain structures and of the individual. II. Possibilities and limitations of the use of the omega-potential for rapid assessment of the state of the individual. *Human Physiology*, 8(5), 328–339.
- Impellizzeri, F.M., Rampinini, E., Maffiuletti, N. & Marcora, S.M. (2007). A vertical jump force test for assessing bilateral strength asymmetry in athletes. *Medicine and science in sports and exercise*, 39(11), 2044–2050.
- Jarić, S., Ropret, R., Kukolj, M. & Ilić, D.B. (1995). Role of agonist and antagonist muscle strength in performance of rapid movements. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 71(5), 464–468.
- Järvinen, T.A., Józsa, L., Kannus, P., Järvinen, T.L. & Järvinen, M. (2002). Organization and distribution of intramuscular connective tissue in normal and immobilized skeletal muscles. An immunohistochemical, polarization and scanning electron microscopic study. *Journal of muscle research and cell motility*, 23(3), 245–254.

- Kaneko, M. (1971). The relationship between force, velocity and mechanical power in human muscle. *Research Journal of Physical Education, 14* (3).
- Knapik, J.J., Bauman, C.L., Jones, B.H., Harris, J.M. & Vaughan, L. (1991). Preseason strength and flexibility imbalances associated with athletic injuries in female collegiate athletes. *The American journal of sports medicine, 19* (1), 76–81.
- Knopf, K. (2016). *Einfluss von myofaszialem Training mit der Blackroll auf Sauerstoffversorgung des Quadrizeps. Bachelorarbeit*: Universität der Bundeswehr München.
- Kraaijenhof, H. (2015, Mai). *A hamstring story*. Zugriff am 07. März 2016 unter <http://helpingthebesttogetbetter.com/?p=1118>.
- Kraus, K., Schütz, E., Taylor, W.R. & Doyscher, R. (2014). Efficacy of the functional movement screen: a review. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association, 28* (12), 3571–3584.
- Kristianslund, E. & Krosshaug, T. (2013). Comparison of drop jumps and sport-specific sidestep cutting: implications for anterior cruciate ligament injury risk screening. *The American journal of sports medicine, 41* (3), 684–688.
- Lienert, G.A. & Raatz, U. (1998). *Testaufbau und Testanalyse* (6. Aufl., Studienausg). Weinheim: Beltz, Psychologie Verl.-Union.
- Luhtanen, P. & Komi, R.V. (1978). Segmental contribution to forces in vertical jump. *European journal of applied physiology and occupational physiology, 38* (3), 181–188.
- Mainzer, K. (2008). *Komplexität* [UTB Profile, 3012]. Paderborn: UTB.
- McElveen, M.T., Riemann, B.L. & Davies, G.J. (2010). Bilateral comparison of propulsion mechanics during single-leg vertical jumping. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association, 24* (2), 375–381.
- Nardone, A., Romanò, C. & Schieppati, M. (1989). Selective recruitment of high-threshold human motor units during voluntary isotonic lengthening of active muscles. *The Journal of physiology, 409*, 451–471.
- Newton, R.U., Gerber, A., Nimphius, S., Shim, J.K., Doan, B.K., Robertson, M., Pearson, D.R., Craig, B.W., Häkkinen, K. & Kraemer, W.J. (2006). Determination of functional strength imbalance of the lower extremities. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association, 20* (4), 971–977.
- Norman, R.W. & Komi, P.V. (1979). Electromechanical delay in skeletal muscle under normal movement conditions. *Acta physiologica Scandinavica, 106* (3), 241–248.
- Nuzzo, J.L., McBride, J.M., Cormie, P. & McCaulley, G.O. (2008). Relationship between countermovement jump performance and multijoint isometric and dynamic tests of strength. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association, 22* (3), 699–707.
- Onate, J., Cortes, N., Welch, C. & Van Lunen, Bonnie L. (2010). Expert versus novice interrater reliability and criterion validity of the landing error scoring system. *Journal of sport rehabilitation, 19* (1), 41–56.

- Padua, D. [2012]. *Identification of Risk Factors for ACL Injury and Re - Injury: Implications for Prevention and Rehabilitation*. Zugriff am 16. März 2016 unter <http://www.goeata.org/protected/EATACD12/downloads/PDF/presentation-padua.pdf>.
- Padua, D.A., Marshall, S.W., Boling, M.C., Thigpen, C.A., Garrett, W.E. & Beutler, A.I. (2009). The Landing Error Scoring System (LESS) Is a valid and reliable clinical assessment tool of jump-landing biomechanics: The JUMP-ACL study. *The American journal of sports medicine*, 37(10), 1996–2002.
- Parchmann, C.J. & McBride, J.M. (2011). Relationship between functional movement screen and athletic performance. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 25(12), 3378–3384.
- Pascual-Leone, A., Amedi, A., Fregni, F. & Merabet, L.B. (2005). The plastic human brain cortex. *Annual review of neuroscience*, 28, 377–401.
- Posten, H.O. (1984). Robustness of the Two-Sample T-Test. In D. Rasch & M.L. Tiku (Hrsg.), *Robustness of Statistical Methods and Nonparametric Statistics* (Theory and Decision Library, Series B: Mathematical and Statistical Methods, 1, S. 92–99). Dordrecht: Springer Netherlands.
- Powers, C.M., Ward, S.R., Fredericson, M., Guillet, M. & Shellock, F.G. (2003). Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing knee extension in persons with lateral subluxation of the patella: a preliminary study. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 33(11), 677–685.
- Raffle, A.E. & Gray, J.A. [2007a]. *Screening. Evidence and practice*. Oxford, New York: Oxford University Press.
- Raffle, A.E. & Gray, M. [2007b]. *Screening. Evidence and practice*. Oxford, New York: Oxford University Press.
- Schmidtbleicher, D. & Gollhofer, A. (1982). Neuromuskuläre Untersuchungen zur Bestimmung individueller Belastungsgrößen für ein Tiefsprungtraining. *Leistungssport*(12), 298–307.
- Smith, B.A., Livesay, G.A. & Woo, S.L. (1993). Biology and biomechanics of the anterior cruciate ligament. *Clinics in sports medicine*, 12(4), 637–670.
- Smith, H.C., Johnson, R.J., Shultz, S.J., Tourville, T., Holterman, L.A., Slauterbeck, J., Vacek, P.M. & Beynon, B.D. (2012). A prospective evaluation of the Landing Error Scoring System (LESS) as a screening tool for anterior cruciate ligament injury risk. *The American journal of sports medicine*, 40(3), 521–526.
- Smith, T.B. (2011). *Monitoring performance of elite rowers. A thesis submitted to Auckland University of Technology in fulfilment of the requirements for the degree of Doctor of Philosophy (PhD), July 2011*.
- Thorstensson, A., Grimby, G. & Karlsson, J. (1976). Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. *Journal of applied physiology*, 40(1), 12–16.
- van Cutsem, M., Duchateau, J. & Hainaut, K. (1998). Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *The Journal of physiology*, 513 (Pt 1), 295–305.
- Wilks, D.C., Winwood, K., Gilliver, S.F., Kwiet, A., Chatfield, M., Michaelis, I., Sun, L.W., Ferretti, J.L., Sargeant, A.J., Felsenberg, D. & Rittweger, J. (2009). Bone mass and geometry of the tibia and the radius of

// EXTERNE VALIDIERUNG

master sprinters, middle and long distance runners, race-walkers and sedentary control participants: a pQCT study. *Bone*, 45(1), 91–97.

Williams, P.E. & Goldspink, G. (1984). Connective tissue changes in immobilised muscle. *Journal of anatomy*, 138 (Pt 2), 343–350.

9 GENERALISIERENDE ASPEKTE DER KONSTRUKTVALIDIERUNG

The concern that a performance assessment should provide representative coverage of the content and processes of the construct domain is meant to insure that the score interpretation not be limited to the sample of assessed tasks but be broadly generalizable to the construct domain.

(Samuel Messick, 1995)

9.1 METHODISCHE VORÜBERLEGUNGEN

Der generalisierende Aspekt repräsentiert die Testinterpretation und geht über die erhobenen Stichproben und Testaufgaben hinaus, sodass es das dargestellte Konstrukt mit seinen Grenzen abbildet. Die wissenschaftliche Definition der Konstruktgrenzen erfolgt beispielsweise durch die Korrelationen mit anderen Testaufgaben, welche das gleiche Konstrukt oder Aspekte des Konstrukts messen bzw. andere Konstrukte erfassen. Zudem hängt der generalisierende Aspekt der Konstruktvalidität von der Objektivität und Reliabilität des Messverfahrens ab. Insgesamt bildet dieser Abschnitt die integrative Zusammenfassung des Validierungsprozesses und stellt Zusammenhänge zwischen den Erkenntnissen meines Forschungsprogramms her.

9.2 WELCHE DIAGNOSTISCHEN INFORMATIONEN LIEFERT DER FMS?

Um der Frage nach der Validität und dem Informationsgehalt des FMS auf den Grund zu gehen, wurden in diesem Forschungsprogramm mehrere Untersuchungen durchgeführt. Der Forschungsprozess sowie dessen Ergebnisse sind in Abbildung 44 skizziert.

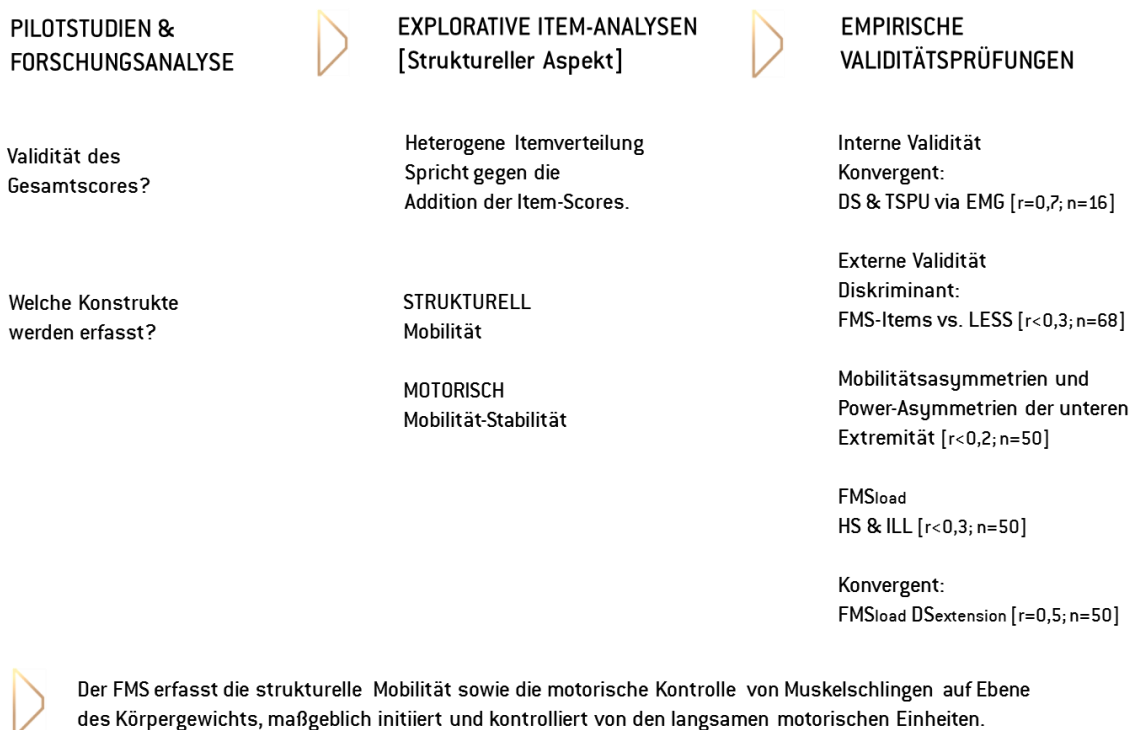


Abbildung 44: Schematischer Überblick über den Weg zur Erkenntnis, bis hin zur Bewertung des diagnostischen Informationsgehalts des Functional Movement Screen.

Ausgehend vom Expertenkonsens von Cook, Burton, Voigt und Hoogenboom liefert der Functional Movement Screen diagnostische Informationen zur aktiven Mobilität und Stabilität bei fundamentalen Bewegungsmustern auf Ebene des individuellen Körpergewichts (Cook et al., 2014). Der inhaltliche Aspekt der Validierung wurde durch das funktional anatomische Denkmodell der kinetischen Muskelketten begründet, wobei die muskelphysiologische Perspektive nicht Bestandteil des inhaltlichen Aspekts war. Die Integration der anatomischen- und neurophysiologischen Perspektive erfolgte innerhalb des substanziellen Aspekts der Konstruktvalidierung. Diese Perspektive ist wertvoll, da sie die Grundlage für die Unterscheidung von struktureller Mobilität sowie informationeller und energetischer motorischer Kontrolle bildet. Die strukturelle Mobilität ist nach anatomischen Studien als gut modifizierbar einzustufen, da 50 Prozent der Beweglichkeit von Muskeln und Bindegewebe bestimmt wird, wobei sich die Mobilität im Kontext der sportlichen Leistung als Optimierungsfaktor erwiesen hat. Auf Ebene der informationellen motorischen Kontrolle lässt sich aus Sicht der Neurophysiologie zwischen der intra- und intermuskulären Koordination von Muskelkompartimenten und Muskelgruppen unterscheiden, welche wiederum durch kleine oder große motorische Einheiten gesteuert werden. Diese motorischen Einheiten werden je nach Intensität und Bewegungsgeschwindigkeit rekrutiert, sodass ich innerhalb des Forschungsprogramms das Modell der rekrutierungsspezifischen informationellen und energetischen Ziel- und Haltemotorik für die motorische Kontrolle entwickelte. Die Gültigkeit dieses Modells untersuchte ich mit unterschiedlichen Verfahren. Korrelative Analysen legen nahe, dass die FMS-Items anscheinend hauptsächlich die motorische Kontrolle von kleinen motorischen Einheiten evaluieren. Damit wird deutlich, dass durch die Verwendung dieses Modells nun auch die Grenzen der Konstruktvalidität des FMS klarer erkennbar sind. Das konvergente Korrelationsmuster der Ziel- und Haltemotorik bei den Aufgaben Deep Squat und Trunk Stability Push-Up interpretiere ich als internen Aspekt der informationellen langsamen motorspezifischen Komponente der motorischen Kontrolle, unterstützt durch die visuelle Orientierung im Raum. Auch die maximale Muskelaktivität (EMG) beim Deep Squat und einer belasteten Kniebeugen unterscheiden sich um das 3 bis 4-fache, sodass dies ein Hinweis für unterschiedliche Rekrutierungsmuster von kleinen und großen motorischen Einheiten darstellt. Diese unterschiedlichen Rekrutierungsmuster im motorischen Netzwerk können zu Veränderungen im gesamten Bewegungsablauf führen, was sich in Form von Stabilitäts- oder Leistungsdefiziten ausdrückt. Die diskriminierenden Ergebnisse der FMS Items zum Landing Error Scoring System (LESS), einem Verfahren zur Bewertung der Landequalität, unterstützen die Abgrenzung auf Ebene der informationellen motorspezifischen Unterscheidung der Halte- und Zielfunktion. Die geringe

Bewegungsgeschwindigkeit und Intensität innerhalb der FMS-Items sprechen vornehmlich für den Einsatz von langsamen motorischen Einheiten, während die hohe Bewegungsgeschwindigkeit und der maximale Krafteinsatz beim LESS für die vermehrte Rekrutierung schnellkräftiger Muskelfasern spricht (Abbildung 45).

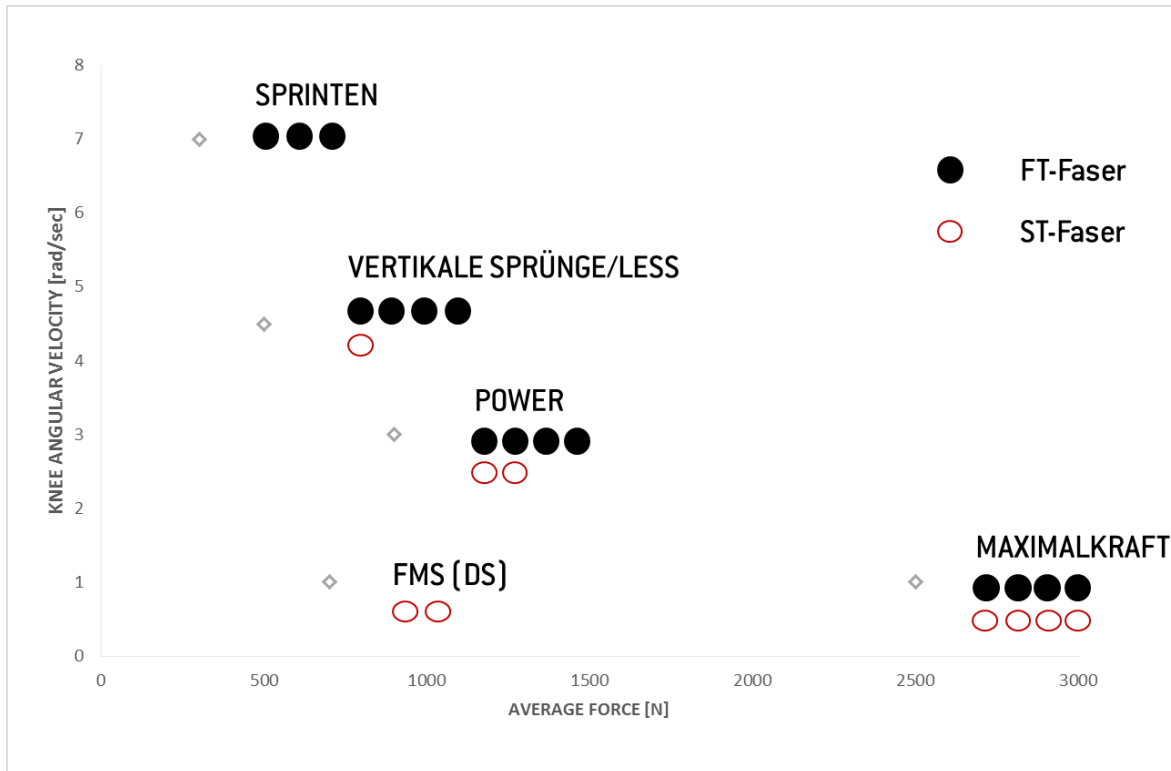


Abbildung 45: Hypothetische Faserrekrutierung modifiziert nach Bosco (2001). Die y-Achse beschreibt die Kniewinkelgeschwindigkeit und die x-Achse stellt die durchschnittliche Kraft dar.

Aufgrund dieser Erkenntnisse lässt sich ableiten, dass der Functional Movement Screen ein qualitatives motorisches Screeningverfahren zur Bestimmung der Muskelfunktion bei vornehmlich vertikaler Lokomotion des Körperschwerpunkts in Abhängigkeit des Körpergewichts ist. Das Verfahren liefert somit diagnostische Informationen zum Verhalten der Ziel- und Haltefunktion der aktiven Muskelschlingen bei elementaren Bewegungsaufgaben im erholten Zustand. Zudem liefert das Verfahren Informationen zur aktiven Beweglichkeit der ischiokruralen Muskulatur sowie der SchulterSchlinge. Aufgrund des erholten Zustands und der geringen myofaszialen Spannungssituation bei den Bewegungsaufgaben, ist es wahrscheinlich, dass die FMS-Items das Verhalten der langsamen motorischen Einheiten abbilden. Zusammenfassend operationalisiert der FMS Mobilität einerseits mit einem starken strukturellen Aspekt und andererseits im Kontext von Stabilität. Konkret wird dies bei der Betrachtung der Gelenks- und Rumpfstabilität sichtbar.

9.3 EXTERNE VALIDITÄT DER DIAGNOSTISCHEN INFORMATIONEN

In Anlehnung an Messick, ist die wissenschaftliche Bestimmung der Validitätsgrenzen notwendig, um unintendierte Testscore-Interpretationen der Nutzer einzugrenzen. Auf Basis dessen zeigte sich zum Beispiel in diesem Forschungsprogramm, dass der FMS-Gesamtscore aus mehreren Gründen nicht als Verletzungsprädiktor valide ist. Auf Ebene des Bewertungsverfahrens stellte sich zudem heraus, dass die FMS-Daten weder normalverteilt, noch homogen sind und somit nicht gleichgewichtet werden können. Außerdem zeigen Reliabilitätsanalysen, dass Items wie der HS oder ILL als nicht objektiv genug zu bewerten sind. Ebenso erscheint die externe Validität der, mit dem FMS erfassten strukturellen und motorischen, Asymmetrien fragwürdig, denn die Studienlage zum Asymmetriekonzept ist widersprüchlich. Diese Widersprüche lassen sich nur zum Teil durch methodische Fehler, wie Reihenfolgeeffekte bei Untersuchungen bzw. fehlende theoretische Trennung von Asymmetrien auf struktureller und motorischer Ebene erklären. Außerdem fehlen bei den FMS-Items die spezifischen Bedingungen der Verletzungssituation, wie die metabolische Situation und die damit verbundenen Veränderungen im zentralen Nervensystem. Auch der fehlende Zusammenhang zur sportlichen Leistungsfähigkeit lässt sich auf physiologischer Ebene durch die starke Rekrutierung langsamer motorischer Einheiten erklären. Aus diesem Grund eignet sich der FMS vornehmlich für Patienten, Fitness- und Leistungssportler, um einen Überblick über das allgemeine Verhalten bzw. die Arbeitsweise der Muskelschlingen zu erhalten. Jedoch sind diese Informationen nicht ausreichend, um auf deren Basis Trainingspläne zur Erhöhung der sportlichen Leistungsfähigkeit oder gar Verletzungsprävention abzuleiten.

9.4 EMPFEHLUNGEN FÜR DIE VERWENDUNG UND OPTIMIERUNG DES FUNCTIONAL MOVEMENT SCREEN

Bei der Verwendung des Functional Movement Screen sollte darauf geachtet werden, dass Objektivität und Reliabilität erreicht wird. Die Bewertungsobjektivität und Reliabilität kann durch intensive Schulung und den Einsatz von Videokameras erhöht werden, da sie im Vergleich zum Live-Scoring eine mehrfache Auseinandersetzung mit der FMS-Performance ermöglicht. Des Weiteren erscheint eine kriterienbezogene Bewertung zum Beispiel mit Fokus auf der Gelenkstabilität sinnvoll, um die Interpretationsobjektivität und -reliabilität zu erhöhen. Um zudem Lerneffekte bei Patienten oder Klienten zu reduzieren, sind Testversuche hilfreich.

Falls mit dem FMS das Verhalten der kinetischen Kette evaluiert werden soll, so ist es für die Gestaltung eines Trainingsplans zweckmäßig, die Erkenntnisse bei unterschiedlichen

Intensitätsstufen und mit anderen Screening-Tools, wie dem LESS oder textilen EMGs abzugleichen.

Durch das umfassendere Bild können gezieltere Maßnahmen geplant werden.

Für die Evaluation des motorischen Verhaltens der Streck- und Beugeschlinge der unteren Extremität ist das Item DS nicht zwangsläufig notwendig, da die Overhead-Position bei klassischen Kniebeugen zum Beispiel nicht benötigt wird. Allerdings ist für diesen Aspekt die Unterscheidung zwischen der motorischen Kontrolle in der Flexion und Extension sinnvoll, insbesondere, wenn der Probanden zudem einer progressiven Belastung ausgesetzt ist. Ist das Ziel, das motorische Verhalten der Ganzkörperstrecklinge zu beurteilen, so ist das DS-Item sehr gut dafür geeignet.

Die Verletzungsprävention, ebenso wie die sportliche Leistung, sind multifaktorielle Phänomene. Aus diesem Grund ist es sinnvoll Präventionsprogramme zu erstellen, die auf der Basis eines spezifischen Verletzungsmodells aufbauen und welche die Spezifität der Situation, wie die Bewegungsgeschwindigkeit, lokale und globale Bewegungsmuster, die Stoffwechselfynamik sowie die Individualität der Sportler integriert.

Nach den vorliegenden Erkenntnissen differenziert das Item Rotary Stability nicht anhand zweckmäßiger Art und Weise. Um die Differenzierung zu verbessern, erscheint zunächst die Trennung von bilateraler und kontralateraler Rumpfstabilität der Muskelschlinge als sinnvoll. Da die Probanden die kontralaterale Aufgabe als leicht empfinden, erscheint hier die Integration der energetisch-metabolen Komponente als zweckmäßig. Diese Modifikation könnte folgendermaßen aussehen: bei der Durchführung der kontralateralen Aufgabe wird bei allen 3 Wiederholungen die Bewegung in der Extension 5 Sekunden lang gehalten.

9.5 DER WISSENSCHAFTLICHE NUTZEN DES FORSCHUNGSPROGRAMMS

Die wissenschaftlichen Innovationen bzw. Erkenntnisse dieses Forschungsprogramms führen bestenfalls zu einer veränderten Durchführung des Functional Movement Screen und der Score-Interpretation in der Praxis sowie zu einer vermehrt physiologischen Betrachtung von motorischen Screeningverfahren in der Wissenschaft. Jedoch birgt jedes Ende auch einen Neuanfang für einen weiteren bzw. fortführenden Innovationsprozess im Bereich funktionaler motorischer Screeningverfahren. Seit Popper ist bekannt, dass wissenschaftliche Erkenntnisse nur als vorläufig zu betrachten sind und sich ständig verändern. Diese Erkenntnis weist auf den zirkulären Charakter des Innovationsprozesses hin, welcher für weitere und stetige Verbesserung unabdingbar ist.

**„SOLLTE AUCH
EINER EINST DIE VOLLENDETE
WAHRHEIT FINDEN,
SO WÜSSTE ER ES DOCH NICHT.
ES IST ALLES DURCHSETZT VON
VERMUTUNG.“**

Karl Raimund Popper

10 ANHANG

ÜBERSICHT

Anhang 1: Reliability and Usefulness of a progressive Machine Squat Protocol in Recreational Athletes

Anhang 2: Reliability of Textile Electromyography Sensors

Anhang 3: Überblick – Explorative Itemschwierigkeitsanalyse

Anhang 4: Inter-Item-Korrelationen – Explorative Itemschwierigkeitsanalyse

Anhang 5: Inter-Korrelationsmatrix innerhalb der subjektiven Item-Analyse

Anhang 6: Korrelationsmatrix Rotary Stability Item

Anhang 7: Korrelationsmatrix FMS-LESS

Anhang 8: Vierfeldertafel – FMS vs. FMS_{LOAD}

Anhang 9: Korrelationsmatrix Splitsquat_{Smith-Machine} vs. Splitsquat_{Freihantel}

Anhang 10: Korrelationsmatrixen EMG-Studie

Anhang 1

Reliability and Usefulness of a Progressive Machine Squat Protocol in Fitness Athletes

Kornelius Kraus¹, Elisabeth Schütz², Hanno Felder³, Hans-Georg Scherer¹

¹ Universität der Bundeswehr München, Department für Sportwissenschaft

² Ludwigs-Maximilian-Universität München, Medizinische Fakultät

³ Olympiastützpunkt Rheinland-Pfalz/Saarland

Purpose: The squat is an exercise which is used to assess an individual's level of leg extensor strength in rehabilitation or general fitness settings. The purpose of this investigation was to examine the reliability and usefulness of a progressive machine squat protocol in order to detect meaningful changes in strength performance.

Methods: Thirty-one individuals with different sport histories (29 men; 24.1 ± 2.2 yrs; 2 women: age = 23 ± 1.4 yrs) performed 2 trials separated by 3 to 7 days. Each trial consisted of a standardized warmup, followed by 3 sets of 5 machine squats with determinant loads. Strength parameters were registered by using a linear position transducer attached to the barbell.

Results: For each load level interclass correlation coefficient were almost perfect (>0.9) with the exception of vertical displacement (0.88). The coefficient of variation was low for all force parameters (1.3 % - 3.8 %) and average power^{75% BW} (3.6 %). Concerning the usefulness of the progressive machine squat protocol, the parameters' average peak force and average power were rated as "good" or "OK" in order to detect small performance changes. The other parameters were less reliable for this aim and therefore only appropriate to detect moderate changes.

Conclusions: In order to design training programs, the parameter average power seems to be the most valid one, because power incorporates force and movement speed. In summary, the strength parameter gathered by the PMS protocol suggests that this protocol is a useful approach in order to monitor changes of strength parameters in inexperienced individuals.

Anhang 2

Reliability of Textile Electromyography Sensors

Kornelius Kraus

Universität der Bundeswehr München, Department of Sports Science

Purpose: Electromyography devices have a long tradition in the research of muscle behavior. However, traditional EMG is time consuming and the usability of this technology is questionable in many cases. An alternative might be the use of textile EMG sensors. The feasibility, validity and reliability were shown for endurance tasks. Therefore, the aim of this reliability study was to examine the interday-reliability of textile electromyography sensors in a strength context.

Methods: Nine experienced fitness athletes (22.9 ± 2.6 years) performed a progressive machine squat protocol twice. The sessions were separated by 3 to 7 days. In order to avoid circadian effects, the trials were performed within a timeframe of 2 hours. Each consisted of a standardized warmup, followed by 3 sets of 5 machine squats at 75, 100 and 125 percent of their bodyweight. Electromyography data was recorded at 25 Hz with textile sensors analyzed with Muscle Monitor Version 1.0.1.0 from Myontec (Kuopio, Finland). Intra-correlation coefficient and typical error of measurement (TEM) were used to examine between and within-subject reliability expressed as CV in %.

Results: The interday-reproducibility for the quad/ham sum and quadriceps distribution were almost perfect $r > 0.9$ (range 0.86-0.96) and on a high level for hamstring distribution $r > 0.8$ (range 0.79-0.84). Within-subject reliability analysis showed as coefficient of variation (TEM) below 3 % for quad/ham sum, quadriceps distribution < 5 % and below 10 % for the hamstrings.

Conclusions: The analysis suggests that the textile sensors produce reliable muscle activity data. In order to determine asymmetries, the balance item might be the most reliable item. The coefficients of variations are comparable to the results of traditional EMG and might be suitable for the utilization in general movement screening and biofeedback applications.

Anhang 3

Überblick – Explorative Itemschwierigkeitsanalyse

Elite sports

Item	DS	HS	ILL	SM	ASLR	TSPU	RS	total
0	23	2	3	55	2	69	21	
1	47	7	8	10	5	66	13	
2	102	203	145	61	74	51	212	
3	118	78	134	164	209	104	44	
n (clearance)	267	288	287	235	288	221	269	1855
Item difficulty (Score 3)	44.19	27.08	46.69	69.79	72.57	47.06	16.36	45.88
Evaluation	moderate	difficult	moderate	simple	simple	moderate	very difficult	moderate
Item differentiation (Score 2)	38.20	70.49	50.52	25.96	25.69	23.08	78.81	

Fitness Sports

Item	DS	HS	ILL	SM	ASLR	TSPU	RS	total
0	1	0	1	1	1	2	1	
1	7	5	10	25	31	7	2	
2	124	144	125	47	66	84	146	
3	23	6	19	82	57	62	6	
n	155	155	155	155	155	155	155	
n (clearance)	154	155	154	154	154	153	154	1078
Item difficulty (Score 3)	14.94	3.87	12.34	53.25	37.01	40.52	3.90	23.65
Evaluation	very difficult	very difficult	very difficult	moderate	difficult	moderate	very difficult	difficult
Item differentiation (Score 2)	80.52	92.90	81.17	30.52	42.86	54.90	94.81	

Mixed

Item	DS	HS	ILL	SM	ASLR	TSPU	RS	total
1	54	12	18	35	36	73	15	
2	226	347	270	108	140	135	358	
3	141	84	153	246	266	166	50	
n (clearance)	421	443	441	389	442	374	423	2933
Item difficulty (3)	33.49	18.96	34.69	63.24	60.18	44.39	11.82	37.71
Evaluation	difficult	very difficult	difficult	simple	simple	moderate	very difficult	difficult
Item differentiation (2)	53.68	78.33	61.22	27.76	31.67	36.10	84.63	

Anhang 4

Inter-Item-Korrelationen FMS

			Correlations							
			DS	HS	ILL	SM	ASLR	TSPU	RS	FMStotal
Kendall's tau_b	DS	Correlation Coefficient	1.000	.107	.132	-.038	.078	-.033	.113	.296**
		Sig. (2-tailed)	.	.171	.087	.611	.301	.671	.150	.000
		N	155	155	155	155	155	155	155	155
	HS	Correlation Coefficient	.107	1.000	.161*	-.016	-.042	.053	-.002	.176*
		Sig. (2-tailed)	.171	.	.039	.839	.584	.499	.979	.013
		N	155	155	155	155	155	155	155	155
	ILL	Correlation Coefficient	.132	.161*	1.000	-.043	.020	.089	.111	.307**
		Sig. (2-tailed)	.087	.039	.	.564	.790	.245	.155	.000
		N	155	155	155	155	155	155	155	155
	SM	Correlation Coefficient	-.038	-.016	-.043	1.000	.324**	-.199**	-.034	.488**
		Sig. (2-tailed)	.611	.839	.564	.	.000	.008	.657	.000
		N	155	155	155	155	155	155	155	155
	ASLR	Correlation Coefficient	.078	-.042	.020	.324**	1.000	-.120	.090	.590**
		Sig. (2-tailed)	.301	.584	.790	.000	.	.107	.237	.000
		N	155	155	155	155	155	155	155	155
	TSPU	Correlation Coefficient	-.033	.053	.089	-.199**	-.120	1.000	.025	.195**
		Sig. (2-tailed)	.671	.499	.245	.008	.107	.	.748	.005
		N	155	155	155	155	155	155	155	155
	RS	Correlation Coefficient	.113	-.002	.111	-.034	.090	.025	1.000	.165*
		Sig. (2-tailed)	.150	.979	.155	.657	.237	.748	.	.020
		N	155	155	155	155	155	155	155	155
	FMStotal	Correlation Coefficient	.296**	.176*	.307**	.488**	.590**	.195**	.165*	1.000
		Sig. (2-tailed)	.000	.013	.000	.000	.000	.005	.020	.
		N	155	155	155	155	155	155	155	155

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

* . Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Anhang 5

Interkorrelationsmatrix innerhalb der subjektiven Item-Analyse

			Correlations							
			DS	HS	ILL	ASLR	SM	TSPU	RS	Total
Kendall's tau_b	DS	Correlation Coefficient	1.000	.374*	.294	.175	.177	.342*	.018	.416**
		Sig. (2-tailed)	.	.018	.059	.243	.237	.031	.910	.003
		N	41	41	41	41	41	41	41	41
	HS	Correlation Coefficient	.374*	1.000	.518**	.253	.243	-.017	.198	.322*
		Sig. (2-tailed)	.018	.	.001	.092	.105	.916	.210	.020
		N	41	41	41	41	41	41	41	41
	ILL	Correlation Coefficient	.294	.518**	1.000	.360*	.381**	.280	.086	.537**
		Sig. (2-tailed)	.059	.001	.	.015	.010	.072	.578	.000
		N	41	41	41	41	41	41	41	41
	ASLR	Correlation Coefficient	.175	.253	.360*	1.000	.324*	.055	.150	.573**
		Sig. (2-tailed)	.243	.092	.015	.	.022	.716	.316	.000
		N	41	41	41	41	41	41	41	41
	SM	Correlation Coefficient	.177	.243	.381**	.324*	1.000	.157	.208	.673**
		Sig. (2-tailed)	.237	.105	.010	.022	.	.294	.164	.000
		N	41	41	41	41	41	41	41	41
	TSPU	Correlation Coefficient	.342*	-.017	.280	.055	.157	1.000	.032	.439**
		Sig. (2-tailed)	.031	.916	.072	.716	.294	.	.841	.001
		N	41	41	41	41	41	41	41	41
	RS	Correlation Coefficient	.018	.198	.086	.150	.208	.032	1.000	.286*
		Sig. (2-tailed)	.910	.210	.578	.316	.164	.841	.	.039
		N	41	41	41	41	41	41	41	41
	Total	Correlation Coefficient	.416**	.322*	.537**	.573**	.673**	.439**	.286*	1.000
		Sig. (2-tailed)	.003	.020	.000	.000	.000	.001	.039	.
		N	41	41	41	41	41	41	41	41

*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

**. Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Anhang 6

Korrelationsmatrix Rotary Stability Item

Correlations

			RSconlatatL	RSconlatatR	RSunilatL	RSunilatR
Kendall's tau_b	RSconlatatL	Correlation Coefficient	1.000	.991**	.196	.230
		Sig. (2-tailed)	.	.000	.192	.121
		N	41	41	41	41
	RSconlatatR	Correlation Coefficient	.991**	1.000	.206	.240
		Sig. (2-tailed)	.000	.	.173	.109
		N	41	41	41	41
	RSunilatL	Correlation Coefficient	.196	.206	1.000	.524**
		Sig. (2-tailed)	.192	.173	.	.000
		N	41	41	41	41
	RSunilatR	Correlation Coefficient	.230	.240	.524**	1.000
		Sig. (2-tailed)	.121	.109	.000	.
		N	41	41	41	41

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Anhang 7

Korrelationsmatrix FMS-LESS

			Correlations								
			LESS	DS	TSPU	HS	ILL	SM	ASLR	FMSasym	RS
Kendall's tau_b	LESS	Correlation Coefficient	1.000	-.168	-.065	.024	-.145	.003	-.172	.119	-.138
		Sig. (2-tailed)	.	.202	.620	.853	.263	.978	.172	.348	.296
		N	52	52	52	52	52	52	52	52	52
	DS	Correlation Coefficient	-.168	1.000	-.022	.199	.280*	.166	.228	-.158	-.027
		Sig. (2-tailed)	.202	.	.871	.143	.037	.201	.082	.227	.847
		N	52	53	53	53	53	53	53	53	53
	TSPU	Correlation Coefficient	-.065	-.022	1.000	-.135	-.005	-.045	-.036	-.056	.277*
		Sig. (2-tailed)	.620	.871	.	.319	.970	.727	.781	.669	.044
		N	52	53	53	53	53	53	53	53	53
	HS	Correlation Coefficient	.024	.199	-.135	1.000	.221	.179	.255	-.193	.016
		Sig. (2-tailed)	.853	.143	.319	.	.099	.165	.051	.139	.905
		N	52	53	53	53	53	53	53	53	53
	ILL	Correlation Coefficient	-.145	.280*	-.005	.221	1.000	.073	.238	-.219	.297*
		Sig. (2-tailed)	.263	.037	.970	.099	.	.567	.064	.089	.028
		N	52	53	53	53	53	53	53	53	53
	SM	Correlation Coefficient	.003	.166	-.045	.179	.073	1.000	.270*	-.321*	-.146
		Sig. (2-tailed)	.978	.201	.727	.165	.567	.	.030	.010	.266
		N	52	53	53	53	53	53	53	53	53
ASLR	Correlation Coefficient	-.172	.228	-.036	.255	.238	.270*	1.000	-.131	-.033	
	Sig. (2-tailed)	.172	.082	.781	.051	.064	.030	.	.297	.803	
	N	52	53	53	53	53	53	53	53	53	
FMSasym	Correlation Coefficient	.119	-.158	-.056	-.193	-.219	-.321*	-.131	1.000	-.207	
	Sig. (2-tailed)	.348	.227	.669	.139	.089	.010	.297	.	.117	
	N	52	53	53	53	53	53	53	53	53	
RS	Correlation Coefficient	-.138	-.027	.277*	.016	.297*	-.146	-.033	-.207	1.000	
	Sig. (2-tailed)	.296	.847	.044	.905	.028	.266	.803	.117	.	
	N	52	53	53	53	53	53	53	53	53	

*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Anhang 8

Vierfeldertafel – FMS vs. FMS_{LOAD}

Asymmetrie	DS _{Load}		
DS	Ja	Nein	Summe
Ja	6	3	9
Nein	9	32	41
Summe	15	35	50
Sensitivität	40.0%		
Spezifität		91.4%	
Mindestkriterium	60%	80%	

Asymmetrie	TSPU _{Load}		
TSPU	Ja	Nein	Summe
Ja	5	6	11
Nein	6	33	39
Summe	11	39	50
Sensitivität	45.5%		
Spezifität		84.6%	
Mindestkriterium	60%	80%	

Asymmetrie	ILL _{Load}		
ILL	Ja	Nein	Summe
Ja	5	12	17
Nein	6	27	33
Summe	11	39	50
Sensitivität	45.5%		
Spezifität		69.2%	
Mindestkriterium	60%	80%	

Anhang 9

Korrelationsmatrix Splitsquat_{Smith-Machine (ISO)} vs. Splitsquat_{Freihantel}

Correlations

		ISOpowerl	ISOforceConl	ISOforceECCI	ISOpowerR	ISOforceConR	CONpowerl	ISOforceECCr	ForceConl	ForceECCI	CONpowerR	ForceConR	ForceECCr
ISOpowerl	Pearson Correlation	1	.773**	.508**	.963**	.742**	.319*	.484**	.331*	.327*	.290*	.314*	.303*
	Sig. (2-tailed)		.000	.000	.000	.000	.024	.000	.019	.021	.041	.026	.032
	N	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50
ISOforceConl	Pearson Correlation	.773**	1	.847**	.768**	.988**	.348*	.832**	.434**	.356*	.388**	.440**	.335*
	Sig. (2-tailed)	.000		.000	.000	.000	.013	.000	.002	.011	.005	.001	.017
	N	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50
ISOforceECCI	Pearson Correlation	.508**	.847**	1	.521**	.859**	.351*	.976**	.436**	.440**	.430**	.458**	.432**
	Sig. (2-tailed)	.000	.000		.000	.000	.012	.000	.002	.001	.002	.001	.002
	N	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50
ISOpowerR	Pearson Correlation	.963**	.768**	.521**	1	.758**	.308*	.479**	.327*	.332*	.284*	.309*	.309*
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.000		.000	.029	.000	.020	.019	.046	.029	.029
	N	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50
ISOforceConR	Pearson Correlation	.742**	.988**	.859**	.758**	1	.358*	.826**	.430**	.360**	.400**	.437**	.341*
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.000	.000		.011	.000	.002	.010	.004	.002	.016
	N	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50
CONpowerl	Pearson Correlation	.319*	.348*	.351*	.308*	.358*	1	.321*	.759**	.558**	.936**	.757**	.554**
	Sig. (2-tailed)	.024	.013	.012	.029	.011		.023	.000	.000	.000	.000	.000
	N	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50
ISOforceECCr	Pearson Correlation	.484**	.832**	.976**	.479**	.826**	.321*	1	.431**	.442**	.412**	.456**	.430**
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.000	.000	.000	.023		.002	.001	.003	.001	.002
	N	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50
ForceConl	Pearson Correlation	.331*	.434**	.436**	.327*	.430**	.759**	.431**	1	.886**	.787**	.991**	.880**
	Sig. (2-tailed)	.019	.002	.002	.020	.002	.000	.002		.000	.000	.000	.000
	N	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50
ForceECCI	Pearson Correlation	.327*	.356*	.440**	.332*	.360**	.558**	.442**	.886**	1	.627**	.880**	.989**
	Sig. (2-tailed)	.021	.011	.001	.019	.010	.000	.001	.000		.000	.000	.000
	N	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50
CONpowerR	Pearson Correlation	.290*	.388**	.430**	.284*	.400**	.936**	.412**	.787**	.627**	1	.808**	.616**
	Sig. (2-tailed)	.041	.005	.002	.046	.004	.000	.003	.000	.000	.000	.000	.000
	N	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50
ForceConR	Pearson Correlation	.314*	.440**	.458**	.309*	.437**	.757**	.456**	.991**	.880**	.808**	1	.871**
	Sig. (2-tailed)	.026	.001	.001	.029	.002	.000	.001	.000	.000	.000	.000	
	N	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50
ForceECCr	Pearson Correlation	.303*	.335*	.432**	.309*	.341*	.554**	.430**	.880**	.989**	.616**	.871**	1
	Sig. (2-tailed)	.032	.017	.002	.029	.016	.000	.002	.000	.000	.000	.000	
	N	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

* . Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Anhang 10 Korrelationsmatrix EMG-Studie

Korrelationen

			DSOHL	DSQHR	TSPUqhl	TSPUqHR	TSPUquadr	TSPUquadr	TSPUhaml	TSPUhamr	DSquadr	DSquadr	DShaml	DShamr
Spearman-Rho	DSOHL	Korrelationskoeffizient	1,000	-,997**	,713**	-,719**	,466	-,726**	,163	,131	,872**	-,851**	,169	-,512*
		Sig. (2-seitig)	.	,000	,003	,003	,080	,002	,562	,641	,000	,000	,532	,043
	N	17	16	15	15	15	15	15	15	15	16	16	16	16
	DSQHR	Korrelationskoeffizient	-,997**	1,000	-,718**	,725**	-,478	,711**	-,149	-,093	-,873**	,859**	-,176	,518*
		Sig. (2-seitig)	,000	.	,003	,002	,071	,003	,596	,742	,000	,000	,514	,040
	N	16	16	15	15	15	15	15	15	15	16	16	16	16
	TSPUqhl	Korrelationskoeffizient	,713**	-,718**	1,000	-,996**	,788**	-,730**	-,050	-,207	,821**	-,529*	-,225	-,447
		Sig. (2-seitig)	,003	,003	.	,000	,000	,001	,849	,425	,000	,043	,420	,095
	N	15	15	17	17	17	17	17	17	17	15	15	15	15
	TSPUqHR	Korrelationskoeffizient	-,719**	,725**	-,996**	1,000	-,787**	,728**	,073	,222	-,818**	,535*	,216	,435
		Sig. (2-seitig)	,003	,002	,000	.	,000	,001	,781	,392	,000	,040	,439	,105
	N	15	15	17	17	17	17	17	17	17	15	15	15	15
	TSPUquadr	Korrelationskoeffizient	,466	-,478	,788**	-,787**	1,000	-,362	-,592*	-,556*	,581*	-,463	-,090	-,172
		Sig. (2-seitig)	,080	,071	,000	,000	.	,154	,012	,020	,023	,082	,751	,540
	N	15	15	17	17	17	17	17	17	17	15	15	15	15
TSPUquadr	Korrelationskoeffizient	-,726**	,711**	-,730**	,728**	-,362	1,000	-,389	-,411	-,730**	,616*	,077	,332	
	Sig. (2-seitig)	,002	,003	,001	,001	,154	.	,123	,101	,002	,014	,784	,227	
N	15	15	17	17	17	17	17	17	17	15	15	15	15	
TSPUhaml	Korrelationskoeffizient	,163	-,149	-,050	,073	-,592*	-,389	1,000	,756**	,069	-,027	-,054	-,231	
	Sig. (2-seitig)	,562	,596	,849	,781	,012	,123	.	,000	,806	,923	,848	,407	
N	15	15	17	17	17	17	17	17	17	15	15	15	15	
TSPUhamr	Korrelationskoeffizient	,131	-,093	-,207	,222	-,556*	-,411	-,756**	1,000	,054	-,019	-,101	-,134	
	Sig. (2-seitig)	,641	,742	,425	,392	,020	,101	,000	.	,847	,946	,721	,634	
N	15	15	17	17	17	17	17	17	17	15	15	15	15	
DSquadr	Korrelationskoeffizient	,872**	-,873**	,821**	-,818**	,581*	-,730**	,069	,054	1,000	-,662**	-,270	-,675**	
	Sig. (2-seitig)	,000	,000	,000	,000	,023	,002	,806	,847	.	,005	,312	,004	
N	16	16	15	15	15	15	15	15	15	16	16	16	16	
DSquadr	Korrelationskoeffizient	-,851**	,859**	-,529*	,535*	-,463	,616*	-,027	-,019	-,662**	1,000	-,472	,120	
	Sig. (2-seitig)	,000	,000	,043	,040	,082	,014	,923	,946	,005	.	,065	,659	
N	16	16	15	15	15	15	15	15	15	16	16	16	16	
DShaml	Korrelationskoeffizient	,169	-,176	-,225	,216	-,090	,077	-,054	-,101	-,270	-,472	1,000	,418	
	Sig. (2-seitig)	,532	,514	,420	,439	,751	,784	,848	,721	,312	,065	.	,107	
N	16	16	15	15	15	15	15	15	15	16	16	16	16	
DShamr	Korrelationskoeffizient	-,512*	,518*	-,447	,435	-,172	,332	-,231	-,134	-,675**	,120	,418	1,000	
	Sig. (2-seitig)	,043	,040	,095	,105	,540	,227	,407	,634	,004	,659	,107	.	
N	16	16	15	15	15	15	15	15	15	16	16	16	16	

** Korrelation ist bei Niveau 0,01 signifikant (zweiseitig).

* Korrelation ist bei Niveau 0,05 signifikant (zweiseitig).

11 ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

// ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

1-RM – 1-repetition maximum, 1-Wiederholungsmaximum

ADP – Adenosindiphosphat

ALSR – Active Straight Leg Raise

ARMSS – Applied Research Model for the Sport Sciences

ATC – Athletic Trainer Certified

ATP – Adenosintriphosphat

ATS – Athletic Training Student

cm – Zentimeter

CSCS – Certified Strength and Conditioning Specialist

CV – Kovarianz

DS – Deep Squat

DS_{oad} – Deep Squat mit 10 kg Zusatzbelastung mithilfe einer Gewichtsweste

DVZ – Dehnungsverkürzungszyklus

EBM – Evidence Based Medicine

EEG – Elektroenzephalographie

EKG – Elektrokardiogramm

EMG – Elektromyographie

Ex – Extension

Flex – Flexion

fMRI – funktionelle Magnetresonanztomographie

FMS_{total} – FMS-Gesamtscore

FT – Fast-Twitch

GTO – Golgi-Sehnenorgan

HGH – Human Growth Hormone

HRV – Heart Rate Variability

HS – Hurdle Step

HS_{backward} – Rückwärtsüberquerung der Hürde beim Hurdle Step

HS_{forward} – Vorwärtsüberquerung der Hürde beim Hurdle Step

HWC – stärkste Veränderung zwischen Test und Retest

ILL – In-line Lunge

ISI – Item-Schwierigkeitsindex

kg – Kilogramm

km/h – Kilometer pro Stunde

LESS – Landing Error Scoring System

MPa – Megapascal

ms – Millisekunden

MWC – mittlere Veränderung zwischen Test und Retest

N – Newton

OI – Musculus Obliquus Internus

PTH – Parathormon

QH – Quadiceps-Hamstring-Verhältnis

ROM – Range of Motion

RS – Rotary Stability

RS_{kontralateral} – kontralaterale Variante des Rotary Stability Items (Score 2)

RS_{unilateral} – unilaterale Variante des Rotary Stability Items (Score 3)

RPE – Rate of Perceived Exertion

s – Sekunde

SM – Shoulder Mobility

ST – Slow-Twitch

SWC – kleinste Veränderung zwischen Test und Retest

TEM – Typical Error of Measurement

TQR – Total Quality-Recovery-Skala

TrA – Musculus Transversus Abdominus

TSPU – Trunk Stability Push-Up

ZNS – Zentrales Nervensystem

12 GLOSSAR

1 Wiederholungsmaximum (1RM) – Das maximale Gewicht, das einmal bewegt werden kann.

Active Straight Leg Raise – Ein Item des FMS, bei dem die auf dem Rücken liegende Person ein Bein gestreckt maximal weit aktiv anhebt.

Adenosindiphosphat (ADP) – Ein Nukleotid, bestehend aus Adenosin und zwei Phosphatresten. ADP entsteht bei der Hydrolyse von ATP.

Adenosintriphosphat (ATP) – Ein Nukleotid, bestehend aus Adenosin und drei Phosphatresten. ATP gilt als universeller Energieträger in Zellen.

Afferente Reizleitung – Neuronale Reizleitung von der Peripherie zum Zentralen Nervensystem.

Aktin – Ein Proteinfilament, das gemeinsam mit Myosinfilamenten zur Muskelaktivität beiträgt.

Aktionspotential – Eine rapide und substantielle Depolarisation einer Membran von einer Muskel- oder Nervenzelle, ausgelöst durch zelluläre Konduktion.

Alpha-Motoneuron – Ein Neuron, das die extrafusalen Skelettmuskeln innerviert.

Applied Research Model for the Sport Sciences – Ein von David Bishop entwickeltes Model zur Einstufung von wissenschaftlichen Publikationen und Forschungsprogrammen in der Sportwissenschaft.

Deep Squat – Tiefe Überkopf-Kniebeuge, ein Item des FMS.

Depolarisierung – Eine signifikante Veränderung des elektrischen Potentials einer Membran in Relation zu seinem unmittelbaren Umfeld. Zum Beispiel die Veränderung eines positiv-negativen Verhältnisses von Neuron zum Umfeld zu einem relativen negativ-positiven Verhältnis von Neuron zum Umfeld.

Dynamische Kontraktion – Jede Muskelaktivität, die Gelenkbewegungen erzeugen.

Elektrisches Feld – Nach Maxwell ist ein elektrisches Feld ein Zustand, der im Raum durch elektrische Ladungen oder durch zeitlich veränderliche Magnetfelder erzeugt wird.

Elektrizität – Physikalisches Phänomen, das seine Ursache in ruhender oder elektrischer Ladung hat.

Elektrokardigramm (EKG) – Aufzeichnung der elektrischen Herzmuskelaktivität.

Endomysium – Bindegewebe, welches jede Muskelzelle umhüllt.

Energie – König beschreibt Energie als Arbeitsvermögen. Systeme, die Energie enthalten können, diese abgeben und Arbeit leisten. Es gibt unterschiedliche Formen von Energie zum Beispiel potentielle, kinetische, elektrische, chemische, magnetische, thermische Energie als auch atomare Bindungsenergie und Massenenergie. Ein wesentliches Axiom der Physik ist, dass Energie nicht verloren gehen kann, allerdings sind manche Prozesse der Energieumwandlung unumkehrbar.

Beispielsweise kann jede Energieform vollständig in Wärme umgewandelt werden, Wärmeenergie aber niemals wieder vollständig in eine andere Energieform.

Epimysium – Bindegewebe, das den gesamten Muskel umhüllt.

Evidence Based Medicine – Behandlungspraxis in der Medizin auf Grundlage von empirischen Belegen.

Exzentrische Kontraktion – Muskelkontraktionen, bei der der Muskeln verlängert wird.

Falsch-Positiv-Rate – Ausfallrate, der fälschlicherweise als positiv gewerteten, aber tatsächlich negativen Testobjekte.

Fasciculus – Bündel aus Einzelfasern, seien es Nervenbündel oder Muskelbündel.

Fast-Twitch-Faser – Ein Muskelfasertyp mit einer hohen glykolytischen und einer geringen oxidativen Kapazität. Steht im Zusammenhang mit Schnelligkeits- und Kraftaktivitäten.

Faszien – Sammelbegriff für unterschiedliche Bindegewebsformen.

Flexibilität – Begriff für die Beweglichkeit, die das Gelenk betreffen.

Force – Englischer Ausdruck für Kraft.

Frequenz – König beschreibt die Frequenz als die Anzahl der vollen Schwingungen irgendeines periodischen Vorgangs innerhalb eines Zeitintervalls. Maßeinheit: Hertz.

Functional Movement Screen – Ein aus sieben Items bestehender motorischer Schnelltest.

Golgi-Sehnen-Organ (GTO) – Sensorischer Rezeptor für die Spannungsmessung in der Sehne.

Hurdle Step – Item des FMS, bei dem die Person eine Hürde mit einem Bein vorwärts und rückwärts überquert.

Illusion der Gewissheit – Der Glaube, dass ein Ereignis absolut sicher ist, auch wenn dies nicht der Fall ist. Beispielsweise neigen Menschen dazu, zu glauben, dass die Ergebnisse moderner Technologien, wie der DNS-Fingerabdruckmethode, oder medizinischer Tests frei von Fehlern sind.

In-Line Lunge – Item des FMS, bei der eine Lunge-Bewegung ausgeführt wird, wobei die Testperson einen Holzstab vertikal und im Kontakt zum Hinterkopf, der Brust- und Lendenwirbelsäure hält.

Isometrische Kontraktion – Statische Muskelkontraktion.

Konzentrische Kontraktion – Verkürzende Muskelkontraktion.

Koordination – Bezeichnung für das bewegungsbezogene Produkt motorischer Kontrollprozesse.

Kraft – Im physikalische Verständnis eine Größe, welche die Merkmale eines Vektors besitzt und materielle Körper beschleunigen oder deformieren kann.

Landing Error Scoring System – Motorischer Schnelltest, der aus einem Niedersprung aus einer Höhe von 30 cm und einem direkt anschließenden maximalen Vertikalsprung besteht.

Linearer Positionsmesser / Smart Coach – Messinstrument zur Erfassung von Kraftparametern.

Magnetfeld – Nach König werden magnetische Felder durch bewegte Ladungen, zum Beispiel durch Ströme oder rasch veränderliche elektrische Felder erzeugt. Auf bewegte Ladungen bzw.

stromdurchflossene Leiter im Magnetfeld wirken Kräfte – die sogenannten Lorentz-Kräfte.

Mechanische Leistung – Physikalische Größe, die sich aus dem Quotient aus Arbeit und Zeit ergibt.

Maßeinheit: Watt.

Mobilität – Begriff, der die Beweglichkeit über mehrere Gelenke beschreibt.

Motor-Control-Index – Schwierigkeitsindex für die komplexen Bewegungsaufgaben DS, HS, ILL, RS und TSPU.

Motorische Einheit – Gesamtheit aus einem Motoneuron und den, von diesem innervierten, Muskelfasern.

Motorische Kontrolle – Sie betrifft die internen Steuerungs- und Regulationsmechanismen, die äußerlich sichtbarem Bewegungsverhalten zu Grunde liegen.

Motorische Leistung – Beschreibt die Güte motorischer Kontrollprozesse, die in messbaren Kennziffern ausgedrückt werden.

Motorischer Reflex – Eine unwillkürliche motorische Antwort auf einen bestimmten Reiz.

Muskelfaser – Einzelne Muskelzelle.

Myofibrille – Kontraktile Element von Skelettmuskeln.

Myosin – Ein Protein, das Filamente formt, die zur Muskelaktivität beitragen.

Nebulin – Neben Aktin und Myosin spielt Nebulin eine Mediatorrolle bei der Interaktion von Aktin und Myosin.

Neuron – Spezialisierte Zellen im Nervensystem für die Generierung und Leitung von Nervenimpulsen.

Neurotransmitter – Chemikalien, die zur Kommunikation von einer Nervenzelle mit einer anderen Zelle eingesetzt werden.

Physiologie – Die Lehre der Funktionsweise von Organismen.

Power – Englischsprachiger Ausdruck für Leistung.

Reliabilität – Dieses Gütekriterium beschäftigt sich mit der Zuverlässigkeit der Testergebnisse.

Beispiel: die Stabilität der Ergebnisse bei wiederholten Messungen.

Rotary Stability – Item des FMS, bei der die Person ausgehend vom Vierfüßlerstand die untere und obere Extremität auseinander und bis zur Berührung von Knie und Ellbogen aufeinander zu bewegt (Score 3: unilateral, Score 2: kontralateral).

Risiko – Wenn die mit einem Ereignis oder Merkmal verknüpfte Ungewissheit auf Grund empirischer oder kausaler Informationen bewertet wird, so spricht man von Risiko.

Sarkolemma – Die Zellmembran einer Muskelfaser.

Sensitivität – Auch Trefferquote genannt. Gibt den Anteil der positiv getesteten Personen von allen getesteten Personen, die das betreffende Merkmal (zum Beispiel Krankheit, Verletzung) haben. Die Sensitivität ist gleich der bedingten Wahrscheinlichkeit $p(\text{positiv} | \text{krank})$.

Shoulder Mobility – Item des FMS, bei der die Person die zur Faust geballten Hände möglichst weit zusammenführt, wobei eine Schulter innenrotiert und adduziert und die andere außenrotiert und abduziert wird.

Size-Principle – Gemäß diesem Prinzip diktiert die Größe der Motoneurone die Rekrutierung, sodass die kleinsten Motoneurone zuerst aktiviert werden.

Slow-Twitch-Fiber – Diese Muskelzelle wird mit Ausdauerleistungen in Verbindung gebracht. Sie verfügt über eine hohe oxidative und geringe glykolytische Kapazität.

Spezifität – Die Spezifität eines Tests auf ein Merkmal (zum Beispiel Krankheit oder Verletzung) ist der Anteil der negativ getesteten Personen von allen getesteten Personen, die das betreffende Merkmal nicht haben. Demzufolge ist die Spezifität gleich der bedingten Wahrscheinlichkeit $p(\text{negativ} | \text{nicht krank})$.

Splitsquat – Einbeinkniebeuge mit Ähnlichkeit zu den Lunges, bei der das Standbein auf einem Kasten zur Stabilisierung abgelegt wird.

Strömungspotential – Die Strömung einer Flüssigkeit oder eines Gases wird als Potentialströmung bezeichnet, wenn das Vektorfeld des Flusses ein Potential besitzt.

Struktureller Mobilitätsindex – Schwierigkeitsindex für die Mobilitätsitems ASLR und RS.

Synapse – Die Verbindung von zwei Neuronen.

Trunk Stability Push-Up – Item des FMS, bei der die Person aus einer vorgegebenen Position eine Push-Up-Bewegung ausführt.

Validität – Gütekriterium, das angibt, wie gut ein Test das misst, was er messen soll. Eine hohe Reliabilität ist notwendig, aber nicht hinreichend für eine hohe Gültigkeit eines Tests.

13 DANKSAGUNG

// DANKSAGUNG

An dieser Stelle möchte ich Herrn Prof. Dr. Hans-Georg Scherer für die engagierte und herzliche Betreuung dieser Arbeit sowie der Übertragung von herausfordernden Aufgaben in Forschung und Lehre danken.

Ebenfalls danke ich Frau Prof. Dr. Bettina Schaar für wertvolle Hinweise und Anregungen sowie die Erstellung des Zweitgutachtens.

Besonderer Dank gilt Prof. Dr. Bill Taylor, Dr. Dr. Ralf Doyscher und Elisabeth Schütz für ihre engagierte Mitarbeit bei der Erstellung der Publikationen.

Henk Kraaijenhof bin ich besonders dankbar für seine zahlreichen Denkanstöße und Inspiration.

Frau Christl Kiener vom Kiener-Verlag, Prof. Dr. Donald Neumann und Prof. Simon Gandevia gilt ein herzliches Dankschön für das zur Verfügung stellen zahlreicher Abbildungen.

Weiterhin bin ich Denise Rahn, Markus Heffels, Nicole Stukenbröker, Stephanie Hammers und Sascha Kohut für ihre rege Forschungsmitarbeit sehr dankbar.

Von ganzem Herzen, danke ich meiner Familie für ihre Unterstützung und Liebe.

Neubiberg, im Januar 2017

Kornelius Kraus