

Karlsruher Institut für Technologie (KIT)
Fakultät für Geistes- und Sozialwissenschaften

Aspekte der Sprungkraft und Sprungkraftdiagnostik unter besonderer Berücksichtigung der Entwicklung im Kindes- und Jugendalter

Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktors der Philosophie (Dr. phil.)

Vorgelegt von: M.A. Anne Richter, geboren in Weinheim

Dekan: Prof. Dr. Klaus Bös
Erster Gutachter: Prof. Dr. Hermann Schwameder
Zweiter Gutachter: Dr. Wolfgang Potthast
Tag der mündlichen Prüfung: 11. Mai 2011

Vorwort und Danksagung

Die vorliegende Arbeit ist während meiner Tätigkeit als wissenschaftliche Mitarbeiterin am Institut für Sport und Sportwissenschaft des Karlsruher Instituts für Technologie (KIT) entstanden und befasst sich thematisch mit der Sprungkraftdiagnostik und ihrer Einsatzmöglichkeit bei verschiedenen Probandengruppen. Die einzelnen Fragestellungen haben sich aus den jeweils vorherigen Studien ergeben, sodass sich die einzelnen Teilaspekte zu einem geschlossenen Ganzen zusammenfügen, aus dem abschließend wichtige Erkenntnisse und Schlussfolgerungen für Theorie und Praxis gewonnen werden können. Die einzelnen Teilaspekte werden in der vorliegenden Arbeit separat dargestellt.

Mein Dank gilt Prof. Dr. Hermann Schwameder und Prof. Dr. Klaus Bös, die die Voraussetzungen zur Erstellung dieser wissenschaftlichen Arbeit mit entsprechender personeller und messmethodischer Infrastruktur am Institut für Sport und Sportwissenschaft des Karlsruher Instituts für Technologie (KIT) geschaffen haben. Insbesondere möchte ich mich bei meinem Doktorvater Prof. Dr. Hermann Schwameder bedanken, der mir durch sein großes Vertrauen und seine Hilfe auf fachlicher und besonders auch auf persönlicher Ebene den Weg zur Promotion überhaupt ermöglichte und die Fertigstellung dieser Arbeit in vielfältiger Weise gefördert hat. Bedanken möchte ich mich auch bei Dr. Wolfgang Potthast für die Erstellung des Zweitgutachtens und seine Unterstützung durch konstruktive Anregungen und stete Gesprächsbereitschaft.

Für die inhaltliche Unterstützung und Hilfe bei speziellen Fachfragen und Problemen möchte ich Dr. Thorsten Stein, Tobias Wunsch, Dr. Ezio Preatoni und Dr. Darco Jekauc danken. Besonderer Dank gilt der Arbeitsgruppe um Prof. Dr. Alexander Woll, Prof. Dr. Annette Worth und Prof. Dr. Klaus Bös für die Bereitstellung der Daten aus der „Studie zur motorischen Leistungsfähigkeit und körperlich-sportlichen Aktivität von Kindern und Jugendlichen in Deutschland“ (Motorik-Modul).

Meinen Kolleginnen und Kollegen danke ich für die gute Zusammenarbeit in den letzten Jahren. Für ihre Anregungen, die zahlreichen schönen und heiteren Momente innerhalb und außerhalb unseres Instituts und den notwendigen sportlichen Ausgleich gilt mein Dank im Einzelnen Susanne Krug, Dietmar Blicher, Gerda Strutzenberger, Gunther Kurz, Lars Schlenker, Rainer Neumann, Claudia Karger, Sascha Härtel, Sarah Baadte sowie Florian Engel.

Von ganzem Herzen möchte ich mich bei meiner Freundin, Kollegin und Schreibtischnachbarin Gerda Strutzenberger bedanken. Ohne ihre konstruktive Kritik, ihre aufmunternden Worte und die fachlichen wie privaten Gespräche wäre mir die Fertigstellung dieser Arbeit in vorliegender Form nicht möglich gewesen.

Meinen Eltern, Käthe und Gerhard Richter, möchte ich für ihre Förderung meiner Ausbildung und ihre liebevolle Unterstützung in den letzten Jahren danken.

Mein besonderer Dank gebührt Alexander Focke für seinen uneingeschränkten Glauben an mich.

Inhaltsverzeichnis

Vorwort und Danksagung	iii
Inhaltsverzeichnis	iv
Zusammenfassung	vii
1 Allgemeine Problemstellung	1
2 Untersuchungskonzept und allgemeine Untersuchungsmethoden	5
2.1 Forschungsprojekte	7
2.1.1 Projekt 1 – „Motorik-Modul“	7
2.1.2 Projekt 2 – „Otto-Hahn-Gymnasium“	8
2.1.3 Projekt 3 – „BioMotion Center“	9
2.2 Theoretische Grundlagen	11
2.2.1 Muskelphysiologie	11
2.2.1.1 Bau des Skelettmuskels	11
2.2.1.2 Neuromuskuläre Kopplung	12
2.2.1.3 Motorische Einheit	13
2.2.1.4 Reflexaktivität	14
2.2.1.5 Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus	16
2.2.2 Struktur der Kraftfähigkeiten	18
2.2.2.1 Definitionen und Struktur	18
2.2.2.2 Morphologische und physiologische Einflussgrößen	20
2.2.3 Vertikale Sprungtests	22
2.2.3.1 Squat Jump (SJ)	23
2.2.3.2 Counter Movement Jump (CMJ)	24
2.2.3.3 Drop Jump (DJ)	25
2.3 Mess- und Auswertemethodik	27
2.3.1 Dynamik	27
2.3.1.1 Grundlagen der Dynamik	27
2.3.1.2 Datenaufnahme	27
2.3.1.3 Datenbearbeitung	29
2.3.1.4 Kriteriumsvariablen	30
2.3.2 Kinematik	34
2.3.2.1 Grundlagen der Kinematik	34
2.3.2.2 Datenaufnahme	35
2.3.2.3 Datenbearbeitung	35
2.3.2.4 Kriteriumsvariablen	36
2.3.3 Inverse Dynamik	38
2.3.3.1 Grundlagen der inversen Dynamik	38
2.3.3.2 Kriteriumsvariablen	38
2.3.4 Dynamische Systemtheorie	40
2.3.4.1 Grundlagen der dynamischen Systemtheorie	40
2.3.4.2 Variablen-Variablen Diagramm	41
2.3.4.3 Kontinuierliche relative Phasenwinkel	42
2.3.4.4 Orthogonale Referenzfunktionen	45

3	Untersuchungen zum Einsatz des Counter Movement Jumps und des Drop	
	Jumps in der Sprungkraftdiagnostik	47
3.1	Effects of age, gender and activity level on counter-movement jump	
	performance and variability in children and adolescents	47
3.1.1	Introduction	47
3.1.2	Methods	49
3.1.2.1	Subjects	49
3.1.2.2	Data collection and reduction	50
3.1.2.3	Statistics	50
3.1.3	Results	51
3.1.3.1	Age and gender	51
3.1.3.2	Activity level	54
3.1.4	Discussion	55
3.1.4.1	Age and gender	55
3.1.4.2	Activity level	56
3.1.5	Conclusion	58
3.2	Counter Movement Jump mit und ohne Armschwung: Alters- und	
	Geschlechtseffekte	60
3.2.1	Problemstellung	60
3.2.2	Untersuchungsmethodik	63
3.2.2.1	Stichprobe	63
3.2.2.2	Datenaufnahme und Datenbearbeitung	63
3.2.2.3	Statistik	63
3.2.3	Darstellung der Ergebnisse	64
3.2.3.1	Sprunghöhe	64
3.2.3.2	Variabilität der Sprunghöhe	65
3.2.4	Diskussion der Ergebnisse	68
3.2.4.1	Sprunghöhe	68
3.2.4.2	Variabilität der Sprunghöhe	69
3.2.5	Schlussfolgerung	71
3.3	Counter-movement jump in performance diagnostics: Use of the correct	
	jumping technique	72
3.3.1	Introduction	72
3.3.2	Methods	74
3.3.2.1	Subjects	74
3.3.2.2	Data collection and reduction	74
3.3.2.3	Statistics	75
3.3.3	Results	76
3.3.4	Discussion	79
3.3.5	Conclusion	82
3.4	Inter-joint coordination in jumping: Effect of performance level and jumping	
	technique	83
3.4.1	Introduction	83
3.4.2	Methods	85
3.4.2.1	Subjects	85
3.4.2.2	Data collection and reduction	85
3.4.2.3	Statistics	86

3.4.3	Results.....	88
3.4.3.1	Variables of individual joints	88
3.4.3.2	Phase plots.....	93
3.4.3.3	Continuous relative phase	96
3.4.4	Discussion	99
3.4.4.1	Variables of individual joints	99
3.4.4.2	Continuous relative phase	100
3.4.5	Conclusion.....	102
3.5	Der Einsatz des Drop Jumps als Reaktivsprung im Kindes- und Jugendalter	103
3.5.1	Problemstellung.....	103
3.5.2	Untersuchungsmethodik.....	106
3.5.2.1	Stichprobe	106
3.5.2.2	Datenaufnahme und Datenbearbeitung	106
3.5.2.3	Ausschlusskriterium.....	106
3.5.2.4	Statistik	107
3.5.3	Darstellung der Ergebnisse	108
3.5.3.1	Bodenkontaktzeit.....	109
3.5.3.2	Sprunghöhe	109
3.5.3.3	Maximalkraft	110
3.5.3.4	Maximaler Kraftanstieg	111
3.5.4	Diskussion der Ergebnisse	112
3.5.4.1	Bodenkontaktzeit.....	112
3.5.4.2	Sprunghöhe	113
3.5.4.3	Maximalkraft	114
3.5.4.4	Maximaler Kraftanstieg	114
3.5.5	Schlussfolgerung.....	116
3.6	Counter Movement Jump und Drop Jump: Ein Vergleich der beiden Sprungtechniken	117
3.6.1	Problemstellung.....	117
3.6.2	Untersuchungsmethodik.....	121
3.6.2.1	Stichprobe	121
3.6.2.2	Datenaufnahme und Datenbearbeitung	121
3.6.2.3	Statistik	122
3.6.3	Darstellung der Ergebnisse	123
3.6.3.1	Sprunghöhe	123
3.6.3.2	Maximalkraft	124
3.6.3.3	Maximaler Kraftanstieg	124
3.6.4	Diskussion der Ergebnisse	126
3.6.5	Schlussfolgerung.....	129
4	Zusammenfassende Schlussfolgerungen.....	130
	Literatur.....	133

Zusammenfassung

Für viele Sportarten stellt die Sprungkraft einen leistungsbestimmenden Faktor dar. Für die Trainingssteuerung spielt daher die sportartspezifische Sprungleistung eine entscheidende Rolle. Um diese zu überprüfen, haben sich in der Sprungkraftdiagnostik vor allem drei verschiedene Vertikalsprünge etabliert: der Counter Movement Jump (CMJ), der Squat Jump (SJ) und der Drop Jump (DJ). In der Vergangenheit wurde die Sprungkraftdiagnostik bereits in zahlreichen Studien zur Beschreibung der Entwicklung der Sprungkraft, zur Leistungs- oder zur Trainingskontrolle der Sprungkraft eingesetzt, aber auch in Zukunft wird die Sprungkraftdiagnostik ein wichtiges Instrument der Bewegungs- und Trainingswissenschaft sein. Sie sollte daher auch künftig Gegenstand kritischer Forschung bleiben, um weitere Einsatzmöglichkeiten, aber auch die Grenzen der verschiedenen Sprungtechniken noch genauer beleuchten zu können.

So ist beispielsweise der Einsatz verschiedener Vertikalsprünge zur Sprungkraftdiagnostik im Kindes- und Jugendalter bisher nur lückenhaft dokumentiert. Kaum eine Untersuchung beschreibt die geschlechtsspezifische Entwicklung der Sprungkraftleistung und die leistungsdiagnostische Einsatzmöglichkeit von Vertikalsprüngen vom Kindesalter über die Pubertät bis hin zum Jugendalter. Des Weiteren stellt sich vor allem für den Counter Movement Jump bei der Wahl der richtigen Ausführungsvariante immer wieder die Frage, ob dieser mit oder ohne Armschwung durchgeführt werden soll und welche Mechanismen und Parameter einen effektiven von einem nicht effektiven Armschwung unterscheiden. Für den Drop Jump, der als anspruchsvollster Sprung gilt, stellt sich die Frage, ob er überhaupt einen geeigneten Vertikalsprung darstellt, der zur Bestimmung der Sprungkraft in der Sprungkraftdiagnostik bei Kindern und Jugendlichen eingesetzt werden kann. Auch die Frage nach Unterschieden und Zusammenhängen der Sprungleistung zwischen den Sprungtechniken Drop Jump und Counter Movement Jump ist nur lückenhaft untersucht, könnte allerdings Informationen darüber geben, ob zwischen den beiden Sprungtechniken ein Transfer der Sprungleistung von einer Sprungform auf die andere möglich ist.

Diese Forschungsdefizite und daraus abgeleiteten Fragestellungen wurden anhand von sechs Teiluntersuchungen bearbeitet, die aus 3 Forschungsprojekten entstanden sind. In Kapitel 2.1 werden diese Forschungsprojekte beschrieben. Der zugrunde liegende Datensatz für das erste Projekt wurde als Motorik-Modul (MoMo) im Rahmen des Kinder- und Jugendgesundheits surveys des Robert Koch-Institutes erhoben (KiGGS, Kernsurvey). Insgesamt wurden 4529 Kinder und Jugendliche im Alter zwischen 4 und 17 Jahren aus Deutschland unter anderem mit einem Sprungkrafttest (Counter Movement Jump) hinsichtlich ihrer motorischen Leistungsfähigkeit getestet. Für diese Arbeit wurden die Daten von 1835 Kindern neu ausgewertet. Im zweiten Projekt wurden insgesamt 466 Schülerinnen und Schüler aus den Klassenstufen 5-11 hinsichtlich ihrer Sprungkraft getestet. Hierzu wurden als Testverfahren der Counter Movement Jump mit und ohne Armschwung sowie der Drop Jump eingesetzt. Im dritten Forschungsprojekt wurde der Armeinsatz beim Counter Movement Jump von 27 männlichen Probanden mittels kinematischer und dynamischer Testverfahren genauer untersucht.

Nach Aufarbeitung der theoretischen Grundlagen in Kapitel 2.2 werden in Kapitel 2.3 die genauen Mess- und Auswertemethoden beschrieben, die für die sechs Teiluntersuchungen genutzt worden sind. In Kapitel drei werden die sechs Teiluntersuchungen als eigenständige in sich abgeschlossene Studien dargestellt. Im Folgenden wird für jede der sechs Studien eine Zusammenfassung gegeben.

Studie I: Effekte von Alter, Geschlecht und Aktivitätsniveau auf die Counter Movement Jump-Leistung und deren Variabilität bei Kindern und Jugendlichen

Trotz zahlreicher Studien im Bereich der Sprungkraftdiagnostik fehlt immer noch ein fundiertes Wissen über die Entwicklung und den Verlauf der Sprungkraftfähigkeit vom Kindes- bis zum Jugendalter, die Stabilität der Sprungleistung über mehrere Sprünge und den Einfluss von Geschlecht und Aktivitätsniveau auf die Sprungleistung und deren Entwicklung. Ziel dieser Studie war daher die Counter Movement Jump-Leistung und deren Variabilität bei Kindern und Jugendlichen in Abhängigkeit von Alter, Geschlecht und Aktivitätsniveau zu untersuchen. Insgesamt führten 1835 Teilnehmer drei Counter Movement Jumps mit fixierten Armen auf einer Kraftmessplatte durch. Die Probanden wurden zunächst in sechs Altersgruppen und in jeder Altersgruppe in männliche und weibliche Probanden eingeteilt, um Alters- und Geschlechtseffekte analysieren zu können. Anschließend wurden alle Teilnehmer in aktive und nicht-aktive Probanden eingeteilt, um den Effekt des Aktivitätsniveaus auf die Sprungleistung untersuchen zu können. Als Parameter wurde die Sprunghöhe berechnet und der beste der drei Sprünge wurde genutzt, um die Maximalkraft und die maximale Kraftanstiegsrate zu berechnen. Die Variabilität der drei Parameter über alle drei Sprünge wurde mittels des Variabilitätskoeffizienten berechnet. Die Sprunghöhe stieg mit zunehmendem Alter an, während der maximale Kraftanstieg abnahm. Für die männlichen Probanden wurden größere Sprunghöhen gefunden als für die weiblichen Probanden. Bei der Maximalkraft und der maximalen Kraftanstiegsrate dagegen wiesen die weiblichen Probanden die größeren Werte auf. Die Variabilität der Sprunghöhe und Maximalkraft nahm mit steigendem Alter ab und reliable Daten konnten ab einem Alter von 10 Jahren erfasst werden. Für die maximale Kraftanstiegsrate wurde eine hohe Variabilität gefunden, weswegen dieser Parameter nur mit Vorsicht interpretiert werden sollte. Aktive Probanden sprangen höher als nicht-aktive Probanden, das Aktivitätsniveau scheint die Sprungleistung also ebenfalls entscheidend zu beeinflussen.

Studie II: Counter Movement Jump mit und ohne Armschwung: Alters- und Geschlechtseffekte

In der Sprungkraftdiagnostik stellt sich bei der Wahl der richtigen Ausführungsvariante vor allem für den Counter Movement Jump immer wieder die Frage, ob dieser mit oder ohne Armschwung durchgeführt werden soll. Diese Studie wurde durchgeführt, um die beiden Sprungtechniken Counter Movement Jump mit und ohne Armschwung bei einer großen Stichprobe mit Probanden unterschiedlichen Alters und Geschlechts zu untersuchen. Dabei wurde der Einfluss der drei Faktoren Sprungtechnik, Alter und Geschlecht auf die Sprunghöhe, aber vor allem auch auf die Variabilität der Sprunghöhe analysiert. Von besonderem Interesse

war dabei die Analyse der Wechselwirkung zwischen Sprungtechnik und Alter sowie zwischen Sprungtechnik und Geschlecht. Insgesamt nahmen 127 weibliche und 197 männliche Schüler im Alter zwischen 10 und 17 Jahren an der Untersuchung teil. Alle Probanden führten jeweils drei Counter Movement Jumps mit und ohne Armschwung auf einer Kraftmessplatte aus. Es wurden drei Altersgruppen gebildet und innerhalb jeder Altersgruppe wurden wiederum die männlichen und weiblichen Probanden getrennt voneinander betrachtet. Die Sprunghöhe wurde berechnet, wobei der beste der drei Versuche in die weitere Analyse einbezogen wurde. Die Variabilität der Sprunghöhe wurde mittels des Variabilitätskoeffizienten über drei Versuche bestimmt. Der Armschwung wurde von den älteren Probanden besser genutzt und die männlichen Probanden konnten sich durch den Armschwung stärker verbessern als die weiblichen Schüler. Die Variabilität der Sprunghöhe sank mit steigendem Alter und war niedriger für den Counter Movement Jump ohne Armschwung als mit Armschwung. Die Interaktion zwischen Sprungtechnik und Geschlecht zeigte für den Counter Movement Jump ohne Armschwung eine höhere Variabilität der Sprunghöhe für die Jungen, beim Counter Movement Jump mit Armschwung eine höhere Variabilität für die Mädchen. Die Ergebnisse verdeutlichen, dass sich alters- und geschlechtsspezifische Effekte auf die Sprunghöhe und die Variabilität der Sprunghöhe sowohl beim Counter Movement Jump mit als auch beim Counter Movement Jump ohne Armschwung nachweisen lassen. Der Counter Movement Jump mit Armschwung stellt offensichtlich die komplexere Bewegung dar, die in der Ausführung hinsichtlich der Stabilität mehr Schwierigkeiten bereitet als der Sprung mit fixierten Armen. Jungen können diese Aufgabe besser lösen als Mädchen und die älteren Probanden besser als die jüngeren Schüler.

Studie III: Counter Movement Jump in der Sprungkraftdiagnostik: Die Wahl der richtigen Sprungtechnik

In dieser Studie wurde der Effekt des Armschwungs und des Aktivitätsniveaus auf die Sprunghöhe und deren Variabilität beim Counter Movement Jump untersucht, um Informationen über den Einsatz der richtigen Sprungtechnik bei unterschiedlich aktiven Probanden zu bekommen. 324 Schüler der Klassenstufe 5-11 führten jeweils 3 Counter Movement Jumps mit und ohne Armschwung durch. Alle Probanden wurden in Aktivitätsgruppen eingeteilt und die Sprungleistung der aktiven und nicht-aktiven Probanden wurde miteinander verglichen. Für alle Versuche wurde die Sprunghöhe berechnet, wobei jeweils der beste Sprung jeder Technik für die weitere Analyse genutzt wurde. Die Variabilität der Sprunghöhe wurde mittels des Variabilitätskoeffizienten über jeweils drei Versuche bestimmt. Die Reliabilität der Sprunghöhe wurde durch den Intra-Klassen-Korrelationskoeffizienten angegeben. Die Reliabilität der Sprunghöhe war für alle Bedingungen sehr hoch. Alle Probanden sprangen mit Armschwung höher als ohne und für beide Sprungtechniken wiesen die aktiven Probanden größere Sprunghöhen auf als die nicht-aktiven Schüler. Die signifikante Interaktion zwischen Sprungtechnik und Aktivitätsniveau zeigte, dass aktive Probanden den Armschwung besser nutzen können als nicht-aktive. Für die Variabilität der Sprunghöhe wurden zwischen den Sprungtechniken und den Aktivitätsgruppen keine signifikanten Unterschiede gefunden. Die Ergebnisse zeigen, dass die Sprunghöhe für alle Probandengruppen und beide

Sprungtechniken reliabel gemessen werden kann. Daher sollte die Sprungtechnik je nach Einsatz, Probandengruppe und Fragestellung individuell gewählt werden.

Studie IV: Effekte des Leistungsniveaus und der Sprungtechnik auf die Zwischengelenks-Koordination beim Counter Movement Jump

Die Mechanismen, die beim Counter Movement Jump durch den Armschwung zu einer größeren Sprunghöhe führen, sind weitestgehend bekannt. Dennoch gibt es kaum Untersuchungen, welche sich mit den Mechanismen, die bei aktiven und geübten Probanden zu einem besseren Nutzen des Armschwungs führen, beschäftigen. Daher wurden sowohl kinematische und kinetische Parameter der unteren und oberen Extremität als auch kontinuierliche relative Phasenwinkel (CRP) zwischen verschiedenen Gelenken in Bezug auf Unterschiede zwischen guten und schlechten Springern für die beiden Sprungtechniken Counter Movement Jump mit und ohne Armschwung untersucht. Insgesamt nahmen 27 männliche erwachsene Probanden an der Untersuchung teil. Die Probanden führten jeweils drei Counter Movement Jumps mit und ohne Armschwung aus. Aufgrund ihrer besten Sprunghöhe beim Counter Movement Jump mit Armschwung wurden die Probanden in zwei Leistungsgruppen aufgeteilt: Die guten Springer (Gruppe I) und die schlechten Springer (Gruppe II). Kinematische und kinetische Daten wurden mit Hilfe eines Infrarot-Kamerasystems (Vicon) und zwei AMTI Kraftmessplatten aufgezeichnet. Sowohl kinematische und invers-dynamische Parameter in den einzelnen Gelenken als auch CRPs zwischen Hüfte und Knie, Knie und Sprunggelenk sowie Schulter und Knie wurden berechnet und zwischen den zwei Probandengruppen und Sprungtechniken verglichen. Technikeffekte zeigten sich vor allem in den Winkelgeschwindigkeiten, der Leistung und der Arbeit in den einzelnen Gelenken. Gruppeneffekte konnten für die Gelenkmomente, die Leistung sowie die Arbeit vor allem im Sprung- und Kniegelenk nachgewiesen werden. Signifikante Interaktionen zwischen Sprungtechnik und Probandengruppe wurden außer für die Sprunghöhe nur für die maximale und minimale Winkelgeschwindigkeit im Schultergelenk gefunden. Die CRPs der drei Gelenkpaare unterschieden sich kaum zwischen den beiden Probandengruppen und Sprungtechniken. Der größere Nutzen des Armschwungs für die guten im Vergleich zu den schlechten Springern kann daher vor allem auf einen schnelleren Armschwung mit stärkerem Abbremsen der Arme gegen Ende der Bewegung zurückgeführt werden.

Studie V: Der Einsatz des Drop Jumps als Reaktivsprung im Kindes- und Jugendalter

Der Drop Jump stellt im Vergleich zum Counter Movement Jump weitaus höhere Anforderung an die koordinativen Fähigkeiten der Testperson. In zahlreichen Studien wird der Drop Jump bereits im Kindes- und Jugendalter als Sprungkrafttest eingesetzt, allerdings weisen die hohen Bodenkontaktzeiten in diesen Studien darauf hin, dass die meisten Kinder und Jugendliche gar nicht in der Lage sind, einen Drop Jump im Sinne eines Reaktivsprungs auszuführen. Ziel dieser Untersuchung war es daher, an einer großen Stichprobe von Kindern und Jugendlichen mit unterschiedlicher sportlicher Vorerfahrung die Drop Jump Leistung zu untersuchen. Es sollte geklärt werden, inwieweit der klassische Drop Jump aufgrund seines hohen koordinativen Anspruchs im Kindes- und Jugendalter grundsätzlich einsatzfähig ist und welchen Effekt die

Faktoren Alter, Geschlecht und Aktivitätsniveau auf die Drop Jump-Leistung haben. Insgesamt nahmen 466 Schüler und Schülerinnen an der Studie teil und führten zwei Drop Jumps (20 cm) auf einer Kraftmessplatte aus. Die Schüler wurden in drei Aktivitätsgruppen und in drei Altersgruppen eingeteilt. Innerhalb der Altersgruppen wurden männliche und weibliche Probanden getrennt voneinander untersucht. Die Bodenkontaktzeit, die Sprunghöhe aus der Flugzeit, der Reaktiv-Kraft-Index, die Maximalkraft und der maximale Kraftanstieg wurden berechnet. Alle Drop Jumps mit einer Bodenkontaktzeit über 210 ms wurden als ungültig gewertet. Es waren nur 146 Schüler in der Lage, einen gültigen Drop Jump auszuführen. Knapp 70% der Kinder bringen offensichtlich nicht die neuromuskulären und koordinativen Voraussetzungen mit, um bei dem Reaktivsprung Bodenkontaktzeiten unterhalb der gesetzten Grenze von 210 ms zu realisieren. Für die 146 Probanden mit einem gültigen Sprung zeigte sich, dass sowohl Alter und Geschlecht als auch das Aktivitätsniveau einen signifikanten Einfluss auf die einzelnen Parameter haben. Abschließend konnte zusammengefasst werden, dass der Einsatz des Drop Jumps im Kindes- und Jugendalter als Standardtest kritisch einzustufen ist. Vor allem aber sollte überdacht werden, ob man in künftigen Studien überhaupt von einem Drop Jump reden sollte, wenn sich Bodenkontaktzeiten über 250 ms und Doppelpeaks als Zeichen eines Fersendurchschlags nachweisen lassen.

Studie VI: Counter Movement Jump und Drop Jump: Ein Vergleich der beiden Sprungtechniken

Sowohl beim Drop Jump als auch beim Counter Movement Jump spielt der Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ) eine entscheidende Rolle. Allerdings läuft der Drop Jump im kurzen und der Counter Movement Jump im langen DVZ ab, wodurch sie sich in den Absolutwerten der Sprungleistung durchaus unterscheiden können. Trotzdem stellte sich die Frage, ob sich zwischen den beiden Sprungformen Zusammenhänge aufweisen lassen, die darauf hindeuten, dass trotz der unterschiedlich beanspruchten Mechanismen die Sprungleistung beider Techniken durch ähnliche Voraussetzungen determiniert ist. Ziel dieser Studie war es daher, die Sprungleistung der beiden Vertikalsprünge Counter Movement Jump und Drop Jump zu vergleichen. Dadurch sollten Unterschiede, aber auch Zusammenhänge zwischen den Sprüngen genauer beschrieben und daraus ableitend die beiden Sprungtechniken zueinander in Beziehung gesetzt werden können. Dabei wurde auch der Einfluss von Alter, Geschlecht und Aktivitätsniveau berücksichtigt. Insgesamt standen 139 Schüler und Schülerinnen für die Untersuchung zur Verfügung. Alle Probanden führten 3 Counter Movement Jumps und 2 Drop Jumps (20 cm) jeweils mit fixierten Armen auf einer Kraftmessplatte durch, wobei von jeder Sprungtechnik jeweils der beste Versuch in die weitere Analyse einbezogen wurde. Neben drei Altersgruppen und drei Aktivitätsgruppen wurden auch die männlichen und weiblichen Probanden teilweise getrennt voneinander untersucht. Als Parameter wurden Sprunghöhe, Maximalkraft sowie maximaler Kraftanstieg berechnet. Alle drei Parameter unterschieden sich signifikant zwischen den beiden Sprungtechniken Drop Jump und Counter Movement Jump. Mittlere Korrelationen zwischen den beiden Sprüngen wurden nur für den Parameter Sprunghöhe gefunden, die Parameter Maximalkraft sowie maximaler Kraftanstieg dagegen korrelierten nicht zwischen den beiden Sprungtechniken. Alter, Geschlecht und Aktivitätsniveau hatten teilweise einen Einfluss auf die Unterschiede zwischen den beiden Sprungtechniken,

kaum jedoch auf die Korrelation zwischen den Sprüngen. Die beiden Sprungtechniken scheinen unterschiedliche physiologische Mechanismen zu beanspruchen, die relativ unabhängig voneinander einzustufen sind. Diese Unterschiede zeigen sich allerdings nur, wenn die beiden Sprünge auch tatsächlich differenziert ausgeführt werden und somit Sprungleistungen im kurzen Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DJ) gegenüber Sprungleistungen im langen Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (CMJ) beansprucht werden. Die Wahl des richtigen Sprungs sollte je nach Diagnoseziel gut überlegt sein, da von der Leistung des einen Sprungs nur bedingt auf die Leistung des anderen geschlossen werden kann.

1 Allgemeine Problemstellung

Springen ist – neben Gehen und Laufen – eine der frühesten Formen der Fortbewegungsfähigkeit in der Ontogenese eines Menschen. Normal entwickelte Kleinkinder beginnen etwa mit dem zweiten Lebensjahr den Versuch, sich selbst in die Luft zu befördern, was man im weitesten Sinne als „Springen“ bezeichnen könnte (Jensen et al., 1994). Kleinkinder in diesem Alter sind allerdings noch nicht in der Lage, ihren Körper durch simultanes Strecken beider Beine in die Luft zu katapultieren. Sie springen zunächst nur von einem Bein auf das andere im Sinn einer vergrößerten Schrittbewegung. Ein beidbeiniger Sprung aus dem Stand ist eine komplexe neuromuskuläre Aufgabe, die koordinierte Bewegungen sowohl der Beine als auch der Arme beinhaltet (Hellebrandt et al., 1961). Dabei scheinen sich die Bewegungsmuster der Beine im Sinne eines phylogenetischen Erlernens einfacher zu entwickeln. Das beidbeinige Springen entwickelt sich bereits zwischen dem dritten und vierten Lebensjahr (Jensen et al., 1994). Im Gegensatz dazu sind die Arme zunächst kaum beteiligt. Während sich die „Antriebskraft“ der Beine mit dem Wachstum und der Entwicklung vergrößert, werden die Arme vor allem zur Regulierung und Stabilisation eingesetzt. Die Kopplung von Arm- und Streckbewegung der unteren Extremität bei einem beidbeinigen Sprung ist eine erlernte Fertigkeit, die sich erst verhältnismäßig spät entwickelt (Hellebrandt et al., 1961).

Im weiteren Verlauf des Lebens gewinnt das Springen vor allem für den Sport immer mehr an Bedeutung. In sehr vielen Sportarten spielt das Springen eine entscheidende, häufig sogar eine leistungsbestimmende Rolle. In verschiedenen Spportsportarten wie Handball, Basketball oder Volleyball, in der Leichtathletik beim Hoch- oder Weitsprung, im Turnen oder im Skisprung, bei allen Sportarten steht das Weit-, vor allem aber das Hoch-Springen im Vordergrund. Voraussetzungen hierfür sind neben koordinativen Aspekten hauptsächlich die vertikale Sprungkraft als dynamische Schnellkraft und damit „die Fähigkeit des neuromuskulären Systems einen möglichst großen Kraftstoß (Impuls) zu produzieren“ (Weineck, 2010, S. 514).

Zur Messung der vertikalen Sprungkraft haben sich auf der Grundlage der Arbeiten von Asmussen & Bonde-Petersen (1974) und Kuhlowl (1980) verschiedene Vertikalsprünge als Basistests etabliert. In der sportbiomechanischen Forschung gibt es zahlreiche Arbeiten, die sich mit den Einsatzmöglichkeiten und Unterschieden der verschiedenen Sprungtechniken befassen und diese z.B. zur Beschreibung der Entwicklung der Sprungkraft, zur Leistungs- oder zur Trainingskontrolle der Sprungkraft einsetzen (z.B. Bencke et al., 2002, Bissas & Havenetidis, 2008, Harrison & Gaffney, 2001, Oliver et al., 2007, Thomas et al., 2009). Auch in Zukunft wird die Sprungkraftdiagnostik ein wichtiges Instrument der Bewegungs- und Trainingswissenschaft bleiben und an Bedeutung für die Sportpraxis zunehmen. Sie sollte daher auch künftig Gegenstand kritischer Forschung bleiben, um weitere Einsatzmöglichkeiten, aber auch die Grenzen der verschiedenen Sprungtechniken noch genauer beleuchten zu können.

So ist beispielsweise der Einsatz verschiedener Vertikalsprünge zur Sprungkraftdiagnostik im Kindes- und Jugendalter bisher nur lückenhaft dokumentiert. Kaum eine Untersuchung beschreibt die geschlechtsspezifische Entwicklung der Sprungkraftleistung und die leistungsdiagnostische Einsatzmöglichkeit von Vertikalsprüngen vom Kindesalter über die

Pubertät bis hin zum Jugendalter. Trotzdem werden vor allem der Counter Movement Jump (beidbeiniger vertikaler Sprung mit Ausholbewegung) und auch der Drop Jump (Nieder-Hoch-Sprung) eingesetzt, um Sprungkraftleistungen von Kindern und Jugendlichen zu beschreiben und zu interpretieren (z.B. Bencke et al., 2002, Gerodimos et al., 2008, Harrison & Gaffney, 2001, Hewett et al., 2006, Quatman et al., 2006). Hierfür fehlt jedoch immer noch ein fundiertes Wissen über die Entwicklung und den Verlauf der Sprungkraftfähigkeit vom Kindes- bis zum Jugendalter, die Stabilität der Sprungleistung über mehrere Sprünge und den Einfluss von Geschlecht und Aktivitätsniveau auf die Sprungleistung und deren Entwicklung. In einem ersten Schritt soll diese Forschungslücke am Beispiel des Counter Movement Jumps gefüllt werden. Hieraus leitet sich die erste Fragestellung dieser Arbeit ab:

- (1) Wie beeinflussen Alter, Geschlecht und Aktivitätsniveau die Sprunghöhe, die Maximalkraft und die maximale Kraftanstiegsrate beim Counter Movement Jump vom Kindesalter bis hin zum Jugendalter?

Dabei werden Daten von einer entsprechend großen Stichprobe einbezogen und Kinder über eine sehr große Altersspanne hinweg untersucht, um ein grundlegendes Verständnis für die generelle Einsatzmöglichkeit des Counter Movement Jumps in der Sprungkraftdiagnostik mit Kindern und Jugendlichen zu bekommen.

In der Sprungkraftdiagnostik stellt sich bei der Wahl der richtigen Ausführungsvariante vor allem für den Counter Movement Jump die Frage, ob dieser mit oder ohne Armschwung durchgeführt werden soll. In der Literatur findet man Studien, die sowohl die eine als auch die andere Sprungtechnik einsetzen, und zahlreiche Untersuchungen beschäftigen sich mit den Unterschieden zwischen dem Counter Movement Jump mit und ohne Armschwung (z.B. Feltner et al., 2004, Gerodimos et al., 2008, Harman et al., 1990, Lees et al., 2004). Besonders für den Einsatz des Counter Movement Jumps im Kindes- und Jugendalter scheint allerdings noch immer nicht ausreichend geklärt, welche der beiden Sprungtechniken zuverlässiger ist und daher speziell bei Kindern und Jugendlichen bevorzugt eingesetzt werden sollte. In einem zweiten Schritt wird deshalb ein Technikvergleich des Counter Movement Jumps mit und ohne Armschwung bei Kindern und Jugendlichen unterschiedlichen Alters, Geschlechts und Aktivitätsniveaus durchgeführt, um den Einfluss dieser Faktoren auf den Counter Movement Jump mit und ohne Armschwung zu untersuchen. Dieser Aspekt wird in zwei Teilschritten ausgewertet, sodass sich daraus die nächsten zwei Forschungsfragen dieser Arbeit ableiten lassen. Zur Beantwortung dieser Fragestellungen werden bei der Probanden- und Parameterauswahl die Ergebnisse der ersten Untersuchung mit einbezogen. Daher wird die Altersspanne der Kinder verkleinert und ausschließlich die Sprunghöhe als Parameter herangezogen, da man hier die stabilsten und aussagekräftigsten Ergebnisse erwarten kann. Die konkreten Fragestellungen lauten:

- (2) Wie beeinflussen die Faktoren Alter und Geschlecht die Sprungleistung des Counter Movement Jumps mit und ohne Armschwung?

Insbesondere soll der Fokus dieser Untersuchung auf die Analyse sowohl der Interaktion zwischen Sprungtechnik und Geschlecht als auch der Interaktion zwischen Sprungtechnik und Alter gelegt werden.

- (3) Wie beeinflusst das Aktivitätsniveau der Kinder die Sprungleistung des Counter Movement Jumps mit und ohne Armschwung?

Hierbei wird vor allem die Veränderung der Sprunghöhe des Counter Movement Jumps und deren Variabilität durch den Einsatz des Armschwungs bei unterschiedlich aktiven Kindern und Jugendlichen beschrieben.

Da zur Beantwortung dieser beiden Teilaspekte in der Untersuchung ausschließlich dynamische Daten, also Bodenreaktionskräfte, zur Analyse und Auswertung aufgezeichnet werden, ist die Diskussion der Ergebnisse beschränkt. Es zeigt sich zwar, dass aktive Kinder den Armschwung effektiver nutzen können als nicht-aktive Kinder, die genauen Mechanismen, die beim Counter Movement Jump durch den Armeinsatz zu größeren Sprunghöhen führen, können allerdings nicht untersucht werden. Aus bisherigen Studien, die sowohl dynamische als auch kinematische Parameter in ihre Untersuchung mit einbeziehen, sind die wichtigsten Parameter aus invers-dynamischen Berechnungen bekannt und somit die wichtigsten Mechanismen, die zu einer Vergrößerung der Sprunghöhe beim Counter Movement Jump durch den Einsatz eines Armschwungs führen (Feltner et al., 2004, Lees et al., 2004). Es ist bisher jedoch noch weitgehend unklar, wie sich ein „guter“ von einem „schlechten“ Armschwung unterscheidet und welche Parameter besonders geeignet sind, um hier Unterschiede aufzuzeigen. Daher wird im nächsten Schritt eine vierte Fragestellung formuliert und in einer weiteren Studie untersucht:

- (4) Welche Mechanismen führen zu einem erfolgreichen Armschwung und welche Parameter sind geeignet, um die Effektivität des Armschwungs zu beurteilen?

Zusätzlich werden mit Hilfe von „continuous relative phase angles“ auch koordinative Aspekte des Counter Movement Jumps mit und ohne Armschwung untersucht.

Neben dem Counter Movement Jump findet auch der Drop Jump Einsatz in der Sprungkraftdiagnostik mit Kindern und Jugendlichen (Bencke et al., 2002, Gantiraga et al., 2006, Gissis et al., 2006, Hewett et al., 2006, Kollath et al., 2006, McKay et al., 2005, Oliver et al., 2007, Pääsuke et al., 2001, Quatman et al., 2006). In der Literatur wird der Drop Jump als anspruchsvollster Vertikalsprung beschrieben, der das höchste Niveau an Bewegungskoordination erfordert (Wank & Heger, 2009). Durch die kurzen Stützphasen beim Drop Jump und die daraus resultierenden kleinen Muskellängenveränderungen müssen große Muskelkräfte in kurzer Zeit abgefangen werden, was ein hohes Maß an Kraftfähigkeit der Beinstrecker voraussetzt (Wank & Heger, 2009). Die Ergebnisse einiger Studien zum Drop Jump im Kindes- und Jugendalter zeigen, dass die Probanden dieses Alters häufig gar nicht in der Lage sind einen Drop Jump auszuführen, ohne bei der Landung mit der Ferse „durchzuschlagen“ (Kollath et al., 2006, Oliver et al., 2007). Das wiederum führt zu längeren Bodenkontaktzeiten und die Bewegungskoordination entspricht dann nicht mehr einer exzentrisch-konzentrischen Kontraktion im kurzen, sondern eher im langen Dehnungs-Verkürzung-Zyklus. Dieses Problem zeigt sich allerdings nicht nur bei Studien mit Kindern und Jugendlichen, sondern auch in Arbeiten mit erwachsenen Probanden (Bobbert et al., 1987a, 1987b, Byrne & Eston, 2002, Laffaye et al., 2006). Dies verdeutlicht, dass entsprechende koordinative und konditionelle Voraussetzungen gegeben sein müssen, um einen Drop Jump im

kurzen Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus korrekt ausführen zu können. Es bleibt daher fraglich, ob der Drop Jump grundsätzlich einen geeigneten Vertikalsprung darstellt, der zur Bestimmung der Sprungkraft in der Sprungkraftdiagnostik bei Kindern und Jugendlichen eingesetzt werden kann, woraus sich die nächste Fragestellung der Arbeit ableitet:

- (5) Wie entwickelt sich die Drop Jump-Leistung bei Kindern und Jugendlichen hinsichtlich verschiedener Aspekte?

Dabei soll geklärt werden, in wieweit der klassische Drop Jump aufgrund seines hohen Anspruchs im Kindes- und Jugendalter eingesetzt werden kann und welchen Effekt die Faktoren Alter, Geschlecht und Aktivitätsniveau auf die Drop Jump-Leistung haben.

Nachdem die Einsatzmöglichkeiten des Counter Movement Jumps und Drop Jumps für jede Sprungtechnik einzeln untersucht werden, interessiert die Frage nach Unterschieden und Zusammenhängen der Sprungleistung zwischen den beiden Sprungtechniken. Ausgehend von den Ergebnissen aus der fünften Fragestellung, die auf gewisse Probleme beim Einsatz des Drop Jumps im Kindes- und Jugendalter hindeuten, entsteht die Frage, wie stark sich die beiden Sprungtechniken Drop Jump und Counter Movement Jump im Ergebnis unterscheiden und ob zwischen den beiden Sprungtechniken ein Zusammenhang besteht, der einen Transfer von Sprungleistungen von einer Sprungform auf die andere zulässt. In der Literatur finden sich hierzu nur wenige Studien und es werden teilweise unterschiedliche Ergebnisse diskutiert (Arteaga et al., 2000, Barnes et al., 2007, Bobbert et al., 1987a, Gollhofer, 1987, Pääsuke et al., 2001, Walshe & Wilson, 1997). Hieraus leitet sich daher die sechste Fragestellung ab:

- (6) Wie stehen die Sprungleistung des Counter Movement Jumps und des Drop Jumps zueinander in Beziehung?

Anhand der Parameter Sprunghöhe, Maximalkraft und maximale Kraftanstiegsrate werden die beiden Sprungtechniken miteinander verglichen, um Unterschiede, aber auch Zusammenhänge zwischen den Sprüngen genauer beschreiben zu können und daraus ableitend die beiden Sprungtechniken zueinander in Beziehung zu setzen.

In der vorliegenden Arbeit werden die dargestellten Fragestellungen mithilfe empirischer Untersuchungen bearbeitet, um sie entsprechenden Lösungen zuzuführen. Übergeordnetes Ziel dieser Untersuchungen ist es, die Einsatzmöglichkeiten des Counter Movement Jumps sowie des Drop Jumps zur Analyse der Sprungleistung im Kindes- und Jugendalter zu untersuchen und Einflüsse von Sprungtechnik, Alter, Geschlecht und Aktivitätsniveau auf die Sprungleistung zu beschreiben. Damit soll es möglich sein, Aussagen für die Praxis der Sprungkraftdiagnostik abzuleiten, die einen gezielten und optimalen Einsatz der verschiedenen Sprungtechniken für verschiedene Probandengruppen erlauben.

2 Untersuchungskonzept und allgemeine Untersuchungsmethoden

Zur Beantwortung der sechs in Kapitel 1 formulierten Fragestellungen wurden drei Forschungsprojekte durchgeführt. Die sechs einzelnen Untersuchungen, die sich aus diesen drei Projekten ergeben, werden in Kapitel 3 beschrieben, dargestellt und diskutiert.

Im ersten Forschungsprojekt wurde ein bereits vorhandener Datensatz (Bös et al., 2009) verwendet, um der Frage nachzugehen, wie sich die Sprungleistung vom Kindes- und Jugendalter bis hin zum Erwachsenenalter entwickelt und wie sich Geschlecht und Aktivitätsniveau auf die Sprungleistung beim Counter Movement Jump auswirken. Ergebnisse, Interpretation und Schlussfolgerung zu dieser Fragestellung werden detailliert in Kapitel 3.1 dargestellt.

Das zweite Forschungsprojekt (Kapitel 3.2, 3.3, 3.5, 3.6) wurde durchgeführt, um den Einfluss von unterschiedlichen Sprungtechniken und Sprungformen auf die Sprungleistung zu untersuchen. In Kapitel 3.2 und 3.3 wird der Einfluss des Armschwungs beim Counter Movement Jump auf die Sprungleistung beschrieben. Die Aufteilung in zwei Kapitel wurde wegen des großen Umfangs und der Komplexität dieses Aspekts vorgenommen. Zunächst wird untersucht, ob Alter und Geschlecht den Vergleich der zwei Sprungtechniken, Counter Movement Jump mit und ohne Armschwung, beeinflussen. Im anschließenden Kapitel (3.3) wird der Effekt des Aktivitätsniveaus auf die zwei unterschiedlichen Sprungtechniken untersucht. Zusammenfassend kann aus den beiden Kapiteln geschlossen werden, welche der beiden Sprungtechniken (Counter Movement Jump mit oder ohne Armschwung) für die Sprungkraftdiagnostik am geeignetsten erscheint.

Der Einfluss von Alter, Geschlecht und Aktivitätsniveau auf die Leistung im Drop Jump wird in Kapitel 3.5 dargestellt und diskutiert. Das Kapitel 3.6 schließlich beschäftigt sich mit einem Vergleich der beiden Sprungformen Drop Jump und Counter Movement Jump.

Im letzten Forschungsprojekt (Kapitel 3.4), das inhaltlich an die Aspekte aus Kapitel 3.2 und 3.3 anschließt, wird der Aspekt des Armschwungs beim Counter Movement Jump noch einmal vertieft. Es werden die genauen Mechanismen untersucht, die bei aktiven, sprungerfahrenen Probanden im Vergleich zu Probanden mit weniger Sprungerfahrung zu einem effektiveren Armschwung führen.

Die einzelnen Kapitel (3.1-3.6) sind strukturell so aufgebaut, dass sie als eigenständige in sich geschlossene Forschungsstudien betrachtet und verstanden werden können. Da die Teilaspekte 2-5 aus demselben Projekt und somit aus derselben Stichprobe stammen, kommt es in den Methodikteilen zwangsläufig zu Überschneidungen, um die Eigenständigkeit der einzelnen Kapitel zu gewährleisten. Die Kapitel 3.1, 3.3 und 3.4 wurden bei internationalen Zeitschriften eingereicht und sind daher in englischer Sprache verfasst und abgedruckt.

Im Folgenden werden zunächst die drei Forschungsprojekte genauer beschrieben. Anschließend werden die wichtigsten theoretischen Grundlagen zur Muskelphysiologie und zur Struktur der Krafftfähigkeiten aufgearbeitet. Die wichtigsten Aspekte der Sprungkraftdiagnostik, die allen Teilprojekten zugrundeliegen, werden erläutert, um anschließend auf die verwendeten Messgeräte und ihre Funktionsweise einzugehen. Abschließend wird übergreifend erläutert, wie die Berechnungen der Kriteriumsvariablen durchgeführt und wie die Daten weiterverarbeitet worden sind.

2.1 Forschungsprojekte

2.1.1 Projekt 1 – „Motorik-Modul“

Der zugrunde liegende Datensatz für das erste Projekt wurde als Motorik-Modul (MoMo) im Rahmen des Kinder- und Jugendgesundheits surveys des Robert Koch-Institutes erhoben (KiGGS, Kernsurvey) (Kurth, 2007). Die Studie wurde von einer Ethikkommission geprüft und bewilligt. In den Jahren 2003 bis 2006 wurden vom Institut für Sport und Sportwissenschaft (IfSS) des Karlsruher Instituts für Technologie (KIT) insgesamt 4529 Kinder und Jugendliche im Alter zwischen 4 und 17 Jahren aus Deutschland hinsichtlich ihrer motorischen Leistungsfähigkeit getestet und zu ihrer körperlich-sportlichen Aktivität befragt. In allen 16 Bundesländern wurden mit den Kindern und Jugendlichen verschiedene Testitems aus den Bereichen Kraft, Ausdauer, Koordination und Beweglichkeit durchgeführt. Die MoMo-Testbatterie umfasst insgesamt 11 Testaufgaben und wurde mit Hilfe der Ergebnisse bereits bestehender empirischer Studien und standardisierter Testbatterien entwickelt.

Zur Erfassung der körperlichen Aktivität von Kindern und Jugendlichen wurde ein Aktivitätsfragebogen entwickelt und evaluiert, der 35 Items aus den Bereichen Alltagsaktivität, Vereinssport, nicht vereinsgebundener Sport und Schulsport enthält. Für jeden Aktivitätsbereich wurden detailliert Dauer und Häufigkeit der Aktivität erfragt. Darüber hinaus wurde bei der Sportaktivität (Schulsport, Vereinssport und Freizeitsport) auch die wahrgenommene Intensität erfasst. Auf Grundlage der Informationen aus dem Fragebogen zum Aktivitätsverhalten der Kinder und Jugendlichen wurden Indizes gebildet, mit deren Hilfe eine relativ genaue Angabe über die körperlich-sportliche Aktivität der Probanden in Minuten pro Woche gemacht werden konnte.

Die Kraftfähigkeit der Kinder wurde, neben einem Standweitsprung- und Liegestütz-Test, mittels eines Vertikalsprungtests auf einer Kraftmessplatte ermittelt. Hier sollte vor allem die Sprungkraft der Probanden getestet werden. Es wurden drei Counter Movement Jumps auf einer Kraftmessplatte durchgeführt, die eigens für dieses Projekt angefertigt wurde und die Kräfte in Vertikalrichtung erfassen konnte. Die Arme wurden dabei im Hüftstütz gehalten. Zwischen den Sprüngen lag eine Pause von ca. 30 s. Die Daten dieses Sprungkrafttests wurden im Rahmen des Motorik-Moduls nur sehr eingeschränkt ausgewertet. Ein Großteil möglicher Aspekte, die im Bereich der Sprungkraftdiagnostik mit Kindern und Jugendlichen bisher noch unbeantwortet sind, können aber durch detailliertere Analysen auf Grundlage dieses sehr umfangreichen und fundierten Datensatzes beantwortet werden. So wurde bisher als Kriteriumsvariable ausschließlich die Sprunghöhe berechnet und ausgewertet. Weitere Parameter wie die Maximalkraft oder der maximale Kraftanstieg blieben bisher völlig unberücksichtigt. Des Weiteren wurde die Sprunghöhe lediglich in Bezug auf alters- oder geschlechtsspezifische Unterschiede untersucht. Durch den Fragebogen jedoch können zusätzliche Einflussgrößen auf die Sprungleistung - wie zum Beispiel das Aktivitätsniveau der Kinder und Jugendlichen - mit einbezogen werden.

In der erneute Analyse und Auswertung der Sprungdaten wurden ausschließlich jene Probanden berücksichtigt, die drei gültige Counter Movement Jumps absolvieren konnten, da als zusätzlicher Parameter der Variabilitätskoeffizient über drei Versuche mit einbezogen

werden sollte. Von den insgesamt 4529 untersuchten Kindern erfüllten 1835 dieses Kriterium. Daher reduzierte sich der Datensatz für die weitere Analyse um etwas mehr als die Hälfte.

Die Daten des Sprungkrafttests wurden für alle Probanden mit der Software *Templo* der Firma Contemplas ausgewertet, um neben der Sprunghöhe zusätzliche Parameter wie z.B. Maximalkraft und maximaler Kraftanstieg berechnen zu können. Die genaue Bearbeitung der Daten und Berechnung der einzelnen Parameter werden in Kapitel 2.3 beschrieben. Sonstige wichtige Informationen zur Methodik können der entsprechenden Untersuchung in Kapitel 3.1 entnommen werden.

2.1.2 Projekt 2 – „Otto-Hahn-Gymnasium“

Die Daten für das zweite Projekt wurden im Rahmen von zwei Abschlussarbeiten erhoben, die am Institut für Sport und Sportwissenschaft als Zulassungsarbeit verfasst wurden. In Kooperation mit der Firma Novotec Medical aus Pforzheim wurde der Kontakt zum Otto-Hahn-Gymnasium in Karlsruhe hergestellt. Es wurden insgesamt 466 Schülerinnen und Schüler aus den Klassenstufen 5-11 getestet. Das Testprotokoll wurde vom „Institutional Review Board“ geprüft und bewilligt. Der Aufnahmezeitraum erstreckte sich über mehrere Wochen und die Messungen wurden von den beiden Studenten durchgeführt, die ihre Abschlussarbeit mit Hilfe dieses Datensatzes verfassten. Von Oktober bis Dezember 2008 war eine geteilte portable Kraftmessplatte der Firma Novotec Medical (*Leonardo Mechanograph® GRFP*) in einem Diagnose-Raum in der Schule aufgebaut. Parallel zum Sportunterricht wurden die Schüler in Kleingruppen von drei bis vier Kindern getestet. Zu Beginn wurden alle Probanden über den Testablauf informiert. Alle Kinder füllten einen selbsterstellten Fragebogen aus, der neben persönlichen Daten wie Name, Vorname, Geburtsdatum und Körpergröße auch ihre sportlichen Aktivitäten im Verein und in der Freizeit (ohne Schulsport) erfasste. Weiterhin wurden aufgetretene Verletzungen innerhalb der letzten 12 Monate erfasst und nach dem wöchentlichen Fernsehkonsum gefragt. Auf Grundlage dieser Informationen konnten die Schüler in unterschiedliche Aktivitätsgruppen differenziert werden. Die Untersuchung bestand aus Counter Movement Jumps in zwei Ausführungsformen, Drop Jumps und Multiple One Leg Jumps (M1LJ, jeweils beide Beine), wobei letztere im Rahmen dieser Arbeit nicht ausgewertet wurden. Der Counter Movement Jump wurde in zwei unterschiedlichen Sprungvariationen untersucht. Zunächst starteten die Probanden mit drei Counter Movement Jumps mit Armschwung (CMJA). Anschließend wurden drei Counter Movement Jumps durchgeführt, bei dem die Arme im Hüftstütz fixiert waren (CMJ). Danach wurden zwei Drop Jumps mit fixierten Armen im Hüftstütz aus einer Fallhöhe von 20 cm durchgeführt (DJ). Abschließend absolvierten die Schülerinnen und Schüler auf beiden Seiten jeweils zwei Multiple One Leg Jumps (M1LJ). Zwischen den einzelnen Sprüngen wurde jeweils eine Pause von einer Minute eingelegt. Nach einer Einweisung in die verschiedenen Testaufgaben konnten die Schüler jeweils ein bis zwei Testsprünge durchführen, um sich mit den verschiedenen Sprungtechniken hinreichend vertraut zu machen.

Zur Auswertung wurden die Daten aus der *Leonardo Mechanograph® STD* Software exportiert und für die Untersuchungen aus Kapitel 3.2, 3.3 und 3.5 in *Matlab* (MathWorks), für die Fragestellung aus Kapitel 3.6 mit *Templo* (Contemplas) weiterverarbeitet. In den vier einzelnen Teilaspekten, die auf diesem Datensatz basieren (Kapitel 3.2, 3.3, 3.5, 3.6), wurden

entsprechend der Fragestellung nur diejenigen Probanden und Daten mit einbezogen, die für die Fragestellung relevant waren und den vorgegebenen Kriterien entsprachen.

Die Verarbeitung der Daten und Berechnung der einzelnen Parameter wird detailliert in Kapitel 2.3 beschrieben. Genauere Informationen zur Methodik der einzelnen Teiluntersuchungen können jeweils in den Kapiteln 3.2, 3.3, 3.5 und 3.6 nachgelesen werden.

2.1.3 Projekt 3 – „BioMotion Center“

Das dritte Projekt wurde ebenfalls im Rahmen einer Zulassungsarbeit am Institut für Sport und Sportwissenschaft (IfSS) des Karlsruher Instituts für Technologie (KIT) durchgeführt. Im Juli 2010 wurden im BioMotion Center 27 männliche Probanden im Alter von 24.5 ± 2.2 Jahren getestet. Bei der Auswahl der Probanden wurde darauf geachtet, dass neben sprungstarken, sprungenerfahrenen Teilnehmern über moderat sportlich aktive Teilnehmer auch kaum aktive, sprungunerfahrene Testpersonen an der Untersuchung teilnahmen. Alle Probanden wurden vor dem eigentlichen Testtermin zu einer Probemessung ins BioMotion Center eingeladen. Die Teilnehmer wurden im Rahmen dieser Testmessung über den Ablauf der gesamten Untersuchung informiert und jeder Proband gab sein schriftliches Einverständnis, an der Studie teilzunehmen. Das Testprotokoll wurde vom „Institutional Review Board“ geprüft und bewilligt. Die beiden durchzuführenden Sprünge (Counter Movement Jump mit und ohne Armschwung) wurden an diesem Testtermin mit den Probanden besprochen und jeder Teilnehmer konnte jeweils einen Testsprung absolvieren. Anschließend mussten alle Probanden am Tag der Probemessung jeweils drei gültige Sprünge jeder Technik (mit und ohne Armschwung) auf einer geteilten Kraftmessplatte (links-rechts) durchführen. Die vertikalen Bodenreaktionskräfte wurden mit der Software *Templo* (Contemplas) aufgenommen und ausgewertet, um zu überprüfen, ob alle Probanden in der Lage sind, die Sprünge entsprechend den Anforderungen richtig auszuführen.

Am eigentlichen Testtermin wurde neben den vertikalen Bodenreaktionskräften, die diesmal mit zwei AMTI Kraftmessplatten (BP600900) erfasst wurden, auch eine Ganzkörper-Kinematik der Probanden aufgezeichnet. Mittels eines 3D Infrarotkamera-Systems der Firma Vicon wurden alle Sprünge aufgezeichnet, um anschließend neben rein kinematischen Parametern, mit Hilfe der dynamischen Daten der Kraftmessplatten auch invers-dynamische Parameter berechnen zu können. Hierzu wurden auch die Daten der beiden Kraftmessplatten (AMTI BP600900) mit der Software *Nexus* der Firma Vicon zeitsynchron zu den kinematischen Daten aufgezeichnet. Insgesamt absolvierten alle Testpersonen neun gültige Sprünge. Davon drei Counter Movement Jumps mit fixierten Armen im Hüftstütz und drei Counter Movement Jumps mit Armschwung aus vorgegebener Position (Arme zu Beginn des Sprung in Rückhalte hinter dem Körper). Die Reihenfolge dieser sechs Sprünge war randomisiert. Abschließend absolvierten die Testpersonen drei Counter Movement Jumps mit selbst gewähltem Armschwung. Zwischen den einzelnen Sprüngen wurde jeweils eine Pause von einer Minute eingelegt. Zur Auswertung der kinematischen Daten wurde, wie für die Datenaufnahme, die Software *Nexus* eingesetzt, die neben den kinematischen Parametern auf Grundlage des Ganganalysemodells *Plug-In Gait* auch die invers-dynamischen Parameter berechnet. Für die Auswertung der vertikalen Bodenreaktionskräfte wurden die Kraft-Zeit-Verläufe zunächst aus *Nexus* exportiert und mit der Software *Templo* ausgewertet.

2.1 Forschungsprojekte

Die genaue Bearbeitung der Daten und Berechnung der einzelnen Parameter wird in Kapitel 2.3 beschrieben. Sonstige wichtige Informationen zur Methodik können der Untersuchung in Kapitel 3.4 entnommen werden.

Tabelle 2.1.01: Projekte und einzelne Studien im Gesamtüberblick

Forschungsprojekt	Studie	Kapitel	Titel	Testformen und Methoden
Projekt 1/ MoMo	Studie 1	3.1	Effects of age, gender and activity level on counter-movement jump performance and variability in children and adolescents.	CMJ ohne Armschwung
Projekt 2/ OHG	Studie 2	3.2	Counter Movement Jump mit und ohne Armschwung: Alters- und Geschlechtseffekte.	CMJ ohne Armschwung, CMJ mit Armschwung
	Studie 3	3.3	Counter-movement jump in performance diagnostics: Use of the correct jumping technique.	CMJ ohne Armschwung, CMJ mit Armschwung
	Studie 4	3.5	Der Einsatz des Drop Jumps als Reaktivsprung im Kindes- und Jugendalter.	Drop Jump ohne Armschwung
	Studie 5	3.6	Counter Movement Jump und Drop Jump: Ein Vergleich der beiden Sprungtechniken.	CMJ ohne Armschwung, Drop Jump ohne Armschwung
Projekt 3/ BioMotion Center	Studie 6	3.4	Inter-joint coordination in jumping: Effect of performance level and jumping technique.	CMJ ohne Armschwung, CMJ mit Armschwung

2.2 Theoretische Grundlagen

2.2.1 Muskelphysiologie

Man unterscheidet grundsätzlich drei Gruppen von Muskulatur. Die glatte Muskulatur, die quergestreifte Herz- sowie die quergestreifte Skelettmuskulatur. Sowohl die glatte Muskulatur, die hauptsächlich im Magen-Darm-Trakt, in den Blutgefäßen und der Lunge zu finden ist, als auch die Herzmuskulatur werden vom vegetativen Nervensystem innerviert und können nicht willkürlich angesteuert werden. Die Skelettmuskulatur dagegen kann willkürlich eingesetzt werden. Durch die Fähigkeit, ihre Ausgangslänge durch Kontraktion zu verkürzen oder ihre Spannung zu verändern, ist die Bewegungstätigkeit des Menschen von groben bis hin zu feinsten Aktionen möglich (Badtke, 1999).

2.2.1.1 Bau des Skelettmuskels

Jeder Muskel besitzt in der Regel einen Ansatz und mindestens einen Ursprung. Dort ist er über Sehnen am Knochen fixiert. Der Muskel ist von einer Faszie umgeben und unterteilt sich in immer kleinere Muskelbündel (Abbildung 2.2.01). Über die tertiären und sekundären Muskelfaserbündel kommt man zum primären Muskelfaserbündel, das wiederum aus einzelnen Muskelfasern (Muskelzellen) besteht. Die einzelnen Muskelfasern sind unterschiedlich lang (< 1 mm bis zu 30 cm) und reichen in der Regel von den Ursprungs- bis zu den Ansatzsehnen des Muskels. Sie besitzen mehrere Kerne und sind mit fast allen Bestandteilen einer Zelle ausgestattet (Badtke, 1999, Schmidt & Lang, 2007). In den Fasern befinden sich die kontraktilen Elemente des Muskels, die Myofibrillen. Diese Strukturen werden durch Zwischenwände, die Z-Scheiben, in die kleinsten kontraktilen Elemente, die Sarkomere unterteilt. Die in Serie geschalteten Sarkomere sind für die Querstreifung der Muskulatur verantwortlich (Abbildung 2.2.01) (Badtke, 1999, Rost, 2002, Schmidt & Lang, 2007). Im mittleren Teil des Sarkomers liegen die dicken Myosinfilamente, an den beiden Seiten des Sarkomers befinden sich die dünnen Aktinfilamente. Die Aktinfilamente sind wie ein drittes Filamentensystem, die Titinstränge, an den Z-Scheiben befestigt. Aktin und Myosin überlappen in der Mitte des Sarkomers und können sich gegeneinander verschieben und dadurch verkürzen (Abbildung 2.2.02). Eine Muskelverkürzung resultiert aus der Längenveränderung vieler hintereinander geschalteter Sarkomere in den Myofibrillen (Badtke, 1999, Schmidt & Lang, 2007).

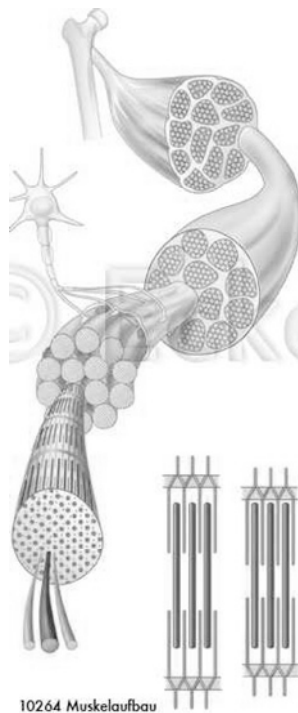
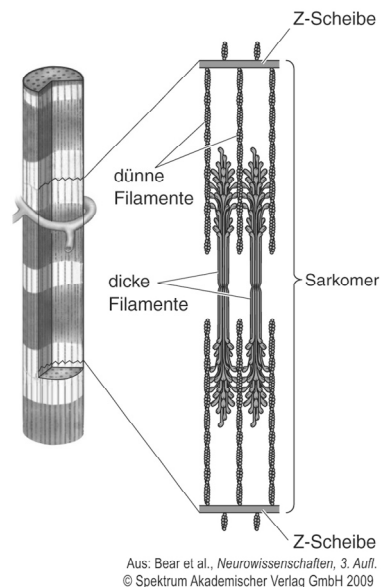


Abbildung 2.2.01: Aufbau des Skelettmuskels
(<http://www.julius-ecke.de>,
11.01.2011)



Aus: Bear et al., *Neurowissenschaften*, 3. Aufl.
© Spektrum Akademischer Verlag GmbH 2009

Abbildung 2.2.02: Ausschnitt einer Myofibrille
(Bear et al., 2009)

2.2.1.2 Neuromuskuläre Kopplung

Die Skelettmuskulatur wird über das zentrale Nervensystem (ZNS) gesteuert. Es besteht aus Gehirn und Rückenmark, also einer großen Anzahl von Nervenzellen, in denen Informationen aus der Peripherie aufgenommen, verarbeitet, gespeichert und verteilt werden. Über Nervenbahnen, die das Periphere Nervensystem bilden, werden diese Informationen zum ZNS hin (afferente Nerven) oder vom ZNS in die Peripherie (efferente Nerven) geleitet (Badtke, 1999).

Im Vorderhorn des Rückenmarks befinden sich die Vorderhornzellen oder auch Motoneurone, deren Nerven Erregungen in die Peripherie, zum Beispiel an die Muskelzelle leiten. Über die motorische Endplatte (Synapse) wird die Erregung von den motorischen Nerven auf die Muskelzelle übertragen (Abbildung 2.2.03). Durch die Erregung verändert sich das Potenzial an der Zellmembran der Muskelzelle, sodass sich die Erregung bis hin zum transversalen Tubulussystem und somit in das Innere der Muskelzelle ausbreitet und eine Freisetzung von Kalzium aus dem sarkoplasmatischen Retikulum veranlasst. Durch den Konzentrationsanstieg von Kalzium im Sarkomer wird Energie freigesetzt, was zu einem Brückenschlag zwischen Aktin und Myosin führt. Das kontraktile Element verkürzt sich, der Muskel kontrahiert (Badtke, 1999, Schmidt & Lang, 2007).

Die Frequenz der Aktionspotentiale, die am Muskel eintreffen, spielt eine entscheidende Rolle für die Muskelkontraktion. Bei einer niedrigen Reizfrequenz von etwa 5 Hz wird das freigesetzte Kalzium sofort wieder in das sarkoplasmatische Retikulum zurück gepumpt, sodass es lediglich

zu einer Einzelzuckung kommt. Bei einer Reizfrequenz von etwa 10 Hz überlagern sich die Konzentrationsantworten und es kommt zu einer Summation der Einzelzuckungen. Jedoch bleibt die Kalziumkonzentration zwischen den Aktionspotentialen erst ab einer schnelleren Reizfrequenz von etwa 20 Hz erhöht, sodass die Einzelzuckungen zunächst zu einem unvollständigen und dann zu einem vollständigen Tetanus (Dauerkontraktion) verschmelzen (Abbildung 2.2.04) (Badtke, 1999, Schmidt & Lang, 2007).

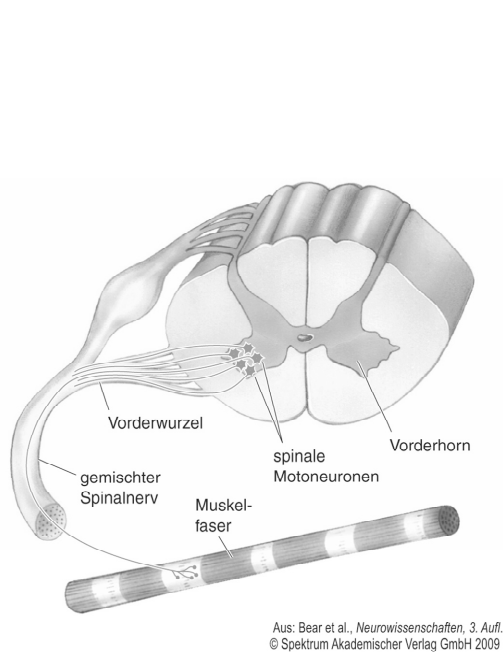


Abbildung 2.2.03: Innervation der Muskeln durch die spinalen Motoneurone (Bear et al., 2009)

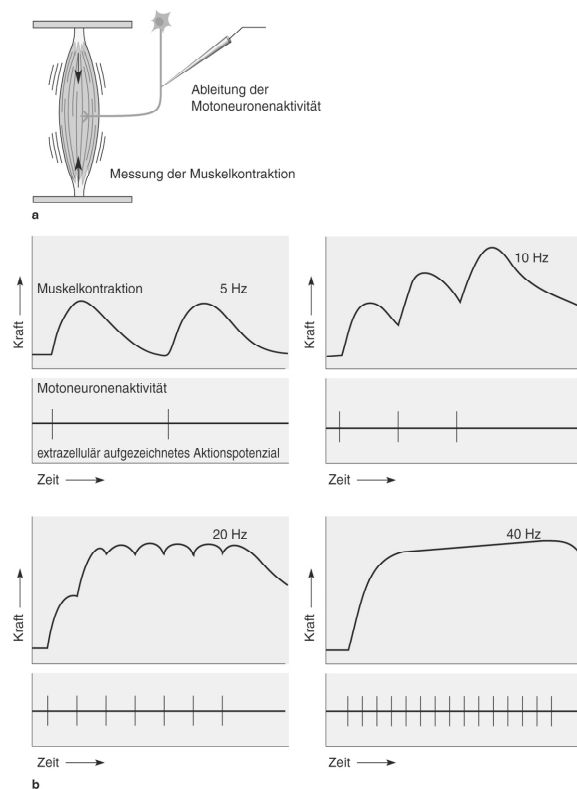


Abbildung 2.2.04: Von der Muskelzuckung zur anhaltenden Kontraktion (Bear et al., 2009)

2.2.1.3 Motorische Einheit

Eine motorische Vorderhornzelle (Motoneuron) und alle von ihr versorgten Muskelfasern nennt man motorische Einheit. Motoneurone sind untereinander und mit höheren Zentren über sogenannte Dendriten verbunden. Mit den zu ihnen gehörenden Muskelfasern sind sie über Nervenbahnen, sogenannte Neuriten, verbunden (Abbildung 2.2.05). Jedes Motoneuron besitzt einen Neurit, der die Erregung je nach Muskel an unterschiedlich viele Muskelfasern weiterleitet. Bei sehr fein-koordinativ arbeitenden Muskeln versorgt ein Motoneuron nur sehr wenige (4-20) Muskelfasern. Bei kraftvollen eher grob arbeitenden Muskeln kann ein Motoneuron weit über 1000 Muskelfasern innervieren (Badtke, 1999). Durch Impulse von höheren Zentren (motorische Hirnrinde), aber auch durch Impulse aus der Umgebung wird das Motoneuron veranlasst einen Impuls oder eine Impulsserie über seinen Neurit an die Muskelfasern abzugeben. Die Impulsübertragung an der Muskelzelle erfolgt über die

motorische Endplatte. Die Erregung wird an die Muskelfaser weitergeleitet und führt letztendlich zu einer Kontraktion.

Die Arbeit einer einzelnen motorischen Einheit am Muskel würde nichts bewirken, auch wenn über 1000 Fasern angeschlossen wären. Es müssen immer viele motorische Einheiten gleichzeitig tätig sein, um eine Gelenkbewegung zu bewirken oder Haltearbeit zu leisten. Dabei sind nie alle motorischen Einheiten eines Muskel gleichzeitig aktiv und die Muskeltätigkeit wird nach einem bestimmten Erregungsmuster gesteuert, sodass sich motorische Einheiten abwechseln und nicht ununterbrochen belastet werden (Badtke, 1999).

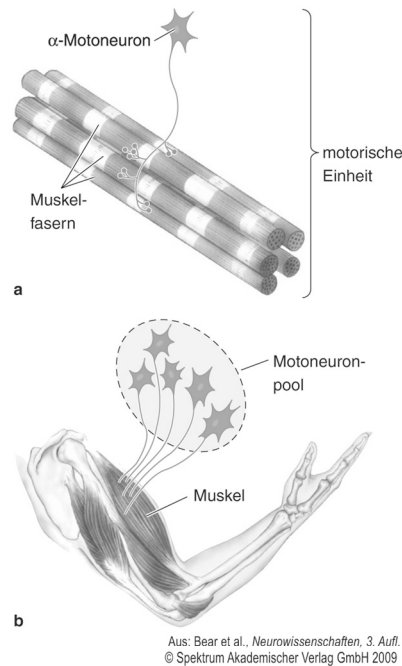


Abbildung 2.2.05: Darstellung einer motorischen Einheit (Bear et al., 2009)

2.2.1.4 Reflexaktivität

„Ein Reflex ist eine zweckgerichtete stereotype Antwort auf einen definierten Reiz unter gleichbleibenden Bedingungen. Reflexe dienen der Stabilisierung eines Zustands oder Vorgangs“ (Schmidt & Lang, 2007, Seite 146). Spinale Reflexe laufen auf Rückenmarksebene ab und sind unwillkürliche Bewegungskomponenten, bei denen einfache aber zweckmäßige Bewegungen ablaufen. Sie sind genetisch determiniert. Der Reflexbogen setzt sich bei einfachen Reflexen wie dem Muskeldehnungsreflex aus einem Rezeptor, einem afferenten Schenkel (zum ZNS), einem Reflexzentrum (Motoneuron) und einem efferenten Schenkel (zum Effektor) zusammen. Die Latenzzeit des Reflexes hängt von der Länge der afferenten und efferenten Nerven sowie von der Anzahl der zwischengeschalteten Synapsen ab. Eigenreflexe werden etwa in einer Zeit von 20-50 ms realisiert (Schmidt & Lang, 2007, Thews et al., 1982).

Muskeldehnungsreflex

In jedem Muskel befindet sich neben den gewöhnlichen Muskelfasern auch eine Anzahl an dünneren und kürzeren Muskelfasern, die gebündelt als Muskelspindel bezeichnet werden. Die Muskelspindel wird von einer spiralförmigen Endigung einer afferenten Nervenfaser umschlungen, die als Ia-Faser bezeichnet wird. Jede Muskelspindel wird von nur einer Ia-Faser versorgt, deren Leitgeschwindigkeit sehr hoch liegt. Die Muskelspindeln liegen parallel zu den gewöhnlichen Muskelfasern und dienen als Dehnungsrezeptoren, die die Längenänderung eines Muskels messen (Abbildung 2.2.06) (Schmidt & Lang, 2007, Thews et al., 1982).

Beim Muskeldehnungsreflex, einem einfachen spinalen Reflex, befinden sich Sensor (Muskelspindel) und Effektor (Muskelfasern) im gleichen Muskel, weshalb man ihn auch als Eigenreflex bezeichnet. Der Reflexbogen verläuft von den Sensoren der Muskelspindel über die afferente Ia-Faser über die α -Motoneurone in der Vorderhornzelle als motorische Einheit über die efferenten Nervenbahnen zu den schnell zuckenden Muskelfasern des gleichen Muskels (Abbildung 2.2.06). Bei impulsförmiger passiver Muskeldehnung, wird die Muskelspindel kurz gedehnt und löst eine Entladung in die Ia-Fasern aus, die zu einer Aktivierung der α -Motoneurone führt, und letztendlich eine Kontraktion also Verkürzung des Muskels auslöst (Schmidt & Lang, 2007, Thews et al., 1982).

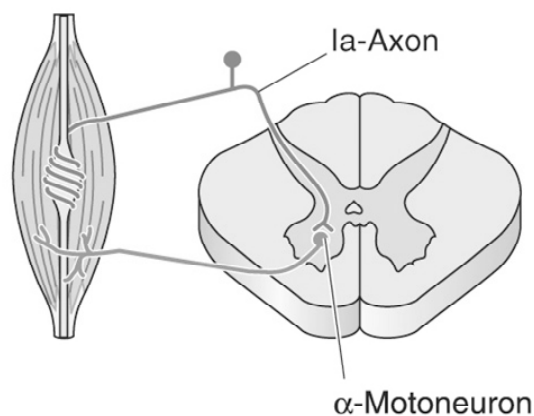
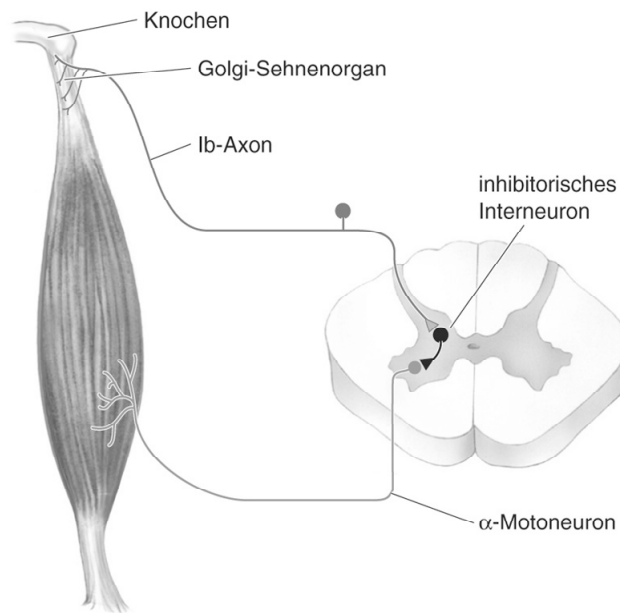


Abbildung 2.2.06: Aufbau des monosynaptischen Reflexbogens (Bear et al., 2009)

Golgi-Sehnen-Reflex

In den Sehnen nahe dem muskulären Ursprung liegen in Serie zu den Muskelfasern marklose Nervenendigungen, die von einer Kapsel umhüllt sind. Man nennt sie Golgi-Sehnenorgane. Sie dienen als Dehnungsrezeptor, und messen im Gegensatz zu den Muskelspindeln nicht die Längenveränderung, sondern die Spannung der Muskelfasern (Schmidt & Lang, 2007, Thews et al., 1982). Die Nervenendigungen vereinen sich zu Nervenfasern, die als Ib-Fasern bezeichnet werden. Sowohl bei passiver Dehnung als auch bei aktiver Kontraktion des Muskels wirken die Ib-Fasern über hemmende Synapsen auf die α -Motoneurone und führen zu einer autogenen Hemmung des Kontraktionsvorgangs (Abbildung 2.2.07). Der Golgi-Sehnen-Reflex ist ein Hemmmechanismus des Eigenreflexes und verhindert eine zu starke Spannung des Muskels, um ihn vor Verletzungen zu schützen (Schmidt & Lang, 2007, Thews et al., 1982).



Aus: Bear et al., *Neurowissenschaften*, 3. Aufl.
© Spektrum Akademischer Verlag GmbH 2009

Abbildung 2.2.07: Hemmungsvorgänge beim Dehnungsreflex (inverser Dehnungsreflex) (Bear et al., 2009)

2.2.1.5 Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus

Die Muskelarbeit wird in der Regel in drei unterschiedliche Kontraktionsformen eingeteilt: isometrisch (statisch), konzentrisch (überwindend) und exzentrisch (nachgebend). In natürlichen Situationen können Bewegungen allerdings selten nur einer Kontraktionsform zugeordnet werden. Vielmehr ist beim Laufen, Hüpfen und Springen eine Kombination von exzentrischer und konzentrischer Kontraktion zu beobachten. Eine solche Überführung von einer exzentrischen in eine konzentrische Muskelkontraktion nennt man Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ). Durch externe Kräfte (z.B. Schwerkraft) wird der Muskel verlängert und kontrahiert exzentrisch. Anschließend folgt eine konzentrische Phase, in der der Muskel verkürzt wird (Gollhofer et al., 2009, Komi, 2003). Die Leistung in der konzentrischen Phase während eines DVZ kann im Vergleich zu rein konzentrischer Muskelarbeit vergrößert werden (z.B. Cavagna et al., 1968). Die wichtigsten diskutierten Mechanismen, die im DVZ zu einer erhöhten Leistung führen, sind die Speicherung von elastischer Bewegungsenergie in den parallelelastischen Strukturen des Muskelgewebes und den serienelastischen Komponenten der Sehnen, die Voraktivierung des Muskels sowie die Reflexeigenschaften des Muskeldehnungsreflexes (Gollhofer et al., 2009, Komi, 2003). Im langsamen DVZ, wie zum Beispiel beim Counter Movement Jump, kommt vor allem die Energiespeicherung in den elastischen Komponenten des Muskels zum Tragen (Komi, 2003). In der exzentrischen Phase des DVZ wird der Muskel gedehnt und es kann ein Teil der kinetischen Energie im Muskel-Sehnen-System als potentielle Energie gespeichert werden, die dann in der konzentrischen Bewegungsphase eingesetzt und positiv genutzt werden kann (Alexander & Bennet-Clark, 1977, Gollhofer et al., 2009, Komi, 2003, Komi & Bosco, 1978, Komi & Gollhofer, 1997). Da sich das Muskel-Sehnensystem beim Drop Jump dagegen in der Länge nur wenig verändert und

daher auch kaum Bewegungsenergie speichern kann, spielen bei diesem Niedersprung und somit im schnellen DVZ vor allem die Voraktivierung des Muskels und der Muskeldehnungsreflex eine entscheidende Rolle (Komi, 2003). Durch die Voraktivierung der Muskulatur vor dem Auftreffen auf den Boden werden die Gelenke der unteren Extremität vorversteift. Der Muskel beginnt seine exzentrische Verlängerung nicht aus der Ruhe, sondern aus einer voraktivierten Situation (Gollhofer et al., 2009). Der Muskeldehnungsreflex setzt nun am voraktivierten verlängerten Muskel an und kann die neuronale Versorgung der Motoneurone verstärken, was letztendlich zu einer potenzierten Leistung führt (Gollhofer et al., 2009, Komi, 2003). Erst bei zu hoher Dehnungsgeschwindigkeit kann die Reflexaktivität über den Golgi-Sehnen-Reflex wiederum gehemmt werden. Um einen Nutzen des Muskeldehnungsreflexes zu gewährleisten, die Muskelsteifigkeiten positiv zu nutzen und nicht mit der Ferse durchzuschlagen, muss die Überführung der exzentrischen in die konzentrische Bewegungsphase sehr schnell erfolgen. Bei Bewegungen im kurzen DVZ wie beim Drop Jump sollten daher Bodenkontaktzeiten von 200 ms nicht überschritten werden.

2.2.2 Struktur der Krafftigkeiten

Die Sprungkraftdiagnostik befasst sich hauptsächlich mit der Analyse unterschiedlicher Krafftigkeiten. Die Struktur der verschiedenen Krafftigkeiten allerdings kann aus verschiedenen Ansätzen abgeleitet werden. Güllich & Schmidtbleicher (1999, S. 224) strukturieren die Krafftigkeiten „aufgrund ihrer dimensionalen Struktur hinsichtlich der morphologischen und physiologischen Einflussgrößen“. Sie versuchen zu klären, welche Krafftigkeiten miteinander verwandt sind, welche von einander unabhängig sind, in welche Komponenten sich die Krafftigkeiten unterteilen lassen und durch welche Einflussgrößen sie bestimmt werden. In der vorliegenden Arbeit sollen die Definitionen und Strukturen in Anlehnung an Güllich & Schmidtbleicher (1999) Verwendung finden.

2.2.2.1 Definitionen und Struktur

Die aus der Trainingspraxis hervorgegangene Unterteilung der Kraft in Maximalkraft, Schnellkraft und Kraftausdauer, wird auch heute noch in vielen Büchern der Trainingslehre genutzt (z.B. Hohmann et al., 2002, Weineck, 2010). Güllich & Schmidtbleicher (1999) kritisieren die ursprüngliche Unterteilung in die drei Hauptformen nicht grundsätzlich, sondern sehen lediglich keine Gleichrangigkeit der drei Subkategorien. In ihrer Strukturierung steht die Maximalkraft als übergeordnete Fähigkeit über den beiden anderen Komponenten Schnellkraft und Kraftausdauer (Abbildung 2.2.08). Ein Training der Maximalkraft führt also in der Regel auch zu höheren Schnellkraft- oder Kraftausdauerleistungen. Innerhalb der beiden Formen Schnellkraft und Kraftausdauer wiederum stellen sie die isometrische und rein konzentrische der im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus ablaufenden exzentrisch-konzentrischen Arbeitsweise gegenüber. Da für die Sprungkraftdiagnostik vor allem der Bereich der Schnellkraft wichtig ist, werden im Folgenden nur die Maximalkraft und die Schnellkraft genauer erläutert.

Maximalkraft

Als übergeordnete Komponente beeinflusst die Maximalkraft sowohl die Schnellkraft als auch die Kraftausdauer. Sie wird definiert als die höchstmögliche Kraft, „die das Nerv-Muskel-System bei maximaler willkürlicher Kontraktion auszuüben vermag“ (Weineck, 2010, S. 371). Es können willkürlich nie alle Fasern eines Muskels gleichzeitig aktiviert werden, so dass die Maximalkraft bei einem Untrainierten ca. 70%, bei einem Trainierten bis zu 95% der Absolutkraft ausmacht. Diese (nahezu) vollständige Aktivierung (Absolutkraft) kann zum Beispiel durch Elektrostimulation entfaltet werden (Güllich & Schmidtbleicher, 1999, Weineck, 2010). Man unterscheidet isometrische, konzentrische und exzentrische Maximalkraft (Güllich & Schmidtbleicher, 1999). Die isometrische (statische) Maximalkraft ist „die höchstmögliche Kraft, die das Nerv-Muskel-System bei willkürlicher Kontraktion gegen einen unüberwindlichen Widerstand“ entfalten kann (Weineck, 2010, S. 373). Die konzentrische und exzentrische Maximalkraft werden der dynamischen Maximalkraft zugeordnet und beschreiben die höchste Kraft, die innerhalb eines Bewegungsablaufes realisiert werden kann, wobei die konzentrische (überwindende) Kontraktion mit einer Muskelverkürzung, die exzentrische (nachgebende) dagegen mit einer Muskelverlängerung einhergeht. Aufgrund des hohen Zusammenhangs ($r > 0.85$) zwischen den drei Kontraktionsformen halten Güllich & Schmidtbleicher (1999) eine

fähigkeitsbezogene Unterteilung zwischen isometrischer, konzentrischer und exzentrischer Maximalkraft allerdings nicht für gerechtfertigt. Sie ordnen entsprechend „Kraftwerte, die bei maximaler willkürlicher Kontraktion unter konzentrischen, isometrischen oder exzentrischen Bedingungen ermittelt werden, jeweils ein und derselben Dimension, der Maximalkraft“ zu (Güllich & Schmidtbleicher, 1999, S. 225).

Schnellkraft

Güllich & Schmidtbleicher (1999) definieren die Schnellkraft auf der Grundlage des Gedankens, dass die Beschleunigung und die resultierende Geschwindigkeit eines Körpers Ausdruck des zugrundeliegenden Impulses (Kraftstoßes) sind. Sie definieren die Schnellkraft daher als „Fähigkeit des neuromuskulären Systems, einen möglichst großen Impuls (Kraftstoß) innerhalb einer verfügbaren Zeit zu entfalten“ (Güllich & Schmidtbleicher, 1999, S. 225). Ein Impuls kann durch einen steileren Kraftanstieg, durch ein größeres realisiertes Kraftmaximum und durch die Verlängerung der Kraftereinwirkungszeit vergrößert werden. Die Impulsdauer ist in den meisten Fällen allerdings durch den Bewegungsablauf vorgegeben (Güllich & Schmidtbleicher, 1999), sodass sich die Diskussion der Schnellkraft im Folgenden vor allem auf den Kraftanstieg und das Kraftmaximum konzentriert. Bei Schnellkraftleistungen, die innerhalb von ca. 200 ms ablaufen, spielt vorrangig die Steilheit des Kraftanstieges (Explosivkraft) eine bedeutende Rolle. Bei einer Impulsdauer von über 200 ms hängt die Schnellkraftleistung vor allem vom dynamisch realisierten Kraftmaximum und somit maßgeblich von der Maximalkraft ab (Güllich & Schmidtbleicher, 1999, Hohmann et al., 2002). Eine eigenständige Dimension der Schnellkraft bildet die exzentrisch-konzentrische Muskelarbeit im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ). Die Schnellkraft im DVZ wird im deutschsprachigen Raum häufig auch als Reaktivkraft bezeichnet (Gollhofer, 1987, Güllich & Schmidtbleicher, 1999, Hohmann et al., 2002, Schmidtbleicher & Gollhofer, 1985). Dieser Begriff setzte sich im internationalen Sprachgebrauch allerdings nicht durch. Er wurde im Deutschen vor allem für die trainingswissenschaftliche Praxis eingeführt, ist jedoch im wissenschaftlichen Kontext als fragwürdig einzustufen, da biologische Mechanismen dadurch nicht eindeutig geklärt werden können und somit keine akzeptierte allgemeingültige Definition vorliegt. Teilweise beziehen sich die unterschiedlichen Definitionen sowohl auf den langen als auch den kurzen DVZ, teilweise ausschließlich auf den kurzen DVZ (Grosser et al., 2004, Hohmann et al., 2002). In dieser Arbeit wird der Begriff der Reaktivkraft genutzt, da er sich im deutschsprachigen Raum manifestiert hat. Er wird aber in Anlehnung an die aktuellsten Diskussionen ausschließlich für Bewegungen im kurzen DVZ eingesetzt.

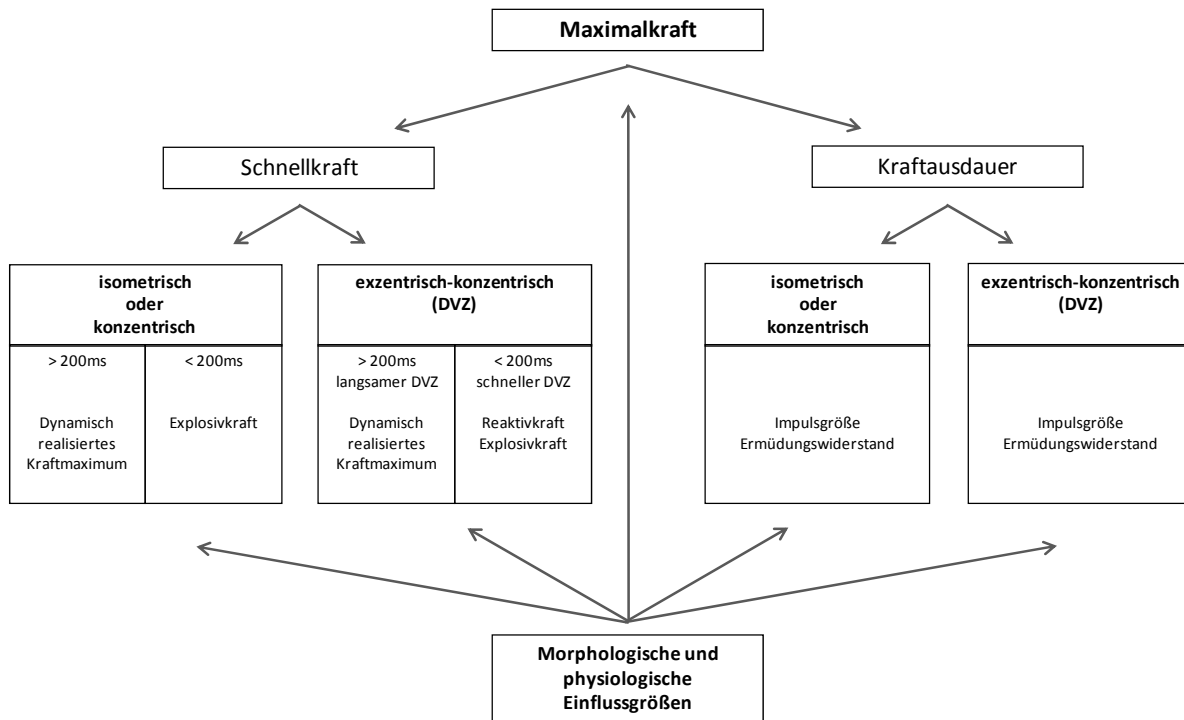


Abbildung 2.2.08: Struktur der motorischen Eigenschaft Kraft (modifiziert nach Güllich & Schmidtbleicher, 1999)

2.2.2.2 Morphologische und physiologische Einflussgrößen

Einflussgrößen des Muskel-Sehnen-Systems

Durch eine größere Muskelmasse mit mehr Sarkomeren und einer höheren Anzahl an aktiven Querbrücken kann eine höhere Maximalkraft realisiert werden, was wiederum gleichzeitig auch die Schnellkraft- und die Kraftausdauerleistung positiv begünstigt (Güllich & Schmidtbleicher, 1999).

Auch die Muskelfaser-Verteilung spielt bei der Entfaltung der Maximalkraft eine entscheidende Rolle. Man unterscheidet Slow-Twitch-Fasern (ST) und Fast-Twitch-Fasern (FT), wobei die FT-Fasern noch einmal in die überwiegend oxidativ ausgelegten FTO-Fasern und die überwiegend glykolytisch arbeitenden FTG-Fasern unterteilt werden können (Güllich & Schmidtbleicher, 1999). Die FT-Fasern sind größer, kontrahieren schneller und zeichnen sich durch eine höhere Kraftentfaltung bei geringerer Ermüdungsresistenz aus. Im Allgemeinen wirkt sich ein hoher Anteil an FT-Fasern durch die höhere Kontraktionskraft positiv auf die Maximalkraft und durch die höhere Kontraktionsgeschwindigkeit im Speziellen auch positiv auf die Schnellkraft aus (Güllich & Schmidtbleicher, 1999, Schmidt & Lang, 2007). Die Muskelfaser-Verteilung ist zwar genetisch determiniert, durch entsprechende Trainingsmaßnahmen ist es möglich, die vorwiegend oxidativ arbeitenden FTO-Fasern stärker anaerob auszuprägen. Umgekehrt ist es möglich, stärker glykolytisch ausgestattete FTG-Fasern in Richtung aerobe Energieumwandlung zu entwickeln (Badtke, 1999).

Im DVZ – sowohl im langen als auch im kurzen - spielen die elastischen Eigenschaften des Muskel-Sehnen-Apparates eine wichtige Rolle für die Explosiv- und Reaktivkraft. Dabei ist vor allem die Fähigkeit der tendo-muskulären Strukturen entscheidend, sich nach einer Dehnung

schnellstmöglich wieder auf die ursprüngliche Länge zu verkürzen. Die gilt vor allem für die Sehnen- und Bindegewebsstrukturen am Muskel, aber auch für die strukturellen und funktionellen Proteinfilamente der Muskelzelle (z.B. Alexander & Bennet-Clark, 1977, Komi & Bosco, 1978). Letztere können hinsichtlich ihrer Elastizität vor allem bei FT-Fasern durch Training positiv beeinflusst werden. Eine Verbesserung der elastischen Eigenschaften kann steilere Kraftanstiege am Kontraktionsbeginn zur Folge haben und somit beim kurzen DVZ höhere Kraftspitzen erzeugen (Güllich & Schmidtbleicher, 1999).

Neuronale Einflussgrößen

Alle Muskelfasern werden durch motorische Nervenzellen innerviert, wobei das alpha-Motoneuron gemeinsam mit den von ihm versorgten Muskelfasern als motorische Einheit bezeichnet wird. Da der Mensch nicht in der Lage ist, bei einer willkürlichen Kontraktion alle motorischen Einheiten eines Muskels gleichzeitig zu aktivieren, ist das Vermögen, eine möglichst große Anzahl motorischer Einheiten zu aktivieren, ein leistungsbestimmender Faktor. Man nennt diese Fähigkeit willkürliche neuromuskuläre Aktivierungsfähigkeit (Güllich & Schmidtbleicher, 1999). Sie ist durch die Fähigkeit der Rekrutierung, Frequenzierung und Synchronisation bestimmt. Die Rekrutierung beschreibt die Abfolge der nacheinander zugeschalteten motorischen Einheiten. Zu Beginn einer Kontraktion werden zunächst die kleinen, langsamen Einheiten innerviert und erst mit wachsender Kraftanforderung werden zunehmend die größeren, schnelleren motorischen Einheiten rekrutiert (Badtke, 1999, Gollhofer et al., 2009, Güllich & Schmidtbleicher, 1999). Für die Maximalkraft ist vor allem die Vollständigkeit der Rekrutierung bedeutsam, für die Schnellkraft eher die Geschwindigkeit der nacheinander zugeschalteten motorischen Einheiten. Beides kann durch gezieltes Training verbessert werden (Güllich & Schmidtbleicher, 1999). In enger Verknüpfung an die Rekrutierung spielt die Frequenzierung eine entscheidende Rolle. ST-Fasern werden überwiegend mit niedrigeren Reizfrequenzen angesteuert, FT-Fasern dagegen mit deutlich höheren. Eine Erhöhung der Reizfrequenz geht mit einer Steigerung der Kraftentfaltung einher. Ab einer gewissen Reizfrequenz wird dann vor allem die Kraftanstiegsrate verbessert (Badtke, 1999, Gollhofer et al., 2009, Güllich & Schmidtbleicher, 1999). Zusätzlich spielt auch die Synchronisation der Aktivierung verschiedener alpha-Motoneurone eine wichtige Rolle. Sie ermöglicht eine gleichzeitige Aktivierung vieler motorischer Einheiten (Badtke, 1999, Gollhofer et al., 2009, Güllich & Schmidtbleicher, 1999).

Im kurzen Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus kommt zusätzlich die Aktivierung des Dehnungsreflexes zum Tragen (Gollhofer et al., 2009, Komi & Gollhofer, 1997). Mit steigender Dehnungsgeschwindigkeit steigt die Aktivierung des Dehnungsreflexes bis zu einem Optimalwert. Darüber hinaus wird die Reflexaktivität durch den Golgi-Sehnen-Reflex gehemmt. Diese Toleranzgrenze und somit die Reflexaktivierung und die gesamte Reaktivkraftleistung lässt sich durch spezielles Training steigern (Gollhofer et al., 2009, Güllich & Schmidtbleicher, 1999).

2.2.3 Vertikale Sprungtests

Sprünge sind wesentliche Elemente vieler Sportarten und für die Kraftentwicklung der Beinstreckerschlinge bzw. der benötigten reaktiven Fähigkeiten werden diverse Sprungtechniken als Trainingsformen verwendet (Frick et al., 1991). Für eine unmittelbare Rückmeldung über die erreichte Leistung während des Trainings, aber auch zur Überprüfung der Ergebnisse gezielter Interventionen zur Sprungkraftentwicklung, haben sich in Anlehnung an die Arbeiten von Asmussen & Bonde-Petersen (1974) und Kuhlow (1980) verschiedene Vertikalsprünge als Standard-Sprungkrafttest entwickelt und etabliert (Frick et al. 1991, Wank & Heger, 2009). Im Laufe der Jahre haben sich verschiedenen Sprungformen mit und ohne Auftakt (Counter Movement Jump, Squat Jump) sowie Tiefsprünge aus unterschiedlichen Höhen (Drop Jump) als Standard-Sprünge durchgesetzt (Wank & Heger, 2009). Der Counter Movement Jump (CMJ) stellt die geringsten koordinativen Ansprüche an die Probanden und eignet sich daher auch als Fitnesstest für Freizeitsportler. Der Squat Jump (SJ) und vor allem der Drop Jump (DJ), stellen deutlich höhere Ansprüche an die Bewegungskoordination und sind daher eher als Standard-Tests in Sportarten wie Leichtathletik, Gerätturnen und Spilsportarten verbreitet (Wank & Heger, 2009). Im Gegensatz zu den meisten Sprungbewegungen aus verschiedenen Sportarten (z.B. Weitsprung, Hochsprung, Dreisprung) ist die Bewegungsrichtung bei allen drei Sprüngen des Standard-Sprungkrafttests fast ausschließlich vertikal. Beim Counter Movement Jump und beim Drop Jump erfolgt lediglich eine Bewegungsumkehr nach dem Auftakt bzw. dem Einsprung (Wank & Heger, 2009). Alle drei Sprungformen lassen sich mit oder ohne Armschwung durchführen. Der Armschwung kann genutzt werden, um durch das Abbremsen der distalen Massen der Arme den Armimpuls auf den Restkörper zu übertragen. Um ausschließlich die Sprungkraft der Beine zu „extrahieren“ sollten die Arme am Körper fixiert werden (Wank & Heger, 2009).

Für eine ausführliche und vollständige Analyse von Sprungbewegungen müssen sowohl dynamische als auch kinematische Parameter erfasst werden. Anhand der Bodenreaktionskräfte kann die Position des Körperschwerpunktes berechnet und so die Flughöhe exakt bestimmt werden. Aber auch andere Parameter wie Maximalkraft und maximaler Kraftanstieg lassen sich anhand der Kraft-Zeit-Verläufe bestimmen. Daher hat sich für die schnelle aber dennoch sehr exakte Messung der Sprungleistung der Einsatz von Kraftmessplatten durchgesetzt. Videoanalysen zur Bestimmung der kinematischen Parameter sind sehr viel aufwändiger und werden meist nur für spezielle Forschungszwecke eingesetzt (Wank & Heger, 2009).

In den einzelnen Teiluntersuchungen der vorliegenden Arbeit sind ausschließlich der Counter Movement Jump und Drop Jump als Sprungkrafttests eingesetzt worden. Der Vollständigkeit halber werden im Folgenden alle drei Sprungformen beschrieben. In dem Kapitel 2.3 zur Datenbearbeitung und Berechnung der Kriteriumsvariablen werden ausschließlich die zwei in den Projekten angewandten Sprungformen Counter Movement Jump und Drop Jump mit einbezogen.

2.2.3.1 Squat Jump (SJ)

Der Squat Jump ist ein Streck sprung und erfolgt aus einer ruhenden Kauerstellung (etwa 90° Knie- und Hüftwinkel) in die Vertikale (Abbildung 2.2.09). Allerdings ist die Tiefe der Startposition individuell sehr unterschiedlich und hängt sowohl von anthropometrischen Merkmalen als auch dem Kraftniveau des Springers ab. Eine tiefere Hockposition führt zwar zu einem längeren Beschleunigungsweg, allerdings auch zu größeren Drehmomenten, die nur durch relativ hohe Muskelkräfte gehalten werden können. Es gilt also die optimale Ausgangsposition einzunehmen, bei der der Beschleunigungsweg möglichst lang ist, die Gelenkmomente in der Ausgangsposition aber noch hinreichend schnell überwunden werden können. Aus der tiefen Hocke wird der Sprung ohne Auftaktbewegung durchgeführt, so dass die an der Bein- und Hüftstreckung beteiligte Muskulatur ausschließlich konzentrische Arbeit leistet (Frick et al., 1991, Wank & Heger, 2009). Ein typischer Kraft-Zeit-Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskräfte eines Squat Jumps ist in Abbildung 2.2.10 dargestellt.

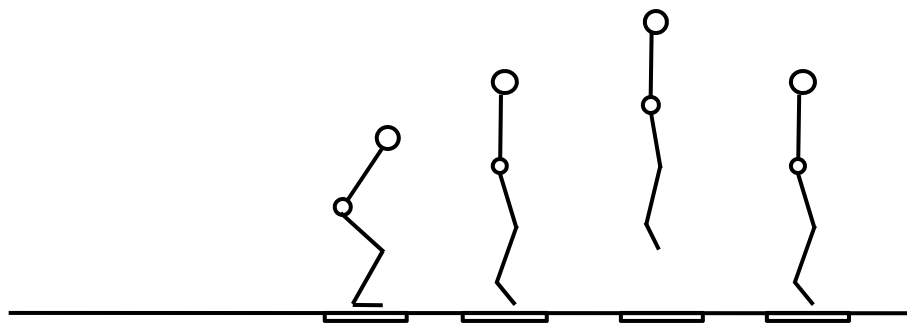


Abbildung 2.2.09: Schematische Darstellung des Bewegungsablaufes beim Squat Jump (SJ)

Durch diese ausschließlich konzentrische Arbeitsweise und eine Ausführungsgeschwindigkeit, die Bodenkontaktzeiten von über 200 ms mit sich bringt, ist der leistungsbestimmenden Faktor beim Squat Jump vor allem das dynamisch realisierbare Kraftmaximum und somit in ausgeprägtem Maße die Maximalkraft (Abbildung 2.2.15). Daher wird der Squat Jump hauptsächlich zur Bestimmung des Maximalkraftniveaus der Muskulatur der Beinstrecker eingesetzt.

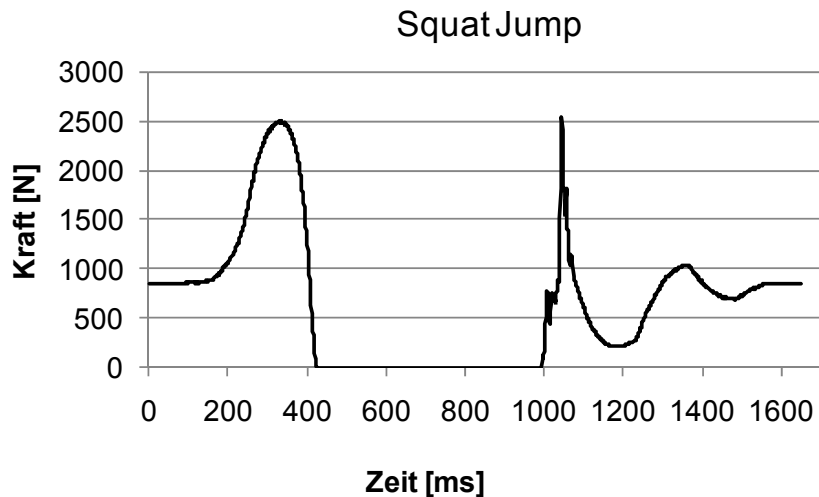


Abbildung 2.2.10: Typischer Kraft-Zeit-Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskräfte eines Squat Jumps (SJ)

2.2.3.2 Counter Movement Jump (CMJ)

Der Counter Movement Jump erfolgt als Hock-Streck-Sprung aus dem aufrechten Stand. Aus einer schnellen Ausholbewegung (bis zu einem Kniewinkel von etwa 90°) bei exzentrisch arbeitender Beinstreckmuskulatur resultiert eine maximale Streckbewegung in die Vertikale bei konzentrischer Muskelkontraktion (Abbildung 2.2.11). Der Counter Movement Jump lässt dem Probanden hinsichtlich Auftakttiefen und Auftaktgeschwindigkeit einen großen Ausführungsspielraum. Dabei sollte darauf geachtet werden, dass die Ausholbewegung flüssig in die Streckbewegung übergeht (Frick et al., 1991, Wank & Heger, 2009). Abbildung 2.2.12 zeigt einen typischen Kraft-Zeit-Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskräfte eines Counter Movement Jumps.

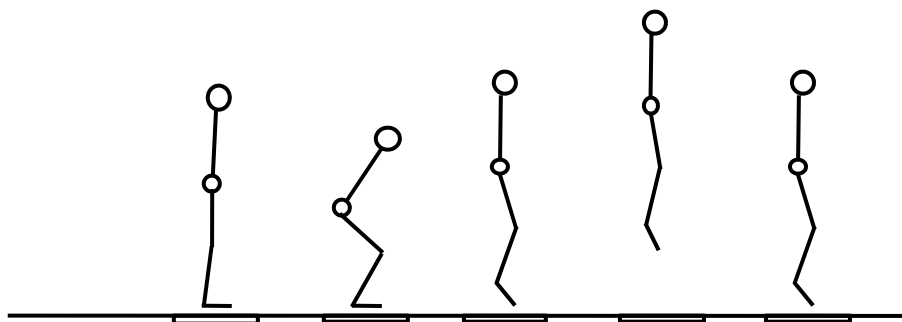


Abbildung 2.2.11: Schematische Darstellung des Bewegungsablaufes beim Counter Movement Jump (CMJ)

Durch die exzentrisch-konzentrisch arbeitende Muskulatur bei mittlerer Horizontalgeschwindigkeit und relativ starker Kniebeugung werden beim Counter Movement vor allem Schnellkraftleistungen im langen Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus mit Bodenkontaktzeiten von deutlich mehr als 200 ms getestet. Daher wird die Leistung des Counter Movement Jumps neben dem dynamisch realisierbaren Kraftmaximum und somit der Maximalkraft vor allem durch die elastischen Eigenschaften der tendo-muskulären Strukturen limitiert (Abbildung 2.2.15).

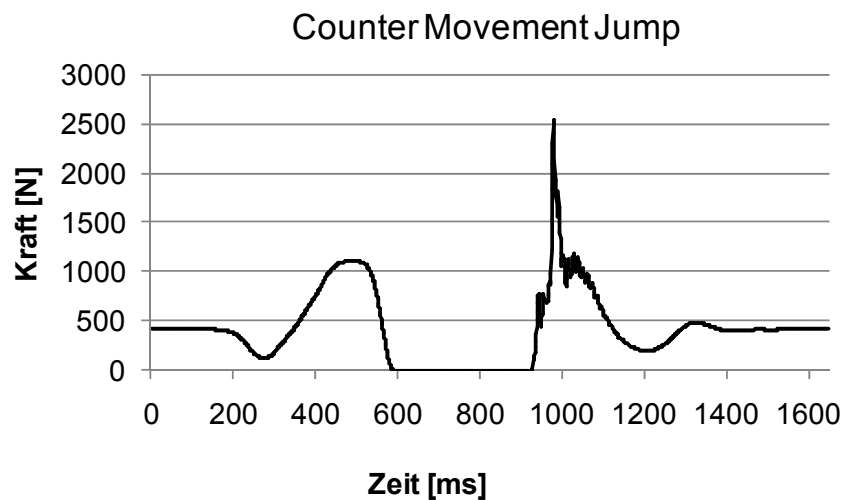


Abbildung 2.2.12: Typischer Kraft-Zeit-Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskräfte eines Counter Movement Jumps (CMJ)

2.2.3.3 Drop Jump (DJ)

Drop Jumps werden aus einer erhöhten Ausgangsposition ausgeführt. Die Ausgangsposition ist wie beim Counter Movement Jump der aufrechte Stand. Jedoch steht der Proband auf einem Podest bestimmter Höhe. Der Springer löst sich durch das Vorschwingen eines Beines vom Kasten und leitet so eine kurze Phase freien Falls ein. Es folgt eine kurze Stützphase, die mit einer exzentrischen Kontraktion in der Beinstreckermuskulatur beginnt, wodurch die negative Aufprallgeschwindigkeit auf Null abgebremst wird. Bei der anschließenden konzentrischen Beinstreckung wird die vertikale Abfluggeschwindigkeit nach möglichst kurzer Bodenkontaktzeit erzeugt, um maximal hoch zu springen (Frick et al., 1991, Wank & Heger, 2009) (Abbildung 2.2.13). Die Fallhöhe kann variieren und hat einen direkten Einfluss auf die Sprungleistung. Verschiedenen Studien zu Folge werden bei mittleren Fallhöhen größere Sprunghöhen erreicht als bei geringen und großen Fallhöhen (Arteaga et al., 2000). Die vertikalen Bodenreaktionskräfte eines Drop Jumps sind in Abbildung 2.2.14 dargestellt.

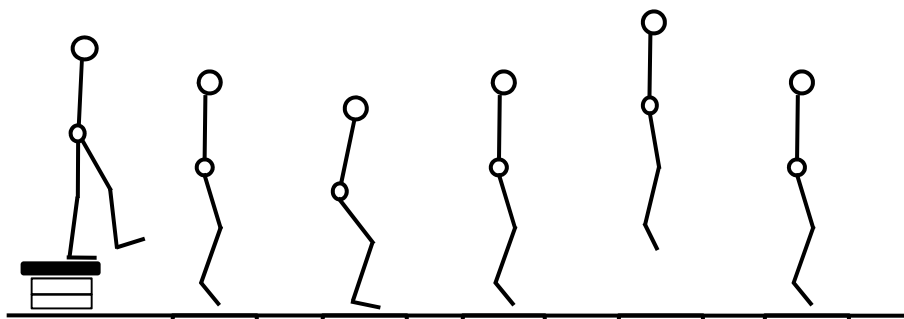


Abbildung 2.2.13: Schematische Darstellung des Bewegungsablaufes beim Drop Jump (DJ)

Die Leistung beim Drop Jump wird durch die Schnellkraftfähigkeit im kurzen Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus, also die Reaktivkraftfähigkeit bestimmt. Die Muskulatur arbeitet exzentrisch-konzentrisch, allerdings wird beim Drop Jump im Gegensatz zum Counter Movement Jump eine Bodenkontaktzeit unterhalb von 200 ms angestrebt. Leistungsbestimmende Faktoren sind hier vor allem der maximale Kraftanstieg, die elastischen Eigenschaften des Muskel-Sehnen-Systems und der Dehnungsreflex (Abbildung 2.2.15).

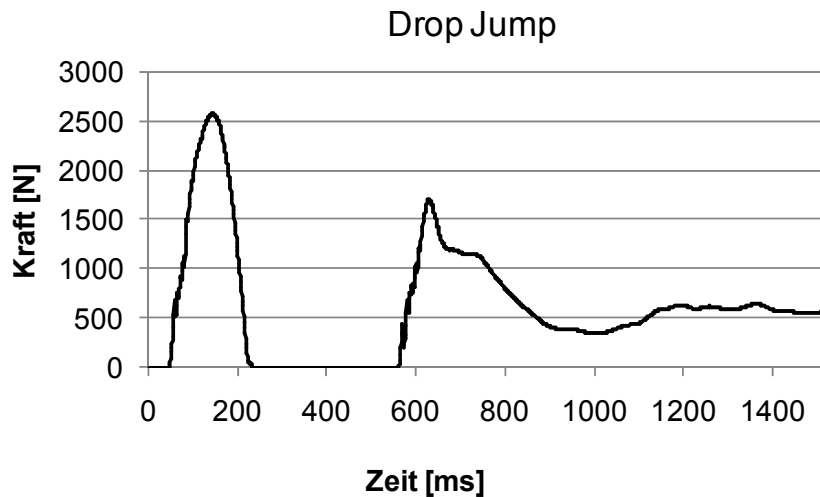


Abbildung 2.2.14: Typischer Kraft-Zeit-Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskräfte eines Drop Jumps (DJ)

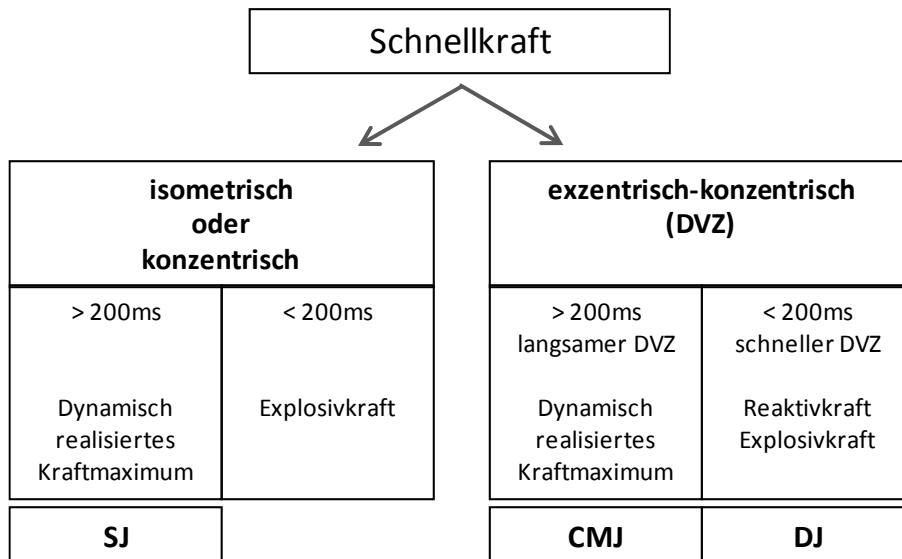


Abbildung 2.2.15: Einordnung der drei Sprungformen in die vorherrschenden Krafftigkeiten (modifiziert nach Güllich & Schmidtbleicher, 1999)

2.3 Mess- und Auswertemethodik

2.3.1 Dynamik

2.3.1.1 Grundlagen der Dynamik

In allen Projekten sind die vertikalen Bodenreaktionskräfte mit Hilfe von Kraftmessplatten aufgezeichnet worden. Hierzu haben sich verschiedene Methoden etabliert, die sich bezüglich der verwendeten Messsensoren bzw. Messprinzipien unterscheiden. Man unterscheidet Dehnmessstreifen, piezoelektrische Sensoren, kapazitive Aufnehmer sowie Leiter- und Halbleitersensoren (Schwameder, 2009). Diese Sensoren werden für den Bau von Kraftmessplatten, aber auch von Druckmesssohlen und -platten genutzt.

Für die drei einzelnen in dieser Arbeit vorgestellten Forschungsprojekte wurden unterschiedliche Geräte eingesetzt: Im ersten Projekt wurden die Bodenreaktionskräfte mit einer eindimensional messenden, speziell angefertigten Kraftmessplatte aufgezeichnet. Für das zweite Projekt wurde eine geteilte eindimensional messende Kraftmessplatte der Firma Novotec Medical (Leonardo Mechanograph® GRFP) eingesetzt und für das dritte Projekt wurden zwei AMTI (BP600900) Kraftmessplatten des BioMotion Centers Karlsruhe verwendet. Alle diese Kraftmessplatten nutzen Dehnmessstreifen (DMS) als Messsensoren. Durch eine Formveränderung (Dehnung oder Stauchung) des DMS unter Krafteinwirkung kommt es zu einer Änderung des elektrischen Widerstandes des DMS, der in elektrische Spannungswerte überführt wird, die proportional zur einwirkenden Kraft sind. Diese Spannungsänderungen können gemessen, aufgezeichnet und digital weiterverarbeitet werden. Dehnmessstreifen können große Messbereiche abdecken und sind relativ kostengünstig. Daher werden sie in der Biomechanik häufig eingesetzt (Schwameder, 2009).

2.3.1.2 Datenaufnahme

Eigenbau (Forschungsprojekt 1)

Die eindimensional messende Kraftmessplatte wurde am BioMotion Center Karlsruhe eigens für den Einsatz im ersten Projekt angefertigt (Abbildung 2.3.01). Zur Messung der vertikalen Bodenreaktionskräfte wurden vier eindimensional messende Dehnmessstreifen eingebaut. Die portable Kraftmessplatte wurde zusätzlich mit einem Rahmen ausgestattet, um eine sichere Landung nach dem Sprung zu gewährleisten. Zur Aufnahme der Kraftdaten wurde eine speziell programmierte Software genutzt (*Diamess*), die die Kraft-Zeit-Verläufe mit einer Messfrequenz von 1000 Hz aufzeichnete (Tabelle 2.3.01).

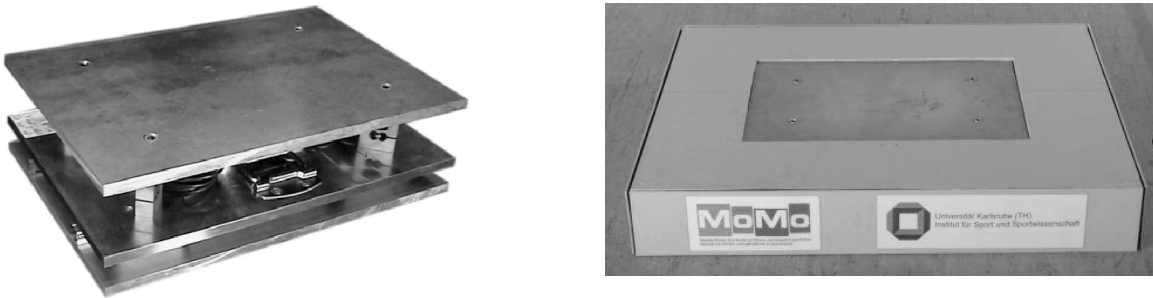


Abbildung 2.3.01: Selbstgebaute eindimensionale Kraftmessplatte des BioMotion Centers ohne und mit Rahmen

Tabelle 2.3.01: Technische Daten der selbstgebauten Kraftmessplatte

Außenmaße der Platte	400 x 600 mm
Kraftsensoren	4 eindimensional messende Dehnmessstreifen
Abtastrate pro Sensor	1000 Hz

Leonardo Mechanograph® GRFP (Forschungsprojekt 2)

Die eindimensional messende, zweigeteilte Kraftmessplatte der Firma Novotec Medical wurde für die Messung im Rahmen des zweiten Projektes genutzt (Abbildung 2.3.02). Durch die Zweiteilung der Platte können die vertikalen Bodenreaktionskräfte getrennt für das linke und das rechte Bein aufgezeichnet werden. Auch diese portable Kraftmessplatte ist in einen Rahmen eingebettet, um die Landung nach den Sprüngen abzusichern. Die Messdaten wurden mit der dazugehörigen Software *Leonardo Mechanograph STD* bei einer Messfrequenz von 800 Hz aufgezeichnet (Tabelle 2.3.02).



Abbildung 2.3.02: Leonardo Mechanograph Ground Reaction Force Plate der Firma Novotec Medical

Tabelle 2.3.02: Technische Daten der Leonardo Mechanograph

Außenmaße der Platte	660 x 660 mm
Kraftsensoren	8 eindimensional messende Dehnmessstreifen (4 für jedes Bein)
Abtastrate pro Sensor	800 Hz

AMTI BP600900 (Forschungsprojekt 3)

Für das dritte Projekt wurden zwei Kraftmessplatten der Firma AMTI (BP600900) verwendet (Abbildung 2.3.03). Diese dreidimensional messenden Kraftmessplatten zeichnen neben den vertikalen auch die beiden horizontalen (anterior-posterior bzw. medio-lateral) Komponenten der Bodenreaktionskräfte auf. Beide Platten wurden im BioMotion Center nebeneinander in den Boden eingelassen, um die Bodenreaktionskräfte getrennt für beide Beine aufzuzeichnen. Durch das Versenken im Boden, war ein zusätzlicher Rahmen für die Kraftmessplatten nicht nötig. Die Kraftdaten wurden zur Berechnung der Inversdynamik zeitsynchron zu den kinematischen Daten mit der Software Nexus der Firma Vicon mit 1000 Hz aufgezeichnet (Tabelle 2.3.03).

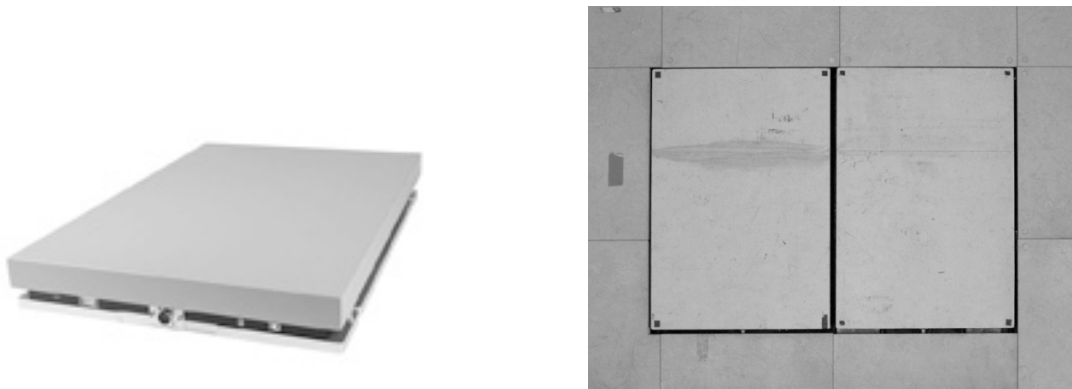


Abbildung 2.3.03: AMTI BP600900 Kraftmessplatte freistehend und in den Boden eingelassen (links: <http://www.amti.biz>, 21.02.2011)

Tabelle 2.3.03: Technische Daten der AMTI

Außenmaße der Platte	600 x 900 mm
Kraftsensoren	4 dreidimensional messende Dehnmessstreifen
Abtastrate pro Sensor	1000 Hz

2.3.1.3 Datenbearbeitung

Bei allen drei Projekten wurden ausschließlich die vertikalen Bodenreaktionskräfte ausgewertet. Die weitere Bearbeitung der Kraft-Zeit-Verläufe erfolgte mit unterschiedlicher Analysesoftware. Die Daten wurden entweder mit einer speziell programmierten Auswertungs-Routine in *Matlab* der Firma MathWorks oder mit Hilfe der Software *Templo* der Firma Contemplas weiterverarbeitet. Hierzu mussten die Rohdaten zunächst aus der jeweiligen Aufnahmesoftware exportiert und in ein importfähiges Format für *Matlab* oder *Templo* gebracht werden. Die Berechnung der einzelnen Parameter wie z.B. der Sprunghöhe oder der Maximalkraft, erfolgte in beiden Programmen nach denselben mathematischen Formeln, die in Kapitel 2.3.1.3 näher beschrieben werden. Die Ergebnisse aus *Matlab* sowie aus *Templo* wurden im ASCII-Format ausgegeben und konnten dann für die Weiterverarbeitung zum Beispiel in Microsoft Excel oder SPSS genutzt werden.

2.3.1.4 Kriteriumsvariablen

Sprunghöhe

Alle Sprünge bestehen aus einer Absprung-, einer Flug- und einer Landephase. Zur Berechnung der Körperschwerpunkterhöhung werden im Wesentlichen zwei Verfahren herangezogen: Die Bestimmung aus dem Absprungimpuls und die Bestimmung aus der Flugzeit. Da beim Counter Movement Jump die Flugphase im Vergleich zur Startposition im aufrechten Stand leicht erhöht beginnt, sind die gemessenen Flugzeiten kürzer, als wenn ein senkrechter Flug von Standhöhe auf maximale Sprunghöhe durchlaufen würde. Die Flughöhe wird demnach bei der Berechnung aus der Flugzeit in der Regel unterschätzt (Wank & Heger, 2009). Daher wurde beim Counter Movement Jump zur Bestimmung der Körperschwerpunktserhöhung die Berechnung aus dem Absprungimpuls verwendet (Abbildung 2.3.04). Beim Drop Jump dagegen wird die Berechnung der Sprunghöhe durch das Absprungimpulsverfahren erschwert, da die genaue Anfangsgeschwindigkeit nicht bekannt ist. Durch das Lösen vom Kasten kann ohne Videoanalyse die exakte Fallhöhe und somit die exakte Landungsgeschwindigkeit nicht bestimmt werden. Außerdem geht man davon aus, dass hinsichtlich der Position des Sprunggelenks beim Einfallen in die Kraftmessplatte zu Beginn des Sprungs ähnliche Bedingungen herrschen wie beim Absprung und der Landung. Daher kann hier eher von einer symmetrischen Flugbahn ausgegangen werden. Deshalb wurde beim Drop Jump zur Bestimmung der Körperschwerpunkterhöhung die Berechnung aus der Flugzeit eingesetzt (Abbildung 2.3.05).

Die beim Counter Movement Jump in vertikaler Richtung wirkenden Kräfte erzeugen über die Zeit des Absprungs ($t_0 - t_4$, Abbildung 2.3.04) einen Kraftstoß und somit eine Impulsänderung auf den Körper, der diesen senkrecht nach oben beschleunigt. Da die Anfangsgeschwindigkeit Null beträgt (der Proband steht zu Beginn des Sprungs ruhig auf der Kraftmessplatte), kann die Abfluggeschwindigkeit (v_{AB}) über das Integral der Kraft-Zeit-Kurve bestimmt werden [1]. Der Körper besitzt dann zum Zeitpunkt des Verlassens der Kraftmessplatte eine kinetische Energie, die durch die Abfluggeschwindigkeit determiniert ist [2]. Da nach dem Abflug auf den Körper außer der Erdanziehung keine Kräfte wirken, bleibt die Gesamtenergie im System konstant, wobei sich die kinetische Energie vollständig in potentielle Energie umwandelt [3]. Aus dem Energieerhaltungssatz kann durch Gleichsetzen der kinetischen und potentiellen Energie ($E_{pot} = E_{kin}$) die Formel zur Berechnung der Körperschwerpunkterhöhung abgeleitet werden [4].

$$[1] \quad p = m \cdot v_{AB} = \int F_z(t) dt = \Delta p$$

$$[2] \quad E_{kinAB} = \frac{1}{2} \cdot m \cdot v_{AB}^2$$

$$[3] \quad E_{pot} = m \cdot g \cdot h$$

$$[4] \quad h = \frac{v_{AB}^2}{2g}$$

Bei dieser Berechnungsmethode muss bedacht werden, dass die Erhöhung vom flachen Stand in den Zehenstand zu Beginn des Absprungs nicht berücksichtigt wird. Diese Differenz ist jedoch vorwiegend anthropometrisch bedingt und sollte daher nicht in die eigentliche Erhöhung des Körperschwerpunktes mit einfließen.

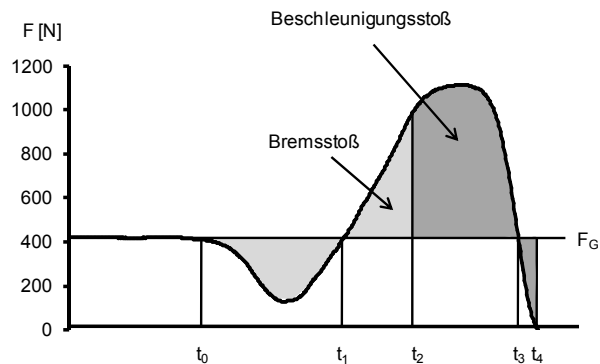


Abbildung 2.3.04: Kraft-Zeit-Verlauf eines Counter Movement Jumps

Beim Drop Jump wird davon ausgegangen, dass die Körperschwerpunktslage zu Beginn und am Ende der Flugphase gleich ist und die Steigzeit daher gleich der Fallzeit ist [5].

$$[5] \quad t_{steig} = t_{fall} = \frac{1}{2} t_{flug}$$

Aus dem Weg-Zeit-Gesetz für den senkrechten Wurf lässt sich die Sprunghöhe aus der Flugzeit nach folgender Gleichung berechnen (Abbildung 2.3.05):

$$[6] \quad h = \frac{1}{8} \cdot g \cdot t_{flug}^2$$

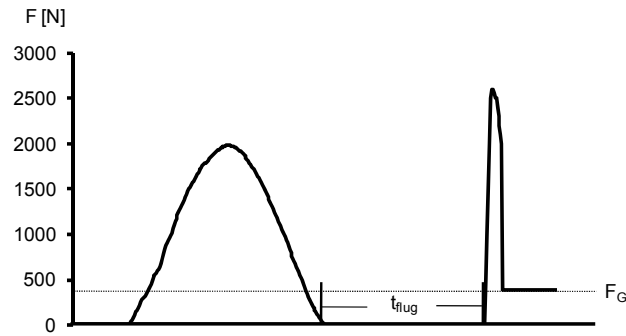


Abbildung 2.3.05: Kraft-Zeit-Verlauf eines Drop Jumps

Maximalkraft

Die dynamische Maximalkraft wird sowohl für den Counter Movement Jump als auch für den Drop Jump als maximaler Kraftwert der Kraft-Zeit-Kurve während des Absprungimpulses bestimmt (Abbildung 2.3.06). Die Höhe der Maximalkraft wird nicht unerheblich vom Körpergewicht des Probanden beeinflusst. Daher wird die Maximalkraft zur besseren Vergleichbarkeit nicht absolut in Newton angegeben, sondern immer normalisiert auf das jeweilige Körpergewicht der Probanden. Im Sinne des „Vielfachen des Körpergewichts“ wird die relative Maximalkraft demnach in KG bzw. BW (Körpergewicht bzw. Body Weight) angegeben.

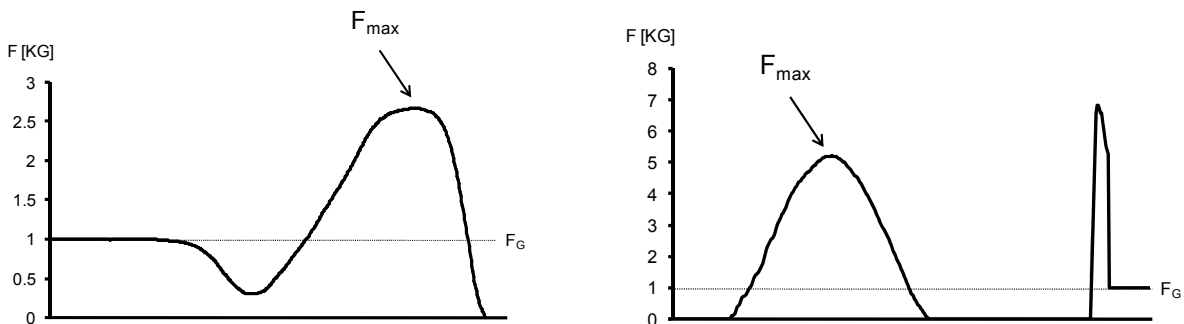


Abbildung 2.3.06: Relative Maximalkraft beim Counter Movement Jump (links) und beim Drop Jumps (rechts)

Maximaler Kraftanstieg

Als maximaler Kraftanstieg wird der steilste Anstieg der Kraft-Zeit-Kurve während der Absprunghase bezeichnet (Abbildung 2.3.07). Auch die Höhe des maximalen Kraftanstiegs wird vom Körpergewicht des Probanden beeinflusst und wird daher ebenfalls normalisiert zum Körpergewicht der Probanden in KG/s bzw. BW/s angegeben.

Der maximale Kraftanstieg wird in den beiden Analyseprogrammen *Templo* und *Matlab* auf ähnlichem Weg berechnet. In beiden Varianten erfolgt die Berechnung der Steigung zum Zeitpunkt t über die Differentiationsformel. Die Ableitung erfolgt dabei über mehrere Stützstellen, um einen zusätzlichen Glättungseffekt zu erzielen. Nach Berechnung der ersten Ableitung wird das Maximum zwischen dem Zeitpunkt des Sprungbeginns und dem Auftreten der Maximalkraft bestimmt.

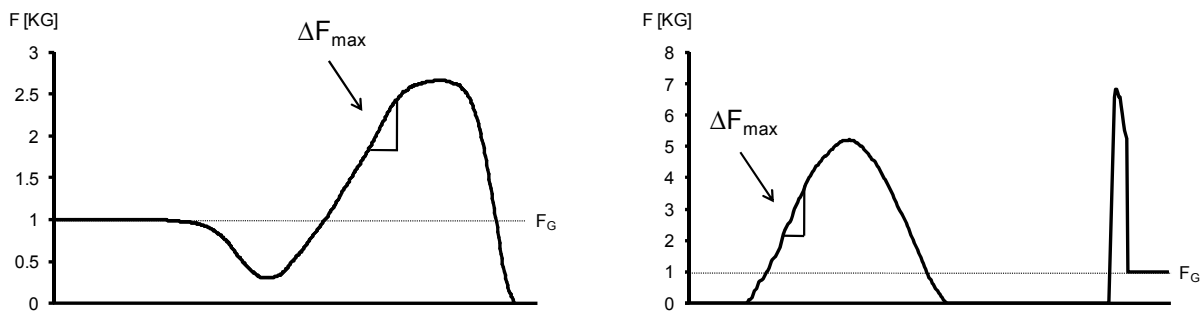


Abbildung 2.3.07: Maximaler Kraftanstieg beim Counter Movement Jump (links) und beim Drop Jump (rechts)

Variabilitätskoeffizient

Zur Ermittlung der Reliabilität eines Testverfahrens wurde unter anderem der Variabilitätskoeffizient ermittelt [7]. Er bringt zum Ausdruck, wie viel Prozent des arithmetischen Mittels die Standardabweichung beträgt.

$$[7] \quad v = \frac{s}{\bar{x}} \cdot 100$$

Der Variabilitätskoeffizient ist eine dimensionslose Größe, mit dem sich Streuungen vergleichen lassen, die sich auf andere Maßsysteme oder andere Mittelwerte beziehen. Er wird daher in % angegeben. Es kann sowohl die Variabilität innerhalb einer Gruppe, als auch die Variabilität innerhalb einer Person über mehrere Versuche berechnet werden. Letztere lässt Aussagen über die Stabilität eines Bewegungsablaufes innerhalb mehrerer Versuche einzelner Probanden zu.

2.3.2 Kinematik

2.3.2.1 Grundlagen der Kinematik

Im dritten Projekt wurden zusätzlich zu den vertikalen Bodenreaktionskräften kinematische Daten der Sprungbewegung mit Hilfe einer 3D-Videoanalyse ermittelt. Um eine solche dreidimensionale Bewegungsanalyse durchführen zu können, müssen die Bewegungen bei der Aufnahme aus dem dreidimensionalen Raum zunächst in die zweidimensionale Video-Bildebene überführt werden. Anschließend müssen die Daten mehrerer Kameras aus der zweidimensionalen Ebene mit Hilfe eines mathematischen Algorithmus, der „Direct Linear Transformation“ (Abdel-Aziz, 1971), in einen dreidimensionalen Raum zurückgeführt werden. Die Berechnung eines dreidimensionalen Modells kann nur dann erfolgen, wenn für jeden verfolgten Körperpunkt zu jedem Zeitpunkt zweidimensionale Koordinaten von mindestens zwei Kameras zur Verfügung stehen. Zur Fehlerminimierung sind deshalb genaue Vorbereitungen bezüglich der Kamerapositionierung nötig. Basierend auf den so gewonnenen Orts-Zeit-Informationen lassen sich kinematische Analysen von Bewegungen sowohl in zwei als auch in drei Dimensionen durchführen.

Bei der Videoanalyse mit DV-Kameras werden neben den benötigten Koordinaten der relevanten Körperpunkte zusätzliche Videoinformationen aufgenommen, die für die weitere Bewegungsanalyse keine Rolle spielen. Dieser Überfluss an Informationen erschwert ein automatisches Verfolgen der Markerpunkte erheblich und macht eine Bestimmung der Markerkoordinaten insbesondere bei häufigen Verdeckungen und/oder Überlappungen selbst mit der heutigen Technik nahezu unmöglich. Das manuelle Auswählen der Marker erfordert einen immensen Zeitaufwand und führt zu großen Ungenauigkeiten bei der Berechnung der Raumkoordinaten. Bei der Analyse mit Infrarotkameras fallen deutlich kleinere Datenmengen an, da ausschließlich die passiven, reflektierenden Marker registriert werden, die von den Kameras mit Infrarotlicht angestrahlt werden (z.B. Vicon). Um die Linse jeder Kamera befindet sich zu diesem Zweck ein Ring mit IR-Leuchtdioden-Arrays. Der Körper, der während der Bewegungsanalyse erfasst werden soll, wird an den entscheidenden Stellen mit reflektierenden Markern versehen. Diese können je nach Körperstelle unterschiedlich groß sein. Wenn sich der Körper nun im erfassten Raum bewegt, werden die reflektierenden Marker von den Kameras registriert. In den Kameras trifft das Licht auf einen CMOS-Chip (Lichtempfindlicher Sensor) mit vorgeschaltetem IR-Filter. Der CMOS-Chip erzeugt aus dem gefilterten Licht (IR-Filter ist ausschließlich für Licht im IR-Bereich durchlässig) ein Videosignal (videostream). Die sogenannte *Datastation* (Vicon) kontrolliert alle Kameras und Leuchtdioden-Arrays und bündelt die Videosignale zusammen mit anderen aufgenommenen Datenströmen (z.B. EMG oder Kraftmessplatte). Die gebündelten Daten werden dann zu einem Computer transferiert, auf dem die Software *Nexus* installiert ist. Die Berechnung der Daten erfolgt mit relativ geringer Latenzzeit, großer Zuverlässigkeit und Präzision. Diese hohe Geschwindigkeit ist auch deshalb möglich, weil die Marker bereits von kamerainternen Prozessoren erkannt werden und der Datenstrom dadurch reduziert wird. Mit Hilfe der Software *Nexus* können die Rohdaten gespeichert und weiterverarbeitet werden. Das Programm errechnet aus den einzelnen zweidimensionalen Daten jeder Kamera die dreidimensionalen Koordinaten jedes Punktes. Hierzu wird eine vor der Messung durchgeführte Kalibrierung des Erfassungsraums genutzt. In

der Software können die erfassten Bewegungsdaten sofort als virtuelle dreidimensionale Animation betrachtet werden. Nach der Aufbereitung der Daten können diese sowohl an andere Vicon Softwareanwendungen (*Polygon* und *BodyBuilder*) als auch an alternative Animationsprogramme weitergegeben werden.

2.3.2.2 Datenaufnahme

Um die Sprungbewegungen zu erfassen, wurden gemäß dem Markerset des „Vicon *Plug-In Gait*“ (Abbildung 2.3.08) reflektierende Marker an den Probanden befestigt. Dieses besteht aus 39 Markern, die auf die wichtigsten Gelenkpunkte der Probanden geklebt wurden. Für den gesamten Körper wurden Marker mit einem Durchmesser von 14 mm verwendet. 13 Vicon Kameras wurden um die Kraftmessplatten positioniert, auf denen die Sprungkrafttests ausgeführt wurden. Die Sprungbewegungen wurden mit einer Frequenz von 200Hz mit der Software *Nexus* der Firma Vicon aufgezeichnet. Zusätzlich wurden von allen Probanden sogenannte „Subject Measurements“ wie Körpergröße, Körpergewicht, Beinlänge und Gelenkdurchmesser erfasst, die bei der weiteren Berechnung durch das *Plug-In Gait* benötigt werden.

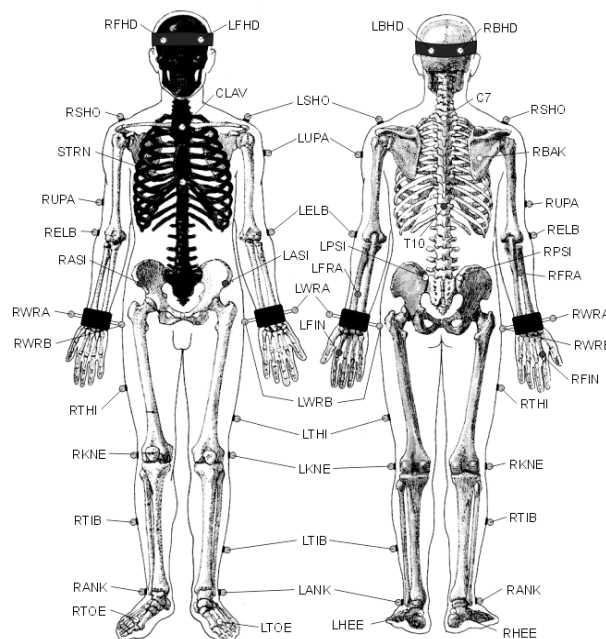


Abbildung 2.3.08: Plug-In Gait Marker Placement (Vicon Motion Systems, 2002)

2.3.2.3 Datenbearbeitung

Die Weiterverarbeitung der kinematischen Daten erfolgte mit der Software *Nexus*. Nachdem die dreidimensionalen Koordinaten der einzelnen Markerpunkte berechnet und rekonstruiert waren, mussten die Punkte in jeder einzelnen Datei „gelabelt“, also benannt werden. Auftretende Lücken wurden manuell gefüllt und die im Vorfeld erfassten „Subject Measurements“ in das zugrunde liegende Mehrkörpermodell eingepflegt. Das *Plug-In Gait* bestimmte nun mit Hilfe der Marker die verschiedenen Körpersegmente und berechnete die Winkel zwischen den verschiedenen Segmenten in drei Dimensionen. Weg-, Geschwindigkeits- und

Beschleunigungsinformationen der einzelnen Markerpunkte wurden genau so berechnet wie Winkel, Winkelgeschwindigkeiten und Winkelbeschleunigungen. All diese kinematischen Parameter wurden zur Weiterverarbeitung in anderen Programmen (MS Excel, SPSS) in ASCII Format exportiert.

2.3.2.4 Kriteriumsvariablen

Gelenkwinkel

Die dreidimensionalen Koordinaten der Markerpunkte werden in einem kartesischen Koordinatensystem angegeben. Die x- und y-Achsen sind horizontal gerichtet, wobei auf der x-Achse Vor- und Rückbewegungen (anterior-posterior), auf der y-Achse seitliche Bewegungen (medio-lateral) abgetragen werden. Vertikale Bewegungen werden durch Punkte auf der z-Achse beschrieben. Auf Grundlage der dreidimensionalen Koordinaten der einzelnen Markerpunkte können Trajektorien, also Wegverläufe, aber auch Geschwindigkeits- und Beschleunigungsverläufe der Markerpunkte berechnet werden.

Für die Berechnung der Gelenkwinkel werden zunächst die Gelenkzentren berechnet, in die für jedes Gelenk ein eigenes Koordinatensystem als Bezugspunkt für die jeweilige Winkelberechnung gelegt wird. Winkel zwischen den einzelnen Segmenten werden meistens in drei Ebenen angegeben. Begrifflichkeiten und Definitionen der Winkel sind in Tabelle 2.3.04 und Abbildung 2.3.09 dargestellt.

Tabelle 2.3.04: Bezeichnungen der Bewegungsrichtungen in den Gelenken

Parameter	Ebene	Bewegungsrichtung	
		+	-
Winkel im Sprunggelenk	sagittal	Dorsalflexion	Plantarflexion
	frontal	Supination/Adduktion	Pronation/Abduktion
	transversal	Innenrotation	Außenrotation
Winkel im Knie	sagittal	Flexion	Extension
	frontal	Varus/Adduktion	Valgus/Abduktion
	transversal	Innenrotation	Außenrotation
Winkel in der Hüfte	sagittal	Flexion	Extension
	frontal	Adduktion	Abduktion
	transversal	Innenrotation	Außenrotation
Winkel des Oberkörpers	sagittal	Vorbeugung	Rückbeugung
Winkel in der Schulter	sagittal	Anteversion	Retroversion
	frontal	Abduktion	Adduktion
	transversal	Innenrotation	Außenrotation
Winkel im Ellbogen	sagittal	Flexion	Extension

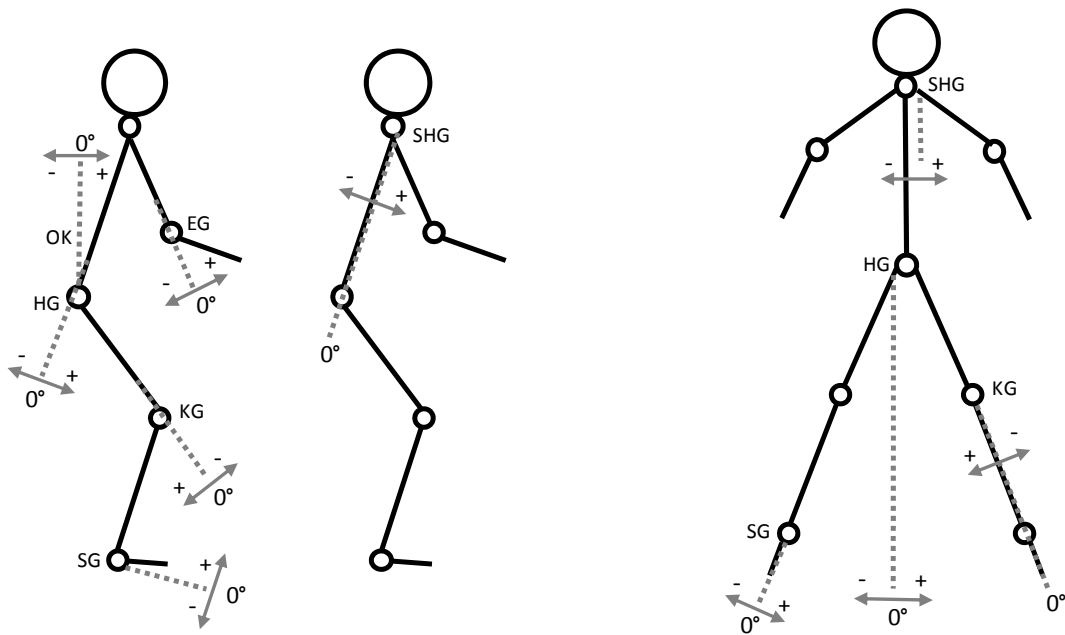


Abbildung 2.3.09: Schematische Darstellung der Winkeldefinitionen

2.3.3 Inverse Dynamik

2.3.3.1 Grundlagen der inversen Dynamik

Aus den kinematischen und dynamischen Daten können zur weiteren Analyse invers-dynamische Parameter berechnet werden.

Die inverse Dynamik wird in der Biomechanik zur Bewegungs- und Belastungsanalyse eingesetzt. Im Sportbereich dient sie auch zur Analyse von Bewegungsmustern. Sie erlaubt auf der Grundlage von kinematischen (räumlich-zeitlichen) Daten eine Berechnung der resultierenden Kräfte und Momente in den Gelenken (Nigg & Herzog, 2007, Winter, 2005). Dies wird unter Berücksichtigung der spezifischen Anthropometrie möglich und präziser, wenn zusätzlich äußere dynamische Daten wie Bodenreaktionskräfte und Momente (Kinetik) in die Berechnung des Modells mit einbezogen werden. Die Methode der inversen Dynamik ist relativ einfach, da nur wenige Eingangsdaten benötigt werden, die wiederum leicht zu bestimmen sind. Als Ergebnis erhält man allerdings lediglich Nettokräfte und Nettomomente, die nur bedingt einen Rückschluss auf konkrete Muskel- und Kompressionskräfte zulassen.

In der vorliegenden Arbeit wurde das *Plug-In Gait* der Firma Vicon als integriertes invers-dynamisches Modell der Software *Nexus* zur Berechnung der Nettokräfte und Nettomomente in den Gelenken genutzt. Für eine detaillierte Beschreibung dieses Modells wird an dieser Stelle auf das User Manual der Firma Vicon (Vicon Motion Systems, 2002) verwiesen.

2.3.3.2 Kriteriumsvariablen

Gelenkmomente

Mit Hilfe der inversen Dynamik werden aus den kinematischen und dynamischen Messdaten die internen Nettomomente der Gelenke ebenfalls in Sagittal-, Frontal- und Transversalebene bestimmt. Definition und Richtung der jeweiligen Gelenkmomente sind der Tabelle 2.3.05 zu entnehmen. Zur Auswertung werden ausschließlich die Gelenkmomente der unteren Extremität, also des Sprung-, des Knie- und des Hüftgelenks herangezogen (Abbildung 2.3.10).

Tabelle 2.3.05: Bezeichnungen der Momente in den Gelenken

Parameter	Ebene	Bewegungsrichtung	
		+	-
Momente im Sprunggelenk	sagittal	Plantarflexion	Dorsalflexion
	frontal	Pronation/Abduktion	Supination/Adduktion
	transversal	Außenrotation	Innenrotation
Momente im Knie	sagittal	Extension	Flexion
	frontal	Valgus/Abduktion	Varus/Adduktion
	transversal	Außenrotation	Innenrotation
Momente in der Hüfte	sagittal	Extension	Flexion
	frontal	Abduktion	Adduktion
	transversal	Außenrotation	Innenrotation

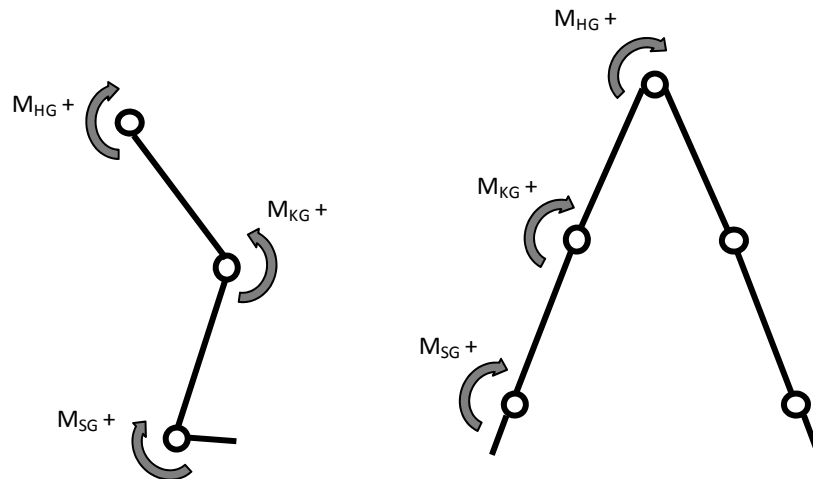


Abbildung 2.3.10: Schematische Darstellung zur Definition der Gelenkmomente

Arbeit und Leistung

Zusätzlich zu den Gelenkmomenten werden die Arbeit (Work) und Leistung (Power) der Gelenke der unteren Extremität berechnet. Sowohl die Arbeit als auch die Leistung werden dabei normalisiert zur Körpermasse angegeben. Dabei wird die Arbeit in Joule pro Kilogramm (J/kg) und die Leistung in Watt pro Kilogramm (W/kg) angegeben. Eine Generierung von Arbeit oder Leistung wird durch einen positiven Wert beschrieben, eine Absorption entsprechend durch einen negativen Wert.

2.3.4 Dynamische Systemtheorie

2.3.4.1 Grundlagen der dynamischen Systemtheorie

Menschliche Bewegungen sind das Resultat eines komplexen Zusammenspiels von Zentralnervensystem und Muskelskelettsystem. Beide Systeme verfügen über mehr Bewegungsfreiheitsgrade als zur Lösung einer Bewegungsaufgabe nötig sind. Das Problem der übergroßen Anzahl an Bewegungsfreiheitsgraden wurde zuerst von Bernstein (1967) beschrieben und ist bis heute eines der zentralen Probleme der internationalen Bewegungsforschung (Rosenbaum, 2010). Die dynamische Systemtheorie hat sich in den letzten Jahren für die Bewegungswissenschaft als sinnvolles Paradigma erwiesen, um das Problem der Bewegungsfreiheitsgrade zu untersuchen. Die menschliche Bewegung ist aus einer system-dynamischen Perspektive ein komplexer Sachverhalt, der durch die Interaktion der an der Bewegung beteiligten Einzelelemente wie Neuronen, Muskeln und Gliedmaßen selbstorganisiert entsteht (Glazier et al., 2003, Roth & Willimczik, 1999).

Die Wurzeln des systemtheoretischen Ansatzes liegen in der Mathematik und der Physik. Dabei möchte dieser Ansatz Phänomene aus ganz unterschiedlichen Bereichen zunächst auf allgemeiner Ebene beschreiben, um sie dann auf entsprechende Forschungsgegenstände zu übertragen (Roth & Willimczik, 1999). Die wichtigsten Merkmale des systemtheoretischen Ansatzes sind Nichtlinearität, Phasensprünge, Fluktuationen, Kontrollparameter, Hysterese, Ordnungsparameter und Attraktoren (Roth & Willimczik, 1999). *Nichtlinearität* bedeutet, dass ein System seinen Zustand plötzlich sprunghaft verändern kann. Dieses Springen von einem in den nächsten Zustand wird als *Phasensprung* bezeichnet und kann durch kleine Veränderungen der beteiligten Elemente hervorgerufen werden, allerdings zu einer ganz anderen Qualität des Systems führen (Roth & Willimczik, 1999). Diesen Phasensprüngen gehen Instabilitäten, sogenannte *Fluktuationen* voran, die zu einer Zunahme der Variabilität führen. Nimmt die Variabilität weiter zu, wechselt das motorische System ab einem bestimmten Punkt in einen anderen Zustand. Erhöht man zum Beispiel die Geschwindigkeit beim menschlichen Gehen, wird der Gang zunächst instabil und wechselt dann in einen anderen Zustand, den des Laufens. Die Geschwindigkeit wird in diesem Beispiel als *Kontrollparameter* bezeichnet (Roth & Willimczik, 1999). Kontrollparameter sind Steuergrößen, die das System durch den Zustandsraum führen. Dabei entspricht der *Zustandsraum* der Summe, der durch das System erreichbaren Zustände. Eine Verringerung der Fortbewegungsgeschwindigkeit führt wiederum zu Instabilitäten und der Systemzustand wechselt schließlich wieder vom Laufen ins Gehen (Roth & Willimczik, 1999). Der Phasensprung von Gehen zu Laufen kann bei einer anderen Geschwindigkeit auftreten als der Phasensprung von Laufen zu Gehen, was man als *Hysterese* bezeichnet. Innerhalb des Spektrums möglicher Systemzustände, gibt es immer einige dominante Zustände, die durch sogenannte *Ordnungsparameter* konstituiert und auch als *Attraktoren* bezeichnet werden. Im Beispiel der menschlichen Fortbewegung sind die bevorzugten Ordnungszustände Gehen oder Laufen. Diese stellen für das System Mensch höchstwahrscheinlich energetisch günstige und damit attraktive Systemzustände dar, weshalb das System auf diese hinsteuert (Roth & Willimczik, 1999).

Auch in sportbiomechanischen Untersuchungen findet der systemdynamische Ansatz Verwendung (e.g. Hamill et al., 1999, Hutin et al., 2010, Seifert et al. 2010, Stergiou et al., 2001, Wang et al., 2009). Hier stehen vor allem die Phänomene Stabilität und Variabilität sowie die Übergänge zwischen Bewegungsmustern im Vordergrund. Durch die Beschreibung dieser Phasenübergänge lassen sich Aussagen zur Kontrolle von Bewegungen machen (Roth & Willimczik, 1999).

Kelso (1995) hat ein Verfahren entwickelt, um Bewegungskoordination und deren Stabilität aus einer system-dynamischen Perspektive untersuchen zu können. Basierend auf bimanuellen Bewegungsaufgaben können dabei durch Phasenrelationen oder relative Phasen zwischen Körpersegmenten unterschiedliche Qualitätsstadien koordinativer Muster identifiziert werden. Wie das Experiment von Kelso (1995) zeigt, bei dem die Probanden ihre Zeigefinger phasenverschoben bewegen sollten, gibt es zwei bevorzugte Koordinationsmuster: „Anti-Phase“, wenn die Muskeln alternierend kontrahieren und „In-Phase“, wenn die Muskelgruppen zusammen kontrahieren (Kelso, 1995, Roth & Willimczik, 1999). Relative Phasen zwischen Gelenken oder Körpersegmenten werden also als Möglichkeit oder Parameter gesehen, die Koordination zwischen zwei Segmenten oder Gelenken zu beschreiben (Haken et al., 1985, Kelso, 1995). Dieser Übergang bzw. diese Änderung von Bewegungsmustern kann stetig oder diskret berechnet werden. Bei der sogenannten „continuous relativ phase analysis“ wird die relative Phase zwischen Körpersegmenten über den gesamten Bewegungszyklus bestimmt (Hamill et al., 1999). Basierend auf „phase plots“ wird der relative Phasenwinkel zweier Gelenke oder Segmente bestimmt und zueinander in Bezug gesetzt. Hierzu gibt es unterschiedliche Berechnungsmethoden und Interpretationshilfen, die in den folgenden Kapiteln 2.3.4.1 und 2.3.4.2 beschrieben und diskutiert werden. In Kapitel 2.3.4.3 wird abschließend eine Berechnungsmethode eines Ähnlichkeitskoeffizienten beschrieben, der den Zeitverlauf von zwei Merkmalen, wie z.B. zwei kontinuierliche relative Phasenwinkel, vergleicht.

2.3.4.2 Variablen-Variablen Diagramm

Sogenannte Variablen-Variablen Diagramme (variable-variable plots) können genutzt werden, um zum Beispiel die Bewegung eines Gelenks relativ zur Bewegung eines anderen Gelenks zu analysieren und darzustellen (Glazier et al., 2003, Hamill et al., 2000). Hierzu nutzt man „Winkel-Winkel Diagramme“ (angle-angle plots) (Abbildung 2.3.11).

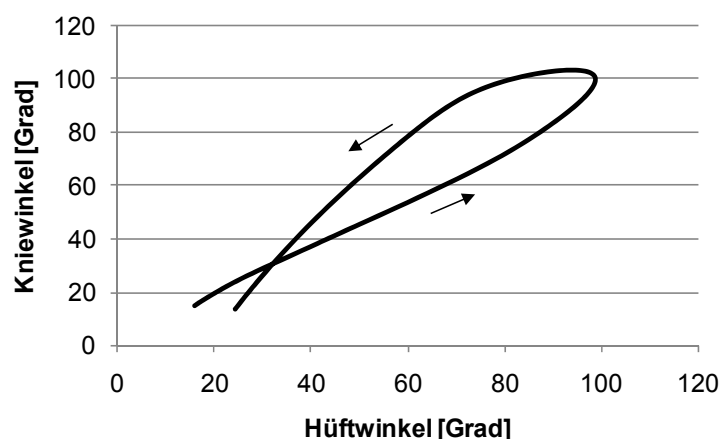


Abbildung 2.3.11: Winkel-Winkel Diagramm (angle-angle plot) von Knie- und Hüftwinkel bei einem Counter Movement Jump

Zur Darstellung des Winkels und der dazugehörigen Winkelgeschwindigkeit in einem Gelenk werden sogenannte Winkelgeschwindigkeit-Winkel Diagramme (phase plots) erstellt (Abbildung 2.3.12) (Glazier et al., 2003).

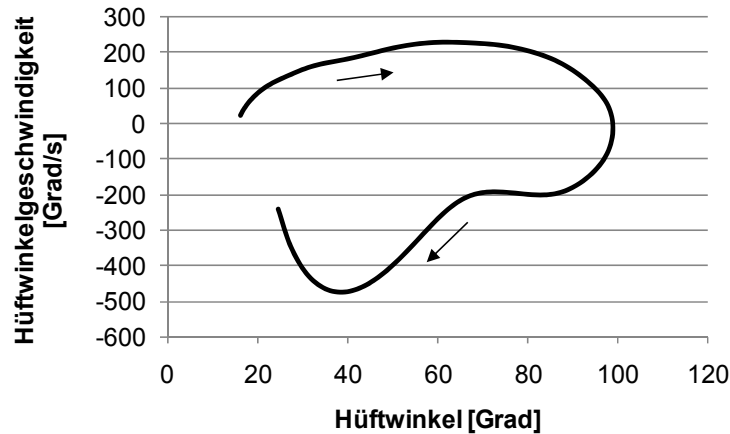


Abbildung 2.3.12: Winkelgeschwindigkeit-Winkel Diagramm (phase plot) der Hüfte bei einem Counter Movement Jump

Diese „variable-variable plots“ sind Analysetechniken, die Kopplungen zwischen zwei Gelenken oder Segmenten beschreiben oder Kopplungen verschiedener Parameter innerhalb eines Gelenks oder Segments zu einander in Beziehung setzen können. Sie sind dabei als rein qualitative Analysetechniken zu betrachten, da sie die Koordination zwischen den Gelenken (Segmenten) oder innerhalb eines Gelenks (Segments) nicht quantifizieren, sondern lediglich beschreiben (Glazier et al., 2003).

2.3.4.3 Kontinuierliche relative Phasenwinkel

Um die Koordination zwischen zwei Gelenken oder Segmenten zu quantifizieren, hat sich auf Grundlage der dynamischen Systemtheorie in der Sportbiomechanik die Berechnung von kontinuierlichen relativen Phasenwinkeln, sogenannten „continuous relative phase angles“ (CRP) etabliert. Sie berechnen sich grundsätzlich aus der Differenz der Phasenwinkel zweier Gelenke oder Segmente. Zur Berechnung der Phasenwinkel werden in der Literatur unterschiedliche Berechnungsmethoden angegeben und diskutiert (Hamill et al., 2000, Kurz & Stergiou, 2002, Wheat et al., 2003).

Der Phasenwinkel eines Gelenks oder Segments berechnet sich auf der Grundlage des „phase plots“, also des Winkelgeschwindigkeit-Winkel Diagramms. Hierzu werden zunächst die Winkel- und Winkelgeschwindigkeits-Verläufe zeitnormalisiert. Die Amplitude der beiden Parameter, die in das Winkelgeschwindigkeit-Winkel Diagramm (phase plot) eingehen, müssen ebenfalls normalisiert werden. Das kann mit verschiedenen Rechenmethoden geschehen (Hamill et al., 2000, Kurz & Stergiou, 2002). Beide Parameter werden auf Werte im Bereich ± 1 skaliert. Dabei wird die Winkelgeschwindigkeit in der Regel immer auf Grundlage ihres absoluten Maximalwerts normalisiert. Somit nimmt eine absolute Winkelgeschwindigkeit von Null auch bei der normalisierten Winkelgeschwindigkeit einen Wert von Null an [8] (Kurz & Stergiou, 2002).

$$[8] \quad \omega_i = \left(\frac{\omega_i}{\max\{\max(\omega_i), \max(-\omega_i)\}} \right)$$

Der normalisierte Winkel kann entweder auf die gleiche Art berechnet werden [9], oder aber so normalisiert werden, dass das Minimum des Winkels den Wert -1 und das Maximum den Wert +1 annimmt [10] (Kurz & Stergiou, 2002).

$$[9] \quad \theta_i = \left(\frac{\theta_i}{\max\{\max(\theta_i), \max(-\theta_i)\}} \right)$$

$$[10] \quad \theta_i = \left(\frac{2 \cdot [\theta_i - \min(\theta_i)]}{\max(\theta_i) - \min(\theta_i)} \right) - 1$$

Auf der Grundlage des normalisierten „phase plots“ kann nun der Phasenwinkel ebenfalls auf unterschiedliche Weise berechnet werden (Hamill et al., 2000, Kurz & Stergiou, 2002, Wheat et al., 2003). Dabei kann der Phasenwinkel je nach Berechnungsmethode entweder zwischen 0° und 360°, zwischen 0° und 180° oder zwischen 0° und 90° liegen.

Aufgrund verschiedener Kombinationen der unterschiedlichen Berechnungsmethoden für die Normalisierung und Phasenwinkelberechnung kann es zu Unterschieden im Ergebnis des kontinuierlichen relativen Phasenwinkels kommen. Welche Berechnungsmethoden in welcher Kombination zu den besten Ergebnissen führen, kann nur schwer festgelegt werden und hängt unter anderem von der Art der Bewegung und der Fragestellung ab (Hamill et al., 2000, Peters et al., 2003). Wichtig dabei ist, dass die gewählten Methoden zur Phasenwinkelberechnung der einzelnen Gelenke oder Segmente innerhalb eines Systems gleich bleiben.

Letztendlich wird zur Berechnung des kontinuierlichen relativen Phasenwinkels (CRP) zwischen zwei Gelenken oder Segmenten immer der Phasenwinkel des distalen Gelenks (Segments) vom Phasenwinkel des proximalen Gelenks (Segments) abgezogen (proximal-distal z.B. Hüfte-Knie) (Hamill et al., 1999, Hamill et al., 2000, Kurz & Stergiou, 2002). Dabei kann der kontinuierliche relative Phasenwinkel dann je nach Berechnungsmethode der beiden Phasenwinkel der einzelnen Gelenke zwischen -360° und 360°, zwischen -180° und 180° oder zwischen -90° und 90° liegen.

Die am häufigsten angewandte Berechnung des kontinuierlichen relativen Phasenwinkels wird von Hamill et al. (1999) beschrieben. Dabei wird bei der Normalisierung des Winkels das Minimum auf -1 und das Maximum auf +1 skaliert [10] und die Winkelgeschwindigkeit auf das absolute Maximum normalisiert [8] (Abbildung 2.3.13 b). Der Phasenwinkel wird dann im Bereich zwischen 0° und 180° angegeben und der kontinuierliche relative Phasenwinkel (CRP) kann demnach zwischen -180° und 180° liegen (Abbildung 2.3.13 a). Diese Berechnungsmethode nach Hamill et al. (1999) findet in vielen aktuellen Studien Anwendung (z.B. Gittoes & Wilson, 2010, Hutin et al., 2010, Li et al., 1999, Miller et al., 2010, Preatoni et al., 2009) und wird daher auch in der vorliegenden Arbeit genutzt, um kontinuierliche relative Phasenwinkel (CRP) zu berechnen.

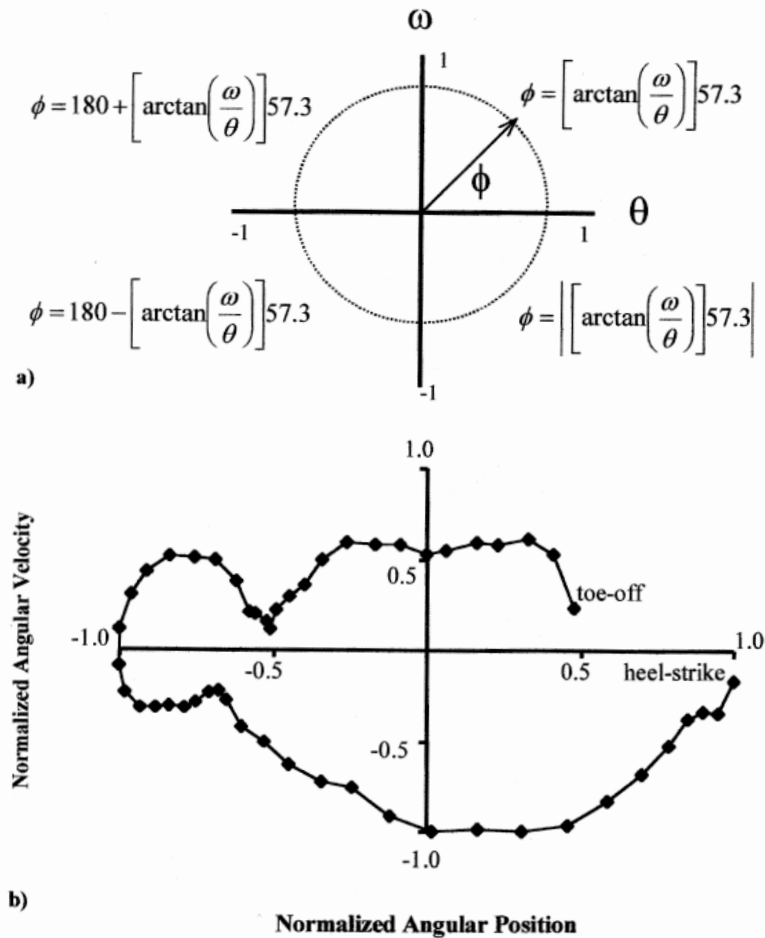


Abbildung 2.3.13: (a) Definition des Phasenwinkels (Φ) basierend auf dem normalisierten Winkel (θ) und der normalisierten Winkelgeschwindigkeit (ω). Der resultierende Phasenwinkel liegt zwischen 0° und 180° . (b) Ein typischer normalisierter „phase plot“ eines Gelenks der unteren Extremität (Hamill et al., 1999)

Für die beschriebene Berechnungsmethode nach Hamill et al. (1999) sind die zwei beteiligten Gelenke bei einem relativen Phasenwinkel von 0° „In-Phase“ und bei einem relativen Phasenwinkel von $\pm 180^\circ$ „Anti-Phase“. In manchen Studien werden Übergangsbereiche definiert, wobei ein relativer Phasenwinkel zwischen -30° und 30° noch als „In-Phase“ interpretiert wird und die Bereiche zwischen -150° und -180° sowie zwischen 150° und 180° als „Anti-Phase“ bezeichnet werden. Die Bereiche dazwischen werden als „Zwischen-Phase“ festgelegt (Bardy et al., 2002, Seifert et al., 2010).

Peters et al. (2003) beschreiben in ihrer Studie Möglichkeiten zur Interpretation von kontinuierlichen relativen Phasenwinkeln, besonders aber auch Grenzen der Interpretationsmöglichkeiten. Besonders bei Bewegungen mit nicht-sinusförmigen Kurvenverläufen darf die Interpretation der kontinuierlichen relativen Phasenwinkel nicht zu weit führen. Ein relativer Phasenwinkel von 180° muss nicht zwangsläufig bedeuten, dass sich zwei Gelenke in die entgegengesetzte Richtung bewegen. Es können lediglich Zusammenhänge zwischen den „phase plots“ zweier Gelenke oder Segment beschrieben werden, nicht aber notwendigerweise der Zusammenhang der beiden Gelenke oder Segmente auf zeitlicher Ebene.

2.3.4.4 Orthogonale Referenzfunktionen

Birklbauer (2006) beschreibt ein Verfahren nach Schöllhorn, das den Vergleich topologischer Verlaufscharakteristika von Bewegungsmustern ermöglicht. Man erhält einen Ähnlichkeitskoeffizienten zwischen ± 1 , der ähnlich wie ein Korrelationskoeffizient interpretiert wird. Zur Berechnung dieses Ähnlichkeitskoeffizienten müssen die Merkmalszeitverläufe, die miteinander verglichen werden sollen, zunächst zeitnormalisiert werden. Anschließend werden die Merkmalszeitverläufe mit jeweils vier Referenzfunktionen (Taylorpolynome) korreliert. Die explizite Herleitung und Darstellung dieser Taylorfunktionen kann bei Birklbauer (2006, S. 296ff) nachgelesen werden.

Jeder einzelne Merkmalszeitverlauf (m_i) kann mit den vier Taylorpolynomen (T_1 - T_4) korreliert werden. Durch die Kopplung der Korrelationskoeffizienten bei einem einzelnen Merkmalszeitverlauf auf einen 1×4 Vektor (v_i) bzw. bei n Merkmalen einer Bewegung (B_1) auf eine $n \times 4$ Matrix (V_i) können zeitliche Verläufe eines einzelnen Merkmals als auch einer komplexen Merkmalsgruppe analysiert werden (Abbildung 2.3.14). Da die Referenzfunktionen für alle Merkmalszeitverläufe und Bewegungsversuche gleich sind, können Bewegungen und Matrizen verschiedener Bewegungsformen miteinander verglichen werden (Birklbauer, 2006). Zwei Vektoren sind immer dann gleich, wenn sie in Betrag, Richtung und Orientierung übereinstimmen. Die Ähnlichkeit zweier Vektoren wird durch den Ähnlichkeitskoeffizienten (\ddot{A}_v) beschrieben. Der Ähnlichkeitskoeffizient kann durch den Kosinus des Winkels zwischen den Vektoren bzw. anhand ihres normierten Skalarprodukts berechnet werden (Abbildung 2.3.15) (Birklbauer, 2006).

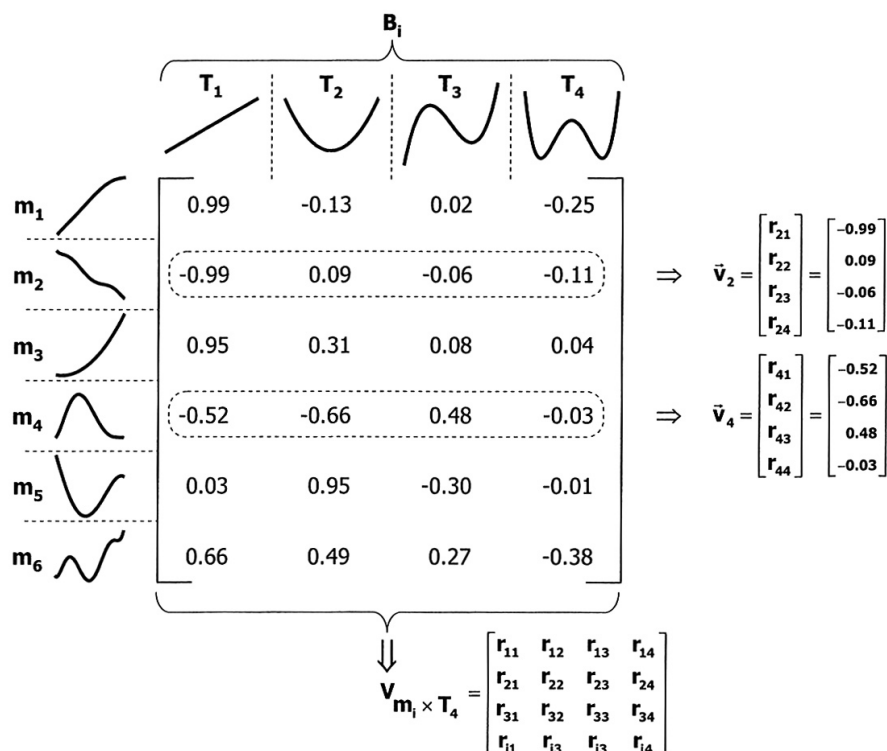


Abbildung 2.3.14: Abbildung der Merkmalszeitverläufe (m_i) auf eine Korrelationsmatrix (V) bzw. Korrelationsvektoren (v_i) mittels orthogonaler Referenzfunktionen (T_1 - T_4) (Birklbauer, 2006)

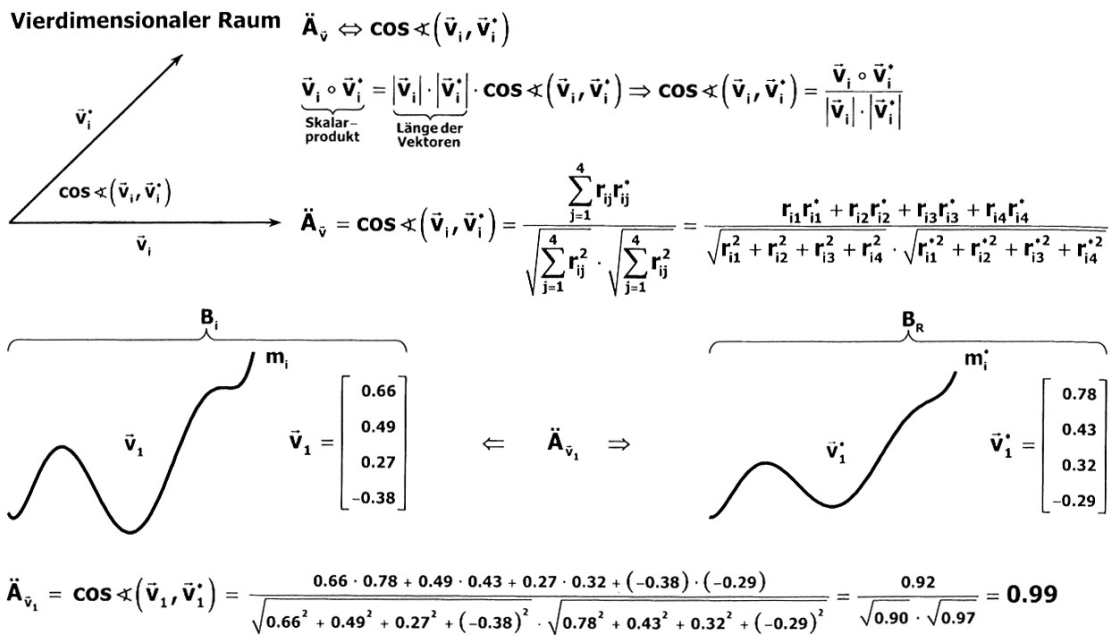


Abbildung 2.3.15: Berechnung des Ähnlichkeitskoeffizienten $\ddot{A}_{\vec{v}}$ zweier Merkmalszeitverläufe (Birklbauer, 2006)

Ein Ähnlichkeitskoeffizient von 1 bedeutet, dass die Vektoren der Merkmalszeitverläufe parallel verlaufen und gleich lang sind. Entsprechend bedeutet ein Wert von -1, dass die Vektoren in Länge und Richtung gleich sind, allerdings eine entgegengesetzte Orientierung aufweisen. Beim Wert 0 verlaufen die beiden Vektoren orthogonal (Birklbauer, 2006). In Abbildung 2.3.16 sind vier Beispiele für einen Ähnlichkeitskoeffizienten zwischen jeweils zwei Merkmalszeitverläufen gegeben.

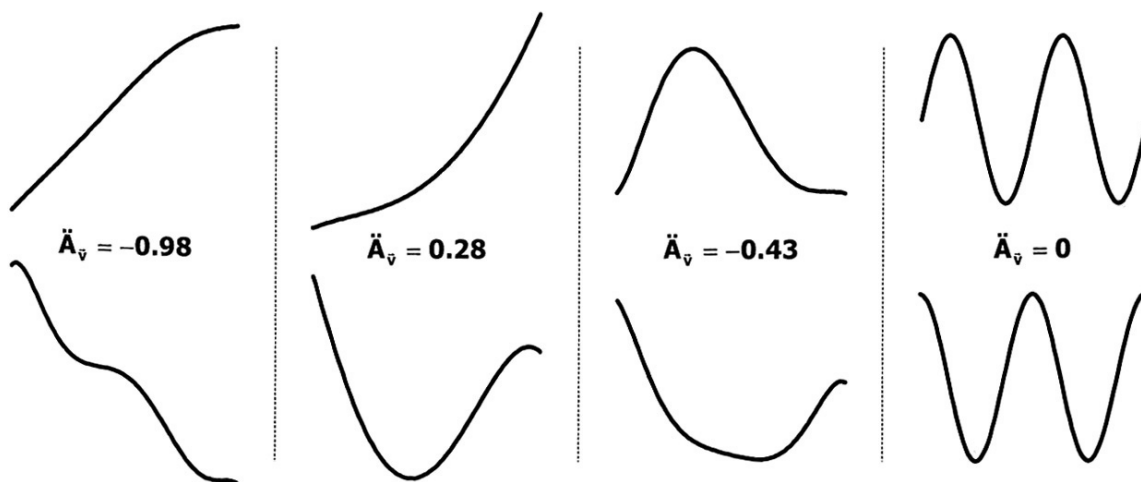


Abbildung 2.3.16: Vier Ähnlichkeitskoeffizienten für jeweils zwei exemplarische Merkmalszeitverläufe (Birklbauer, 2006)

3 Untersuchungen zum Einsatz des Counter Movement Jumps und des Drop Jumps in der Sprungkraftdiagnostik

3.1 Effects of age, gender and activity level on counter-movement jump performance and variability in children and adolescents

3.1.1 Introduction

The counter-movement jump (CMJ) is a commonly used method for measuring leg power and explosiveness in performance diagnostics. Counter-movement jumps are applied in many settings including talent scouting, assessment of an athlete's level of proficiency, assessment of training effects, development of training strategies, analysis of age development and gender differences, and establishment of norm data (Bencke et al., 2002, Bissas & Havenetidis, 2008, Harrison & Gaffney, 2001, Oliver et al. 2007, Thomas et al., 2009). Consequently, counter-movement jumps have been frequently assessed in various participant groups of different age or different jumping experience and are used as a valid and reliable method in performance diagnostics for different subject groups.

Most previous studies involved adult male participants who were experienced in jumping (e.g. Gerodimos et al., 2008, Harman et al., 1990, Markovic et al., 2004). However, jumping performance is affected by characteristics of the participants including age (e.g Gerodimos et al., 2008, Harrison & Gaffney, 2001, Temfemo et al., 2008), gender (e.g Harrison & Gaffney, 2001, McKay et al., 2005, Walsh et al., 2007, Temfemo et al., 2008) and activity level (Laffaye et al., 2006). Some studies focused on isolated effects of age or gender without considering the interaction among these two factors (Gerodimos et al., 2008, McKay et al., 2005, Walsh et al., 2007). The few studies investigating both, age and gender effects on jumping performance are either based on a small group of individuals or are limited to specific age groups such as prepubertal children (Harrison & Gaffney, 2001), adolescents (Quatman et al., 2006, Temfemo et al., 2008) or adults (Harrison & Gaffney, 2001) (Figure 3.1.01). To the best of our knowledge, gender-related differences in jumping performance in a large population from childhood through adolescence, especially in prepubertal children are largely unknown.

3.1 Counter-movement jump in children and adolescents

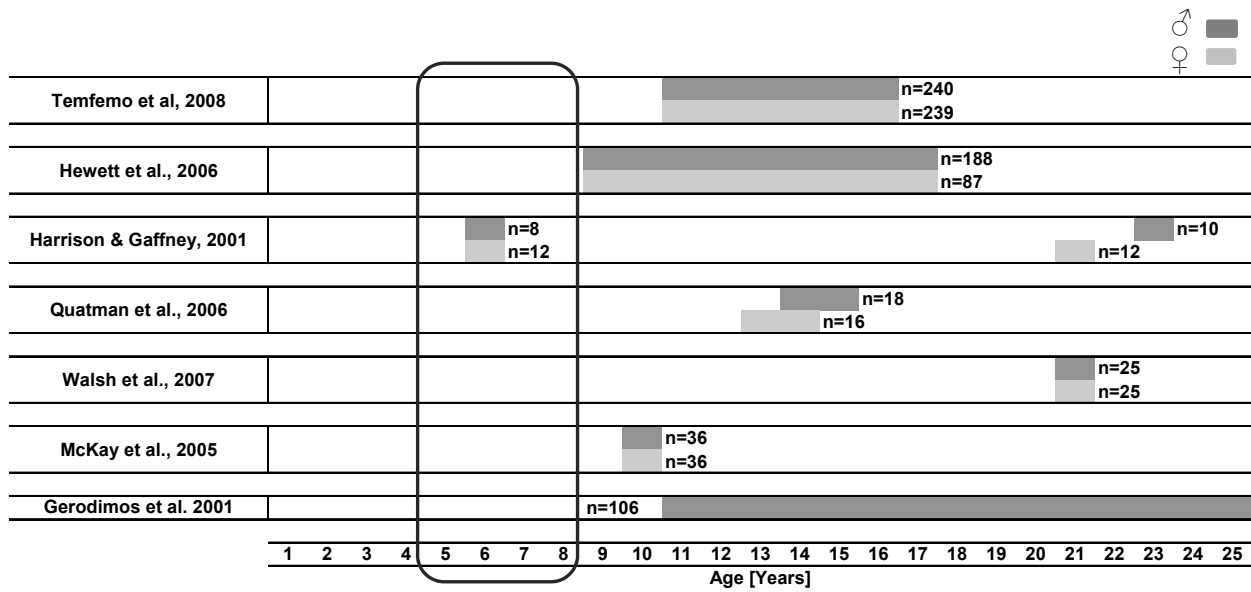


Figure 3.1.01: Overview of studies assessing age and/or gender related aspects of jumping performance

Activity level might also be an important factor for jumping performance. For instance, one would expect greater jumping performance in more active participants than in persons who perform limited physical activities. However, most previous studies included only participants who were highly experienced in jumping (e.g. Arteaga et al., 2000, Bencke et al., 2002, Gerodimos et al., 2008, Harman et al., 1990, Markovic et al., 2004, Walsh et al., 2007). In contrast, data on jumping performance in non-active participants and comparisons of jumping performance between participants of different activity levels are scarce (Laffaye et al., 2006). Hence, information on the applicability of vertical jumping test for performance diagnostics for non-active participants is lacking.

Commonly used parameters in the assessment of jumping performance are maximum jump height, peak force and peak push rate (e.g. Gissis et al., 2006, Quatman et al., 2006, Walsh et al., 2007). These parameters only provide information on mean or maximum performance. However, parameters describing the variability of jumping performance may provide valuable information. They may represent the stability of the testing procedures, measure developmental changes and be useful for the evaluation of physical activity programs. To date only little information on variability of jumping performance is available. Harrison & Gaffney (2001) compared coefficients of variation between a small sample of male and female children and adults and Markovic et al. (2004) investigated the variability of jump height of different jumping techniques for college-age men. Arteaga et al. (2000) tested male and female education students in different jumping tasks but no study investigated age and gender effects in interaction or analysed effects of activity level on performance variability.

Therefore, the purpose of this study was in a first step to determine the effect of age and gender on jump height, peak force and peak push rate and on the variability of these parameters during counter-movement jumps in a large population at the age between 4 and 17 years. In a second step the effect of activity level on the same parameters for the same population were analysed.

3.1.2 Methods

3.1.2.1 Subjects

This cross-sectional study was conducted as part of the 'Motorik-Modul' (MoMo) (Woll et al., in review), a sub-study of the German Child and Adolescent Health Survey (KiGGS) (Kurth, 2007) conducted by the Robert Koch-Institute (RKI) in Berlin, Germany. The study was reviewed and approved by the medical ethics commission of the RKI Berlin. Data on physical fitness of children and adolescents between the ages of 4–17 years were collected from 2003–2006 and all participants or their guardians gave written informed consent prior to study participation. A total of 1,835 children and adolescents were selected for this study.

For the analysis of age and gender effects participants were classified into six age groups (4–5 yrs, 6–7 yrs, 8–9 yrs, 10–11 yrs, 12–14 yrs and 15–17 yrs) and in each age group separated in male and female. Mean age, body height and body mass for boys and girls of different age groups are given in Table 3.1.01. The activity level was determined using a detailed questionnaire. School sport, informal sport and organised sport activities of middle and high intensity were subsumed. An activity index was established indicating the overall sport activities of each subject and expressed as number of hours per week. Based on these data in a second step all participants were separated into three groups of activity level: 'active' (>8 hours sport activities per week), 'moderate' (3–8 hours sport activities per week) and 'sedentary' (<3 hours sport activities per week). For the comparison of different activity levels only the active and sedentary groups were included in the analysis to obtain a better separation between the activity groups. Mean age, body height and body mass for active and sedentary participants are given in Table 3.1.02.

Table 3.1.01. Age, body height and body mass for boys and girls of different age groups (mean±s)

Variable		Age groups					
		4-5 yrs	6-7 yrs	8-9 yrs	10-11 yrs	12-14 yrs	15-17 yrs
N	male	111	114	114	113	213	127
	female	181	163	160	145	210	184
age [yrs]	male	4.5±0.5	6.4±0.5	8.5±0.5	10.6±0.5	13.0±0.8	15.7±0.8
	female	4.5±0.5	6.4±0.5	8.5±0.5	10.5±0.5	13.0±0.8	15.8±0.8
height [m]	male	1.12±0.06	1.25±0.06 *	1.37±0.07	1.47±0.08	1.62±0.11	1.77±0.07 *
	female	1.11±0.06	1.23±0.06 *	1.35±0.07	1.48±0.08	1.61±0.07	1.65±0.07 *
mass [kg]	male	20.4±4.7 *	25.1±5.1	31.9±7.1	40.0±10.4	52.7±14.7	66.9±13.0 *
	female	19.2±3.9 *	24.3±5.2	31.1±7.5	39.9±10.9	52.9±12.3	58.7±10.9 *

* Significant difference between boys and girls; $p < 0.05$

Table 3.1.02. Age, body height and body mass for different activity groups (mean±s)

Variable	Activity groups		p
	Active	Sedentary	
N	251	284	
age [yrs]	11.7±4.1	11.7±4.0	n.s
height [m]	1.532±0.180	1.515±0.215	n.s
mass [kg]	46.2±17.3	46.8±19.2	n.s

3.1.2.2 Data collection and reduction

All data were collected by the same educated research team. After a short briefing and one test trial, each subject performed three counter-movement jumps with arms akimbo on a force plate. The counter-movement jump started in an upright position and the instruction was to jump as high as possible. Between jumps, participants rested for about 30 s in a standing position. The vertical ground reaction forces were measured with a sampling frequency of 1000 Hz. Maximum jump height was calculated by integrating the force-time curve and equalizing the kinetic and potential energy. In a first step absolute values of jump height were analysed to be comparable with the literature as all studies cited in the introduction used absolute values. In a second step jump height normalised to body height [BH] was calculated and analysed. The trial with the highest jump height out of three trials was taken for the calculations of maximum force (peak force) and maximum rate of force development (peak push rate). Both, peak force and peak push rate were normalised to body weight [BW]. In addition, the variability of these parameters was quantified using the coefficient of variation over three jumps calculated by dividing the standard deviation by the mean:

$$cv (\%) = [s(\text{trial 1-3})/\text{mean}(\text{trial 1-3})] * 100.$$

All participants were able to perform counter-movement jumps as instructed.

3.1.2.3 Statistics

All statistical tests were performed using SPSS 17.0. For the analysis of age and gender effects on jumping performance for each parameter a two-way ANOVA (factors: age and gender) was used. Follow-up Bonferroni post-hoc t-tests were employed to determine statistical differences between the six age groups. In a second step a one-way ANCOVA (factor: activity level; covariates: gender) was used to analyse differences between active and sedentary participants. Partial eta squared (η_p^2) was indicated to give information about effect sizes. Large magnitudes of effects were $\eta_p^2=0.14$, medium-sized effects were $\eta_p^2=0.06$ and small effects were $\eta_p^2=0.01$ (Cohen, 1973, 1992, Bortz, 2005). The level of significance for all tests was set a priori to 0.05.

3.1.3 Results

On average, participants jumped 20.0 ± 7.0 cm high with an average variability of $8.2 \pm 10.1\%$. During their jumps, participants produced average peak forces of 2.4 ± 0.4 BW at an average peak push rate of 16.7 ± 9.4 BW/s. Average trial-to-trial variability in peak force and in peak push rate was $6.9 \pm 5.7\%$ and $21.4 \pm 14.4\%$, respectively.

Results below are presented and discussed in two steps because statistics also were calculated separately for *age and gender* and for the *activity level*. At first the Effects of age, gender and their interaction are presented variable by variable. The Effects of activity level are presented afterwards.

3.1.3.1 Age and gender

Significant age effects were found for jump height ($p < 0.001$, $\eta^2 = 0.468$) and jump height variability ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.074$). For gender also significant effects were detected for jump height ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.079$) and jump height variability ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.016$). In addition the interaction between age and gender also observed significant results for both parameters, jump height ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.080$) and its variability ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.014$). Post-hoc tests revealed a significant increase in jump height with increasing age over all six age groups and a significant decrease in jump height variability until the age of 9 years (Figure 3.1.02). Boys showed greater jump height and higher trial-to-trial variability in jump height than girls (Figure 2) and the interaction showed an increased difference in jump height between boys and girls above the age of 12 years from about 1.3 cm for the 10–11 years group to 9.4 cm for the group of 15–17 year-old participants (Figure 3.1.02). Trial-to-trial variability in jump height was significantly greater for boys than for girls in the younger age groups (4–5, 6–7 and 8–9 years) (Figure 3.1.02).

Looking at the jump height normalised to body height similar results can be observed. Age ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.127$) and gender ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.052$) effects as well as the interaction between both ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.033$) showed significant differences. Jump height normalised to body height increased with increasing age, was greater for boys than for girls specifically from the age of 12 years onwards where it started to develop differently for boys and for girls (Figure 3.1.02).

3.1 Counter-movement jump in children and adolescents

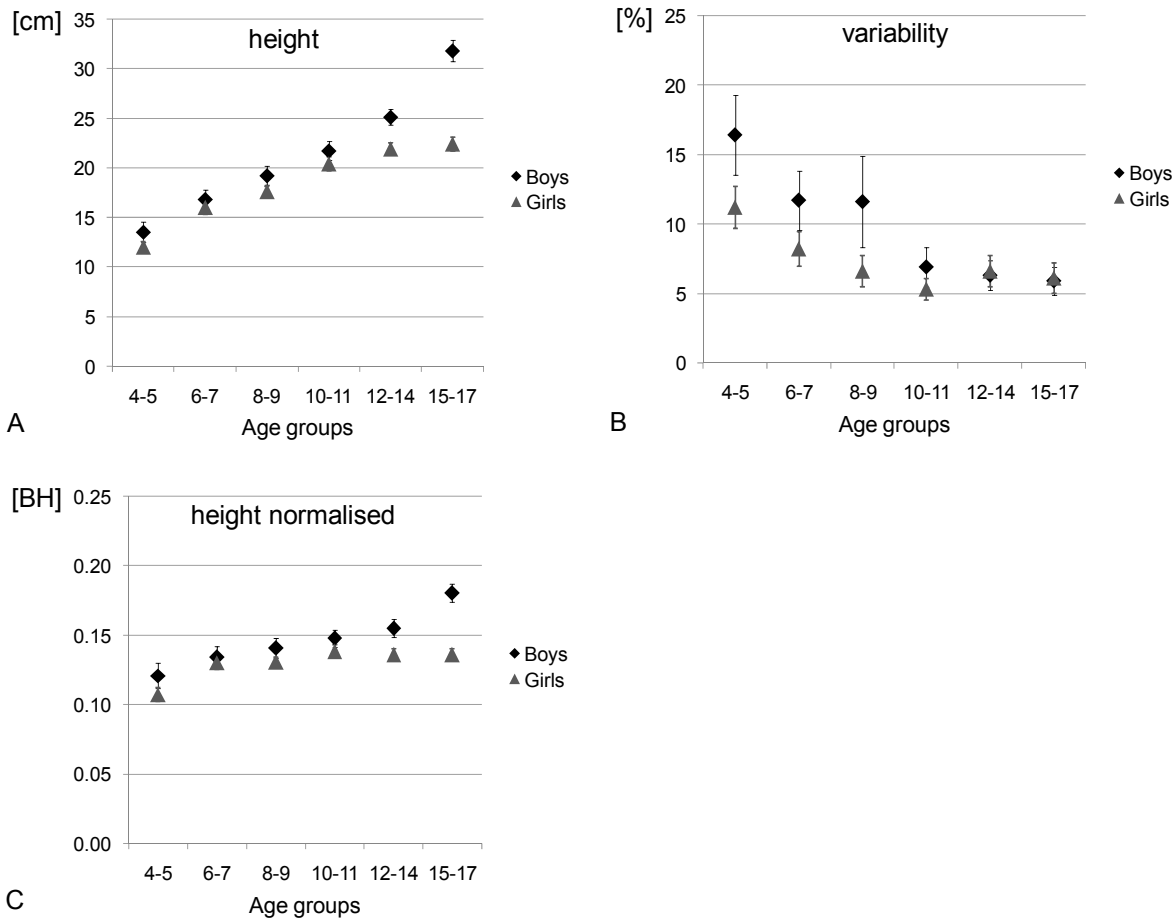


Figure 3.1.02: Jump height (A), jump height variability (B), and jump height normalised to body height (C) of counter-movement jumps by age and gender (mean \pm CI₉₅)

A significant age effect was revealed for peak force ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.016$) and its variability ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.040$) as well as a significant gender effect for both parameters, peak force ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.046$) and its variability ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.007$). No significant interaction between age and gender was found for the two parameters (Figure 3.1.03). Despite the significant age effect, post-hoc tests showed no significant differences in peak force between the six age groups, but a significant decrease in variability with increasing age (Figure 3.1.03). Girls had produced greater peak forces than boys. In contrast, boys had greater trial-to-trial variability than girls.

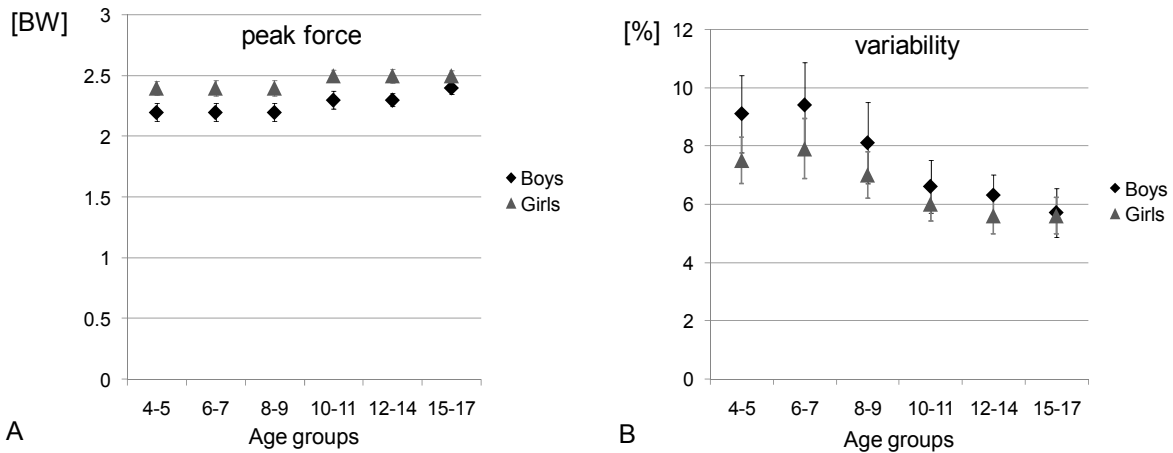


Figure 3.1.03: Peak force (A) and peak force variability (B) of counter-movement jumps by age and gender (mean±CI₉₅)

Significant age effects were also revealed for peak push rate ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.026$) and its variability ($p = 0.014$, $\eta_p^2 = 0.008$). Gender effects also revealed significant results for both parameters, peak push rate ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.044$) and its variability ($p = 0.021$, $\eta_p^2 = 0.003$). No significant interaction between age and gender was found for the two parameters. Post-Hoc tests showed significant differences in peak push rate between the youngest (4-5 yrs, 6-7yrs) and the oldest (12-14 yrs, 15-17 yrs) subjects and the data showed higher values in female than male subjects. The variability decreased slightly over age with significant differences only between the 6-7 and the 12-14 years old participants. Boys showed higher values than girls specifically for the younger subjects (6–7yrs, 8–9 yrs) (Figure 3.1.04).

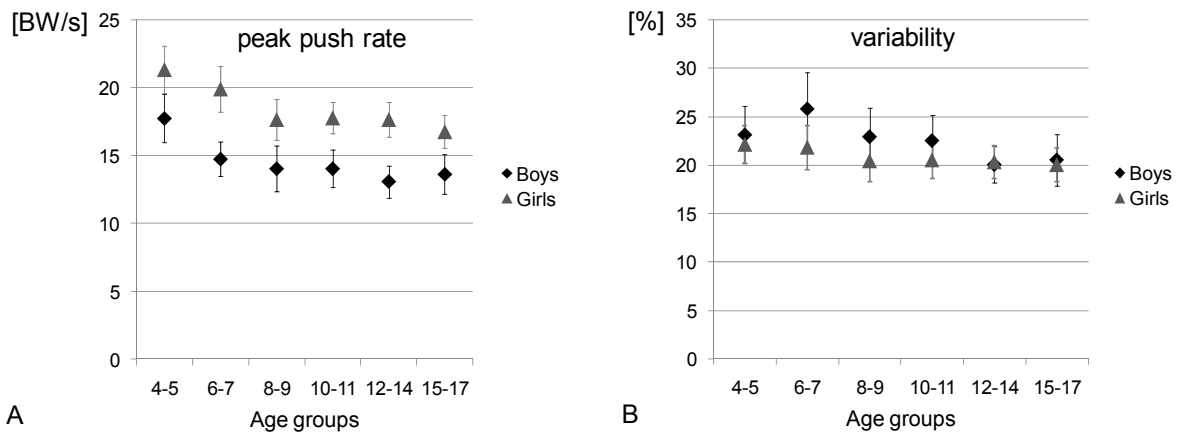


Figure 3.1.04: Peak push rate (A) and peak push rate variability (B) of counter-movement jumps by age and gender (mean±CI₉₅)

3.1.3.2 Activity level

Significant differences between the active and sedentary groups were revealed for maximum jump height ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.037$) and jump height variability ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.011$). While jump height was higher in participants with higher activity level, jump height variability was smaller for participants with higher activity level (Table 3.1.03). Similar results occurred for jump height normalised to body height. Normalised jump height also was higher for active than for sedentary subjects ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.017$). Peak force and peak push rate and their variability did not differ significantly between the activity groups (Table 3.1.03). It has to be considered, that the data in Table 3.1.03 are presented only for active and sedentary participants, not for the moderate group ($n=940$). However, the moderately active participants were significantly younger than the participants of the two other groups and therefore showed significantly lower jump heights. This leads to greater jump heights for the active and sedentary participants compared to the mean of jump height for all participants reported at the beginning of the result section.

Table 3.1.03. Jump performance for active and sedentary participants (mean \pm s)

Variable	Activity groups		p	
	Active (n=251)	Sedentary (n=284)		
jump height	value [cm]	23.5 \pm 7.2	20.8 \pm 7.2	<0.001
	variability [%]	6.2 \pm 7.0	8.3 \pm 9.9	<0.001
	normalised [BH]	0.15 \pm 0.04	0.14 \pm 0.04	<0.001
peak force	value [BW]	2.4 \pm 0.4	2.4 \pm 0.4	n.s
	variability [%]	6.7 \pm 5.8	7.1 \pm 6.2	n.s
peak push rate	value [BW/s]	16.8 \pm 8.7	16.1 \pm 9.0	n.s
	variability [%]	21.5 \pm 15.3	20.9 \pm 14.7	n.s

3.1.4 Discussion

The purpose of this study was to determine in a first step the effect of age and gender and in a second step the effect of activity level on jump height, peak force and peak push rate and on the variability of these parameters during counter-movement jumps in a large population from childhood through adolescence. The results of this study showed that age, gender and activity level of children and adolescents affects jumping performance and variability.

3.1.4.1 Age and gender

Jump height, absolute as well as normalised to body height, was effected by age and gender. Jump height therefore is a good parameter to describe the development of explosive leg extension power during maturation. Our results on jump heights are in general agreement with results reported by Harrison & Gaffney (2001) and Temfemo et al. (2008). However, the results of our study revealed that even in prepubertal children aged 4–9 years jump height increases with increasing age. The results of higher jump performance in boys compared to girls is also in agreement with previously reported results and can be explained by different gender-related physical conditions such as higher leg lengths, higher leg muscle volumes, higher muscle forces and higher percentages of fast twitch muscle fibres (Harrison & Gaffney, 2001, McKay et al., 2005, Quatman et al., 2006, Temfemo et al., 2008, Walsh et al., 2007). Jump height was only slightly higher for boys than for girls below the age of 12 years. Above the age of 12 years, the difference in jump height between boys and girls increased continuously. This observation is in agreement with previously reported increasing differences between boys and girls above the age of 11 or 12 years (Quatman et al., 2006, Temfemo et al., 2008). These gender-related differences in development can be explained by different pubertal changes. Within the context of sexual maturation and statural growth changes in the nervous and endocrine systems, changes in the coordinating anthropometric and physiological changes are included (Tanner, 1962). Boys become gradually larger in skeletal length and width and in muscle size, but smaller in relative fat mass (Seger & Thostensson, 2000). Therefore, the main aspects leading to better jumping performance in boys than in girls are an increase in leg lengths, leg muscle volumes, muscle forces and higher percentages of fast twitch muscle fibres (Bitar et al., 2000, Ramos et al., 1998, Seger & Thostensson, 2000, Temfemo et al., 2008).

As expected, the largest trial-to-trial variability in jump height was observed in the 4-5 years old participants and decreased with increasing age. Jump height variability of participants above the age of nine years was in agreement with results of previous studies reporting jump height variability between 2.8% and 6.3% (Arteaga et al., 2000, Markovic et al., 2004). For younger participants aged 4–9 years, the results of this study showed larger jump height variability between 11.6–16.4% for boys and 6.6–11.2% for girls, respectively. Hence, jump height is a valid and reliable parameter describing jumping performance especially for children and adolescents above the age of nine years. However, for younger children, this parameter should be interpreted with caution and may be used for group rather than for individual analyses. Despite the relatively low variability in jumping performance it is necessary to provide at least three trials during diagnostic procedures. Otherwise it is not guaranteed to get sufficiently reliable data in jumping diagnostic testing. Boys had significantly higher jump height variability

than girls below the age of 10 years; however, the effect size of this comparison was very small. With the onset of pubertal change the gender differences in jump height variability disappeared.

In contrast to jump height, the peak force was relatively invariant within the investigated age-span. While absolute values of peak force increased significantly with increasing age, peak force normalised to body weight did not change significantly between age groups. Peak force does not appear to be a performance determining factor in counter-movement jumps. Peak push rate decreased from childhood throughout adolescences, but due to the low effect size this results must be interpreted with caution.

Interestingly, peak force and peak push rate were lower for boys than for girls. To the best of our knowledge, this is the first study to report on these parameters for boys and girls during growth. In spite of the lower values in peak force and peak push rate, boys jumped significantly higher than girls, which seemed to be related to different jumping techniques. The girls showed significant shorter contact times and higher peak forces, which consequently leads to higher peak push rates. However, the explosiveness in the eccentric phase of the counter-movement jumps, where the centre of mass is decelerated from the downward movement, appears not sufficient to facilitate high jumping performance. Boys are able to produce leg extensor muscle forces over a longer period of time leading to enhanced jumping heights. This could possibly be traced back to the fact that boys have longer limbs than girls, which leads consequently to longer path of motions and therefore to longer contact times. This, however, cannot be verified since anthropometric or kinematic data have not been collected.

Variability of peak force decreased with increasing age. However, all age groups had a trial-to-trial variability below 10% indicating a better reproducibility of peak force than that of jump height especially in younger participants.

In contrast, the variability of peak push rate was much higher with 22.6% for the 4–5 year-old participants and only a slight decrease to 20.3% for the 15–17 year-old participants was revealed. Stokes (1985) reported magnitudes of variability inherent in biological systems of 10% to 15%, which may explain the very high variability of peak push rate in all age groups. Hence, peak push rate appears to be a very unstable parameter and may only be used for assessing group averages. This parameter cannot be determined with sufficient reliability to allow for individual assessments in all investigated age groups.

Girls had significantly lower variability of peak force and peak push rate than boys, especially in younger subject groups. Until they reach puberty, girls seemed to reproduce their performance more precisely than boys. However, due to the low effect size for both parameters, this gender difference should be interpreted with caution.

3.1.4.2 Activity level

Activity level was only related to jump height and jump height variability. Active participants jumped higher than sedentary participants and had lower variability during consecutive performance. These results suggest that physical activity and sport experience enhances jumping performance. Although the differences are significant, the effect size is small and the differences might be interpreted as irrelevant. Sport specific and age-related analyses are required to allow for stronger interpretations of these findings. The higher variability for the

sedentary group showed that participants with no or little sport experience were not able to reach their maximum performance repeatedly in consecutive jumping. Therefore, several trials should be performed in jumping performance diagnostics to provide a greater chance of measuring a subject's actual best performance, especially in inexperienced children.

3.1.5 Conclusion

The study shows a substantial enhancement of jumping performance during childhood and adolescence, both in males and females. This indicates a high sensitivity for developing jumping related abilities across this specific age-span. Specific training presumably is very successful in reaching good jumping performance which is important because jumping performance is one of the basic skills in many sports. The different gender-related developments indicate specifically high adaptations to jump height in boys starting with puberty. Peak force seems not to influence jumping performance directly because it does not change significantly with increasing age while jump height increased with increasing age. Therefore, this parameter is not very meaningful to describe jumping performance for participants in all investigated ages. Similar to peak force the peak push rate seems not to influence jumping performance directly. While absolute values increased significantly with increasing age due to an increase of body weight, the relative values even decreased.

Similar to the development of jump height variability the variability of peak force showed good results from the age of ten years onwards. Puberty seems to be a critical point in time from which onwards jumping performance diagnostics provides steady results and leads to reliable and valid interpretation. Only the variability of peak push rate was very high over all age groups leading to the conclusion that this parameter provides least stable results and should be interpreted with caution.

For the interpretation of jumping performance data in children and adolescence the sport activity level has to be considered as it affects jumping performance and might lead to different results.

Future studies should focus on sport-specific analyses which can strengthen and complete the presented results of the study. Currently, a six-year follow-up study is under way that will provide longitudinal data of the participants of this study allowing for assessing each subject's development. Finally, the present data set provides normative data (Table 3.1.04) that can be used for references in future studies.

Table 3.1.04. Reference values for jump data by age and gender (mean±s)

Age [yrs]	N		jump height				peak force				peak push rate					
	Boys	Girls	values [cm]		variability [%]		Boys	Girls	Boys	Girls	Boys	Girls	values [BW/s]		variability [%]	
			Boys	Girls	Boys	Girls							Boys	Girls	Boys	Girls
4	55	82	11.7 ± 5.2	10.7 ± 3.4	15.7 ± 11.1	12.4 ± 11.2	2.3 ± 0.4	2.4 ± 0.4	7.7 ± 5.1	7.1 ± 5.5	20.1 ± 10.5	21.6 ± 12.3	20.7 ± 10.9	22.0 ± 13.2		
5	56	99	15.3 ± 5.4	13.0 ± 4.3	17.0 ± 18.8	10.1 ± 9.5	2.1 ± 0.4	2.4 ± 0.4	10.5 ± 8.5	7.8 ± 5.3	15.5 ± 7.7	21.2 ± 11.7	25.5 ± 19.5	22.2 ± 13.9		
6	69	103	15.8 ± 4.7	15.3 ± 3.5	11.2 ± 10.2	8.5 ± 7.3	2.2 ± 0.4	2.4 ± 0.4	10.2 ± 8.7	8.5 ± 7.6	15.1 ± 7.2	19.5 ± 12.6	27.3 ± 21.2	22.5 ± 15.7		
7	45	60	18.3 ± 6.1	17.3 ± 5.5	12.5 ± 13.0	7.6 ± 9.2	2.2 ± 0.3	2.5 ± 0.4	8.3 ± 6.7	6.8 ± 4.4	14.3 ± 6.4	20.6 ± 10.0	23.4 ± 18.9	20.6 ± 13.8		
8	57	85	19.3 ± 6.5	17.6 ± 3.5	11.5 ± 16.0	6.9 ± 7.7	2.2 ± 0.5	2.4 ± 0.5	10.1 ± 9.5	7.3 ± 6.0	14.7 ± 9.6	17.7 ± 10.7	25.3 ± 17.8	21.0 ± 15.1		
9	57	75	19.1 ± 3.5	17.6 ± 3.0	11.7 ± 19.8	6.3 ± 6.7	2.2 ± 0.4	2.4 ± 0.4	6.2 ± 4.3	6.6 ± 3.9	13.4 ± 8.4	17.6 ± 9.9	20.5 ± 14.0	19.8 ± 11.8		
10	49	75	20.8 ± 5.1	19.7 ± 4.5	6.7 ± 6.8	5.3 ± 5.2	2.3 ± 0.3	2.5 ± 0.3	6.7 ± 5.2	6.6 ± 3.8	14.4 ± 7.5	17.5 ± 7.2	22.1 ± 14.3	20.9 ± 10.1		
11	64	70	22.3 ± 5.0	21.2 ± 4.5	7.0 ± 8.5	5.1 ± 4.2	2.3 ± 0.4	2.5 ± 0.3	6.6 ± 4.7	5.4 ± 3.2	13.8 ± 7.4	18.1 ± 8.8	22.8 ± 14.1	20.1 ± 13.6		
12	77	72	22.1 ± 4.1	21.6 ± 5.0	5.7 ± 4.1	5.9 ± 7.2	2.3 ± 0.4	2.5 ± 0.4	6.4 ± 4.4	5.4 ± 3.8	13.1 ± 7.6	17.9 ± 8.1	19.3 ± 12.6	20.7 ± 13.7		
13	69	70	25.9 ± 6.2	21.7 ± 4.3	7.8 ± 12.4	6.7 ± 7.7	2.3 ± 0.4	2.5 ± 0.4	6.3 ± 5.3	5.5 ± 5.2	13.2 ± 5.4	17.6 ± 9.4	19.5 ± 10.8	19.7 ± 11.0		
14	67	68	27.8 ± 6.0	22.3 ± 4.8	5.5 ± 5.1	7.3 ± 10.4	2.3 ± 0.3	2.5 ± 0.4	6.2 ± 6.3	6.1 ± 4.8	13.0 ± 5.9	17.5 ± 8.7	21.1 ± 17.8	20.6 ± 13.3		
15	65	85	30.8 ± 6.0	22.4 ± 4.5	6.0 ± 4.6	6.9 ± 9.1	2.4 ± 0.3	2.4 ± 0.31	5.7 ± 4.6	5.7 ± 4.5	13.1 ± 5.7	16.0 ± 7.6	19.8 ± 14.1	20.6 ± 11.0		
16	33	51	32.3 ± 7.1	23.5 ± 5.7	4.9 ± 3.2	6.1 ± 6.9	2.5 ± 0.3	2.5 ± 0.4	6.1 ± 5.1	5.8 ± 4.7	13.4 ± 5.4	17.1 ± 9.5	18.8 ± 15.6	19.6 ± 14.7		
17	29	48	33.3 ± 4.8	21.1 ± 4.1	6.8 ± 9.6	4.7 ± 4.7	2.4 ± 0.4	2.4 ± 0.3	5.4 ± 5.0	4.9 ± 3.9	15.0 ± 13.0	17.9 ± 8.1	24.0 ± 16.5	19.3 ± 10.2		

3.2 Counter Movement Jump mit und ohne Armschwung: Alters- und Geschlechtseffekte

3.2.1 Problemstellung

Bei Vertikalsprüngen, aber auch in vielen anderen Sportbewegungen wird häufig ein Armschwung eingesetzt, um die Leistung zu verbessern. Speziell beim Counter Movement Jump, einem der am häufigsten eingesetzten Vertikalsprünge, können die Arme entweder mitgeschwungen (CMJA) oder zum Beispiel im Hüftstütz fixiert werden (CMJ). Viele Studien zeigen, dass ein Armschwung beim Counter Movement Jump zu einer erhöhten Sprunghöhe führt (z.B. Feltner et al., 2004, Gerodimos et al., 2008, Harman et al., 1990, Lees et al., 2004). Als Grund für eine Verbesserung der Sprunghöhe durch den Armschwung werden verschiedene Gründe diskutiert. Lees et al. (2004) geben an, dass es durch den Armschwung zu einer größeren Vorneigung des Oberkörpers kommt. Trotzdem wird der Oberkörper früher wieder aufgerichtet und es kommt somit zu einer längeren und letztendlich größeren Arbeit im Hüftgelenk. Durch die Kraft, die aufgrund des Armschwungs negativ auf den Oberkörper wirkt, verlangsamt sich die Hüft-, Knie- und Sprunggelenksstreckung, wodurch bei langsamerer Kontraktionsgeschwindigkeit in den Muskeln der unteren Extremität höhere Kräfte in der Phase der Aufrichtung produziert werden können (Feltner et al., 1999, Harman et al. 1990). Ein weiterer Aspekt ist die zusätzliche Energieerzeugung und Energieübertragung. Bereits durch das Rückschwingen der Arme wird durch die Arbeit in Schulter- und Ellbogengelenk Energie erzeugt, die kurzfristig in den Muskeln und Bändern der unteren Extremität gespeichert, und beim Vorschwingen der Arme wieder abgegeben werden kann und somit die Gesamtenergie erhöht (Lees et al., 2004). Durch ein Abbremsen der Arme kurz vor dem Absprung kann die Energie der Arme im Sinne der Impulsübertragung auf den restlichen Körper übertragen werden. Durch diese zusätzliche Energie kommt es zu einer erhöhten Abfluggeschwindigkeit und somit zu einer verbesserten Sprunghöhe (Harman et al., 1990, Lees et al., 2004). Die meisten dieser Studien haben allerdings sprungerfahrene männliche erwachsene Probanden in die Untersuchung mit einbezogen und beschränken sich daher mit ihren Aussagen auf eine spezielle Probandengruppe (Feltner et al., 2004, Hara et al., 2006, Harman et al. 1990, Lees et al. 2004, Lees et al., 2006, Markovic et al., 2004, Shetty & Etnyre, 1989, Vanezis & Lees, 2005). Die beschriebenen mechanischen aber auch physiologischen Faktoren könnten sich jedoch für verschiedene Probandengruppe durchaus unterschiedlich entwickeln, wenn man bedenkt, dass insbesondere Alter und Geschlecht einen großen Einfluss auf die körperliche Entwicklung haben. Einige Studien, die sich mit solchen physiologischen Unterschieden in Bezug auf Alter und Geschlecht beschäftigen, berichten von Unterschieden in anthropometrischen Parametern, Muskelkraft und Koordination (Bös et al., 2009, Tanner, 1962, Seger & Thorstensson, 2000,), in Muskeleigenschaften (Chow et al. 2000, Pääsuke et al., 2001), in der Kapazität elastische Energie zu speichern (Komi & Bosco, 1978) sowie in Muskelsteifigkeiten (Grosset et al., 2005, Kubo et al., 2001, Wang et al., 2004). Daher wäre es interessant, Untersuchungen der Sprungleistung des Counter Movement Jumps mit und ohne Armschwung nicht nur mit sprungerfahrenen erwachsenen Probanden durchzuführen, sondern diese auf weitere Probandengruppen unterschiedlichen Alters und Geschlechts zu erweitern.

Alters- und Geschlechtseffekte auf die Sprungleistung bei Vertikalsprüngen wurden mehrfach untersucht. Temfemo et al. (2008) zum Beispiel verglichen Vertikalsprünge bei Jungen und

Mädchen in verschiedenen Altersstufen. Sie untersuchen die Sprungleistung von Probanden im Alter von 11 – 16 Jahren beim Squat Jump, Rebound Jump und Counter Movement Jump ohne Armschwung. Harrison & Gaffney (2001) untersuchen den Effekt des Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus auf die Leistung beim Vertikalsprung bei Kindern und Erwachsenen. Hierzu vergleichen sie die Sprungleistung des Counter Movement Jumps mit der Sprungleistung des Squat Jumps allerdings ohne Angaben zum Armeinsatz. Unterschiede in der Sprungleistung zwischen Jugendlichen mit unterschiedlichem Pubertätsstadium, allerdings für den Drop Jump mit Armschwung, werden von Quatman et al. (2006) und Hewett et al. (2006) gefunden. Rein geschlechtsspezifische Unterschiede in der Sprungleistung werden von McKay et al. (2005) beschrieben.

In all diesen Studien ist das Testprotokoll auf nur eine Sprungtechnik beschränkt. Entweder werden die Sprünge mit oder ohne Armschwung durchgeführt. Es wurden keine entsprechenden Studien gefunden, die die zwei Sprungtechniken Counter Movement Jump mit und ohne Armschwung in Abhängigkeit sowohl vom Alter als auch vom Geschlecht betrachten. Gerodimos et al. (2008) analysieren zwar den Einfluss des Armschwungs auf die Sprungleistung bei Kindern, Jugendlichen und Erwachsenen, allerdings werden nur männliche Basketballspieler untersucht, sodass kein Geschlechtseffekt und auch keine Interaktion zwischen Sprungtechnik und Geschlecht berücksichtigt werden. Im Gegensatz dazu untersuchen Walsh et al. (2007) nur den Geschlechtsunterschied beim Einsatz des Armschwungs, gehen aber nicht auf mögliche Alterseffekte ein.

Es wird deutlich, dass sich bisherige Autoren zwar mit dem Einfluss von Sprungtechnik, Alter oder Geschlecht auf die Sprungleistung beschäftigen, diese Aspekte allerdings meist nur getrennt voneinander betrachten. Es werden entweder nur die Geschlechtseffekte oder nur die Alterseffekte auf die Sprungtechnik Counter Movement Jump mit und ohne Armschwung untersucht. Die Stichprobengröße bleibt dabei klein und keine Studie betrachtet diese Effekte gemeinsam in einer Untersuchung für eine große Anzahl von Probanden unterschiedlichen Alters und Geschlechts.

Eine zusätzliche Erweiterung bisheriger Studien wäre eine Betrachtung mehrerer Parametervariablen. In den meisten Untersuchungen wird die Sprungleistung durch die Sprunghöhe beschrieben (Arteaga et al., 2000, Bencke et al., 2002, Frick et al., 1991, Gerodimos et al., 2008, Lees et al., 2004, Markovic et al., 2004, Temfemo et al., 2008, Vanezis & Lees, 2005). Nur wenige Studien betrachten zum Beispiel die Variabilität der Sprungleistung (Arteaga et al., 2000, Markovic et al., 2004, Harrison & Gaffney, 2001). Diese ist allerdings von großer Bedeutung, da sie zur Bewertung der Stabilität eines Testverfahrens und zur Beschreibung von Unterschieden zwischen verschiedenen Sprungtechniken oder Probandengruppen herangezogen werden kann. Arteaga et al. (2000) betrachten die Variabilität der Sprunghöhe nur für den Counter Movement Jump mit fixierten Armen und es werden keine Alters- oder Geschlechtseffekte untersucht. Harrison & Gaffney (2001) haben Alters- und Geschlechtseffekte auf die Variabilität der Sprungleistung untersucht, allerdings nur den Squat Jump mit dem Counter Movement Jump verglichen und keine unterschiedlichen Armschwung-Bedingungen mit einbezogen. Einen Vergleich von Vertikalsprüngen mit unterschiedlichem Armeinsatz stellen nur Markovic et al. (2004) an, die allerdings keine Alters- oder Geschlechtseffekte betrachten.

Ziel dieser Studie war daher, die beiden Sprungtechniken Counter Movement Jump mit und ohne Armschwung bei einer großen Stichprobe mit Probanden unterschiedlichen Alters und Geschlechts zu untersuchen. Dabei wurde der Einfluss der drei Faktoren Sprungtechnik, Alter und Geschlecht auf die Sprunghöhe aber vor allem auch auf die Variabilität der Sprunghöhe analysiert. Von besonderem Interesse war dabei die Analyse der Wechselwirkung zwischen Sprungtechnik und Alter sowie zwischen Sprungtechnik und Geschlecht.

3.2.2 Untersuchungsmethodik

3.2.2.1 Stichprobe

Für die Studie standen 127 weibliche und 197 männliche Schüler eines Gymnasiums im Alter zwischen 10 und 17 Jahren zur Verfügung [49.7±13.3 kg, 161.8±12.0 cm, Klassenstufe 5–11]. Alle Probanden gaben ihr Einverständnis, an der Studie teilzunehmen. Das Testprotokoll wurde vom „Institutional Review Board“ der Fakultät für Geistes- und Sozialwissenschaften am Karlsruher Institut für Technologie (KIT) genehmigt. Für die weitere Analyse wurden die Probanden zunächst in drei Altersgruppen aufgeteilt. Neben den 10-11-Jährigen wurden die 12-14-Jährigen und die 15-17-Jährigen zusammengefasst. Innerhalb jeder Altersgruppe wurden wiederum die männlichen und weiblichen Probanden getrennt von einander betrachtet.

3.2.2.2 Datenaufnahme und Datenbearbeitung

Getestet wurden die Schüler während des Sportunterrichts in einem separaten Diagnoseraum nahe der Sporthalle. Jeder Proband führte insgesamt sechs gültige Sprünge auf einer geteilten Kraftmessplatte aus: drei Counter Movement Jumps mit Armschwung (CMJA) und drei Counter Movement Jumps mit den Armen im Hüftstütz (CMJ). Bei beiden Sprüngen standen die Probanden zunächst in einer aufrechten Position. Die Instruktion des Testleiters lautete für beide Sprünge so hoch wie möglich zu springen. Zwischen den einzelnen Sprüngen hatte die Probanden jeweils eine Pause von ca. einer Minute.

Die vertikalen Bodenreaktionskräfte wurden mittels einer Kraftmessplatte (*Leonardo Mechanograph*[®] GRFP) mit 800 Hz aufgezeichnet. Die maximale Sprunghöhe wurde in *Matlab* (MathWorks) durch Integration der Kraft-Zeit-Kurve und Gleichsetzung der kinetischen und potentiellen Energie berechnet. Jeweils der beste der drei Sprünge in jeder Technik wurde in die weitere Analyse einbezogen. Die Variabilität der Sprunghöhe wurde für beide Sprungtechniken durch den Variabilitätskoeffizienten über drei Versuche als Quotient von Standardabweichung und Mittelwert mittels folgender Formel bestimmt:

$$\text{Variabilität (\%)} = [\text{SD}(\text{Versuch 1-3})/\text{MW}(\text{Versuch 1-3})] * 100.$$

3.2.2.3 Statistik

Alle Ergebnisse der Teilgruppen werden mit Mittelwert und Standardabweichung angegeben. Um die Effekte der Sprungtechnik, des Alters und des Geschlechts auf die Sprungleistung (Sprunghöhe und deren Variabilität) zu überprüfen, wurde eine mehrfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung mit den Faktoren Sprungtechnik, Alter und Geschlecht berechnet. In der Ergebnisdarstellung wurden entsprechend der Fragestellung nur Effekte der Sprungtechnik, des Alters und des Geschlecht sowie die Interaktionen Sprungtechnik*Alter und Sprungtechnik*Geschlecht betrachtet. Als Effektstärke wurde das partielle Eta-Quadrat (η_p^2) angegeben. Zur Interpretation der Effektstärke wird folgende Einteilung gewählt: $\eta_p^2=0.01$ ist ein kleiner Effekt, $\eta_p^2=0.06$ ein mittlerer Effekt und $\eta_p^2=0.14$ ein großer Effekt (Cohen, 1973, 1992, Bortz, 2005). Um im weiteren Verlauf Unterschiede zwischen den drei Altersgruppen statistisch abzusichern, wurden post-hoc Tests (Bonferroni) durchgeführt. Das Signifikanzniveau lag für alle Tests bei 0.05.

3.2.3 Darstellung der Ergebnisse

Innerhalb der Altersgruppen der 10-11-Jährigen und der 12-14-Jährigen gibt es für das Körpergewicht und die Körpergröße keinen signifikanten Unterschied zwischen den männlichen und den weiblichen Probanden (Tabelle 3.2.01). Nur in der ältesten Gruppe (15-17 Jahre) werden signifikante Unterschiede in Körpergröße ($t=3.5$, $p=0.001$) und Körpermasse zwischen Jungen und Mädchen gefunden ($t=4.4$, $p<0.001$).

Tabelle 3.2.01: Körpergröße und Körpergewicht für die drei Altersgruppen getrennt nach Geschlecht (MW \pm SD)

	Geschlecht	Alter (Jahre)			
		10-11	12-14	15-17	gesamt
N	Jungen	57	92	48	197
	Mädchen	43	68	16	127
	gesamt	100	160	64	324
Körpergröße [m]	Jungen	1.51 \pm 0.06	1.61 \pm 0.09	1.79 \pm 0.09*	1.63 \pm 0.13
	Mädchen	1.51 \pm 0.08	1.60 \pm 0.08	1.68 \pm 0.07	1.58 \pm 0.09
	gesamt	1.51 \pm 0.07	1.61 \pm 0.09	1.76 \pm 0.10	1.61 \pm 0.12
Körpermasse [kg]	Jungen	40.2 \pm 5.8	48.1 \pm 10.3	68.3 \pm 10.8*	50.7 \pm 14.1
	Mädchen	38.3 \pm 6.3	47.4 \pm 8.9	58.0 \pm 7.2)	45.6 \pm 10.1
	gesamt	39.4 \pm 6.1	47.8 \pm 9.7	65.7 \pm 11.0	48.7 \pm 12.9

* Signifikanter Unterschied zwischen Jungen und Mädchen ($p<0.05$)

3.2.3.1 Sprunghöhe

Für die Sprunghöhe werden signifikante Ergebnisse für die Faktoren Sprungtechnik ($F=77.101$, $p<0.001$, $\eta_p^2=0.196$), Alter ($F=55.4$, $p<0.001$, $\eta_p^2=0.259$) und Geschlecht ($F=36.0$, $p<0.001$, $\eta_p^2=0.102$) gefunden. Die Interaktionen zwischen Sprungtechnik und Alter ($F=4.7$, $p=0.011$, $\eta_p^2=0.028$) sowie zwischen Sprungtechnik und Geschlecht ($F=9.9$, $p=0.002$, $\eta_p^2=0.030$) sind ebenfalls signifikant.

Die Daten zeigen, dass die Probanden beim Counter Movement Jump mit Armschwung höher springen als ohne Armschwung. Durch den eingesetzten Armschwung können die Probanden ihre Sprunghöhe um 14.8% verbessern (Tabelle 3.2.02). Die Post-hoc Tests zeigen, dass sich die Sprunghöhe zwischen allen drei Altersgruppen signifikant unterscheidet (jeweils $p<0.000$) und mit steigendem Alter ansteigt (Tabelle 3.2.02). Außerdem zeigt sich, dass die männlichen Probanden größere Sprunghöhen erzielen als die weiblichen Probanden (Tabelle 3.2.02).

Der Armschwungeinsatz kann im höheren Alter besser genutzt werden, was sich in den Sprunghöhendifferenzen zeigt. Die jüngsten Probanden verbessern sich durch den Armschwung im Schnitt um 3.0 cm, die 12-14-Jährigen um 3.2 cm und die 15-17-Jährigen um 4.4 cm (Abbildung 3.2.01). Zusätzlich zeigt sich, dass die männlichen Teilnehmer den Armschwung besser einsetzen als die weiblichen Probanden (Abbildung 3.2.02). Während sich die Mädchen durch den Armschwung um 2.8 cm verbessern, können die Jungen ihre Sprunghöhe durch den Armschwung um 3.7 cm steigern.

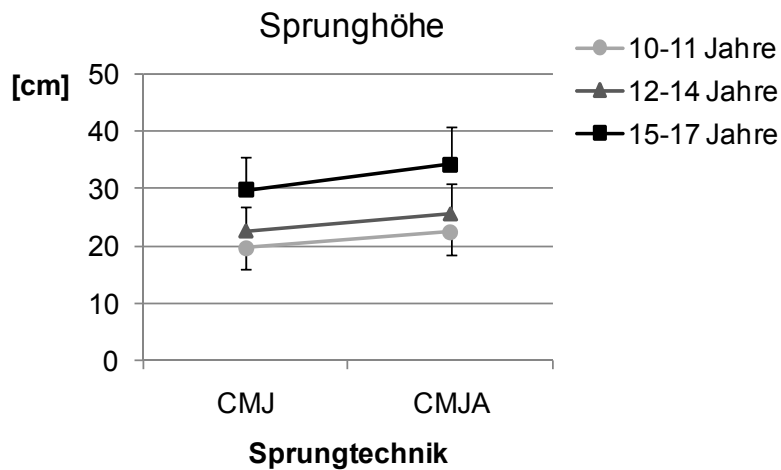


Abbildung 3.2.01: Maximale Sprunghöhe für den Counter Movement Jump mit (CMJA) und ohne Armschwung (CMJ) getrennt für die drei Altersgruppen (MW±SD)

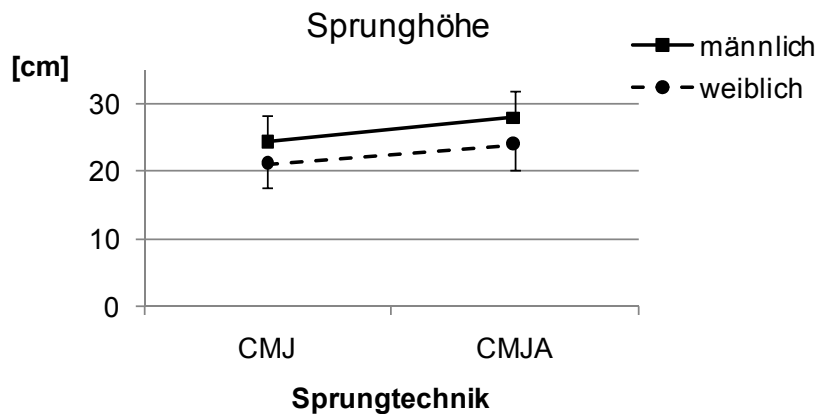


Abbildung 3.2.02: Maximale Sprunghöhe für den Counter Movement Jump mit (CMJA) und ohne Armschwung (CMJ) getrennt für die männlichen und weiblichen Probanden (MW±SD)

3.2.3.2 Variabilität der Sprunghöhe

Sowohl die Sprungtechnik ($F=6.0$, $p=0.015$, $\eta_p^2=0.018$) als auch das Alter ($F=5.8$, $p=0.003$, $\eta_p^2=0.035$) haben einen signifikanten Einfluss auf die Variabilität der Sprunghöhe. Ein signifikanter Geschlechtseffekt kann dagegen nicht nachgewiesen werden.

Für die Interaktionen zwischen Sprungtechnik und Alter werden keine signifikanten Ergebnisse gefunden, allerdings zeigt sich eine signifikante Interaktion zwischen Sprungtechnik und Geschlecht ($F=4.5$, $p=0.034$, $\eta_p^2=0.014$).

Die Variabilität der Sprunghöhe ist für den Counter Movement Jump mit Armschwung höher als für den Counter Movement Jump ohne Armeinsatz (Tabelle 3.2.02). Der post-hoc Test zeigt für die verschiedenen Altersgruppen nur zwischen den 10-11-Jährigen und den 15-17-Jährigen

signifikante Unterschiede in der Variabilität, wobei die älteren eine geringere Variabilität aufweisen als die jüngeren Probanden (Tabelle 3.2.02).

Die Interaktion zwischen Sprungtechnik und Geschlecht wird bei Betrachtung der deskriptiven Daten deutlich. Während für den Counter Movement Jump ohne Armschwung die Jungen eine höhere Variabilität der Sprunghöhe aufweisen, wird beim Counter Movement Jump mit Armschwung eine höhere Variabilität für die Mädchen gefunden (Abbildung 3.2.03).

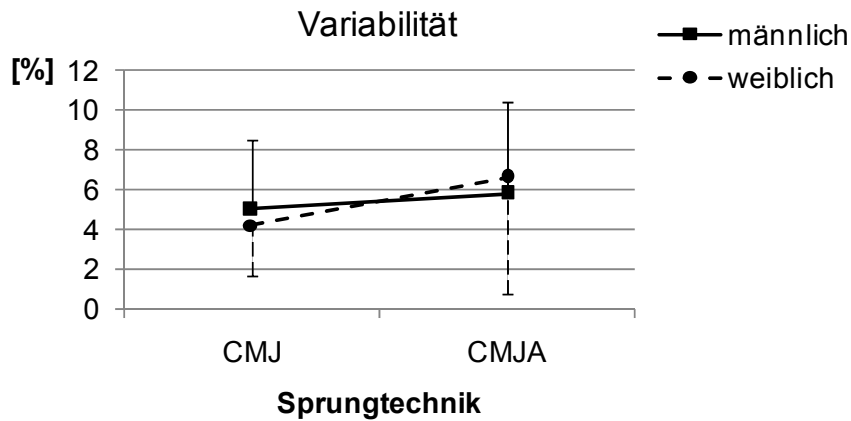


Abbildung 3.2.03: Variabilitätskoeffizient der Sprunghöhe für den Counter Movement Jump mit (CMJA) und ohne Armschwung (CMJ) getrennt für die männlichen und weiblichen Probanden (MW±SD)

Tabelle 3.2.02: Sprunghöhe, Variabilität der Sprunghöhe und Sprunghöhendifferenz (MW±SD) für CMJ und CMJA getrennt nach Alter und Geschlecht

	Geschlecht	Alter [Jahre]			
		10-11	12-14	15-17	gesamt
Sprunghöhe CMJ [cm]	Jungen	19.3±3.9	23.4±4.8	31.8±4.8	24.3±6.4
	Mädchen	19.9±3.4	21.2±3.1	24.1±4.1	21.1±3.6
	gesamt	19.6±3.7	22.5±4.3	29.8±5.7	23.0±5.7
Sprunghöhe CMJA [cm]	Jungen	22.5±4.0	26.9±5.7	36.4±5.3	28.0±7.3
	Mädchen	22.6±3.8	23.9±3.8	27.7 ±5.4	23.9±4.3
	gesamt	22.5±3.9	25.6±5.2	34.2±6.5	26.4±6.6
Sprunghöhe CMJA-CMJ [cm]	Jungen	3.1±1.7	3.6±1.8	4.6±1.5	3.7±1.8
	Mädchen	2.8±1.8	2.6±1.6	3.6±2.2	2.8±1.8
	gesamt	3.0±1.7	3.2±1.8	4.4±1.8	3.4±1.8
Sprunghöhe CMJA/CMJ [%]	Jungen	17.2±11.0	15.1±7.6	14.8±5.0	15.6±8.3
	Mädchen	14.6±10.0	12.5±7.3	14.9 ±8.8	13.5±8.5
	gesamt	16.0±10.6	14.0±7.6	14.8±6.1	14.8±8.4
Variabilität CMJ [%]	Jungen	5.7±3.5	5.4±3.8	3.6±2.3	5.0±3.5
	Mädchen	4.7±2.6	4.2±2.5	3.0±1.5	4.2±2.5
	gesamt	5.3±3.2	4.9±3.3	3.4±2.1	4.7±3.1
Variabilität CMJA [%]	Jungen	7.2±5.8	5.6±4.0	4.5±3.5	5.8±4.6
	Mädchen	7.5±6.7	6.3±5.8	5.7±2.8	6.6±5.8
	gesamt	7.3±6.2	5.9±4.8	4.8±3.4	6.1±5.1

CMJ: Counter Movement Jump mit Armstütz; CMJA: Counter Movement Jump mit Armschwung

3.2.4 Diskussion der Ergebnisse

Die Ergebnisse der Untersuchung zeigen, dass alle drei Faktoren, Sprungtechnik, Alter und Geschlecht, einen Einfluss auf die Sprunghöhe und die Variabilität der Sprunghöhe beim Counter Movement Jump haben. Die drei Faktoren wirken teilweise in Interaktion zueinander und beeinflussen sich gegenseitig. Dadurch wird verdeutlicht, wie wichtig ein differenzierter Einsatz des Counter Movement Jumps für verschiedene Altersgruppen und Probanden unterschiedlichen Geschlechts sein kann.

3.2.4.1 Sprunghöhe

Ein Vergleich zwischen den zwei Sprungtechniken mit und ohne Armschwung zeigt niedrigere Werte der Sprunghöhe für den Counter Movement Jump mit fixierten Armen im Vergleich zum Sprung mit Armschwungeinsatz. Das deckt sich mit den Ergebnissen bisher vorliegender Studien. Eine Verbesserung der Sprunghöhe um 14.8% in der aktuellen Studie erscheint plausibel, wenn man betrachtet, dass andere Autoren eine Verbesserung der Sprunghöhe zwischen 10 und 20% angeben (Feltner et al., 2004, Gerodimos et al., 2008, Harman et al., 1990, Lees et al., 2004, Shetty & Etnyre, 1989).

Die Ergebnisse zeigen außerdem, dass die Sprunghöhe bei beiden Sprungtechniken vom Alter der Probanden abhängt. Sowohl für den Counter Movement Jump mit als auch für den Counter Movement Jump ohne Armschwung zeigt sich mit zunehmendem Alter ein Anstieg in der Sprunghöhe. Auch hier decken sich die vorgelegten Ergebnisse mit jenen früherer Studien. Temfemo et al. (2008) untersuchen die Sprunghöhe beim Counter Movement Jump ohne Armschwung für 11-16-jährige Probanden. Sie zeigen ebenfalls, dass die Sprunghöhe mit steigendem Alter signifikant ansteigt. Auch Gerodimos et al. (2008) zeigen für eine ähnliche Altersspanne signifikante Unterschiede in der Sprunghöhe für den Counter Movement Jump mit und ohne Armschwung. Die Sprunghöhe steigt ähnlich wie in der aktuellen Studie für beide Sprungtechniken mit steigendem Alter signifikant an. Ein Unterschied der Sprunghöhe beim Counter Movement Jump zwischen Erwachsenen und Kindern wird von Harrison & Gaffney (2001) untersucht und auch sie zeigen, dass die älteren Probanden eine größere Sprunghöhe erzielen als die jüngeren Teilnehmer.

Die signifikante Interaktion zwischen Sprungtechnik und Alter unterstützt den eben dargestellten Alterseffekt auf die Sprungleistung. Je älter die Probanden, desto besser können sie den Armschwung ausnutzen. Die Differenz der Sprunghöhe zwischen den beiden Sprungtechniken steigt also mit steigendem Alter signifikant an. Ähnlich wie bei Gerodimos et al. (2008) zeigt sich ein signifikanter Unterschied zwischen Altersgruppen allerdings nur für die absolute Sprunghöhendifferenz zwischen den beiden Sprungtechniken. Bei einer Betrachtung des prozentualen Zuwachses der Sprunghöhe durch den Armschwung zeigen sich zwischen den drei Altersgruppen keine signifikanten Unterschiede. Durch das höhere Ausgangsniveau der Sprunghöhe für die älteren Probanden relativiert sich die höhere absolute Differenz der Sprunghöhe auf ähnliche Werte in den drei Altersgruppen.

Neben dem Alter spielt auch das Geschlecht eine entscheidende Rolle für die Entwicklung der Sprungleistung. Jungen erreichen größere Sprunghöhen als Mädchen, was die Ergebnisse bisheriger Studien bestätigt (Doré et al., 2005, Quatman et al., 2006, Temfemo et al., 2008,

Walsh et al., 2007). Gründe für diese geschlechtsspezifischen Leistungsunterschiede sind unterschiedliche anthropometrische Merkmale bei Jungen und Mädchen wie Körpergröße, Körpergewicht und Beinlänge, aber auch Unterschiede im Muskelvolumen, der Muskelkraft, der relativen Fettmasse oder dem prozentualen Anteil der schnell-kontrahierenden Muskelfasern (Beenakker et al., 2001, Seger & Thorstensson, 2000, Temfemo et al., 2008).

Die signifikante Interaktion zwischen Sprungtechnik und Geschlecht zeigt zusätzlich, dass Jungen die Sprungleistung durch den Armschwung stärker verbessern können als Mädchen. Sowohl die absolute als auch die prozentuale Sprunghöhendifferenz unterscheidet sich signifikant zwischen den männlichen und den weiblichen Probanden. Mögliche Gründe hierfür sind die größere Muskelkraft bei Jungen in den oberen Extremität, was zu einem kräftigeren Armschwungeinsatz führen kann (Beenakker et al., 2001, Walsh et al., 2007). Auch eine bessere Bewegungskoordination der Jungen könnte zu einem effektiveren Nutzen des Armschwung-Einsatzes führen. Da in dieser Studie allerdings keine kinematischen Daten aufgezeichnet worden sind, können hierzu keine genaueren Aussagen gemacht werden. Diese Ergebnisse der aktuellen Studie mit Probanden im Kindes- und Jugendalter ergänzen die Ergebnisse der Untersuchung von Walsh et al. (2007), die in einer Studie bezüglich der Interaktion zwischen Sprungtechnik und Geschlecht ausschließlich erwachsene Probanden analysiert haben, aber ähnliche Effekte nachweisen können.

Insgesamt zeigt sich deutlich, dass die Ergebnisse der aktuellen Studien vergleichbar mit Ergebnissen früherer Studien sind und die früheren Ergebnisse auf der Grundlage einer großen Stichprobe über eine große Altersspanne hinweg bestätigt werden können.

3.2.4.2 Variabilität der Sprunghöhe

Im Vergleich zur Sprunghöhe ist die Variabilität der Sprunghöhe als Parameter in der Sprungkraftdiagnostik noch nicht hinreichend analysiert. In Bezug auf Technik-, Alters- oder Geschlechtseffekte auf die Variabilität der Sprunghöhe beim Counter Movement Jump gibt es bisher nur wenige Untersuchungen und Wechselwirkungen zwischen den Faktoren bleiben bisher unberücksichtigt. Daher können die Daten dieser Studie Aufschluss darüber geben, wie sich die Variabilität der Sprunghöhe in Abhängigkeit mehrerer Faktoren verändert.

Der Counter Movement Jump mit fixierten Armen im Hüftstütz kann von den Probanden stabiler, also mit niedrigerer Variabilität, ausgeführt werden als der Sprung mit Armschwung. Ähnliche Ergebnisse haben auch Markovic et al. (2004) gefunden, die den Abalakov's Vertikalsprung mit und ohne Armschwung bei erwachsenen Probanden vergleichen. Auch sie zeigen höhere Variabilitätskoeffizienten für den Counter Movement Jump mit Armschwung (4.6%) als für den Sprung ohne Armschwung (4.1%). Insgesamt liegt der Variabilitätskoeffizient der aktuellen Studie etwas höher als der Variabilitätskoeffizient bei Markovic et al. (2004). Dies könnte am höheren Alter der Probanden bei der Studie von Markovic et al. (2004) liegen. Harrison & Gaffney (2001) berichten zum Beispiel von höherer Variabilität bei Kindern im Vergleich zu Erwachsenen und die Ergebnisse der aktuellen Studie bestätigen einen Einfluss des Alters auf die Variabilität der Sprunghöhe. Sie nimmt auch in dieser Studie mit dem Alter deutlich ab. Eine besser entwickelte Koordination, bessere physische wie neuronale Voraussetzungen und eine bessere Bewegungserfahrung der älteren Probanden scheinen zu

stabileren Bewegungsabläufen zu führen, die wiederholt mit geringerer Variabilität abgerufen werden können.

Während das Geschlecht alleine keinen signifikanten Effekt auf die Variabilität der Sprungleistung hat, zeigt die Interaktion zwischen Sprungtechnik und Geschlecht dagegen interessante Ergebnisse. Beim Counter Movement Jump mit gestützten Armen weisen Jungen die höhere Variabilität auf, während beim Counter Movement Jump mit Armschwung die Mädchen höhere Variabilitätskoeffizienten aufweisen. Mädchen verlieren durch den Armeinsatz deutlich mehr an Stabilität über drei Sprünge als die Jungen und sind scheinbar schlechter in der Lage, den Armschwung konstant und auch effektiv einzusetzen. Harrison & Gaffney (2001) untersuchen auch Leistungsunterschiede in der Sprungkraft zwischen Jungen und Mädchen sowie zwischen Männern und Frauen. Ihr Testprotokoll ist allerdings auf nur einen Counter Movement Jump beschränkt, wobei keine Angaben über den Armeinsatz gemacht werden. Sie zeigen höhere Variabilität der Sprunghöhe für die Mädchen im Vergleich zu den Jungen und höhere Variabilität für Frauen im Vergleich zu Männern. Eine abschließende Erklärung für die Interaktion zwischen Geschlecht und Sprungtechnik kann an dieser Stelle noch nicht gegeben werden. In weiterführenden Studien müssten vor allem kinematische Parameter zur genaueren Betrachtung des Bewegungsablaufs mit einbezogen werden, um hier mögliche Gründe für diese geschlechtsspezifischen Unterschiede angeben zu können.

3.2.5 Schlussfolgerung

Entsprechend früherer Studien ist hinreichend geklärt, dass der Einsatz eines Armschwungs die Sprungleistung verbessert. Trotzdem herrscht immer noch Uneinigkeit darüber, welche Sprungtechnik bevorzugt in der Sprungkraftdiagnostik eingesetzt werden soll. Sowohl der Armschwung als auch das Fixieren der Arme könnte bei wiederholten Sprüngen zu größeren Leistungsunterschieden und damit zu größerer Variabilität führen. Neben der Sprungtechnik haben auch Alter und Geschlecht einen Einfluss auf die Sprungleistung. Vor allem aber die Interaktionen zwischen den einzelnen Faktoren haben gezeigt, dass Zusammenhänge zwischen Technik, Alter und Geschlecht bestehen, die Aufschluss darüber geben können, welche Sprungtechnik zu stabileren Ergebnissen führt und wie der Einsatz verschiedener Sprungtechniken bei unterschiedlichen Altersgruppen geschlechtsspezifisch variiert.

Die Ergebnisse der aktuellen Studie zeigen alters- und geschlechtsspezifische Effekte auf die Sprunghöhe und die Variabilität der Sprunghöhe sowohl beim Counter Movement Jump mit als auch beim Counter Movement Jump ohne Armschwung. Bei beiden Sprungtechniken springen männliche Probanden höher als weibliche Probanden und Jugendliche höher als Kinder. Jungen können den Armschwung besser nutzen als Mädchen und die älteren Probanden nutzen den Armschwung besser als die jüngeren. Die Variabilität der Sprunghöhe ist sowohl für die Jungen als auch für die Mädchen beim Counter Movement Jump mit fixierten Armen niedriger als beim Sprung mit Armschwung. Alle Probanden zeigen beim Sprung mit fixierten Armen eine größere Stabilität. Der Armschwung führt insbesondere bei den Mädchen zu einer größeren Variabilität der Sprunghöhe, da sie für den Counter Movement Jump mit fixierten Armen niedrigere Werte aufweisen als die Jungen, mit Armschwung ihre Variabilität allerdings deutlich vergrößern und somit für den Counter Movement Jump mit Armschwung höhere Werte erreichen als die Jungen.

Der Counter Movement Jump mit Armschwung stellt offensichtlich die komplexere Bewegung dar, die in der Ausführung hinsichtlich der Stabilität mehr Schwierigkeiten bereitet als der Sprung mit fixierten Armen. Jungen können diese Aufgabe besser lösen als Mädchen. Wenn eine Reduktion der Variabilität und eine Verbesserung der Sprungleistung charakteristisch für motorische Entwicklung und motorisches Lernen sind, dann zeigt die aktuelle Studie, dass entwicklungs- oder lernbedingte Verbesserungen in der Sprungleistung bei den Jungen ab dem 12. Lebensjahr deutlich stärker ausgeprägt sind als bei gleichaltrigen Mädchen.

3.3 Counter-movement jump in performance diagnostics: Use of the correct jumping technique

3.3.1 Introduction

In many sports including athletics, volleyball and basketball, vertical jumping ability is an important and performance limiting factor that is directly related to the athlete's ability to produce large amount of leg power. The measurement of leg power is a fundamental tool in biomechanical performance diagnostics and counter-movement jumping height is a commonly used method to measure explosive leg power (Frick et al., 1991). Two different jumping techniques can be distinguished: counter-movement jump with bilateral arm-swing (CMJA) and counter-movement jump with arms akimbo (CMJ). Several studies comparing these two techniques have shown that arm-swings increases jumping height by 10–20% (Feltner et al., 2004, Gerodimos et al., 2008, Harman et al., 1990, Lees et al., 2004, Shetty & Etnyre, 1989).

While it is well accepted that arm-swings enhances jumping performance, it is still unclear which jumping technique is most reliable and thus preferable in performance diagnostics procedures. It is possible that the using inconsistent arm-swings during repeated jumps causes increased variability between tests and hence reduces the reliability of the test. In contrast, holding the arms in a fixed position at the hip might imply an unfamiliar movement that may also result in higher variability between repeated trials. The primary goal of performance diagnostics is to measure the current personal best of each athlete. The test item must be reliable with low variability to ensure a greater chance of measuring a subject's actual best performance. Low variability of multiple trials is an indication for stable, reliable and applicable testing procedures.

In most studies, jumping performance is measured by jump height or, more specifically, by the maximum rise of the body's centre of gravity after take-off (Arteaga et al., 2000, Bencke et al., 2002, Frick et al., 1991, Gerodimos et al., 2008, Lees et al., 2004, Markovic et al., 2004, Slinde et al., 2008, Temfemo et al., 2008, Vanezis & Lees, 2005). In addition, variability in jump height could be used to assess the stability of testing procedures (Arteaga et al., 2000, Gerodimos et al., 2008, Markovic et al., 2004). Reported CMJ jump height variability (coefficient of variation - cv) ranges from 2.8% (Markovic et al., 2004) to 6.3% (Arteaga et al., 2000). Corresponding data for the CMJA are not available, and thus jump height variability of these two jumping techniques cannot be compared. Therefore, jumping performance must be evaluated regarding reliability and variability of jumping performance with respect to different arm-swing techniques.

A further aspect affecting jumping performance is the activity level of the subjects. Most studies on jumping performance included subjects with jumping experience (Arteaga et al., 2000, Bencke et al., 2002, Feltner et al., 2004, Gerodimos et al., 2008, Harman et al., 1990, Hudson, 1986, Lees et al., 2004, Lees et al., 2006, Markovic et al., 2004, Quatman et al., 2006, Vanezis & Lees, 2005, Walsh et al., 2007). All studies comparing CMJA and CMJ (e.g. Feltner et al., 1999, Gerodimos et al., 2008, Lees et al., 2004) included experienced subjects only, and no information on non-active subjects is available. Experienced and skilled subjects presumably perform motor task more consistently, and hence better jumping performance can be expected for skilled compared to unskilled subjects. In addition, children and non-active subjects may have greater variability in performing a motor task, and thus the choice of the proper jumping technique for performance tests in these populations may be even more important.

Information on variability of jumping performance in counter-movement jumps with arm-swing and with arms akimbo regarding different activity levels is not available so far. This information is critical, however, for recommendations regarding preferable jumping technique for performance tests in subject groups of different activity levels. For instance, Laffaye et al. (2006) analysed drop jumps (DJ) from 30 cm and 60 cm height with and without arm-swing and with respect to the subject's sport activity level. Subjects in both groups jumped higher during the DJ with arm-swing compared to DJ with arms akimbo, and experts jumped higher than novices. That study did not provide information of test reliability and variability, and to date, comparable studies on the CMJ are lacking.

The objectives of this study were to compare jump height and jump height variability between counter-movement jumps with and without arm-swings in adolescents and to determine the role of a subject's activity level on jump height and jump height variability for the two jumping techniques.

3.3.2 Methods

3.3.2.1 Subjects

127 female and 197 male students of a secondary school [10–18 yrs, 49.7±13.3 kg, 161.8±12.0 cm, grades 5–11] gave informed consent to participate in this study. Guardian consent was given for underage children. The test-protocol was approved by the institutional review board. Each child was asked for his or her sport activity level (hours and type of formal athletics in a sport club per week). Based on these data the subjects were separated into three groups of activity level: 'active' (>6 hours sport activity in a sport club per week), 'moderate' (3–6 hours sport activity in a sport club per week) and 'sedentary' (<3 hours sport activity in a sport club per week). Only the active and sedentary groups were included in the further analysis. The physical characteristics of these two groups are presented in Table 3.3.01.

Table 3.3.01. Mean and standard deviation of the physical characteristics of the two subject-groups

Group	n	Activity [h/week]	Age [yrs]	Height [m]	Weight [kg]
Active (> 6h/week)	129	8.5±3.2	13.3±2.1	1.65±0.13	52.1±13.5
Sedentary (< 3h/week)	104	1.7±1.3	12.2±1.8	1.58±0.10	46.7±12.6

3.3.2.2 Data collection and reduction

All students were tested during their regular sport activity session in an enclosed diagnostic room in close proximity to the gym. Testing time of each subject depended on their schedule and was within a period between 8:00 am and 2:00 pm. Each subject performed three counter-movement jumps on a force plate while using their self-selected arm-swing (CMJA) and three counter-movement jumps with arms akimbo (CMJ). The CMJA and the CMJ started in an upright position and the subjects were asked to jump as high as possible. A rest period of one minute was allowed between the jumps.

Vertical ground reaction forces were measured using a force plate (*Leonardo Mechanograph® GRFP*, Novotec Medical GmbH, Pforzheim Germany) at 800 Hz. Maximum jump height (h) was calculated based on the principle that the impulse (integral of force over time) equals the momentum (product of mass and velocity) (Harman et al., 1990). More specifically:

$$\int (F(t) - F_G) dt = mv(t)$$

in which F(t) = measured ground reaction forces

F_G = body weight

m = body mass

v(t) = vertical velocity of the CoM

The integral of the force-time curve over the entire take-off motion yields the take-off velocity (v_0). The jump height (h) is calculated by equalizing the kinetic ($mv^2/2$) and potential energy (mgh) of the body using the formula:

$$h=v_0^2/2g \quad (g = 9.81\text{m/s}^2)$$

This parameter was chosen because it is one of the most commonly used parameters to describe the jumping performance in performance diagnostics (e.g. Frick et al., 1991, Gerodimos et al., 2008, Temfemo et al., 2008). The best out of three trials for each jumping technique was taken for further calculations. Jump height variability ($cv-h$) was quantified using the coefficient of variation of the three jumps for each jumping technique and was calculated as:

$$cv-h (\%) = [s(\text{trial 1-3})/\text{mean}(\text{trial 1-3})] * 100.$$

3.3.2.3 Statistics

All statistical tests were performed using SPSS 17.0. A two-way analysis of covariance (ANCOVA) with factors jumping technique and activity level was used to detect significant differences in jump height and jump height variability between the two jumping techniques and the two activity groups. Because of age and gender differences between the active and sedentary groups, these variables were included as covariates. Partial eta squared (η_p^2) was indicated to give information about effect sizes. Large magnitudes of effects were $\eta_p^2=0.14$, medium-sized effects were $\eta_p^2=0.06$ and small effects were $\eta_p^2=0.01$ (Cohen, 1973, 1992, Bortz, 2005). The reliability of the performance was assessed using intra-class correlation coefficients (ICC) of jump heights over three trials for each jumping technique and for each subgroup. The interrelation between CMJ and CMJA for jump height and jump height variability was investigated using Pearson's correlation coefficient. The level of significance for all tests was set a priori to 0.05.

3.3.3 Results

The results showed high reliability for all conditions (Table 3.3.02). The ICC was found to be 0.95 (CMJ) and 0.90 (CMJA) for the sedentary and 0.96 (CMJ) and 0.93 (CMJA) for the active students, respectively. The results were in agreement with data from previously reported studies (Markovic et al., 2004, Slinde et al., 2008).

Table 3.3.02. Descriptive (mean±s) and reliability statistics (ICC, cv-h) for CMJ and CMJA

Group	Trials	CMJ		
		h [cm]	ICC	cv-h [%]
Active (> 6h/week)	Trial 1	23.8±6.1	0.96	4.4±3.0
	Trial 2	24.1±6.2		
	Trial 3	24.1±6.2		
Sedentary (< 3h/week)	Trial 1	19.8±4.8	0.95	5.1±3.0
	Trial 2	20.3±4.9		
	Trial 3	20.2±4.9		
Group	Trials	CMJA		
		h [cm]	ICC	cv-h [%]
Active (> 6h/week)	Trial 1	27.1±7.2	0.93	5.5±4.8
	Trial 2	27.8±6.8		
	Trial 3	27.9±6.8		
Sedentary (< 3h/week)	Trial 1	22.2±6.2	0.90	7.0±6.3
	Trial 2	22.5±5.6		
	Trial 3	22.8±5.5		

CMJ: counter-movement jump with arms akimbo;
 CMJA: counter-movement jump with arm-swing; h:
 maximum jump height; cv-h: jump height variability;
 ICC: Intra-class correlation coefficient.

Jump height for the CMJ and CMJA conditions for each group are presented in Figure 3.3.01. The counter-movement jumps with arm-swing yielded significantly greater jump height compared to that for the CMJ condition ($F= 97.2$, $p<0.001$, $\eta_p^2=0.30$). On average, the sedentary group jumped 2.8 cm higher with arm-swing than without arm-swing (CMJ: 21.0 cm, CMJA: 23.8 cm). In comparison, the difference in jump height between arm-swing conditions was 4.0 cm for the active group (CMJ: 24.9 cm, CMJA: 28.9 cm). The active group jumped 18.6% (+3.9 cm) and 21.4% (+5.1 cm) higher than the sedentary group without and with arm-swing, respectively. This difference in jump height between the two subject groups was statistically significant ($F=8.2$, $p=0.005$, $\eta_p^2 = 0.04$). In addition, the interaction between jumping technique and activity level was significant ($F=11.6$, $p=0.001$, $\eta_p^2=0.05$).

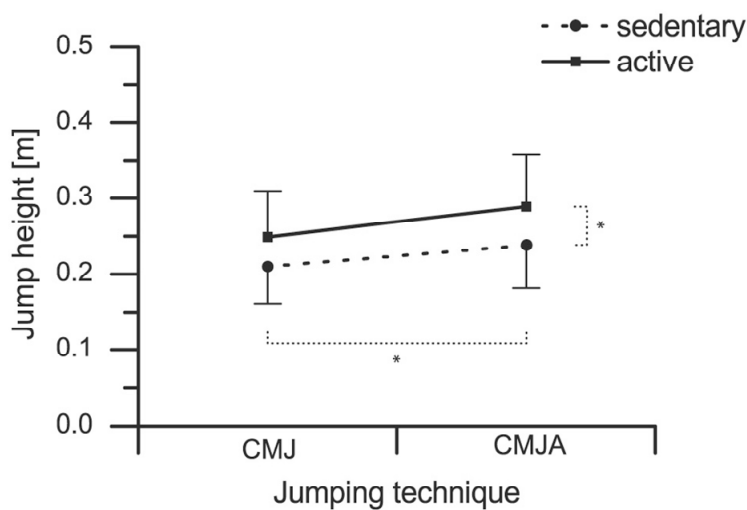


Figure 3.3.01: Maximum jump height for counter-movement jump with arms akimbo (CMJ) and counter-movement jump with arm-swing (CMJA) in active and sedentary students (mean \pm s); * $p<0.05$

Figure 3.3.02 presents jump height variability (cv-h) for the two jumping techniques and the two activity groups. For both arm-swing conditions, the variability was slightly higher in the sedentary group compared to the active group (CMJ: 5.1% vs. 4.4%, CMJA: 7.0% vs. 5.5%). In addition, jump height variability was greater for the arm-swing condition than for the arm akimbo condition. However, these differences were not statistically significant regarding condition, group and condition/group interaction.

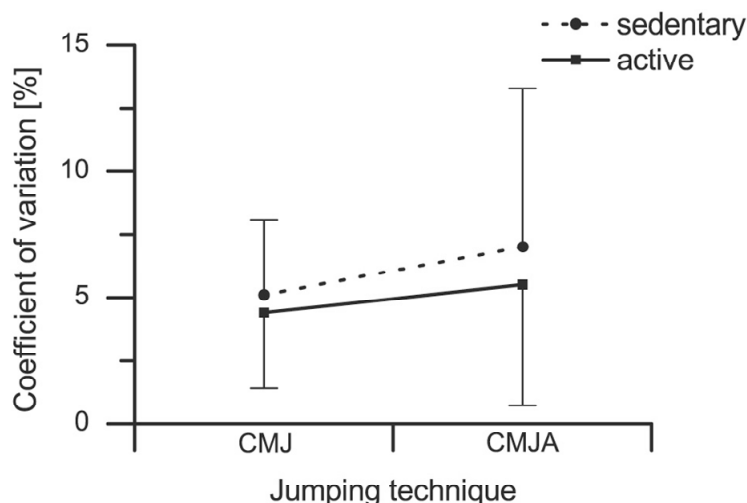


Figure 3.3.02: Coefficient of variation of jump height for counter-movement jump with arms akimbo (CMJ) and counter-movement jump with arm-swing (CMJA) in active and sedentary students (mean±s)

Jump height for the arm-swing condition correlated significantly with that for the arms akimbo condition (Table 3.3.03) for the entire group ($r=0.97$) and for both subjects groups (active: $r=0.97$, sedentary: $r=0.95$). The correlations between jump height variability for CMJ and that for CMJA were very low and not statistically significant.

Table 3.3.03. Pearson's correlation coefficients between CMJ and CMJA (h and cv-h)

		h CMJ	cv-h CMJ
All subjects	h CMJA	0.97*	
	cv-h CMJA		0.01
Active (> 6h/week)	h CMJA	0.97*	
	cv-h CMJA		0.08
Sedentary (< 3h/week)	h CMJA	0.95*	
	cv-h CMJA		-0.10

CMJ: counter-movement jump with arms akimbo;
 CMJA: counter-movement jump with arm-swing; h:
 maximum jump height; cv-h: jump height variability;
 * $p<0.05$

3.3.4 Discussion

The reliability of the collected data was very high for all investigated conditions. The test procedure used in this study is applicable to measure jump height reliably in CMJ and CMJA in active and sedentary adolescents.

Maximum jump height in this study was found to be between 21.0–24.9 cm for counter-movement jumps without arm-swing and between 23.8–28.9 cm for counter-movement jumps with arm-swing, respectively. Previous studies (Harman et al. 1990, Hudson, 1986, Markovic et al., 2004, Vanezis & Lees, 2005) reported absolute values of jump height between 29.1–48.7 cm for counter-movement jumps without arm-swing and 35.3–57.9 cm for counter-movement jumps with arm-swing. The lower average jump heights in the present study can be explained by age differences between subjects of the different studies. While the average age of our subjects was 12.8 years, the average age of subjects in previous studies ranged from 20–28 years. In addition, different activity levels of subjects included in the different studies have likely contributed to differences in jumping performance. While previous studies only included physically active subjects, this study also included sedentary students. The greater jump heights (+13.3% and 16.1% for the sedentary and active groups, respectively) with arm-swing is in agreement with results reported in previous studies (Feltner et al., 2004, Gerodimos et al., 2008, Harman et al., 1990, Lees et al., 2004, Shetty & Etnyre, 1989). However, the interaction between jumping technique and age ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.32$) as well as between jumping technique and gender ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.10$) showed higher effect sizes than the interaction between jumping technique and activity level. These interactions are in agreement with results of previous studies (Arteaga et al., 2000, Gerodimos et al., 2008, Harrison & Gaffney, 2001, Slinde et al., 2008, Temfemo et al., 2008, Walsh et al., 2007) but were not in the main focus of this study and therefore only mentioned in the discussion section.

To date, counter-movement jumping ability with and without arm-swing in active and sedentary subjects had not been compared. In this study, active students jumped significantly higher than sedentary students using either technique. This result suggests that physical activity and sport experience influences jumping performance. The significant interaction between jumping technique and activity level in jump height showed that the benefit of arm-swing differs between the two groups. This difference may describe a difference in effectiveness of arm-swing between the two groups possibly caused by a greater coordination level of active compared to sedentary subjects. This is in line with Gerodimos et al. (2008) who showed significant differences between three age groups (children, adolescents and adults) of basketball players in absolute jump height increase when using arm-swing compared to arms akimbo during counter-movement jumps. They did not find, however, significant differences in relative jump height increase as we did in the present study. Thus, in that study the subjects' age did not seem to affect the relative jumping enhancement from counter-movement jumps without arm-swing to counter-movement jumps with arm-swing.

The variability in jump height in this study was between 4.4–7.0%. Jump height variability for counter-movement jumps without arm-swing of 4.4% for the active and 5.1% for the sedentary students, respectively, is in agreement with the data reported by Markovic et al. (2004) and Arteaga et al. (2000). This study represents the first report of jump height variability for counter-

movement jumps with arm-swing and the first comparison of jump height variability between active and sedentary subjects. No significant differences were found between the variability of both jumping conditions and both activity groups. In the future, an inclusion of specifically jumping experienced subjects instead of simply active subjects of different sports might possibly lead to significant differences in jump height variability with respect to groups and the jumping techniques.

The results of this study indicate that jumping performance depends on jumping technique and activity level. While the use of arm-swing had large effects ($\eta_p^2 = 0.30$) on jump height, the effects of activity level ($\eta_p^2 = 0.04$) and the interaction between activity level and jumping technique ($\eta_p^2 = 0.05$) are small. While no significant effects were observed for jump height variability, the data showed a clear trend. The lower variability and greater reliability of counter-movement jumps with arms akimbo compared to counter-movement jumps with arm-swing for both groups suggests that having the arms in a fixed position may provide a more stable configuration than allowing unrestricted arm movement. In addition, the active students showed lower variability and higher reliability in jumping height for both jumping techniques compared to the sedentary students. Despite these differences in jump height and jump height variability between the two jumping techniques and the two subject groups, all measurements showed a high reliability for all conditions. Based on these results, it can be concluded that both jumping techniques can be used for jumping performance diagnostics in both active and sedentary subjects.

Correlations between CMJ and CMJA with respect to jump height and jump height variability could reveal a potential interdependency of the two jumping techniques. High coefficients of correlation would indicate the compatibility of the two jumping techniques and would support the application of either technique for performance diagnostics purposes. High coefficients of correlation were found between jump heights with the two jumping techniques, indicating the compatibility of the two jumping techniques (Figure 3.3.03). Hence, both jumping techniques can provide similar information for jump height and an optional interchangeable use of the two techniques considering a jump height difference of 10–20% (Feltner et al., 2004, Gerodimos et al., 2008, Harman et al., 1990, Lees et al., 2004, Shetty & Etnyre, 1989) is possible. Thus, adequate jumping techniques in performance diagnostics could be chosen specifically depending on the subject group.

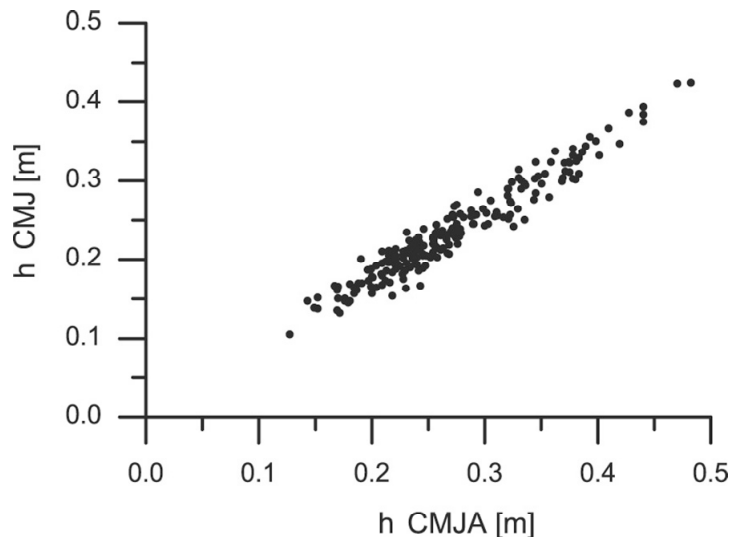


Figure 3.3.03: Relationship between maximum jump height of counter-movement jump with arms akimbo (CMJ) and counter-movement jump with arm-swing (CMJA) for all subjects ($r=0.97^*$); * $p<0.05$

The correlation between the coefficient of variation of jump height for jumps with and without arm-swing was low and not significant. This indicates a certain amount of instability in repeated jumps for the investigated groups. Both active and sedentary students did not show any systematic patterns for the two techniques. Most subjects showed a jump height variability of up to 10% which is within the range of variability inherent in biological systems (Stokes, 1985). However, for some subjects, both active and sedentary, coefficients of variation of greater than 15% were found. This result suggests that not every child is able to reach his or her maximum performance repeatedly in succession. Several trials should be performed in jumping performance diagnostics to provide a greater chance of measuring a subject's actual best performance. Based on the data obtained in this study and aspects of testing economy, collecting three trials is recommended for jumping performance diagnostics. Because of the large between-trial variability in some subjects, the best out of the three trials should be chosen as testing criterion and for further analysis.

One limitation of this study is the simple distinction between active and sedentary students. A more detailed classification of subjects into specific sport categories may provide more insight into sport specific differences between the two jumping techniques. For instance, Bencke et al. (2002) analysed muscle strength characteristics of boys and girls from gymnastics, team handball, tennis and swimming and observed differences in jump height between the sport groups. Similarly, differences in jump height between jumping techniques may be more pronounced in subject groups who regularly perform activities that require well coordinated arm-swing.

3.3.5 Conclusion

The results of this study revealed differences in jumping performance between different jumping technique and between subjects of different activity level. Greater jump heights were observed for the arm-swing condition compared to fixed-arm condition, and active subjects jumped higher than sedentary subjects. A greater reliability for counter-movement jumps with arms akimbo compared to counter-movement jumps with arm-swing for both activity groups might indicate a more stable configuration with a fixed arm position. Further specific research is needed to support and strengthen this tendency. High reliability for both techniques suggests that both techniques are appropriate for assessing jump height in active and in sedentary adolescents. Consequently, the suitable jumping technique for the assessment of jumping performance can be selected for specific subject groups and specific tasks of interest. For instance, for the assessment of pure leg extension power, the more stable counter-movement jump with arms akimbo is preferable. In comparison, counter-movement jumps with arm-swing may be more suitable for the assessment of jumping performance in a sport specific task that is typically performed with an arm-swing, such as, for instance, jumping in sports like volleyball or high jump.

3.4 Inter-joint coordination in jumping: Effect of performance level and jumping technique

3.4.1 Introduction

An arm-swing increases jump height in counter-movement jumps (Feltner et al., 2004, Gerodimos et al., 2008, Harman et al., 1990, Lees et al., 2004, Shetty & Etnyre, 1989). Despite this marked effect the mechanisms by which the arm-swing leads to increased jump height are discussed in many studies and several theories have been proposed (Dapena & Chung, 1988, Feltner et al., 1999, Harman et al., 1990, Lees et al., 2004). Three theories are discussed by Lees et al. (2004). One theory is described as the 'transmission of force' (Payne et al., 1968), which suggests that a downward force to the body is generated as the arms are accelerated upwards. This leads to increased ground reaction forces and therefore to a greater impulse increasing the vertical velocity of the centre of mass. The 'joint torque augmentation theory' (Feltner et al., 1999) indicates that the upward acceleration of the arms produces a reaction force acting on the trunk and therefore the hip, knee and ankle joint would slow down their angular velocity. Thus the joints of the lower extremity can produce greater muscle forces. The third theory ('pull theory') was suggested by Harman et al. (1990) and describes the transfer of energy produced by the arms during the arm-swing to the rest of the body in the later part of the jump. Lees et al. (2004) examined these different theories in their study and analysed the mechanisms that underpin the enhancement in jumping performance when using an arm-swing. They conclude that the enhanced jumping performance cannot be explained by one theory exclusively, but rather is produced by a complex series of events which begin at the start of the jump and intensify at the end of the movement.

While mechanisms of the enhancement of jumping performance due to an arm-swing seem to be well understood, it is still unclear which mechanisms and parameters are important to distinguish an effective from an ineffective arm-swing. Only a few reported studies show differences between the benefit of the arm-swing between skilled and unskilled jumpers or between subject groups of different activity levels (Laffaye et al. 2006, Richter et al., accepted). These studies, however, only concluded that there are interactions between the jumping technique and the activity level, but they don't address the detailed mechanisms that lead to a larger benefit of arm-swing for the skilled or active subjects compared to unskilled, sedentary participants. No study was found dealing with the detailed mechanisms of the arm-swing leading to enhanced jumping performance implicating subjects of different activity levels and therefore with different benefits of the arm-swing. Vanezis & Lees (2005) analysed good and poor performers in counter-movement jumps with and without arm-swing, but they focused on the comparison of good and poor jumpers. Furthermore, they only analysed lower limb contribution to vertical jump performance, but no upper body and arm performance. They also did not analyse interactions between jumping technique and subject group or the mechanisms of the arm-swing leading to enhanced jumping performance for both subject groups. However, such an investigation of interaction between jumping technique and subject group could provide information about the mechanisms and parameters which are responsible for an effective or ineffective arm-swing. By using parameters that are described in previous studies to represent the mechanisms leading to enhanced jumping performance with arm-swing (Feltner et al. 1999, Feltner, 2004, Lees et al. 2004), a comparison between the two jumping techniques (with and without arm-swing) for

subject groups of different arm-swing benefit separately could reveal interactions between jumping technique and subject group. Consequently, recommendations of how to perform an effective arm-swing could be given. This could be important since in many sports an increase in jump height of only a few centimetres could be essential.

Previous studies, investigating the mechanisms that lead to a better jumping performance in vertical jump, use traditional biomechanical analyses calculating kinematic and kinetic variables of individual joints to describe the characteristics of the movement and to understand the underlying factors that generated it (Feltner et al., 2004, Gerodimos et al., 2008, Harman et al., 1990, Lees et al., 2004, Shetty & Etnyre, 1989). Although these approaches are very useful and can help to understand causal mechanisms in a first step, they are not very effective in addressing the interaction between joints. Inter-joint coordination is the relationship between the motions of two joints, including angular positions and velocities (Wang et al., 2009). The inclusion of displacement and velocity is attractive because receptors that exist within the muscle and tendons can monitor both, position and velocity. Thus, not only information about the efferent control, but also from afferent joint receptors can be implicated (Burgess-Limerick et al., 1991). Based on Dynamic System Theory (DST) the organisation of the locomotor system and the interaction between multiple elements of a system in human motion can be analysed (Hamill et al., 1999, Preatoni et al., 2009). Phase relations or relative phase between body segments or joints can identify different qualitative states of the movement. With the continuous relative phase (CRP), which is based on the phase plots of the joints, the relative phase between two joints is described throughout the overall movement (Hamill et al., 1999). This approach is established for the analysis of several skills (Gittoes & Wilson et al., 2010, Hamill et al., 1999, Hutin et al., 2010, Li et al., 1999, Preatoni et al., 2009, Seifert et al., 2010, Wang et al., 2009). They all used continuous relative phase analyses to describe inter-limb or inter-joint coordination in different activities like walking, running, swimming, obstacle-crossing or jumping. To our knowledge there is only one published research about inter-joint coordination in counter-movement jumps (Preatoni et al., 2009). Preatoni et al. (2009) analysed track and field sprinters performing the counter-movement jump with arms akimbo. No study was found comparing continuous relative phase angles between different jumping techniques with and without arm-swing and between subject groups of different performance level. Complementary to the analysis of kinematic and kinetic variables of individual joints, as mentioned above, an analysis of inter-joint coordination between joints of the lower extremity but also between joints of the upper and lower extremity could provide more insight into the mechanisms that distinguish good and poor jumpers as well as effective and ineffective arm-swings.

Therefore, the overall purpose of the study was to explain the mechanisms that are used by good jumpers to perform a more effective arm-swing compared to poor jumpers. In a first step kinematic and kinetic variables of individual joints were analysed to reveal differences in the jumping performance between good and poor jumpers and interactions between the jumping technique (CMJ with and without arm-swing) and subject group. In a second step the inter-joint coordination between hip and knee, knee and ankle as well as between shoulder and knee were calculated with CRP and compared between the two jumping techniques and the two subject groups.

3.4.2 Methods

3.4.2.1 Subjects

Twenty-seven adult males [age: 24.5 ± 2.2 yrs, height: 182.4 ± 7.2 cm, mass: 77.9 ± 8.2 kg] participated in this study. They all gave written informed consent and the test-protocol was reviewed and approved by the Institutional Review Board. A preliminary jumping session was used to introduce the subjects in the two jumping techniques. Both, skilled and unskilled subjects were tested for vertical jump height in counter-movement jumps with and without arm-swing. Based on the best trial out of three for the counter-movement jump with arm-swing, the subjects were divided into two groups: a high jump group (group I) [$n=13$, age: 25.0 ± 3.0 yrs, height: 180.9 ± 6.2 cm, mass: 75.2 ± 6.9 kg] and a low jump group (group II) [$n=14$, age: 24.0 ± 0.9 yrs, height: 183.9 ± 7.9 cm, mass: 80.4 ± 8.9 kg] (Figure 3.4.01).

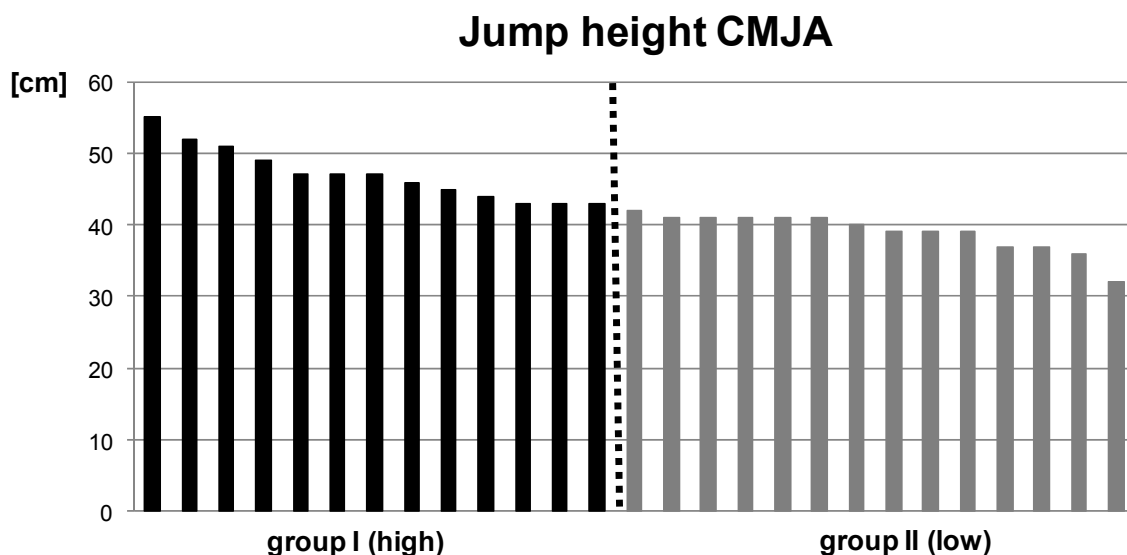


Figure 3.4.01: Classification of the two subject groups based on their jump height: group I ($n=13$) and group II ($n=14$)

3.4.2.2 Data collection and reduction

In the second session all participants performed a warm-up on a treadmill for about five minutes. After the warm-up they performed three counter-movement jumps with and without arm-swing, respectively, in a randomised order. The best out of three was taken for further calculations. Kinematic and kinetic recordings were collected simultaneously by a thirteen camera, three-dimensional motion analysis system (Vicon, MX camera system, Oxford Metrics Ltd, UK) and two force platforms (AMTI, model BP600900, Advanced Mechanical Technology, Watertown, MA), positioned parallel in the floor, one for each leg. Kinematic data were sampled at 200 Hz, and ground reaction forces were collected at 800 Hz. Reflective markers were placed on the skin of the subjects according to the Vicon Plug-In Gait (PIG) full body marker set and anthropometric measurements were taken.

Three-dimensional coordinates of the reflective markers were collected during the jumping. All trajectories were filtered using a generalized cross-validated spline technique as reported by Woltring (1986). Relative angles and angular velocities were calculated using the Vicon Nexus PIG analysis package. The inverse dynamics approach of the PIG model was used to calculate net moments, power and work at the ankle, knee, hip and shoulder joints, respectively. As vertical jumping is essentially performed in the sagittal plane, only data of the sagittal plane were considered for this study (ankle: plantarflexion (-) dorsiflexion (+), knee and hip: flexion (-) extension (+), shoulder: retroversion (-) anteversion (+)) and for all variables data of the right limb were used. Jump height was calculated with Templo (Contemplas GmbH, München) by integrating the force-time curve of the vertical ground reaction forces and equalizing the kinetic and potential energy (Richter et al., accepted).

According to Feltner et al. (2004) the jump can be divided into four functional phases (Δt_{12} , Δt_{23} , Δt_{34} , Δt_{45}) using five instants identified from the kinematic data: t_1 beginning of the counter-movement, t_2 maximal negative vertical velocity of the centre of mass, t_3 minimal vertical displacement of the centre of mass, t_4 maximal positive vertical velocity of the centre of mass and t_5 take-off. Kinematic and kinetic variables of individual joints were calculated as minima, maxima or means of the propulsive phase (t_3 - t_5) out of the time-unnormalised data.

For the calculation of the continuous relative phase angles, the kinematic time series of angle displacements (θ) and angular velocities (ω) were time-normalised to 100 points ($t_1=0\%$, $t_5=100\%$). Phase plots were then calculated for the relevant joint angles, consisting of the angle displacement on the horizontal axis and the angular velocity on the vertical axis. Phase plots were normalised for each trial according to Hamill et al. (1999). For the angular displacement minimum and maximum values lay at -1 and 1, with the midpoint located at zero. Angular velocity was normalised to its greatest absolute value, maintaining zero velocity as zero velocity (Hamill et al., 1999, Li et al., 1999). The phase angle was calculated as $\varphi = \tan^{-1}(\theta/\omega)$ (Hamill et al., 1999). Continuous relative phase angles (CRP) were then estimated by subtracting the phase angle of the distal joint from the proximal joint ($\varphi_{\text{hip-knee}}$, $\varphi_{\text{knee-ankle}}$, $\varphi_{\text{shoulder-knee}}$). Mean absolute relative phases (MARP) were calculated across the entire movement (Δt_{15}) and for each of the four functional phases, respectively (Δt_{12} , Δt_{23} , Δt_{34} , Δt_{45}).

3.4.2.3 Statistics

All statistical tests were performed using SPSS 17.0. An independent t-test was used to detect significant differences in anthropometric characteristics between the two subject groups. For the analysis of jumping technique and subject group effects on jumping performance for each parameter of individual joints, a two-way split-plot ANOVA (within-subjects factor: jumping technique, between-subjects factor: subject group) was used. Partial eta squared (η_p^2) was indicated to give information about effect sizes. Large magnitudes of effects were $\eta_p^2=0.14$, medium-sized effects were $\eta_p^2=0.06$ and small effects were $\eta_p^2=0.01$ (Cohen, 1973, 1992, Bortz, 2005). For interpreting significant interactions revealed in the ANOVA, t-tests were used to describe differences between subject groups for each jumping technique or between jumping techniques for each subject group.

Similarities of the continuous relative phase angles between the two subject groups and the two jumping techniques were calculated using an approach enabling the comparison of topological course characteristics of movement patterns (Schöllhorn, 1995). The similarity coefficient *sim* of two single courses (e.g. CRP of group I, and of CRP group II) can be interpreted as a correlation coefficient.

For the analysis of jumping technique and subject group effects on mean absolute relative phase (MARP), a two-way split-plot ANOVA (within-subjects factor: jumping technique, between-subjects factor: subject group) was used. To reveal differences in MARP between functional phases of the movement a one-way ANOVA with follow-up Bonferroni post-hoc t-tests was established.

3.4.3 Results

No significant differences were found among the two subjects groups in their anthropometric characteristics (age, body mass and body height). The ANOVA revealed a significant technique effect, a significant group effect as well as a significant interaction between jumping technique and subject group for the maximum jump height (Table 3.4.01). As expected group I (high) jumped higher than group II (low) in both jumping techniques. All subjects jumped higher in the arm-swing condition than in the fixed arm condition and the interaction showed a significant higher benefit of the arm-swing for group I (Figure 3.4.02).

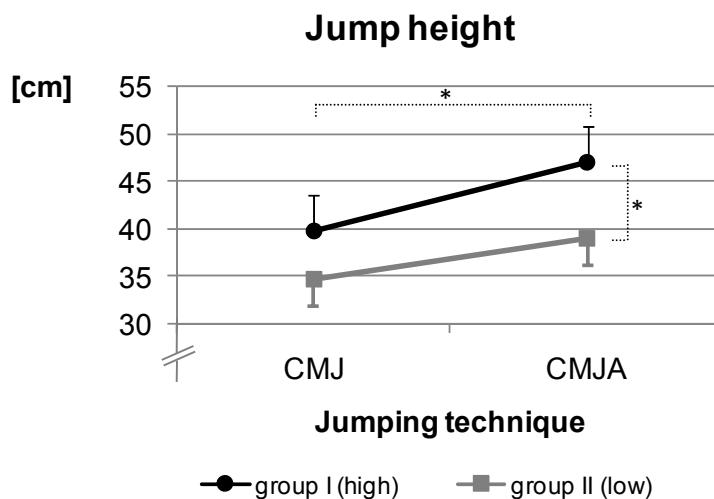


Figure 3.4.02: Jump height of counter-movement jump with arms akimbo (CMJ) and with arm-swing (CMJA) in group I (high) and group II (low) (mean \pm s)

3.4.3.1 Variables of selected joints

Kinematic parameters (angles, angular velocities), respective p-values and effect sizes for counter-movement jump with and without arm-swing are presented in Table 3.4.01 separately for group I and group II. Table 3.4.02 summarises kinetic parameters (moments, work, power), respective p-values and effect sizes during counter-movement jump with and without arm-swing for both subject groups. Main results are described below.

Angles

For the maximum and minimum ankle angle no significant technique effect, no significant group effect and no significant interaction between jumping technique and subject group was found (Table 3.4.01). At the knee joint a significant technique effect was revealed for the maximum angle indicating higher maximum knee angles for the counter-movement jump with arms akimbo. A significant group effect was found for the minimum knee angle with lower values for group II. No significant interaction between jumping technique and subject group was found for the maximum and minimum knee angle (Table 3.4.01). At the hip joint significant technique effects were established for the maximum and minimum angle, showing significant higher values for counter-movement jump with arm-swing. A significant group effect was found for the

minimum hip angle with higher values for group I compared to group II. No interactions were found for maximum and minimum hip angle (Table 3.4.01).

For the upper body and the upper extremity maximum thorax angle and shoulder angle range showed significant higher values for counter-movement jump with arm-swing compared to the fixed arm condition. No significant group effect and no significant interaction between jumping technique and subject group were revealed (Table 3.4.01).

Angular velocities

For all subjects, negative mean angular velocities in the lower extremity regarding ankle, knee and hip were significant smaller for the counter-movement jump with arm-swing than with arms akimbo (Table 3.4.01). For the ankle and knee, group I showed significant higher values than group II. No interaction between jumping technique and subject group was found for negative mean angular velocities of ankle, knee and hip.

Regarding the upper extremity for all subjects, significant higher mean, maximum and minimum shoulder angular velocities were revealed for counter-movement jump with arm-swing compared to the fixed arm condition (Table 3.4.01). No significant group effect was found for the shoulder angular velocities, but for maximum and minimum shoulder angular velocities significant interactions between jumping technique and subjects group were observed (Table 3.4.01). No significant differences between the subject groups were found for the counter-movement jump with arms akimbo but, group I showed significant higher values for the maximum velocity and significant lower values for the minimum velocity than group II (Figure 3.4.03).

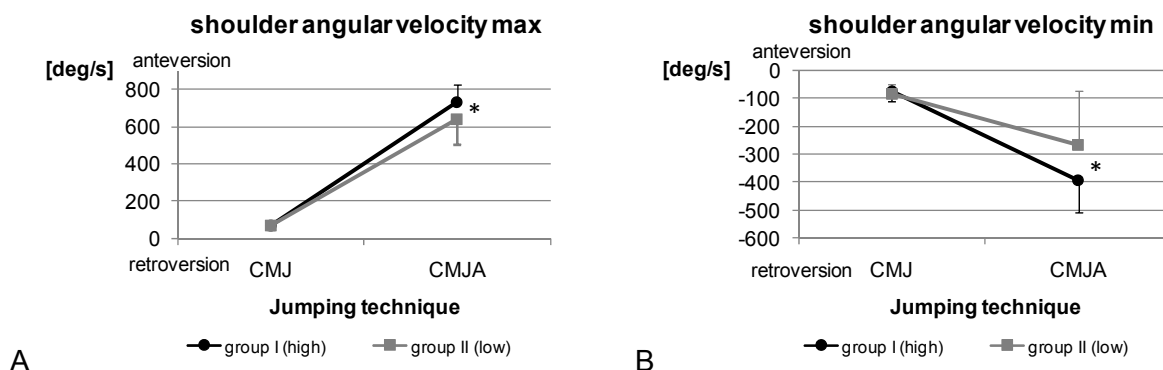


Figure 3.4.03: Maximum shoulder angular velocity (A) and minimum shoulder angular velocity (B) of counter-movement jump with arms akimbo (CMJ) and with arm-swing (CMJA) in group I (high) and group II (low) (mean \pm s)

Moments

For the mean and maximum moments at the ankle, knee and hip for all subjects no significant differences were found between the two jumping techniques. Only for the maximum ankle moment significant higher values were revealed for the counter-movement jump with arm-swing (Table 3.4.02). Significant group effects were found for the mean and maximum moments at the ankle and knee whereat group I showed significant higher values than group II. No significant

interaction between jumping technique and subject group was found for mean or maximum moments at the ankle, knee or hip joint (Table 3.4.02).

The mean and maximum shoulder moment was significantly higher for the counter-movement jump with arm-swing in all subjects. No significant group effect and no significant interaction between jumping technique and subject group were revealed for mean and maximum shoulder moment (Table 3.4.02).

Work

A significant technique effect for the work was found at the ankle, knee and hip joint indicating higher values for the counter-movement jump with arm-swing at the ankle and hip joint and lower values for the arm-swing condition at the knee (Table 3.4.02). A significant group effect was revealed at the ankle and knee joint with higher values for group I compared to group II. No significant interaction between jumping technique and subject group was found for the work at any joint of the lower extremity (Table 3.4.02).

Power

For the power significant technique effects were revealed at the knee and at the hip. Similar to the work, the values at the hip joint were higher for the counter-movement jump with arm-swing compared to the fixed arm condition. For the knee higher values were found for the counter-movement jump with arms akimbo compared to the arm-swing condition (Table 3.4.02). Group effects were found at the ankle and knee joint with higher values for group I compared to group II and for all joints of the lower extremity no significant interaction between jumping technique and subject group was found (Table 3.4.02).

Table 3.4.01. Kinematic performance variables (mean±s) for the two jumping techniques and the two subject groups

variable	CMJ				CMJA		ANOVA		
	group I (high)		group II (low)		group I (high)	group II (low)	technique	group	technique * group
	13	14	13	14	13	14			
N	13	14	13	14	13	14			
jump height [cm]									
max	39.8±3.9	34.8±2.8	47.1±3.8	39.0±2.7			p<0.001, $\eta_p^2=0.869$	p<0.001, $\eta_p^2=0.547$	p=0.002, $\eta_p^2=0.316$
thorax max	60.7±13.6	65.8±9.9	66.6±12.4	70.9±7.9			p=0.001, $\eta_p^2=0.360$	n.s.	n.s.
ankle max	41.4±6.3	41.1±5.5	40.5±6.2	42.8±8.4			n.s.	n.s.	n.s.
ankle min	-25.4±6.4	-24.8±5.3	-24.9±7.8	-24.4±4.6			n.s.	n.s.	n.s.
knee max	111.0±8.7	108.8±9.9	108.3±9.1	102.6±11.0			p<0.001, $\eta_p^2=0.518$	n.s.	n.s.
knee min	15.5±4.9	10.3±5.9	14.0±5.2	8.8±5.6			n.s.	p=0.010, $\eta_p^2=0.237$	n.s.
hip max	97.0±9.7	100.2±6.0	101.8±9.5	101.8±6.0			p=0.003, $\eta_p^2=0.299$	n.s.	n.s.
hip min	23.0±7.0	17.6±6.3	24.7±6.4	20.16.6			p=0.009, $\eta_p^2=0.244$	p=0.048, $\eta_p^2=0.147$	n.s.
shoulder range	12.5±6.3	15.2±5.5	138.9±18.4	132.2±15.1			p<0.001, $\eta_p^2=0.981$	n.s.	n.s.
ankle mean t_3-t_5	-234.5±31.1	-201.4±29.1	-215.9±30.7	-195.8±33.9			p=0.036, $\eta_p^2=0.164$	p=0.020, $\eta_p^2=0.198$	n.s.
ankle min	-871.0±191.6	-832.2±135.7	-917.8±204.8	-870.3±149.7			p=0.005, $\eta_p^2=0.279$	n.s.	n.s.
knee mean t_3-t_5	-340.7±31.9	-302.8±34.1	-317.1±30.8	-280.9±37.9			p<0.001, $\eta_p^2=0.488$	p=0.005, $\eta_p^2=0.270$	n.s.
knee min	-919.5±91.7	-906.5±105.6	-954.8±105.5	-904.7±94.5			n.s.	n.s.	n.s.
hip mean t_3-t_5	-263.0±27.2	-254.9±22.3	-250.4±21.9	-242.8±20.5			p=0.004, $\eta_p^2=0.288$	n.s.	n.s.
hip min	-559.6±75.4	-555.2±72.8	-480.8±75.5	-470.1±67.1			p<0.001, $\eta_p^2=0.564$	n.s.	n.s.
shoulder mean t_3-t_5	-8.5±16.9	-8.8±19.9	258.0±78.0	258.9±68.0			p<0.001, $\eta_p^2=0.935$	n.s.	n.s.
shoulder max	72.2±18.8	70.1±27.3	730.3±97.3	637.0±132.8			p<0.001, $\eta_p^2=0.972$	n.s.	p=0.017, $\eta_p^2=0.209$
shoulder min t_3-t_5	-74.7±34.6	-85.3±35.9	-393.9±111.5	-267.5±195.4			p<0.001, $\eta_p^2=0.733$	n.s.	p=0.032, $\eta_p^2=0.170$

CMJ: counter-movement jump with arms akimbo, CMJA: counter-movement jump with arm-swing

Table 3.4.02. Kinetic performance variables (mean±s) for the two jumping techniques and the two subject groups

variable	CMJ				CMJA		ANOVA			
	group I (high)		group II (low)		group I (high)	group II (low)	technique	group	technique * group	
	13	14	13	14						
N										
ankle mean t_3-t_5	1.47±0.19	1.27±0.19	1.49±0.18	1.30±0.16	n.s	p=0.005, $\eta_p^2=0.275$	n.s.			
ankle max	1.90±0.24	1.67±0.24	2.00±0.17	1.83±0.17	p=0.001, $\eta_p^2=0.383$	p=0.012, $\eta_p^2=0.229$	n.s.			
knee mean t_3-t_5	1.42±0.15	1.13±0.31	1.41±0.24	1.04±0.32	n.s.	p=0.002, $\eta_p^2=0.323$	n.s.			
knee max	1.95±0.20	1.62±0.39	1.95±0.33	1.64±0.46	n.s.	p=0.026, $\eta_p^2=0.182$	n.s.			
hip mean t_3-t_5	1.21±0.23	1.23±0.24	1.20±0.20	1.22±0.20	n.s.	n.s.	n.s.			
hip max	2.30±0.45	2.29±0.54	2.26±0.42	2.30±0.56	n.s.	n.s.	n.s.			
shoulder mean t_3-t_5	0.13±0.02	0.12±0.03	0.17±0.08	0.16±0.08	p=0.017, $\eta_p^2=0.209$	n.s.	n.s.			
shoulder max	0.20±0.05	0.19±0.04	0.50±0.13	0.42±0.11	p<0.001, $\eta_p^2=0.828$	n.s.	n.s.			
ankle t_3-t_5	1.14±0.21	0.99±0.14	1.18±0.18	1.06±0.13	p=0.012, $\eta_p^2=0.225$	p=0.032, $\eta_p^2=0.172$	n.s.			
knee t_3-t_5	1.76±0.28	1.54±0.31	1.68±0.30	1.33±0.27	p=0.004, $\eta_p^2=0.291$	p=0.010, $\eta_p^2=0.237$	n.s.			
hip t_3-t_5	0.99±0.24	1.13±0.25	1.37±0.34	1.43±0.29	p<0.001, $\eta_p^2=0.639$	n.s.	n.s.			
ankle mean t_3-t_5	4.07±0.98	3.03±0.53	3.98±0.80	3.18±0.48	n.s.	p=0.001, $\eta_p^2=0.344$	n.s.			
knee mean t_3-t_5	6.18±1.17	4.67±0.91	5.68±1.60	3.90±0.76	p<0.001, $\eta_p^2=0.437$	p=0.001, $\eta_p^2=0.382$	n.s.			
hip mean t_3-t_5	3.47±0.87	3.45±0.81	4.54±0.83	4.27±0.76	p<0.001, $\eta_p^2=0.605$	n.s.	n.s.			

CMJ: counter-movement jump with arms akimbo, CMJA: counter-movement jump with arm-swing

3.4.3.2 Phase plots

Figure 3.4.04 displays an ensemble of averaged phase plots of the ankle, knee and hip joints of group I and group II for counter-movement jump with arms akimbo and with arm-swing. At the beginning and the end of the jump (t_1 and t_5) knee and hip angle values were similar, close to the minimum. In contrast, ankle angle values were close to zero at the start of the movement (t_1) and showed minimum values at take-off (t_5). Angular velocity at the ankle, knee and hip joint was zero at the beginning of the jump, increased and decreased again to zero in the excentric phase of the jump (t_1 - t_3). In the concentric phase (t_3 - t_4) angular velocity of the lower extremity decreased to a maximum negative velocity near the take-off and increased slightly till take-off (t_5). Phase plots showed very similar courses for both jumping techniques and both subject groups, specifically for the ankle and knee joint. In the hip phase trajectory different patterns between the two jumping techniques were found in the concentric phase (t_3 - t_4) where negative angular velocity increased to its maximum. For the counter-movement jump with arms akimbo this increase proceeded almost linear, but inconsistent for the counter-movement jump with arm-swing. For the two jumping techniques the phase trajectories of the hip were almost the same for both subject groups with small differences in the concentric phase for the counter-movement jump with arm-swing. Negative angular velocity of the lower extremity (ankle, knee, hip) at take off (t_5) was higher for group I compared to group II in both jumping techniques.

The ensemble average phase plots of the shoulder of group I and group II for counter-movement jump with arm-swing are shown in Figure 3.4.05. The arm movement started for both subject groups with a small back-swing of the arms. Afterwards, the arms swayed forward while shoulder angle and shoulder velocity increased. Group I showed higher shoulder velocities and also reached higher maximum shoulder angles than group II. At the end of the movement group I showed an active stop of the forward arm-swing with higher negative velocities.

3.4 Inter-joint coordination in jumping

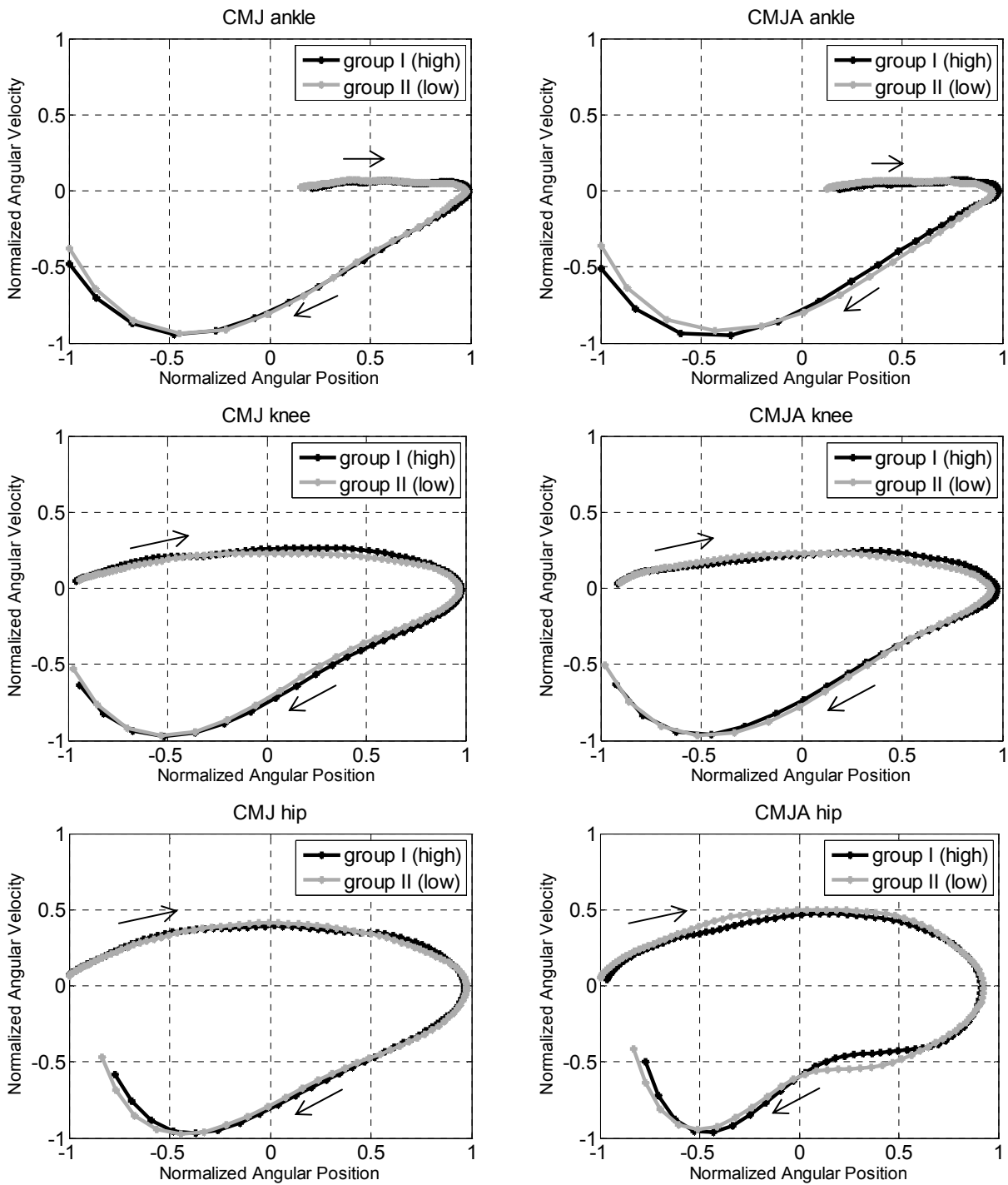


Figure 3.4.04: The ensemble average phase plots of the hip, knee and ankle for counter-movement jump with arms akimbo (CMJ) and with arm-swing (CMJA) for group I (high) and group II (low) separately

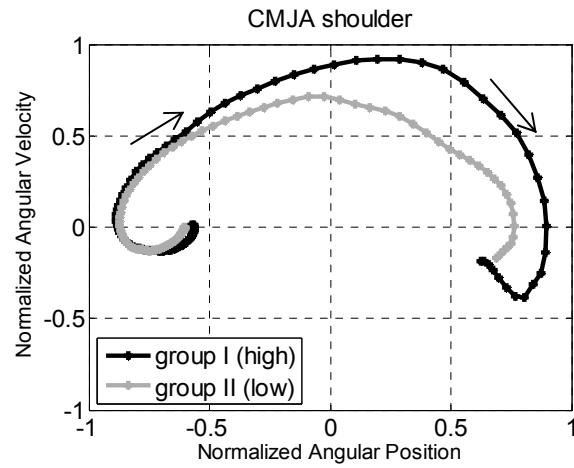


Figure 3.4.05: The ensemble average phase plots of the shoulder for counter-movement jump with arm-swing (CMJA) for group I (high) and group II (low) separately

3.4.3.3 Continuous relative phase

The similarity coefficients of the CRP curves between the groups and between the jumping techniques were all greater than 0.95 (explained variance > 90%) (Table 3.4.03 and 3.4.04), indicating similar inter-joint coordination patterns between all sub-groups.

Table 3.4.03. Similarity coefficient of the CRP curves between group I and group II

Jumping technique	Similarity coefficient (<i>sim</i>)		
	Hip-knee	Knee-ankle	Shoulder-knee
CMJ	0.97	0.99	
CMJA	0.99	0.99	0.99

CMJ: counter-movement jump with arms akimbo, CMJA: counter-movement jump with arm-swing

Table 3.4.04. Similarity coefficient of the CRP curves between CMJ and CMJA

Subject group	Similarity coefficient (<i>sim</i>)	
	Hip-knee	Knee-ankle
Group I (high)	0.97	0.99
Group II (low)	0.98	0.99

CMJ: counter-movement jump with arms akimbo, CMJA: counter-movement jump with arm-swing

On average the three instants (t_2 , t_3 , t_4), dividing the jump into four functional phases, occurred for the counter-movement jump with arms akimbo at $45.6 \pm 7.6\%$, $67.1 \pm 4.3\%$, $98.0 \pm 0.8\%$ and for the counter-movement jump with arm-swing at $46.9 \pm 8.5\%$, $66.7 \pm 5.4\%$ and $97.9 \pm 0.9\%$ of the movement. This is in line with the results reported by Lees et al. (2004). Hip-knee and knee-ankle couplings presented different CRP in shape and magnitude of patterns (Figure 3.4.06). The hip-knee CRPs for counter-movement jump with arms akimbo ran for both subject groups about the baseline during the beginning of the movement and showed two peaks about -15° and $+20^\circ$ at about 35% and 90% of the movement. For the counter-movement jumps with arm-swing, the hip-knee CRPs for both subject groups showed similar patterns with two peaks about -15° but $+45^\circ$ at about 25% and 90% of the movement. The knee-ankle CRPs showed similar patterns for both subject groups in both jumping techniques. Starting close to anti-phase at the beginning of the movement (about 150°), it decreased rapidly until t_3 and stayed around the zero line with a little peak of about 25° at the end of the movement. For the shoulder-knee coupling in counter-movement jump with arm-swing CRPs also showed similar patterns for both subject groups. Starting in-phase at zero CRP increased rapidly close to anti-phase (about 150°) on the verge of t_3 and decreased again rapidly close to anti-phase (about -140°) at the end of the movement.

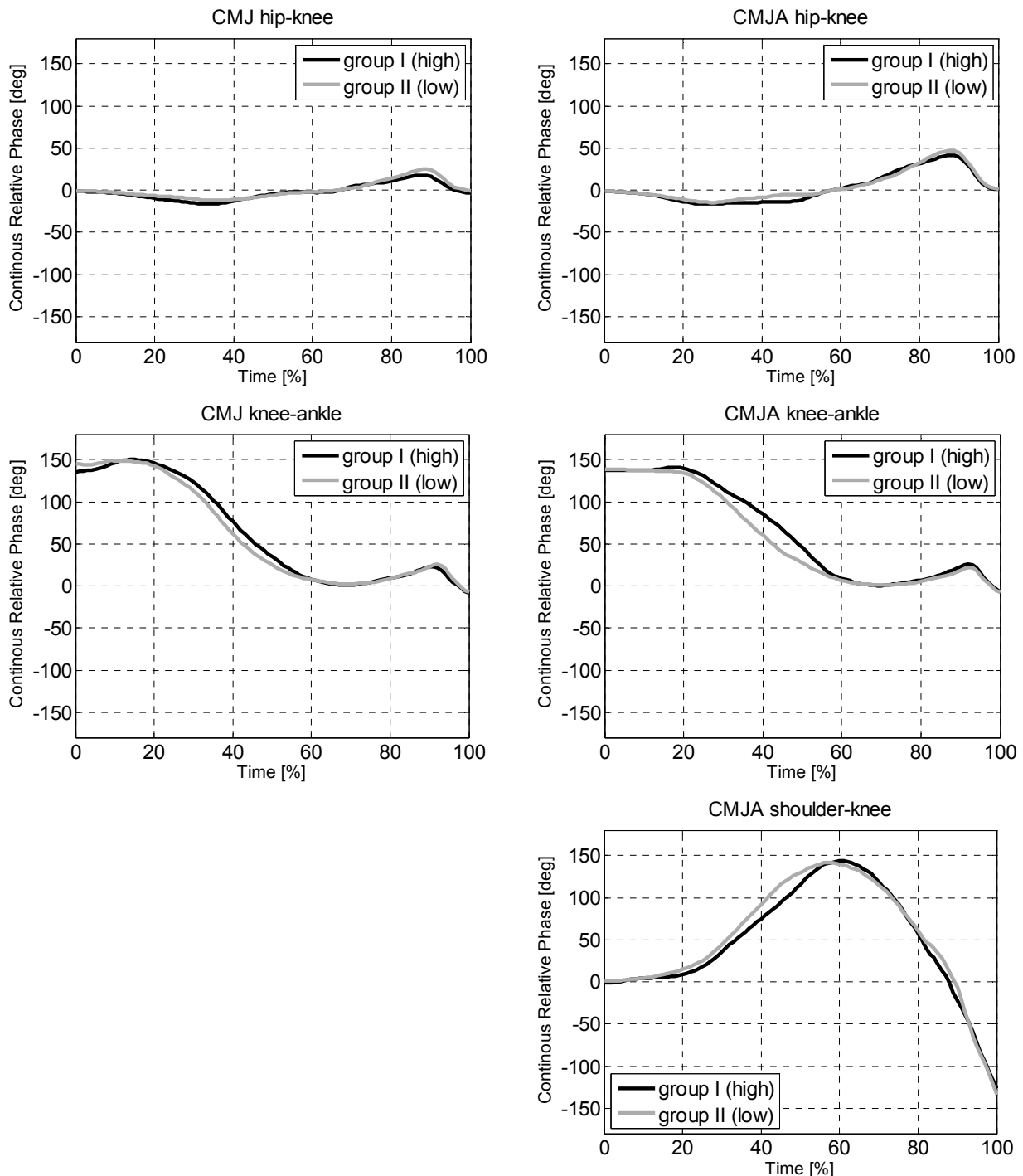


Figure 3.4.06: The ensemble average relative phase angles of hip-knee, knee-ankle and shoulder-knee for counter-movement jump with arms akimbo (CMJ) and with arm-swing (CMJA) for group I (high) and group II (low) separately

Mean absolute relative phase for all three couplings ($MARP_{hip-knee}$, $MARP_{knee-ankle}$, $MARP_{shoulder-knee}$) of group I and group II for counter-movement jump with arms akimbo and with arm-swing are shown in Figure 3.4.07. For both jumping techniques in all functional phases no significant group effect was found. Group I and group II showed similar results in all conditions. A significant technique effect ($F=98.7$, $p<0.001$, $\eta_p^2=0.798$) was found for the $MARP_{hip-knee}$ in the third phase of the jump (Δt_{34}). Both subject groups showed significant higher values and

3.4 Inter-joint coordination in jumping

subsequent more out-of-phase motion for the counter-movement jump with arm-swing compared to the fixed arm condition. No other technique effects were found for $MARP_{hip-knee}$ and $MARP_{knee-ankle}$ at any functional phase. Differences between various functional phases were found for both jumping techniques in $MARP_{hip-knee}$, $MARP_{knee-ankle}$ and $MARP_{shoulder-knee}$ (Figure 3.4.07). Also significant differences were found between $MARP_{hip-knee}$ and $MARP_{knee-ankle}$ over the entire movement (Δt_{15}) indicating a more out-of-phase motion for the knee-ankle coupling for both jumping techniques and both subject groups ($p < 0.001$, respectively).

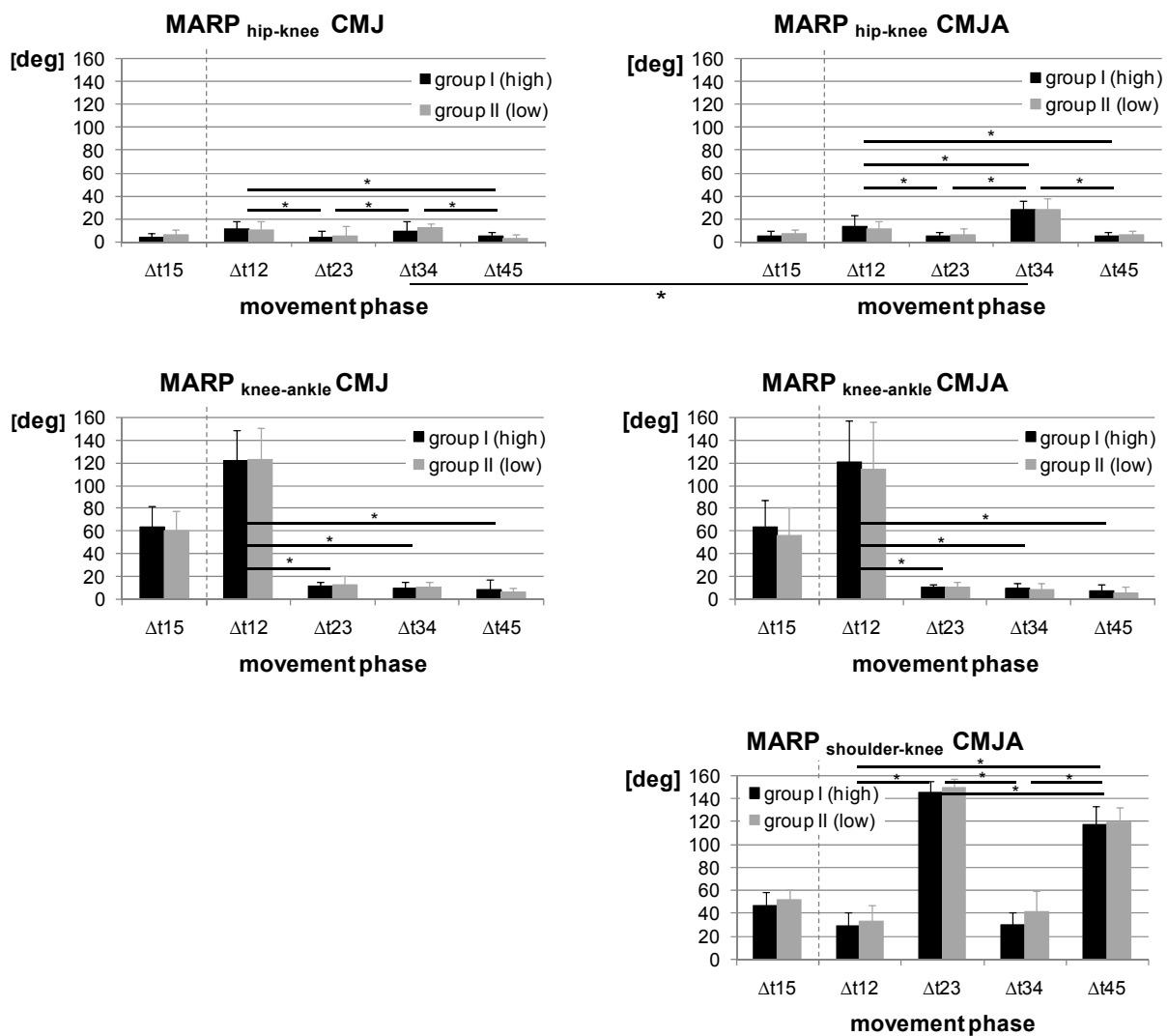


Figure 3.4.07: Mean absolute relative phase (MARP) of hip-knee, knee-ankle and shoulder-knee for counter-movement jump with arms akimbo (CMJ) and with arm-swing (CMJA) for group I (high) and group II (low) separately (mean \pm s); * indicates $p < 0.05$

3.4.4 Discussion

The jump height was significantly increased by the application of an arm-swing during the execution of a counter-movement jump. It was also shown that subjects with greater jump heights benefit more from their arm-swing than subjects with smaller jump heights. The purpose of this study was to explain the mechanisms that lead to such a different benefit of arm-swing and to distinguish an effective from an ineffective arm-swing. In a first step variables of selected joints were analysed and in a second step inter-joint coordination of lower extremity and shoulder were compared between subject groups and jumping techniques.

3.4.4.1 Variables of selected joints

The interaction between jumping technique and subject group for the jump height indicating a greater benefit of arm-swing for group I (high) cannot be explained by the kinematics and kinetics of the lower extremity. No significant interaction between jumping technique and subject group was found for any kinematic and kinetic parameters of the lower extremity (ankle, knee, hip). As expected, single technique effects and single group effects were revealed for various parameters, but these effects were either the same for both subject groups or the same for both jumping techniques.

Significant differences between the two jumping techniques in knee and hip angles, smaller angular velocities in the ascent phase at the ankle, knee and hip for counter-movement jump with arm-swing, similar joint moments for both jumping techniques and higher power and work done specifically at the hip joint for the arm-swing condition seem to be plausible and are in line with previous studies (Feltner et al., 1999, Feltner et al., 2004, Lees et al., 2004) but cannot be compared directly as the calculated parameters were not exactly the same.

Significant group effects were mainly found for ankle and knee moments, ankle and knee power as well as for ankle and knee work. Group I (high) showed in these parameters for both jumping techniques significant higher values than group II (low). Similar results were found by Vanezis & Lees (2005) for the counter-movement jump and by Laffaye et al. (2006) for the drop jump. Vanezis & Lees (2005) analysed moments, power and work in the lower limb for counter-movement jump with and without arm-swing for good and poor performers. They showed significant higher values in these parameters for the good performers compared to the poor jumpers at the ankle joint and higher values for good jumpers at the knee and hip even though these differences mainly were not significant. Differences between the jumping techniques were small concluding that the technique appears to be less important in vertical jump performance than different muscle strength characteristics of the lower limb joints in good and poor performers. Laffaye et al. (2006) found similar results for the drop jump with higher values in relative peak power and higher values in positive peak moments for experts compared to novices.

The differences between group I and group II in moments, power and work presented in the present study might be explained by different proportion of fast-twitch muscle fibres, as Bosco & Komi (1979) found that the percentage of fast-twitch muscle fibres was significantly related to vertical jump performance. The possibility that this difference was due to anthropometric differences between the subject groups can be eliminated as no significant differences in body

height and body mass were found between group I and group II and all kinetic parameters were normalised to body mass. Therefore, it is likely that the subjects of group I possessed a higher proportion of fast-twitch muscle fibres than group II and thus can produce a greater muscle force at a higher rate, although this could not be established in the present study. It can be assumed that these differences are related to the training history of the subjects as it could be revealed that more skilled subjects were part of group I and more unskilled subjects were part of group II. However, this remains speculative as the skill level of the subjects was not collected by objective means.

While no interactions between jumping technique and subject group were found for parameters in the lower limb, significant interactions for the shoulder angular velocities indicate different arm-swing strategies for group I and group II. Subjects of group I showed significant greater positive maximum shoulder velocities in the upward movement (anteversion) but also greater values for the negative maximum shoulder velocities at the end of the jump. This interaction for shoulder velocities might explain the interaction in jump height and supports the 'pull theory' suggested by Harman et al. (1990) and partially confirmed by the results of Lees et al. (2004). When the arms move beyond the horizontal and begin to decelerate at the end of the movement, the vertical velocity and therefore the vertical joint force at the shoulder enables them to pull on the trunk, reducing the energy of the arms and increasing the energy of the rest of the body (Harman et al., 1990, Lees et al., 2004). Due to the higher upward velocity in the shoulder for group I, the energy of the arms is also higher leading to a greater energy transfer to the trunk and the rest of the body. That might explain the greater development in jump height from counter-movement jump with arms akimbo to counter-movement jump with arm-swing for group I. This is maintained by the significant interaction for the negative maximum shoulder velocities at the end of the jump. Transmission of momentum (impulse) from one segment to another can be improved by abrupt braking of the segments movement leading to an impulse-transfer to the next segment. That might be better performed by the subjects of group I as their turn from higher positive velocity to higher negative velocity supports the assumption that subjects of group I revealed a more effective impulse transmission from the arms to the trunk and therefore benefit more from the arm-swing than subjects of group II.

3.4.4.2 Continuous relative phase

While several of the peak and mean angles and angular velocities at the knee, ankle, hip and shoulder were found to differ significantly between the two jumping techniques and subject groups, both groups and both jumping techniques showed similar patterns of the inter-joint coordination for all CRPs. Similarity coefficients were all greater than 0.95. The shape and the magnitudes of the CRPs of the lower extremity are similar to those reported by Preatoni et al. (2009), analysing counter-movement jumps with arms akimbo. The results of the present study support the more in-phase relationship between proximal joints in jumping tasks. The overall MARP of the hip-knee coupling for both subject groups and both jumping techniques ranged between $3.7 \pm 2.8^\circ$ and $7.3 \pm 3.4^\circ$, the MARP of the knee-ankle coupling between $56.2 \pm 24.8^\circ$ and $63.0 \pm 19.3^\circ$. This is in line with the overall magnitudes of MARP reported by Preatoni et al. (2009). They explained the higher values of $MARP_{\text{ankle-knee}}$ with the different dynamics of the knee and ankle during the first phase of the movement. The more 'static' ankle compared to the

knee caused a shift of the CRP towards an out-of-phase relation. This can also be seen in the data of the present study. From the beginning of the movement the phase plots of the hip and the knee joint showed similar patterns. In contrast, the ankle joint showed a smaller range of motion in the first phase of the jump than the other two joints. During Δt_{23} this out-of-phase relation between knee and ankle turned into an in-phase relationship until the end of the movement. In contrast, $MARP_{\text{hip-knee}}$ ran in-phase throughout the entire movement with two peaks in the first and the third phase of the movement. Again, these results are in line with Preatoni et al. (2009).

For the knee-ankle and the hip-knee coupling no significant differences between the subject groups were found in any phase of the movement, although significant differences were found in some mean angular velocities and peak angles. Therefore, it seems that despite significant changes in the joint kinematics, subject group does not change the way the motions of the lower limb joints are coordinated during counter-movement jump. Between the two jumping techniques significant differences only were revealed for the hip-knee coupling in the third phase (Δt_{34}) of the movement. The arm-swing seemed to influence the linear increase of negative angular hip velocity in the propulsive phase of the jump. In the phase plot this non-linear increase of negative angular hip velocity for counter-movement jump with arm-swing can be seen as a bend approximately at the same time as maximum shoulder angle and angular velocity occurs and starts to decrease abruptly. This bend caused a shift of the hip-knee CRP for both subject groups towards an out-of-phase relation in the third phase of the jump. For the other functional phases and for the knee-ankle coupling no significant differences between the jumping techniques were found. Therefore, jumping technique also seems not to change substantially the way the motions of the lower limb joints are coordinated.

Shoulder-knee coupling was calculated only for the counter-movement jump with arm-swing as no shoulder movement was made for the fixed arm condition. The inter-joint coordination between shoulder and knee could reveal the interaction between upper and lower extremity and detect different coordination patterns in arm-swing between the good and poor jumpers. As it can be seen in the joint kinematics and the phase plot, significant differences between the subject groups occurred specifically in maximum and minimum shoulder angular velocity. Group I showed higher positive and higher negative velocities compared to group II. They pulled their arms faster upward and stopped the arm movement more intensively than group II. Nevertheless shoulder-knee CRPs showed similar patterns for the two subject groups. Starting in-phase the CRPs of both groups shifted out of phase until t_3 , where the arms already started to move forward while the knees still flexed. During Δt_{34} the shoulder-knee coupling decreased and passed through an in-phase relationship where the arms were moved forward and the knees extended. The CRPs decreased further, again toward and out-of-phase relationship at the end of the movement where the knees still extended, but the arms were pulled downward to transfer the impulse from the arms to the rest of the body. Similar to the couplings of the lower limb, subject group does not change the way of coordinating upper and lower extremity in counter-movement jump with arm-swing.

3.4.5 Conclusion

Despite significant differences of the single joint kinematics, the way the motions of the lower limb joints are coordinated as well as the inter-joint coordination of upper and lower extremity does not differ between the two subject groups and the two jumping techniques. The greater benefit of arm-swing for group I, therefore, cannot be explained by different coordination patterns between hip and knee, knee and ankle or shoulder and knee.

For the analysis of selected joints, significant group and technique effects were found for several kinematic and kinetic parameters, but for the lower extremity no significant interactions between jumping technique and subject group could be revealed to explain the greater benefit of arm-swing for group I. Only the higher maximum and minimum shoulder angular velocities for group I seems to be responsible for the different benefit of arm-swing. Therefore, it can be concluded that a faster forward arm-swing and an abrupt deceleration of the arms at the end of the jump seem to improve the energy transfer from the arms to the trunk and the rest of the body best and, consequently, increases jump height in counter-movement jumps with arm-swing considerably.

3.5 Der Einsatz des Drop Jumps als Reaktivsprung im Kindes- und Jugendalter

3.5.1 Problemstellung

Für viele Sportarten stellt die Sprungkraft einen leistungsbestimmenden Faktor dar. Für die Trainingssteuerung spielt daher die sportartspezifische Sprungleistung eine entscheidende Rolle. Um diese zu überprüfen haben sich in der Sprungkraftdiagnostik vor allem drei verschiedene Vertikalsprünge etabliert: der Counter Movement Jump (CMJ), der Squat Jump (SJ) und der Drop Jump (DJ). Am weitesten verbreitet ist der Counter Movement Jump, der an die Probanden relativ geringe koordinative Ansprüche stellt. Der Drop Jump hingegen stellt weitaus höhere Anforderungen an die Testperson. Bei beiden Sprüngen kommt es zunächst zu einer exzentrischen Kontraktionsphase mit anschließender konzentrischer Kontraktion. Der Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ) spielt hierbei eine entscheidende Rolle. Man unterscheidet zwischen einem langen und einem kurzen DVZ, wobei der lange DVZ beim Counter Movement Jump zum Tragen kommt und der kurze DVZ beim Drop Jump realisiert werden soll.

Bei Reaktivsprüngen wie dem Drop Jump kommt es bei richtiger Ausführung zu einer komplexen Kopplung von negativ dynamischen und positiv dynamischen Effekten. Muskelphysiologisch können hier Momente der Vorinnervation ausgenutzt werden. Hierzu zählen als entscheidende Aspekte beim Drop Jump der Dehnungsreflex und die elastischen Komponenten des Muskel-Sehnen-Komplexes. Durch die zunächst exzentrische Arbeit der Muskulatur wird der Dehnungsreflex über die Muskelspindeln ausgelöst und führt über eine Reflexaufschaltung zu einer schnelleren und höheren Kraftentwicklung. Die elastischen Komponenten des Muskels werden durch die exzentrische Kontraktion gedehnt und können so kinetische Energie speichern, die dann in der konzentrischen Phase der durch Muskelkontraktion erzeugten Energie hinzu geführt werden kann. Um diese positiven Effekte des Dehnungsreflexes und der Energiespeicherung und -abgabe zu nutzen, muss der Übergang von exzentrischer zu konzentrischer Sprungphase fließend und sehr schnell erfolgen. Durch diese sehr kurzen Stützzeiten beim Drop Jump müssen hohe Energiemengen durch hohe Steifigkeiten und hohe Muskelkräfte aufgefangen werden. Voraussetzung für die erfolgreiche Durchführung eines Drop Jumps ist daher eine hohe Krafftähigkeit in der Muskulatur der Beinstrecker. Anderenfalls kann es zum Durchschlagen der Ferse kommen, was sich auch in einer verlängerten Bodenkontaktzeit widerspiegelt. Die positiven Effekte der elastischen Komponenten vor allem aber des Dehnungsreflexes können dann nicht mehr genutzt werden. Als Obergrenze für Bodenkontaktzeiten bei Reaktivsprüngen werden in der Literatur meist 200 ms (Güllich & Schmidtbleicher, 1999), maximal aber 250 ms angegeben (Hohmann et al., 2002).

Weitere wichtige Parameter zur Beurteilung der Sprungleistung sind neben der Bodenkontaktzeit die Sprunghöhe und der aus dem Quotienten der Sprunghöhe und Bodenkontaktzeit berechnete Reaktiv-Kraft-Index. Auch die Maximalkraft und der maximale Kraftanstieg werden häufig analysiert. Aufgrund des hohen bewegungskoordinativen und muskulären Anspruchs wird der Drop Jump vor allem in der Leichtathletik, im Gerätturnen und in vielen Spilsportarten als Standardtest eingesetzt. Fraglich ist allerdings, ob der Drop Jump

auch im Breitensport mit wenig oder kaum aktiven Testpersonen oder sogar im Kindes- und Jugendalter eingesetzt werden kann.

In zahlreichen Studien wird der Drop Jump bereits im Kindes- und Jugendalter als Sprungkrafttest eingesetzt (Bencke et al., 2002, Gantiraga et al., 2006, Gissis et al., 2006, Hewett et al., 2006, Kollath et al., 2006, McKay et al., 2005, Oliver et al., 2007, Pääsuke et al., 2001, Quatman et al., 2006). In den meisten Studien liegt die Fallhöhe zwischen 0.30 und 0.35 m, in einigen Studien werden auch Drop Jumps aus 0.10 m bis hin zu 0.50 m durchgeführt. Keine der aufgeführten Studien gibt an, ob und welche Kriterien für einen erfolgreichen Drop Jump angelegt werden. Es wird lediglich beschrieben, welche Anweisung den Probanden gegeben worden ist. In der Regel lautet diese, nach kurzer Bodenkontaktzeit maximal hoch zu springen. Kollath et al. (2006) untersuchen jugendliche Leistungsfußballspieler im Alter zwischen 9 und 19 Jahren. In einigen der Altersgruppen werden mittlere Bodenkontaktzeiten von bis zu 306.9 ms angegeben. Oliver et al. (2007) geben in ihrer Untersuchung mit 16-jährigen Fußballspielern sogar Bodenkontaktzeiten von über 400 ms an. Außerdem wird in der Ergebnisdiskussion von zwei Maximalkraftspitzen geredet, einem „Impact“ und einem „Peak“. Eine Doppelspitze im Kraft-Zeit-Verlauf ist in den meisten Fällen ein Zeichen für einen Fersendurchschlag, der bei einem Drop Jump nicht auftreten darf. Im Sinne der oben genannten Definition eines Drop Jumps würden Niedersprünge mit so hohen Bodenkontaktzeiten und Fersendurchschlägen wie in diesen beiden Studien keinen gültigen Drop Jumps darstellen. Auch in anderen Studien mit erwachsenen Probanden, in denen Drop Jumps von einer Fallhöhe zwischen 0.20 m und 0.60 m eingesetzt werden, sind Bodenkontaktzeiten von über 250 ms angegeben (Bobbert et al., 1987a, 1987b, Byrne & Eston, 2002, Laffaye et al., 2006). Byrne & Eston (2002) haben acht Probanden im Alter von ca. 30 Jahren getestet und diskutieren Bodenkontaktzeiten von über 330 ms. In der Methodik wird angegeben, dass neben dem Squat Jump und dem Counter Movement Jump auch Drop Jumps durchgeführt werden, mit der Anweisung so schnell wie möglich maximal hoch zu springen. Bobbert et al. (1987a, 1987b) untersuchen in zwei Studien den Einfluss von Sprungtechnik und Fallhöhe auf die Leistung beim Drop Jump. In beiden Studien wird für den „bounce drop jump“ im Vergleich zum „counter movement drop jump“ Wert auf kurze Bodenkontaktzeiten gelegt. Allerdings liegen auch hier die Bodenkontaktzeiten in beiden Untersuchungen mit 260 ms und 300-350 ms über der definierten Grenze für Reaktivsprünge. Auch Laffaye et al. (2006) beschreiben in der Ergebnisdarstellung einen aktiven und einen passiven Peak, wobei man den zweiten Peak wohl auf einen Fersendurchschlag zurückführen kann. Aus den Grafiken wird ersichtlich, dass die Bodenkontaktzeiten mit ca. 400 ms auch in dieser Untersuchung für Reaktivsprünge zu hoch liegen. Offensichtlich sind die Definitionen für einen gültigen Drop Jump in all diesen Studien anders gewählt als in der vorliegenden Untersuchung. Allerdings können in der Methodik früherer Studien keine Hinweise auf eine Spezifizierung oder Einschränkung der angewandten Drop Jumps gefunden werden.

In vielen Studien, bei denen der Drop Jump eingesetzt wird, werden keinerlei Angaben zu den Bodenkontaktzeiten gemacht (Bencke et al., 2002, Gantiraga et al., 2006, Gissis et al., 2006, Hewett et al., 2006, McKay et al., 2005, Pääsuke et al., 2001, Quatman et al., 2006.). Es bleibt offen, ob auf Bodenkontaktzeiten unter 250 ms geachtet oder ob eine abweichende Definition des Drop Jumps herangezogen worden ist. Es bleibt also fraglich, ob man in den bisherigen

Studien mit Kindern und Jugendlichen und sogar in einigen Studien mit erwachsenen Probanden tatsächlich von einem Drop Jump als Reaktivsprung sprechen kann oder ob nicht vielmehr von einem Counter Movement Jump mit negativer Anfangsgeschwindigkeit gesprochen werden muss.

Ziel dieser Untersuchung ist es daher, an einer großen Stichprobe von Kindern und Jugendlichen mit unterschiedlicher sportlicher Vorerfahrung die Drop Jump-Leistung zu untersuchen. Es soll geklärt werden, inwieweit der klassische Drop Jump aufgrund seines hohen Anspruchs im Kindes- und Jugendalter grundsätzlich einsatzfähig ist und welchen Effekt die Faktoren Alter, Geschlecht und Aktivitätsniveau auf die Drop Jump-Leistung haben.

3.5.2 Untersuchungsmethodik

3.5.2.1 Stichprobe

182 weibliche und 284 männliche Schüler der Klassenstufe 5-11 [13.0 ± 2.3 Jahre, 51.1 ± 14.2 kg, 1.61 ± 0.13 m] standen für die Studie zur Verfügung. Sie wurden über den Ablauf der Studie informiert und gaben ihr Einverständnis an der Untersuchung teilzunehmen. Das Testprotokoll wurde vom „Institutional Review Board“ der Fakultät für Geistes- und Sozialwissenschaften am Karlsruher Institut für Technologie (KIT) genehmigt. Die Probanden wurden hinsichtlich der durchschnittlichen sportlichen Aktivität im Verein in Stunden pro Woche befragt. Aufgrund dieser Angaben wurden alle Schüler in drei Aktivitätsgruppen eingeteilt. „Aktive“ Schüler, die mehr als sechs Stunden Vereinssport in der Woche betreiben, „moderat-aktive“ Schüler, die zwischen drei und sechs Stunden Vereinssport pro Woche betreiben und „nicht-aktive“ Schüler die weniger als drei Stunden in der Woche im Verein aktiv sind. Aufgrund ihres Alters wurden die Schüler in drei Altersgruppen eingeteilt: 10-11 Jahre, 12-14 Jahre und 15-18 Jahre. In jeder Altersgruppe wiederum wurden männliche und weibliche Probanden verglichen.

3.5.2.2 Datenaufnahme und Datenbearbeitung

Die Messungen fanden während des regulären Sportunterrichts statt. Die Probanden wurden in Kleingruppen in einem gesonderten Diagnoseraum in der Nähe der Sporthallen untersucht. Sie führten zwei Drop Jumps (DJ) aus einer Fallhöhe von 20 cm aus. Die Arme wurden dabei im Hüftstütz gehalten. Zu Beginn des Sprungs standen die Probanden in aufrechter Position auf dem Kasten. Die Anweisung lautete, sich nach langsamem Vorschwingen eines Beines vom Kasten zu lösen und nach kurzem Bodenkontakt maximal hoch zu springen. Um eine Ermüdung zu vermeiden, wurde zwischen den Sprüngen jeweils eine Pause von ca. einer Minute eingelegt. Mit einer geteilten eindimensional messenden Kraftmessplatte (*Leonardo Mechanograph*[®] GRFP) wurden die vertikalen Bodenreaktionskräfte mit einer Frequenz von 800 Hz aufgezeichnet.

Für die weitere Bearbeitung der Daten wurden die Rohdaten in *Matlab* (MathWorks) eingelesen und gefiltert, um anschließend wichtige Parameter bestimmen zu können. Die Bodenkontaktzeit, die Sprunghöhe aus der Flugzeit, der Reaktiv-Kraft-Index als Quotient aus Sprunghöhe und Kontaktzeit (Young, 1995), die Maximalkraft und der maximale Kraftanstieg wurden berechnet. Alle Kraftdaten wurden normalisiert zum Körpergewicht [KG] angegeben. Der Sprung mit dem höchsten Reaktiv-Kraft-Index wurde für die weitere Analyse verwendet.

3.5.2.3 Ausschlusskriterium

Als Kriterium für einen gültigen Drop Jump wurde als Obergrenze eine Bodenkontaktzeit von maximal 210 ms gesetzt. Sprünge mit längeren Bodenkontaktzeiten wurden als ungültig gewertet und nicht in die weiteren Analysen einbezogen. Von insgesamt 466 Probanden reduzierte sich die Anzahl der Probanden mit einem gültigen Sprung durch dieses Ausschlusskriterium auf 146 [13.5 ± 2.4 Jahre, 51.1 ± 14.9 kg, 162.5 ± 14.0 cm]. Abbildung 3.5.01 zeigt einen gültigen und einen ungültigen Drop Jump von zwei Probanden.

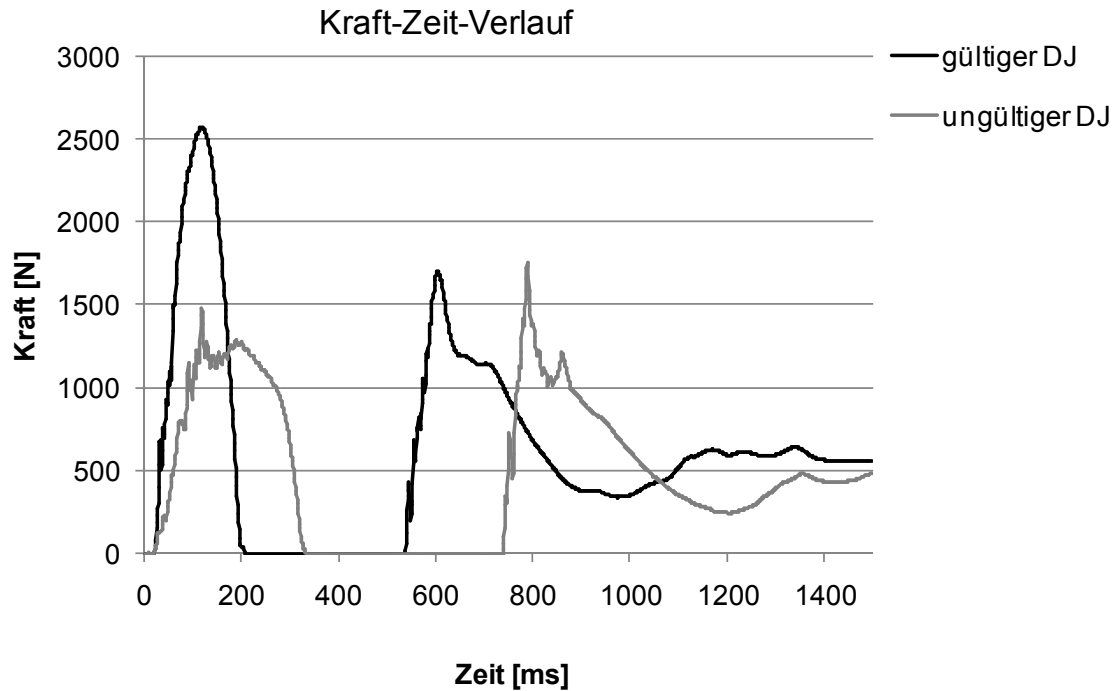


Abbildung 3.5.01: Kraft-Zeit-Verlauf eines gültigen (schwarz) und eines ungültigen (grau) Drop Jumps (DJ)

3.5.2.4 Statistik

Alle statistischen Analysen wurden mit Hilfe der Software SPSS 17.0 durchgeführt. Die Effekte des Alters, des Geschlechts und des Aktivitätsniveaus wurden für alle Parameter mit Hilfe einer univariaten Varianzanalyse mit den drei Faktoren Alter, Geschlecht und Aktivitätsniveau statistisch abgesichert. In einem weiteren Schritt wurden der Effekt von Alter, Geschlecht und deren Interaktion sowie der Effekt des Aktivitätsniveaus analysiert. Als Effektstärke wurde das partielle Eta-Quadrat (η_p^2) angegeben. Zur Interpretation der Effektstärke wurde folgende Einteilung gewählt: $\eta_p^2=0.01$ ist ein kleiner Effekt, $\eta_p^2=0.06$ ein mittlerer Effekt und $\eta_p^2=0.14$ ein großer Effekt (Cohen, 1973, 1992, Bortz, 2005). Anschließend wurden post-hoc-Tests (Bonferroni) eingesetzt, um Unterschiede zwischen den drei Altersgruppen bzw. den drei Aktivitätsgruppen zu ermitteln. Das Signifikanzniveau wurde bei 0.05 festgesetzt.

3.5.3 Darstellung der Ergebnisse

Von den insgesamt 466 Probanden, die an der Studie teilnahmen, sind nur 146 Schüler in der Lage, einen gültigen Drop Jump mit Bodenkontaktzeiten von weniger als 210 ms auszuführen. 320 Probanden, also 68.7% der Gesamtstichprobe, können daher nicht in die Datenanalyse mit einbezogen werden. In der jüngsten Altersgruppe kann mit 75.5% der größte prozentuale Anteil an ungültigen Sprüngen verzeichnet werden. Hier sind nur rund ein Viertel der Probanden in der Lage, einen Drop Jump mit hinreichend kurzer Bodenkontaktzeit auszuführen. Mit steigendem Alter nimmt die Ausfallquote mit 69.5% bei den 12-14-Jährigen und mit 58.8% bei den 15-18-Jährigen ab. Auch das Geschlecht hat einen geringfügigen Einfluss auf den prozentualen Anteil der ungültigen Sprünge. Mit 71.4% sind knapp zwei Drittel der Mädchen nicht in der Lage, einen korrekten Drop Jump auszuführen. Bei den Jungen sind es mit 66.9% etwas weniger. Das Aktivitätsniveau hat ebenfalls einen Einfluss auf den prozentualen Anteil der ungültigen Sprünge. Von den aktiven Kindern können nur 58.6% den Drop Jump nicht korrekt ausführen, während bei den moderat-aktiven 72.7% und bei den nicht-aktiven 77.9% nicht in der Lage sind, einen gültigen Drop Jump zu realisieren.

Für die in die weitere Analyse mit einbezogenen 146 Personen, werden die Ergebnisse im Folgenden dargestellt. Mittelwert und Standardabweichung der einzelnen Parameter können der Tabelle 3.5.01 (aufgeteilt nach Alter und Geschlecht) und der Tabelle 3.5.02 (aufgeteilt nach Aktivitätsniveau) entnommen werden.

Tabelle 3.5.01. Bodenkontaktzeit, Sprunghöhe, Reaktiv-Kraft-Index, Maximalkraft und maximaler Kraftanstieg (MW±SD) für die drei Altersgruppen getrennt nach Geschlecht

	Geschlecht	Altersgruppen		
		10-11 Jahre	12-14 Jahre	15-18 Jahre
N	männlich	22	40	32
	weiblich	14	21	17
Bodenkontaktzeit [s]	männlich	0.86±0.019	0.184±0.019	0.186±0.02
	weiblich	0.88±0.016	0.183±0.024	0.198±0.012
Sprunghöhe [cm]	männlich	17.9±4.6	22.3±5.7	28.3±6.3
	weiblich	19.5±5.3	20.3±6.9	19.9±7.0
Reaktiv-Kraft-Index	männlich	0.97±0.25	1.21±0.28	1.54±0.38
	weiblich	1.04±0.32	1.12±0.41	1.01±0.39
Maximalkraft [KG]	männlich	5.9±0.9	6.2±0.7	6.3±1.0
	weiblich	6.4±1.0	6.3±0.9	5.6±0.6
Maximaler Kraftanstieg [KG/s]	männlich	165±45	174±52	153±55
	weiblich	192±70	161±72	134±54

Tabelle 3.5.02. Bodenkontaktzeit, Sprunghöhe, Reaktiv-Kraft-Index, Maximalkraft und maximaler Kraftanstieg (MW±SD) für die drei Aktivitätsgruppen

	Aktivitätsgruppen		
	< 3 Stunden/Woche	3-6 Stunden/Woche	> 6 Stunden/Woche
N	31	38	77
Bodenkontaktzeit [s]	0.193±0.019	0.188±0.018	0.184±0.018
Sprunghöhe [cm]	19.1±5.7	19.7±6.4	24.5±6.7
Reaktiv-Kraft-Index	1.00±0.32	1.05±0.34	1.34±0.38
Maximalkraft [KG]	5.8±0.8	6.0±0.7	6.4±0.9
Maximaler Kraftanstieg [KG/s]	142±46	159±51	174±63

3.5.3.1 Bodenkontaktzeit

Für die Bodenkontaktzeit werden keine signifikanten Alters- und Geschlechtseffekte gefunden. Auch die Interaktion zwischen Alter und Geschlecht ist nicht signifikant. Die verschiedenen Aktivitätsgruppen unterscheiden sich ebenfalls nicht signifikant in der Bodenkontaktzeit.

Da sich die Bodenkontaktzeit zwischen den verschiedenen Subgruppen nicht signifikant unterscheidet, wird im Folgenden auf die Analyse des Reaktiv-Kraft-Index verzichtet. Bei gleicher Bodenkontaktzeit entwickelt sich dieser identisch zur Sprunghöhe, so dass keine zusätzlichen Informationen gewonnen werden können.

3.5.3.2 Sprunghöhe

Das Alter hat einen signifikanten Einfluss auf die Sprunghöhe ($F=4.7$, $p=0.010$, $\eta_p^2=0.069$). Auch der Geschlechtseffekt ($F=7.3$, $p=0.008$, $\eta_p^2=0.054$) sowie die Interaktion zwischen Alter und Geschlecht ($F=3.9$, $p=0.023$, $\eta_p^2=0.057$) sind für die Sprunghöhe signifikant. Die Sprunghöhe wird außerdem signifikant vom Aktivitätsniveau der Probanden beeinflusst ($F=5.6$, $p=0.005$, $\eta_p^2=0.080$).

Die post-hoc Tests zeigen, dass sich alle drei Altersgruppen signifikant in der Sprunghöhe unterscheiden, wobei die Sprunghöhe mit zunehmendem Alter ansteigt (Tabelle 3.5.01).

Die männlichen Probanden springen höher als die weiblichen Teilnehmer und die signifikante Interaktion zwischen Alter und Geschlecht zeigt, dass sich die Sprunghöhe ab dem 12. Lebensjahr für Jungen und Mädchen unterschiedlich entwickelt. Während sich Jungen und Mädchen im Alter bis 11 Jahre kaum in ihrer Sprunghöhe unterscheiden, steigt die Leistung der Jungen ab dem 12. Lebensjahr stark an. Die der Mädchen dagegen verändert sich kaum (Abbildung 3.5.02). Für die verschiedenen Aktivitätsgruppen zeigen sich im post-hoc Test signifikante Unterschiede zwischen den nicht-aktiven und den aktiven sowie zwischen den moderat-aktiven und den aktiven Probanden (Abbildung 3.5.03). Die aktiven Probanden springen jeweils höher als die beiden anderen Aktivitätsgruppen.

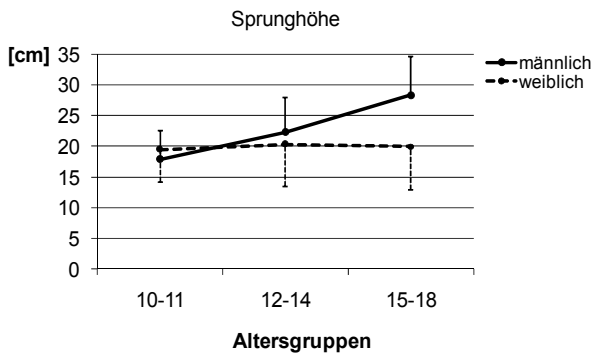


Abbildung 3.5.02: Maximale Sprunghöhe für den Drop Jump getrennt für die drei Altersgruppen und das Geschlecht (MW±SD)

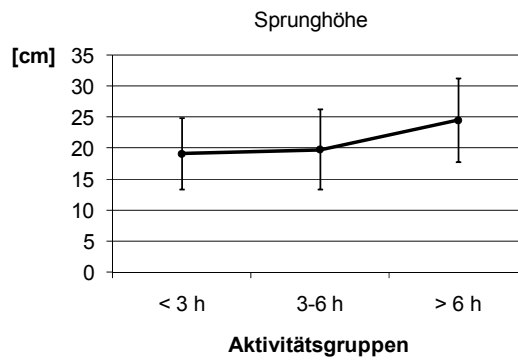


Abbildung 3.5.03: Maximale Sprunghöhe für den Drop Jump getrennt für die drei Aktivitätsgruppen (MW±SD)

3.5.3.3 Maximalkraft

Sowohl das Alter als auch das Geschlecht haben keinen signifikanten Einfluss auf die Maximalkraft. Allerdings zeigt sich eine signifikante Interaktion zwischen den beiden Faktoren ($F=4.9$, $p=0.009$, $\eta_p^2=0.071$). Zusätzlich beeinflusst das Aktivitätsniveau der Probanden die Maximalkraft signifikant ($F=9.5$, $p<0.001$, $\eta_p^2=0.130$).

Die Interaktion zeigt sich bei einer Betrachtung der deskriptiven Daten deutlich. Während die Mädchen im Alter von 10-11 Jahren größere Maximalkraftwerte aufweisen als die Jungen, dreht sich dieses Verhältnis im Laufe der Pubertät um und die Jungen zeigen höhere Maximalkraftwerte im Alter zwischen 15 und 18 Jahren (Abbildung 3.5.04). Der post-hoc Test zeigt für die verschiedenen Aktivitätsgruppen signifikante Unterschiede in der Maximalkraft zwischen den nicht-aktiven und den aktiven sowie zwischen den moderat-aktiven und den aktiven Probanden. Die aktiven Probanden weisen jeweils höhere Maximalkräfte auf (Abbildung 3.5.05).

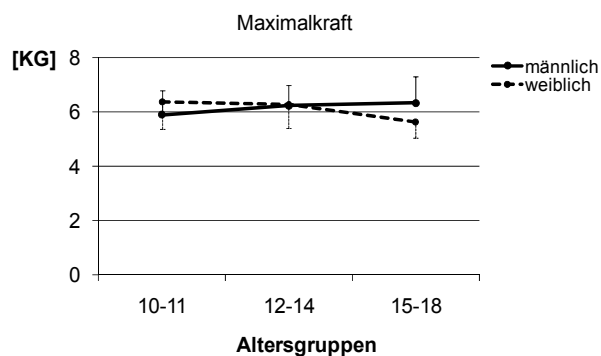


Abbildung 3.5.04: Maximalkraft für den Drop Jump getrennt für die drei Altersgruppen und das Geschlecht (MW±SD)

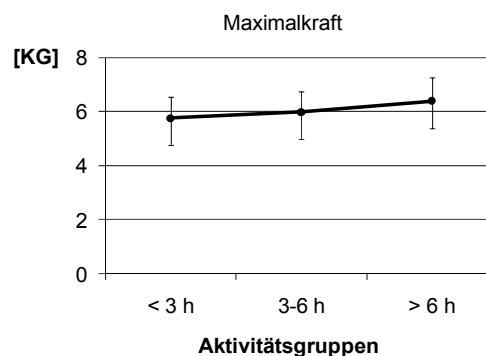


Abbildung 3.5.05: Maximalkraft für den Drop Jump getrennt für die drei Aktivitätsgruppen (MW±SD)

3.5.3.4 Maximaler Kraftanstieg

Für den maximalen Kraftanstieg zeigen die Ergebnisse keinen signifikanten Alterseffekt, keinen signifikanten Geschlechtseffekt und keine signifikante Interaktion zwischen den beiden Faktoren. Lediglich das Aktivitätsniveau hat einen signifikanten Einfluss auf den maximalen Kraftanstieg ($F=5.4$, $p=0.005$, $\eta_p^2=0.078$).

Im post-hoc Test zeigt sich für die Aktivitätsgruppen nur zwischen den nicht-aktiven und den aktiven Probanden ein signifikanter Unterschied im maximalen Kraftanstieg (Abbildung 3.5.06).

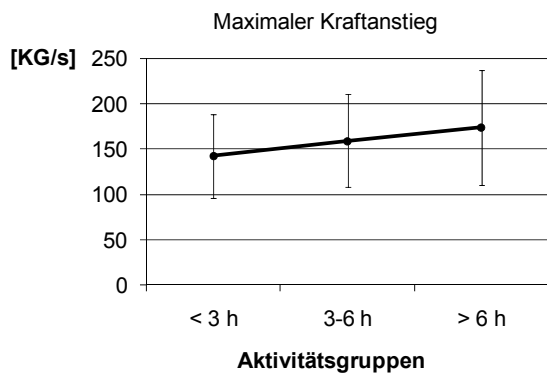


Abbildung 3.5.06: Maximaler Kraftanstieg für den Drop Jump getrennt für die drei Aktivitätsgruppen (MW±SD)

3.5.4 Diskussion der Ergebnisse

Die Ergebnisse der Untersuchung zeigen, dass knapp 70% der getesteten Kinder und Jugendlichen nicht in der Lage sind, einen nach den gesetzten Kriterien gültigen Drop Jump auszuführen. Die langen Bodenkontaktzeiten und die Kraft-Zeit-Verläufe weisen häufig auf ein Durchschlagen der Ferse hin, was der Bewegungsausführung eines Drop Jumps widerspricht. Ein Großteil der Probanden bringt offensichtlich nicht die neuromuskulären und koordinativen Voraussetzungen mit, um bei dem Reaktivsprung Bodenkontaktzeiten unterhalb der gesetzten Grenze von 210 ms zu realisieren. Der Drop Jump als Reaktivkrafttest kann also bei einem Großteil von Kindern und Jugendlichen nur eingeschränkt oder gar nicht eingesetzt werden. Er kann als spezifischer Sprungkrafttest ausschließlich bei Probanden eingesetzt werden, die muskulär und koordinativ in der Lage sind, die hohen auftretenden Energiemengen aufzufangen und entsprechend umzusetzen. Selbst sehr aktive Kinder oder Jugendliche scheinen hier Probleme zu haben, wenn man bedenkt, dass in der vorliegenden Studie auch in der aktiven Probandengruppe knapp über 50% nicht in der Lage waren, den Drop Jump korrekt auszuführen. In gewisser Hinsicht decken sich die Ergebnisse dieser Studie mit jenen von früheren Studien. Bei Einbeziehung aller SchülerInnen würde man ebenfalls Bodenkontaktzeiten von deutlich über 250 ms finden, so wie zum Beispiel bei Oliver et al. (2007) oder Kollath et al. (2006). Auch in diesen Studien sind die Probanden trotz ihrer hohen sportlichen Aktivität nicht in der Lage, entsprechend niedrige Bodenkontaktzeiten zu realisieren. Trotzdem scheint das Aktivitätsniveau die Drop Jump-Leistung zu beeinflussen. Im Vergleich zu der aktiven Probandengruppe liegt der prozentuale Anteil der ungültigen Sprünge bei den nicht-aktiven Schülern um fast 20% höher.

Auch in Studien mit erwachsenen Probanden werden Bodenkontaktzeiten deutlich höher als 250 ms angegeben (Byrne & Eston, 2002, Bobbert et al., 1987a, 1987b). Die Problematik scheint also keineswegs nur im Kindes- und Jugendalter aufzutreten, sondern muss auch im Umgang mit erwachsenen Probanden diskutiert werden. Trotzdem scheint auch das Alter einen Einfluss auf die Reaktivsprung-Leistung zu haben, da die Anzahl der Schüler mit ungültigen Drop Jumps mit steigendem Alter sinkt. Auch das Geschlecht hat einen Einfluss auf die Sprungleistung. Bei den Jungen können im Schnitt mehr gültige Sprünge verzeichnet werden als bei den Mädchen.

Kritisch anzumerken sei an diese Stelle, dass die aus der Literatur angegebene Grenze der Bodenkontaktzeit von 250 ms eher als Obergrenze zu sehen ist. Außer Hohman et al. (2002) geben die meisten Autoren eine Grenze von 200 ms an (z.B. Weineck, 2010, Güllich & Schmidtbleicher, 1999). Die Werte aus den angeführten Studien und auch die Werte aus der vorliegenden Studie mit einer Grenze von 210 ms sind zweifelsohne diskussionswürdig.

Die Effekte von Alter, Geschlecht und Aktivitätsniveau auf die Parameter der gültigen Drop Jumps werden im Folgenden diskutiert.

3.5.4.1 Bodenkontaktzeit

Die Bodenkontaktzeit wird unter den Schülern mit gültigen Drop Jumps nicht signifikant vom Alter beeinflusst. Die Bodenkontaktzeiten liegen hier für alle Altersgruppen im Mittel bei 180-200 ms. Wird die Grenze von 210 ms unterschritten, scheint das Alter auf diesen Parameter keinen

weiteren Einfluss mehr zu haben. Kollath et al. (2006) sprechen in ihrer Studie von einem uneinheitlichen Bild bei den Bodenkontaktzeiten. Auch sie zeigen, dass sich keine Tendenz hinsichtlich einer Verkürzung der Kontaktzeiten bei den älteren Probanden aufweisen lässt. Das ist trotz Einbeziehung von Sprüngen mit höheren Bodenkontaktzeiten erstaunlich. Das Alter scheint also nicht der entscheidende Faktor zu sein, der die Bodenkontaktzeit bestimmt.

Ähnliche Ergebnisse zeigen sich auch für das Geschlecht und das Aktivitätsniveau. Wird die Grenze der Bodenkontaktzeit von 210 ms unterschritten, zeigen sich keine signifikanten Unterschiede mehr zwischen den männlichen und den weiblichen Probanden sowie zwischen den drei Aktivitätsgruppen.

Zukünftig könnte eine differenziertere Einteilung der Probanden zum Beispiel in Gruppen verschiedener Sportarten zusätzliche Informationen über den Einfluss des Aktivitätsniveaus auf die Bodenkontaktzeit geben. In der vorliegenden Studie werden in der Gruppe der aktiven Probanden alle Sportarten zusammengefasst und es wird keine weitere Differenzierung vorgenommen. Es wird jedoch vermutet, dass man bei einer differenzierten Betrachtung verschiedener Sportartengruppen andere Ergebnisse finden würde. Probanden aus Sportarten mit stark ausgeprägten reaktivkraftorientierten Anteilen in der Bewegung (z.B. Sprinter) können eventuell deutlich kürzere Bodenkontaktzeiten realisieren als Kinder aus weniger reaktivkraftorientierten Sportarten.

3.5.4.2 Sprunghöhe

Die Sprunghöhe steigt mit zunehmendem Alter signifikant an und ist im Mittel für Jungen höher als für Mädchen. Ähnliche Ergebnisse werden auch in früheren Studien gefunden (Gantirage, 2006, Hewett, 2006, Kollath, 2006, McKay, 2005, Pääsuke, 2001, Quatman, 2006). Allerdings entwickeln sich die männlichen und weiblichen Probanden mit zunehmendem Alter unterschiedlich. Bei den männlichen Probanden steigt die Sprunghöhe ab dem 12. Lebensjahr stetig an, während sich die weiblichen Probanden in der Sprunghöhe übers Alter hinweg kaum verändern. Diese unterschiedliche altersspezifische Entwicklung der beiden Geschlechter wurde bereits in vielen anderen Studien nachgewiesen (Hewett, 2006, Quatman, 2006) und lässt sich durch die unterschiedliche Entwicklung von Jungen und Mädchen während der Pubertät erklären. Jungen entwickeln die neuromuskulären Fähigkeiten offensichtlich sehr viel stärker als Mädchen. Vor allem die Veränderung von anthropometrischen Merkmalen wie Körpergröße, Körpergewicht und Beinlänge, aber auch das Muskelvolumen, die Muskelkraft und der Anteil an FT-Fasern spielen hier eine entscheidende Rolle (Beenakker, 2001, Temfemo, 2008).

Die Daten zeigen, dass die aktiven Schüler signifikant höher springen als die beiden anderen Probandengruppen. Das Aktivitätsniveau hat auf die Sprungleistung einen positiven Einfluss. Kraft und Koordination der Streckmuskulatur der aktiven Schüler scheinen besser ausgeprägt zu sein, da diese im Vergleich zu den weniger aktiven Schülern besser in der Lage sind, beim Drop Jump eine maximale Sprunghöhe im kurzen Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus zu erreichen. Ähnliche Ergebnisse werden auch von Laffaye et al. (2006) angeführt. Sie haben die Drop Jump Leistung von Volleyballern im Vergleich zu Nicht-Sportlern analysiert und zeigen, dass die Volleyballer höher springen als die Laien. In einem weiteren Schritt könnte hier eine differenzierte Betrachtung verschiedener Sportartengruppen Aufschluss darüber geben, welche

Sportarten im Kindes- und Jugendalter in besonderem Maße die Reaktiv-Sprung-Leistung fördern.

3.5.4.3 Maximalkraft

Für die Maximalkraft wird kein signifikanter Unterschied zwischen den drei Altersgruppen und zwischen den männlichen und den weiblichen Probanden gefunden. Das deckt sich zum Teil mit den Ergebnissen von McKay et al. (2005), die für den Drop Jump aus drei verschiedenen Höhen ebenfalls keine Geschlechtsunterschiede in der Maximalkraft gefunden haben. Die Interaktion der beiden Faktoren zeigt allerdings für die beiden Geschlechter eine unterschiedliche altersspezifische Entwicklung. Die höheren Maximalkräfte der Mädchen im Alter von 10-11 Jahren drehen sich im Laufe der pubertären Entwicklung um. Im Alter von 15-18 Jahren weisen die Jungen höhere Werte auf. Dadurch sind sie trotz gleicher Bodenkontaktzeit in der Lage, einen größeren Impuls und damit auch eine größere Sprunghöhe zu erzielen als die Mädchen. Quatman et al. (2006) erhalten für Mädchen zwischen 13 und 14 Jahren und für Jungen zwischen 14 und 15 Jahren andere Ergebnisse. Während die Mädchen in diesem Alter ihre Maximalkraft kaum verändern, fällt die Maximalkraft der Jungen zwischen 14 und 15 Jahren ab. Allerdings liegen in dieser Untersuchung die Maximalkräfte mit dem 2-fachen des Körpergewichts deutlich niedriger als die Maximalkräfte in der vorgelegten Untersuchung. Dem Kraft-Zeit-Verlauf nach zu urteilen, der bei Quatman et al. (2006) abgebildet ist, werden in dieser Studie auch Drop Jumps mit Bodenkontaktzeiten über 210 ms analysiert, da der Doppelpeak eindeutig auf einen Fersendurchschlag hindeutet. Ein Vergleich der Ergebnisse ist somit nur sehr eingeschränkt möglich.

Die aktiven Schüler weisen signifikant höhere Maximalkraftwerte als die beiden anderen Aktivitätsgruppen auf. Aktive Schüler können ein höheres dynamisches Kraftmaximum aufbringen, was wiederum zu einer besseren Sprungleistung führt. Ähnliche Ergebnisse, allerdings für erwachsene Probanden, werden von Laffaye et al. (2006) und Gissis et al. (2006) aufgezeigt. In beiden Studien liegen die Maximalkräfte für die aktivsten Probanden signifikant höher als für die anderen Probandengruppen.

3.5.4.4 Maximaler Kraftanstieg

Der maximale Kraftanstieg ändert sich mit dem Alter kaum und unterscheidet sich auch nicht zwischen männlichen und weiblichen Probanden. Dies zeigt sich allerdings nur für die relativierten Werte. Die Absolutwerte dagegen liegen bei den älteren Probanden höher und auch die Jungen weisen höhere Absolutwerte im maximalen Kraftanstieg auf als die Mädchen. Die Ergebnisse bisheriger Studien beziehen sich ausschließlich auf Absolutwerte und es werden ähnliche Ergebnisse gefunden wie in der aktuellen Studie. Pääsuke et al. (2001) beobachten höhere Kraftanstiegswerte für die älteren Probanden und McKay et al. (2005) zeigen für 8-12-jährige Kinder signifikant höhere Absolutwerte des maximalen Kraftanstiegs für Jungen als für Mädchen. Gantiraga et al. (2006) vergleichen die Drop Jump-Leistungen von Jungen und Mädchen im Alter von 8 Jahren und zeigen, dass die Werte eines berechneten „Kraftanstiegs-Index“ für Jungen signifikant höher liegen als für Mädchen.

Für die Aktivitätsgruppen zeigen sich interessanterweise andere Ergebnisse. Während sich für die absoluten Kraftanstiegswerte keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei

Aktivitätsgruppen zeigen, sind die relativierten Werte für die aktiven Probanden signifikant höher als für die nicht-aktiven Probanden. In den Untersuchungen von Gissis et al. (2006) und Laffaye et al. (2006) mit erwachsenen Probanden hat sich dieser Unterschied zwischen aktiven und nicht-aktiven Probanden auch für die absoluten Kraftanstiegswerte gezeigt. Der maximale Kraftanstieg der aktiven Probanden ist in beiden Studien signifikant höher als für die weniger aktiven Probanden. Das Aktivitätsniveau scheint einen entscheidenden Einfluss auf den maximalen Kraftanstieg zu haben. Auch wenn sich die Absolutwerte nicht signifikant unterscheiden, zeigt vor allem der Unterschied der relativierten Kraftanstiegswerte, dass ein höheres Aktivitätsniveau zu einem höheren maximalen Kraftanstieg führt. In Kombination mit den höheren Maximalkräften führt das für die aktiven Probanden auch zu signifikant größeren Sprunghöhen. Die aktiveren Probanden können die hohe Energiemenge durch hohe Steifigkeiten und hohe Muskelkräfte offensichtlich besser abfangen als die weniger aktiven Probanden, was auf eine höhere Krafftähigkeit in der Muskulatur der Beinstrecker schließen lässt.

3.5.5 Schlussfolgerung

Die Studie zeigt, dass sich die Sprungleistung beim Drop Jump im Alter von 10-18 Jahren für Jungen und Mädchen teilweise unterschiedlich entwickelt. Während die Jungen ihre Sprunghöhe durch den Eintritt in die Pubertät deutlich verbessern, stagniert die Sprunghöhe bei den Mädchen bis zum Alter von 18 Jahren. Für die Maximalkraft verringern sich die Werte bei den Mädchen sogar mit zunehmendem Alter, während die Werte der Jungen stetig ansteigen. Lediglich für den maximalen Kraftanstieg kann kein Unterschied zwischen männlichen und weiblichen Probanden und kein Unterschied zwischen den Altersgruppen gefunden werden. Die Bodenkontaktzeit verändert sich übers Alter für beide Geschlechter kaum. Allerdings muss an dieser Stelle berücksichtigt bleiben, dass nur die Sprünge mit einer Bodenkontaktzeit unter 210 ms als Drop Jump mit in die Analyse einbezogen worden sind. Sofern die Probanden in der Lage sind, einen Reaktiv-Sprung auszuführen, verbessert sich die Bodenkontaktzeit mit dem Alter nicht. Unter Einbeziehung aller Probanden verringert sich allerdings die Bodenkontaktzeit mit dem Alter, wodurch eine positive Entwicklung der Reaktivkraft mit steigendem Alter durchaus angenommen werden kann. Auch der Geschlechtseffekt wird erst deutlich, wenn man die Bodenkontaktzeiten aller Probanden betrachtet. Bei den Jungen scheint die Reaktivkraft besser entwickelt zu sein als bei den Mädchen, was sich in einem höheren prozentualen Anteil an gültigen Reaktiv-Sprüngen in der Gesamtstichprobe widerspiegelt.

Die Sprungleistung unterscheidet sich außerdem in verschiedenen Aktivitätsgruppen und wird durch den Grad der Aktivität deutlich beeinflusst. Vor allem die Schüler, die mehr als 6 Stunden Sport im Verein betreiben, weisen höhere Werte in den Parametern Sprunghöhe, Maximalkraft und maximaler Kraftanstieg auf. Regelmäßige Bewegung und ein damit verbundenes, wenn auch breit gefächertes Training, führen schon im Kindes- und Jugendalter zu einer Steigerung der Sprungkraftfähigkeit. Auf die Bodenkontaktzeit hat das Aktivitätsniveau keinen Einfluss, sofern eine Grenze von 210 ms unterschritten wird. Dies würde sich vermutlich ändern, wenn man gezielt verschiedene Sportarten mit mehr oder weniger reaktivkraftorientierten Anteilen in der Bewegung in den Vergleich einbeziehen würde.

Abschließend kann zusammengefasst werden, dass der Einsatz des Drop Jumps im Kindes- und Jugendalter als Standardtest kritisch einzustufen ist. Nur wenige Kinder in diesem Alter sind überhaupt in der Lage, einen Reaktiv-Sprung bewegungstechnisch richtig auszuführen. Hier scheint die Reaktivkraftfähigkeit der Beinmuskulatur noch nicht ausreichend entwickelt zu sein. Vor allem aber sollte überdacht werden, ob man in künftigen Studien überhaupt von einem Drop Jump reden sollte, wenn sich Bodenkontaktzeiten über 250 ms und Doppelpeaks als Zeichen eines Fersendurchschlags nachweisen lassen.

3.6 Counter Movement Jump und Drop Jump: Ein Vergleich der beiden Sprungtechniken

3.6.1 Problemstellung

Die Sprungkraft ist in vielen Sportarten ein leistungsbestimmender Faktor. Da das Training sowie die Diagnostik der Sprungfähigkeit im Sport eine herausragende Rolle spielen, haben sich zur Überprüfung der Sprungkraftentwicklung seit Jahrzehnten einfache Vertikalsprünge als Basistests etabliert. Im Wesentlichen unterscheidet man drei Sprungformen: den Squat Jump (SJ), den Counter Movement Jump (CMJ) sowie den Drop Jump (DJ). Die drei Sprungformen unterscheiden sich in ihrer Ausführung und beanspruchen daher auch unterschiedliche physiologische Mechanismen. Der Squat Jump ist ein Strecksprung aus ruhender Hockstellung. Er soll ohne jede Auftaktbewegung durchgeführt werden und fordert somit eine rein konzentrische Kontraktion der Beinmuskulatur, so dass sich der Körperschwerpunkt ausschließlich aufwärts bewegt. Der Counter Movement Jump dagegen beginnt in aufrecht stehender Position und wird durch eine Auftaktbewegung eingeleitet. Es kommt also zunächst zu einer Absenkung des Körperschwerpunktes, die durch eine exzentrische Kontraktion der Beinmuskulatur abgebremst wird und erst im Anschluss zu einer konzentrischen Kontraktion der Beinmuskulatur, in der der Körperschwerpunkt aufwärts bewegt wird. Der Drop Jump beginnt ebenfalls in einer aufrechten, allerdings erhöhten Position gegenüber der Landefläche. Je nach Fallhöhe kommt es nach einer Flugphase zum Aufprall mit unterschiedlichen Anfangsgeschwindigkeiten. Auch beim Drop Jump kommt es nach der Landung zunächst zu einer exzentrischen, dann zu einer konzentrischen Kontraktion der Beinmuskulatur, um den Körperschwerpunkt nach dem Aufprall wieder aufwärts zu beschleunigen. Bei den beiden letzteren Sprungformen durchläuft die Beinmuskulatur einen sogenannten Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ), das heißt, eine exzentrische Beanspruchung der Muskulatur wird in eine konzentrische Beanspruchung überführt. Man unterscheidet je nach Kontaktzeit einen kurzen (< 200 ms) und einen langen (> 200 ms) Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus. Beim langen Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus, der vor allem bei Sprüngen mit starker Kniebeuge oder langsamer Absprunggeschwindigkeit vorkommt, wird durch die exzentrische Kontraktion Energie in den elastischen Anteilen des Muskel-Sehnen-Komplexes gespeichert und in der konzentrischen Phase positiv genutzt. Außerdem wird der Muskel voraktiviert um die Muskelsteifigkeit zu erhöhen, die für einen möglichst schnellen Übergang von der exzentrischen zur konzentrischen Phase notwendig ist. Diese Mechanismen setzen beim Counter Movement Jump ein und führen zu einer erhöhten Sprungleistung im Vergleich zum Squat Jump, der ohne Auftaktbewegung durchgeführt wird. Beim Drop Jump dagegen wird bei richtiger Ausführung der kurze Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus genutzt. Die Bodenkontaktzeit sollte hier unter 200-250 ms bleiben, um zusätzlich zur Energiespeicherung Reflexaktivitäten der Muskelspindeln auszulösen, die in einer nachfolgenden Reflexaufschaltung zu einer höheren und schnelleren Kraftentwicklung führen.

Untersuchungen zur Wirkungsweise des Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus zeigen, dass sich die Sprungleistung durch eine Auftaktbewegung verbessert (Anderson & Pandy, 1993, Arteaga et al., 2000, Bobbert et al., 1996, Bosco & Komi, 1980, Gerodimos et al., 2008, Harrison & Gaffney, 2001, Komi & Bosco, 1978). Häufig wird hierzu die Sprungleistung des Squat Jumps mit der Sprungleistung des Counter Movement Jumps verglichen, da sich die beiden Sprünge in

der Ausführung lediglich durch die Auftaktbewegung beim Counter-Movement Jump unterscheiden. Die Anfangsgeschwindigkeit ist bei beiden Sprüngen Null und Ziel beider Tests ist es, eine maximale Sprunghöhe zu erreichen. Die Differenz der Sprunghöhe zwischen den beiden Techniken beschreibt den Gewinn an Sprungleistung, der durch die Auftaktbewegung erbracht werden kann. Durch eine voran geschaltete exzentrische Kontraktion kann die Sprunghöhe zwischen 10-20 % gesteigert werden (Arteaga et al., 2000, Bosco & Komi, 1980, Gerodimos et al., 2008, Komi & Bosco, 1978). Die genauen physiologischen Mechanismen, die zu einer erhöhten Sprungleistung führen, werden zahlreich diskutiert und es bestehen diesbezüglich immer noch kontroverse Meinungen (Alexander & Bennet-Clark, 1977, Anderson & Pandy, 1993, Bobbert et al., 1996, Cavagna et al., 1968, Komi & Bosco, 1978, Van Ingen Schenau et al., 1997). Die am häufigsten diskutierten Mechanismen sind die Energiespeicherung und Rückgabe in den elastischen Elementen des Muskels, die Potenzierung der Eigenschaften der kontraktilen Elemente, die verlängerte Zeit zur Entwicklung von maximalen Kräften sowie die Parallelschaltung der spinalen Reflexe (Van Ingen Schenau et al., 1997).

Auch beim Drop Jump spielt der Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus eine entscheidende Rolle. Im Unterschied zum Counter Movement Jump, der aus ruhender Position gestartet wird, beginnt die Stützphase des Drop Jumps durch die Fallhöhe mit einer hohen muskulären Vorspannung. Das Muskel-Skelett-System wird hierbei soweit versteift, dass ein nicht unerheblicher Teil der Aufprallenergie im Muskel-Sehnen-Komplex gespeichert und wieder abgegeben werden kann. Durch die kurzen Stützphasen beim Drop Jump müssen jedoch sehr hohe Energiemengen durch hohe Steifigkeiten aufgefangen werden, so dass für diese Reaktivsprünge eine gewisse Bewegungskoordination sowie ausgeprägte Krafftigkeiten der Beinstrecker vorausgesetzt werden müssen. Kann der Proband diese hohen Kräfte nicht halten, schlägt er mit der Ferse durch, die für die Reflexaktivitäten notwendigen Muskeldehnungen werden nicht erreicht, es erhöhen sich damit die Bodenkontaktzeiten und es kann nicht mehr von einer reaktivkräftigen Bewegung gesprochen werden. Bobbert et al. (1986, 1987a) vergleichen zwei verschiedene Techniken des Drop Jumps. Den „Bounce Drop Jump“ mit Bodenkontaktzeiten unter 200 ms sowie den „Counter Drop Jump“ mit Bodenkontaktzeiten länger als 260 ms. Beide Sprünge werden mit einem Counter Movement Jump verglichen. Es zeigen sich nur zwischen dem Bounce Drop Jump und dem Counter Movement Jump signifikante Unterschiede in der Sprungleistung, keine signifikanten Unterschiede dagegen zwischen dem Counter Drop Jump und dem Counter Movement Jump. Die Sprungtechnik beeinflusst die Sprungparameter scheinbar erheblich, so dass immer darauf geachtet werden sollte, bei der Durchführung eines Drop Jumps auf Bodenkontaktzeiten unter 200-250 ms zu achten. Neben der Sprungtechnik belegen zahlreiche Studien, dass auch die Fallhöhe einen entscheidenden Einfluss auf die Sprungleistung beim Drop Jump ausübt (Bobbert et al., 1987b, Häkkinen et al., 1986, Komi & Bosco, 1978, Voigt et al., 1995, Walshe & Wilson, 1997). Die Ergebnisse der verschiedenen Studien sind teilweise unterschiedlich, es zeigt sich allerdings, dass es in den meisten Studien ab einer Fallhöhe von 60 cm zu einer Abnahme der Sprunghöhe (Arteaga et al., 2000, Voigt et al., 1995, Walshe & Wilson, 1997) und häufig zu einer gleichzeitigen Zunahme der Bodenkontaktzeit kommt, ausgelöst auch durch einen Fersendurchschlag in der Stützphase. Die optimale Fallhöhe für erwachsene Probanden scheint zwischen 30 und 60 cm zu liegen, wobei in vielen Studien nicht eindeutig beschrieben wird, ob auf Bodenkontaktzeiten von unter

200 ms geachtet wird. In einigen Studien werden die Bodenkontaktzeiten sogar angegeben, wobei diese dann häufig über 200 ms liegen. Durch diese unterschiedlich durchgeführten Drop Jumps wird der Vergleich von Ergebnissen zwischen den einzelnen Studien sehr schwierig.

Die Sprungtechniken mit vorgeschalteter exzentrischer Auftaktbewegung (CMJ, DJ) erfordern zwar beide zunächst eine exzentrische mit anschließender konzentrischer Kontraktion, unterscheiden sich allerdings in ihrer Ausführung durch die unterschiedliche Ausgangsposition. In beiden Bewegungsabläufen spielt der Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus eine entscheidende Rolle. Bei korrekter Ausführung werden beim Drop Jump der kurze und beim Counter Movement Jump der lange DVZ eingesetzt und somit durchaus unterschiedliche physiologische Mechanismen beansprucht (Güllich & Schmidtbleicher, 1999). Viele Studien untersuchen zwar beide Sprungtechniken, Counter Movement Jump und Drop Jump, ein direkter Vergleich der beiden Techniken wird bisher allerdings nur selten gezogen. Die Sprunghöhe beider Techniken wird in nahezu allen Studien angegeben, allerdings kommen die unterschiedlichen Autoren beim Vergleich der Sprunghöhe beider Techniken zu unterschiedlichen Ergebnissen. In einigen Studien springen die Probanden beim Counter Movement Jump signifikant höher als beim Drop Jump (Arteaga et al., 2000, Bobbert et al., 1987a, Häkkinen et al., 1986). Andere Studien weisen keine signifikanten Unterschiede in der Sprunghöhe zwischen den beiden Sprungtechniken auf (Barnes et al., 2007, Bobbert et al., 1986, Bosco & Komi, 1980, Kubo et al., 2007, Pääsuke et al., 2001, Walshe & Wilson, 1997). Diese unterschiedlichen Befunde lassen sich zum Großteil durch die Tatsache erklären, dass der Drop Jump in den verschiedenen Studien nicht immer gleich ausgeführt wird. Geringere Sprunghöhen beim Drop Jump im Vergleich zum Counter Movement Jump werden vorrangig in den Studien gefunden, die den Drop Jump als Reaktivkraftsprung, also mit Bodenkontaktzeiten kleiner als 250 ms, durchgeführt haben. Gleiche Ergebnisse in der Sprunghöhe für die beiden Sprungtechniken ergeben sich in Studien, bei denen die Kontaktzeiten für den Drop Jump über 250 ms liegen oder keine Angaben zu den Bodenkontaktzeiten gemacht werden. Die Anweisungen lauten dann aber häufig, so hoch wie möglich zu springen, ohne auf kurze Kontaktzeiten zu achten.

Auch wenn sich, wie in einigen Studien gezeigt, die Absolutwerte der Sprungleistung unterscheiden können, stellt sich doch die Frage, ob sich zwischen den beiden Sprungformen Zusammenhänge aufweisen lassen, die darauf hindeuten, dass trotz der unterschiedlich beanspruchten Mechanismen die Sprungleistung beider Techniken durch ähnliche Voraussetzungen determiniert ist. Hierzu sollten neben der Sprunghöhe weitere Parameter wie Maximalkraft oder maximaler Kraftanstieg berücksichtigt werden, die genauere Aufschlüsse über bestehende Zusammenhänge zwischen den Sprungtechniken geben könnten.

Korrelationen zwischen der Sprunghöhe beider Sprungtechniken zur Analyse des Zusammenhangs werden bisher in nur wenigen Studien angeführt und dort kaum diskutiert (Barnes et al., 2007, Gollhofer, 1987). Häufiger stehen die Korrelation zwischen Parametern aus Sprüngen mit verschiedenen Kontraktionsformen (SJ konzentrisch, CMJ exzentrisch-konzentrisch) (Gollhofer, 1987) oder zwischen Leistungsparametern der Sprungkraftdiagnostik (Sprunghöhe) und Ergebnissen aus anderen Testverfahren wie Kraftschlitten (Gollhofer, 1987) oder Inversdynamik (Voigt et al., 1995) im Vordergrund. Gollhofer (1987) findet Korrelationswerte zwischen der Sprunghöhe des Counter Movement Jumps und des Drop Jumps aus verschiedenen Höhen (16 – 100 cm) von $0.75 < r < 0.86$, wobei der

Korrelationskoeffizient mit steigender Fallhöhe zunächst zu- und dann wieder abnimmt. Diskutiert werden in der Arbeit allerdings vor allem die Korrelationen der Parameter zwischen isometrischen, dynamisch überwindenden sowie dynamisch nachgebenden Kontraktionsformen und der Parameter aus Kontraktionen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (exzentrisch-konzentrisch). Barnes et al. (2007) geben zwischen der Sprunghöhe des Counter Movement Jumps und des Drop Jumps (30 cm Fallhöhe) einen Korrelationskoeffizienten von $r=0.528$ an. Aber auch hier konzentriert sich die Diskussion der Ergebnisse auf andere Aspekte als sie bei der vorliegenden Arbeit weiter im Vordergrund stehen. Allein diese beiden Studien weisen in der Zusammenhangsanalyse zwischen Counter Movement Jump und Drop Jump unterschiedliche Ergebnisse auf und berücksichtigen ausschließlich den Parameter Sprunghöhe. Außerdem werden in beiden Studien sportliche, erwachsene Probanden untersucht, so dass keine Informationen zur Korrelation zwischen den beiden Sprungtechniken im langen und kurzen Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (CMJ, DJ) im Kindes- und Jugendalter, in verschiedenen Altersgruppen, für männliche und weibliche Probanden sowie für unterschiedlich aktive Probanden im Vergleich vorliegen.

Ziel dieser Arbeit ist es daher, die Sprungleistung der beiden Vertikalsprünge Counter Movement Jump und Drop Jump, beschrieben durch die Parameter Sprunghöhe, Maximalkraft und maximaler Kraftanstieg, zu vergleichen. Dadurch sollen Unterschiede aber auch Zusammenhänge zwischen den Sprüngen genauer beschrieben und daraus ableitend die beiden Sprungtechniken zueinander in Beziehung gesetzt werden können. Dabei wird auch der Einfluss von Alter, Geschlecht und Aktivitätsniveau berücksichtigt. Es wird angenommen, dass sich bezüglich Sprunghöhe, Maximalkraft und maximaler Kraftanstieg signifikante Unterschiede zwischen den beiden Sprungtechniken aufzeigen lassen und diese sich in Abhängigkeit von Alter, Geschlecht und Aktivitätsniveau verändern. Für die einzelnen Parameter werden mittlere bis hohe Korrelationen erwartet, die mit steigendem Alter und Aktivitätsniveau zunehmen und für Männer höher ausgeprägt sind als für Frauen.

3.6.2 Untersuchungsmethodik

3.6.2.1 Stichprobe

An der Untersuchung nahmen 89 Schüler und 50 Schülerinnen im Alter zwischen 10 und 17 Jahren teil [Größe: 1.62 ± 0.13 m, Gewicht: 49.6 ± 13.3 kg, Alter: 13.0 ± 2.1 Jahre]. Alle Probanden gaben ihr Einverständnis, an der Studie teilzunehmen. Das Testprotokoll wurde vom „Institutional Review Board“ der Fakultät für Geistes- und Sozialwissenschaften am Karlsruher Institut für Technologie (KIT) genehmigt. Mittels eines Fragebogens wurde von allen Probanden das Aktivitätsniveau bestimmt und jeder Schüler wurde basierend auf diesen Daten einer der drei Aktivitätsgruppen zugeordnet: „nicht-aktiv“ (weniger als drei Stunden Vereinssport in der Woche), „moderat-aktiv“ (drei bis sechs Stunden Vereinssport in der Woche) und „aktiv“ (mehr als sechs Stunden Vereinssport in der Woche). Für weitere Analysen wurden drei Altersgruppen gebildet: 10-11-Jährige, 12-14-Jährige und 15-17-Jährige. Männliche und weibliche Probanden wurden teilweise getrennt voneinander untersucht.

3.6.2.2 Datenaufnahme und Datenbearbeitung

Nach einer kurzen Einweisung in den Versuchsablauf führten alle Schüler drei Counter Movement Jumps und zwei Drop Jumps auf einer geteilten Kraftmessplatte aus. Bei beiden Sprüngen wurden die Hände in die Hüfte gestützt, um unkontrollierte Armbewegungen zu unterbinden. Beim Counter Movement Jump standen die Probanden zunächst aufrecht auf der Kraftmessplatte, um nach einer kurzen Ausholbewegung maximal hoch zu springen. Der Drop Jump wurde aus einer Fallhöhe von 20 cm durchgeführt, wobei die Probanden dazu angewiesen wurden, sich nach langsamem Vorschwingen eines Beines vom Kasten zu lösen und nach kurzem Bodenkontakt maximal hoch zu springen. Zwischen den einzelnen Sprüngen wurde jeweils eine Pause von ca. einer Minute eingelegt, um eine Ermüdung auszuschließen. Die vertikalen Bodenreaktionskräfte wurden mittels einer geteilten eindimensional messenden Kraftmessplatte (*Leonardo Mechanograph*[®] *GRFP*) mit einer Aufnahmefrequenz von 800 Hz aufgezeichnet.

In einem ersten Auswertungsschritt wurden die Kraft-Zeit-Verläufe in die Sprungauswertesoftware *Templo* der Firma Contemplas eingelesen. Anschließend wurden für beide Sprünge die Parameter Sprunghöhe, Maximalkraft sowie maximaler Kraftanstieg berechnet. Dabei wurden die Kraftdaten normalisiert zum Körpergewicht [KG] angegeben. Die Sprunghöhe wurde beim Counter Movement Jump über das Impulsverfahren und beim Drop Jump über die Flugzeit berechnet. Für den Drop Jump wurde zusätzlich noch die Bodenkontaktzeit bestimmt, um sicherzugehen, dass die Kontaktzeit im Sinne der Definition eines Reaktivsprungs unter der Grenze von 210 ms lag. Nur Probanden mit mindestens einem gültigen Drop Jump und Counter Movement Jump wurden in diese Studie mit einbezogen. Für beide Sprünge wurde der jeweils beste gültige Versuch in Bezug auf die Sprunghöhe analysiert.

3.6.2.3 Statistik

Alle statistischen Tests wurden mit Hilfe der Software SPSS 17.0 ausgewertet. Um Unterschiede in Sprunghöhe, Maximalkraft und maximalem Kraftanstieg untersuchen zu können, wurde eine mehrfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung mit dem Innersubjektfaktor Sprungtechnik und den Zwischensubjektfaktoren Alter, Geschlecht und Aktivitätsniveau durchgeführt. Es wurden zunächst der Effekt der Sprungtechnik und anschließend die Interaktion zwischen Sprungtechnik und Geschlecht, zwischen Sprungtechnik und Alter sowie zwischen Sprungtechnik und Aktivitätsniveau statistisch überprüft. Als Effektstärke wurde das partielle Eta-Quadrat (η_p^2) angegeben. Zur Interpretation der Effektstärke wurde folgende Einteilung gewählt: $\eta_p^2=0.01$ ist ein kleiner Effekt, $\eta_p^2=0.06$ ein mittlerer Effekt und $\eta_p^2=0.14$ ein großer Effekt (Cohen, 1973, 1992, Bortz, 2005).

Zusammenhänge zwischen den beiden Sprüngen für die einzelnen Variablen wurden mittels des Produkt-Moment-Korrelationskoeffizienten nach Pearson bestimmt. Die Zusammenhänge zwischen den beiden Sprungtechniken wurden zunächst für alle Probanden und in einem weiteren Schritt in den einzelnen Subgruppen (Alter, Geschlecht, Aktivitätsniveau) berechnet. Das Signifikanzniveau lag für alle Tests bei 0.05.

3.6.3 Darstellung der Ergebnisse

3.6.3.1 Sprunghöhe

Die Sprunghöhe wird signifikant von der Sprungtechnik beeinflusst ($F=13.1$, $p<0.001$, $\eta_p^2=0.098$). Im Mittel springen die Probanden beim Counter Movement Jump 3.4 cm höher als beim Drop Jump (Tabelle 3.6.01). Die Interaktion zwischen Sprungtechnik und Alter, zwischen Sprungtechnik und Geschlecht sowie zwischen Sprungtechnik und Aktivitätsniveau sind dagegen für die Sprunghöhe nicht signifikant.

Tabelle 3.6.01: Sprungleistung beim CMJ und DJ (MW±SD)

	CMJ	DJ	p
Sprunghöhe [cm]	26.2±6.5	22.8±7.2	< 0.001
Maximalkraft [KG]	2.6±0.5	6.2±1.1	< 0.001
Maximaler Kraftanstieg [KG/s]	24±19	482±256	< 0.001

CMJ: Counter Movement Jump, DJ: Drop Jump

Für die Sprunghöhe wird eine mittlere signifikante Korrelation zwischen den beiden Sprungtechniken Counter Movement Jump und Drop Jump gefunden (Tabelle 3.6.02). Während bei den Jungen ein mittlerer signifikanter Zusammenhang ($r=0,639$, $p<0.05$) zwischen der Sprunghöhe des Counter Movement Jumps und der Sprunghöhe des Drop Jumps beobachtet werden kann, ist für die weiblichen Probanden der Zusammenhang nur gering und nicht signifikant ($r=0.233$, n.s.).

Beim Vergleich der Korrelationswerte zwischen den drei Altersgruppen und den drei Aktivitätsgruppen zeigen sich kaum Unterschiede. In allen Subgruppen wird ein signifikanter mittlerer Zusammenhang zwischen der Sprunghöhe des Counter Movement Jumps und der Sprunghöhe des Drop Jumps gefunden.

Tabelle 3.6.02: Pearson's Korrelation zwischen CMJ und DJ für Sprunghöhe, Maximalkraft und maximalen Kraftanstieg

	CMJ		
	Sprunghöhe [cm]	Maximalkraft [KG]	Maximaler Kraftanstieg [KG/s]
Sprunghöhe [cm]	0.573 *		
DJ Maximalkraft [KG]		0.052	
Maximaler Kraftanstieg [KG/s]			0.080

CMJ: Counter Movement Jump, DJ: Drop Jump ; * $p<0.05$

3.6.3.2 Maximalkraft

Die Sprungtechnik hat einen signifikanten Einfluss auf die Maximalkraft ($F=695.2$, $p<0.001$, $\eta_p^2=0.852$). Eine signifikante Interaktion wird für die Maximalkraft nur zwischen Sprungtechnik und Geschlecht gefunden ($F=4.7$, $p=0.031$, $\eta_p^2=0.038$). Zwischen Sprungtechnik und Alter sowie zwischen Sprungtechnik und Aktivitätsniveau ist dagegen keine signifikante Interaktion zu beobachten.

Die Maximalkraftwerte liegen beim Drop Jump im Vergleich zum Counter Movement Jump mehr als doppelt so hoch (Tabelle 3.6.01). Die Interaktion zwischen Sprungtechnik und Geschlecht zeigt, dass Jungen beim Counter Movement Jump signifikant geringere Maximalkraftwerte aufweisen als Mädchen (♂ : 2.5 BW, ♀ : 2.9 BW). Beim Drop Jump dagegen werden zwischen Jungen und Mädchen keine signifikanten Unterschiede gefunden (♂ : 6.2 BW, ♀ : 6.0 BW) (Abbildung 3.6.01).

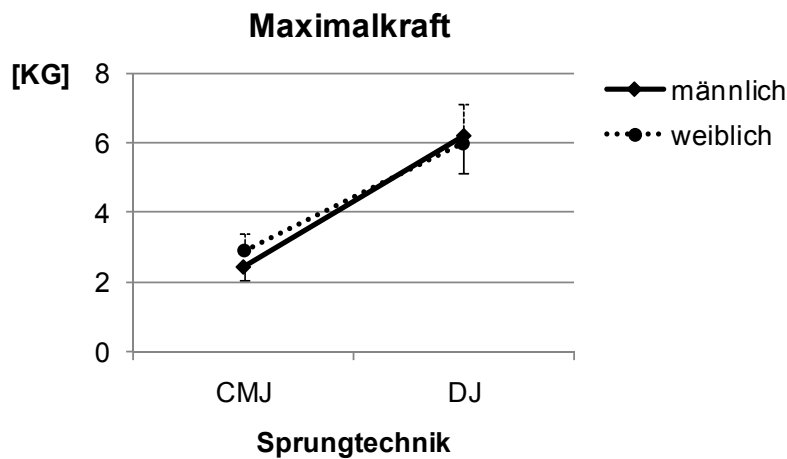


Abbildung 3.6.01: Maximalkraft für Counter Movement Jump (CMJ) und Drop Jump (DJ) getrennt für männliche und weibliche Probanden

Zwischen der Maximalkraft beim Counter Movement Jump und der Maximalkraft beim Drop Jump zeigt sich ein niedriger, nicht signifikanter Zusammenhang (Tabelle 3.6.02). Auch bei einer getrennten Betrachtung für die männlichen und weiblichen Probanden sowie für die drei Alters- und Aktivitätsgruppen zeigen sich ähnliche Ergebnisse. Der Zusammenhang zwischen der Maximalkraft beim Counter Movement Jump und der Maximalkraft beim Drop Jump bleibt in allen Subgruppen niedrig und ist nicht signifikant.

3.6.3.3 Maximaler Kraftanstieg

Ähnlich wie bei der Maximalkraft wird für den maximalen Kraftanstieg sowohl der Einfluss der Sprungtechnik ($F=248.7$, $p<0.001$, $\eta_p^2=0.673$) als auch die Interaktion zwischen Sprungtechnik und Geschlecht signifikant ($F=5.157$, $p=0.025$, $\eta_p^2=0.041$). Die Interaktion zwischen Sprungtechnik und Alter sowie zwischen Sprungtechnik und Aktivitätsniveau wird dagegen nicht signifikant.

Beim Drop Jump werden deutlich höhere Kraftanstiegswerte gefunden als beim Counter Movement Jump (Tabelle 3.6.01). Die Interaktion zwischen Sprungtechnik und Geschlecht wird durch die deskriptiven Daten verdeutlicht. Beim Counter Movement Jump zeigen sich für die männlichen Probanden signifikant niedrigere Werte (♂: 19.7 BW/s, ♀: 30.3 BW/s). Beim Drop Jump dagegen liegen die Werte der männlichen Probanden höher als jene der weiblichen Probanden (♂: 509.3 BW/s, ♀: 434.4 BW/s) (Abbildung 3.6.02). Der Unterschied ist allerdings nicht signifikant.

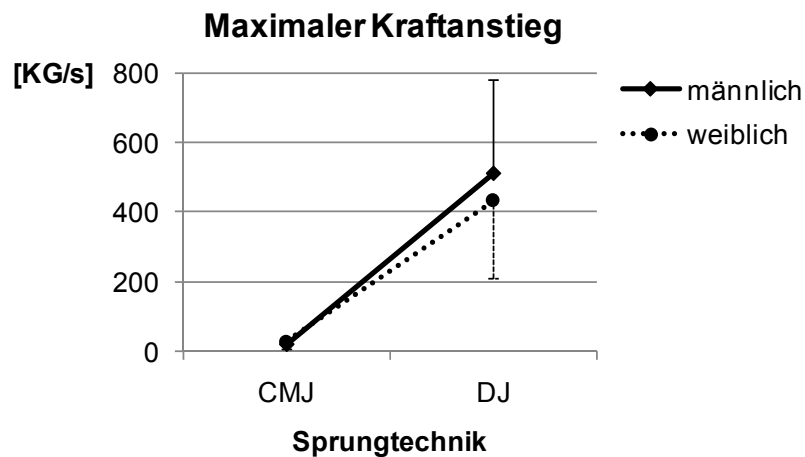


Abbildung 3.6.02: Maximaler Kraftanstieg für Counter Movement Jump (CMJ) und Drop Jump (DJ) getrennt für männliche und weibliche Probanden

Für den maximalen Kraftanstieg ist wie bei der Maximalkraft ein niedriger, nicht signifikanter Zusammenhang zwischen Counter Movement Jump und Drop Jump zu beobachten (Tabelle 3.6.02). Auch nach einer Aufteilung der Probanden nach Alter, nach Geschlecht und nach Aktivität bleibt der Zusammenhang in allen Subgruppen niedrig und ist nicht signifikant.

3.6.4 Diskussion der Ergebnisse

Ein Vergleich der beiden Sprungtechniken Counter Movement Jump und Drop Jump hat sowohl bei der Gesamtgruppe als auch bei allen Einzelgruppen gezeigt, dass die erreichte Sprunghöhe beim Counter Movement Jump größere Werte aufweist als beim Drop Jump. Der produzierte Kraftstoß, der den Körper positiv beschleunigt, muss beim Counter Movement Jump demnach signifikant größer sein als beim Drop Jump. Arteaga et al. (2000) und Bobbert et al. (1987a) kommen in ihren Untersuchungen zu ähnlichen Ergebnissen. Sie führen Counter Movement Jumps und Drop Jumps mit erwachsenen Probanden durch, wobei beim Drop Jump Bodenkontaktzeiten unter 250 ms angegeben werden. Auch hier werden für den Drop Jump niedrigere Sprunghöhen als für den Counter Movement Jump angeführt. Ebenfalls niedrigere Sprunghöhen für den Drop Jump geben Häkkinen et al. (1986) an. Allerdings bleibt unklar, ob sie wie in der aktuellen Studie und den Untersuchungen von Arteaga et al. (2000) und Bobbert et al. (1987a) bei den Drop Jumps ebenfalls auf Bodenkontaktzeiten unter 250 ms geachtet haben. Weitere Autoren kommen zu anderen Ergebnissen (Barnes et al., 2007, Bobbert et al., 1986, Bosco & Komi, 1980, Kubo et al., 2007, Pääsuke et al., 2001, Walshe & Wilson, 1997). Sie finden keine signifikanten Unterschiede in der Sprunghöhe zwischen Counter Movement Jump und Drop Jump. Allerdings werden bei den meisten dieser Studien Bodenkontaktzeiten von über 250 ms angegeben (Barnes et al., 2007, Walshe & Wilson, 1997) oder gar keine Angaben zu den Bodenkontaktzeiten gemacht (Bosco & Komi, 1980, Kubo et al., 2007, Pääsuke et al., 2001). Lediglich Bobbert et al. (1986) finden gleiche Sprunghöhen für die beiden Sprungtechniken bei Bodenkontaktzeiten für den Drop Jump unter 250 ms. Die Ausführung des Drop Jumps scheint die Ergebnisse der Sprunghöhe also entscheidend zu beeinflussen. Während bei Drop Jumps mit Bodenkontaktzeiten unter 250 ms die Sprunghöhe deutlich geringer ausfällt als die des Counter Movement Jumps, können bei einer Ausführung der Drop Jumps mit Kontaktzeiten über 250 ms ähnliche Ergebnisse in der Sprunghöhe erreicht werden wie beim Counter Movement Jump.

Der Einfluss von Geschlecht, Alter und Aktivitätsniveau auf den Unterschied der beiden Sprungtechniken ist bislang kaum untersucht worden. Die meisten Autoren haben entweder männliche oder weibliche, meist erwachsene Probanden untersucht, die ein ähnliches Aktivitätsniveau aufweisen (Barnes et al., 2007, Bobbert et al., 1986, Bobbert et al., 1987a, Häkkinen et al., 1986, Kubo et al., 2007, Walshe & Wilson, 1997). Nur wenige Studien untersuchen Counter Movement Jump und Drop Jump im Vergleich für beide Geschlechter (Arteaga et al., 2000, Bosco & Komi, 1980) oder unterschiedliche Altersgruppen (Bosco & Komi, 1980, Pääsuke et al., 2001). Auf unterschiedliche Aktivitätsniveaus wird in keiner Studie eingegangen. Das Geschlecht hat in der vorgelegten Studie keinen signifikanten Einfluss auf den Unterschied in der Sprunghöhe zwischen Counter Movement Jump und Drop Jump. Sowohl die Mädchen als auch die Jungen zeigen beim Drop Jump niedrigere Sprunghöhen als beim Counter Movement Jump (♂: -13.4%, ♀: -11.9%). Diese Werte decken sich weitgehend mit den Werten anderer Studien von Arteaga et al. (2000) und Bobbert et al. (1987a). Allerdings zeigen diese Studien für erwachsene Probanden teilweise geschlechtsspezifische Unterschiede in der Differenz der Sprunghöhe zwischen Counter Movement Jump und Drop Jump (Arteaga et al., 2000, Komi & Bosco, 1978). Frauen weisen deutlich kleinere DJ-CMJ-Differenzen auf als

die männlichen Probanden. Eine mögliche Erklärung für die unterschiedlichen Ergebnisse dieser Studie im Vergleich zu vorangegangenen Untersuchungen könnte der Altersunterschied der Probanden sein. Während in der vorliegenden Studie Kinder und Jugendliche getestet werden, nehmen an den früheren Studien fast ausschließlich erwachsene Probanden teil. Dieser geschlechtsspezifische Effekt auf den Unterschied der Sprunghöhe zwischen Counter Movement Jump und Drop Jump lässt sich in jungen Jahren offensichtlich nicht bestätigen. Alter und Aktivitätsniveau haben keinen signifikanten Einfluss auf den Unterschied der Sprunghöhe zwischen Counter Movement Jump und Drop Jump. Es zeigt sich, dass die Sprunghöhe für alle drei Alters- sowie Aktivitätsgruppen beim Drop Jump niedriger ist als beim Counter Movement

Neben der Sprunghöhe werden in dieser Studie auch die relative Maximalkraft sowie der maximale Kraftanstieg der beiden Sprungtechniken bestimmt und miteinander verglichen. In den meisten vorherigen Studien wird häufig nur die Sprunghöhe als Vergleichsparameter herangezogen. In der aktuellen Studie hat sich jedoch gezeigt, dass sich der Counter Movement Jump und der Drop Jump auch in weiteren Parametern signifikant voneinander unterscheiden. Wie zu erwarten, weisen sowohl die Maximalkraft als auch der maximale Kraftanstieg für den Drop Jump höhere Werte auf. Durch die negative Anfangsgeschwindigkeit beim Drop Jump und die kurzen Bodenkontaktzeiten ergeben sich konsequenterweise höhere Maximalkräfte und größere maximale Kraftanstiege. Auch Bobbert et al. (1987a) finden etwa doppelt so hohe Maximalkräfte beim Drop Jump im Vergleich zum Counter Movement Jump. Das deckt sich mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie, auch wenn hier relative Maximalkräfte und bei Bobbert et al. (1987a) absolute Maximalkräfte angegeben werden. Vergleichbare Untersuchungen zum maximalen Kraftanstieg der beiden Sprungtechniken sind nicht bekannt.

Zur Interaktion zwischen Sprungtechnik und Geschlecht liegen für die Parameter Maximalkraft und maximaler Kraftanstieg keine Vergleichsdaten in der Literatur vor, sodass die signifikante Interaktion zwischen Sprungtechnik und Geschlecht für beide Parameter in dieser Studie nicht durch frühere Ergebnisse bestätigt werden kann. Allerdings zeigen sich in dieser Studie trotz der signifikanten Interaktion ähnliche Ergebnisse für beide Geschlechter. Wie zu erwarten weisen sowohl die männlichen als auch die weiblichen Probanden größere Maximalkräfte und größere Explosivkräfte für den Drop Jump im Vergleich zum Counter Movement Jump auf. Daher sollten diese Interaktionen nicht zuletzt auch aufgrund der niedrigen Effektstärken vorsichtig interpretiert werden.

Das Alter und das Aktivitätsniveau scheinen keinen signifikanten Einfluss auf den Unterschied in Maximalkraft und maximalem Kraftanstieg zwischen Counter Movement Jump und Drop Jump zu haben. Die Interaktion zwischen Sprungtechnik und Alter ist für beide Parameter nicht signifikant. Es zeigt sich, dass sowohl die Maximalkraft als auch der maximale Kraftanstieg für alle drei Altersgruppen und alle drei Aktivitätsgruppen beim Drop Jump höher ist als beim Counter Movement. Diese Differenz zwischen den beiden Sprüngen scheint sich von den 10-Jährigen bis hin zu den 17-Jährigen nicht zu verändern.

Ähnlich wie bei Barnes et al. (2007) werden in dieser Untersuchung mittlere Korrelationen zwischen der Sprunghöhe beim Counter Movement Jump und der Sprunghöhe beim Drop

Jump gefunden. Alter und Aktivitätsniveau haben keine systematischen Auswirkungen auf die Korrelation. In den einzelnen Subgruppen haben sich die Korrelationen kaum verändert. Das Geschlecht dagegen zeigt durchaus einen Einfluss auf die Korrelation zwischen der Sprunghöhe beider Sprünge. Die Jungen weisen mit $r=0.639$ eine höhere Korrelation auf als die Mädchen, deren Korrelation mit $r=0.233$ deutlich niedriger liegt. Barnes et al. (2007), die nur weibliche Erwachsene untersuchen, finden auch niedrigere Korrelationen als Gollhofer (1987), der überwiegend Männer testet. Insgesamt decken sich die Korrelationen dieser Studien aber eher mit denen, die von Barnes et al. (2007) gefunden werden. Gollhofer (1987) dagegen findet deutlich höhere Korrelationen für die Sprunghöhe. Die mittleren Korrelationen weisen darauf hin, dass für den Counter Movement Jump und den Drop Jump durchaus ähnliche bestimmende Leistungsfaktoren vorhanden sind, wie zum Beispiel die Maximalkraft, die für beide Sprünge eine entscheidende Rolle spielt. Trotzdem scheinen sich die beiden Sprünge in ihrer zugrundeliegenden Bewegung deutlich zu unterscheiden. Die mittleren Korrelationen für die Sprunghöhe, vor allem aber die sehr niedrigen, nicht signifikanten Korrelationen für die Maximalkraft und den maximalen Kraftanstieg machen deutlich, dass die beiden Sprünge unterschiedlichen Kraftdimensionen zuzuordnen sind. Auch Gollhofer (1987) zeigt, dass das Bewegungsverhalten bei Dehnungs-Verkürzungs-Zyklen mit geringen Dehnungsbelastungen (z.B. CMJ) im Vergleich zu reaktivem Bewegungsverhalten bei Dehnungs-Verkürzungs-Zyklen mit hohen Dehnungsbelastungen (z.B. DJ) jeweils einer eigenen Dimension des reaktiven Kraftverhaltens zugeordnet werden kann. Counter Movement Jump- und Drop Jump-Leistungen können also nicht direkt miteinander verglichen werden, und schon gar nicht sollte von der Leistung des einen Sprungs auf die Leistung des anderen Sprungs rückgeschlossen werden. Vielmehr sind die Ergebnisse der beiden Sprungtechniken individuell und getrennt voneinander zu interpretieren, da beide Sprünge unterschiedliche physiologische Mechanismen beanspruchen. Während beim Counter Movement Jump eher das dynamische Kraftmaximum und damit die Maximalkraft sowie die elastischen Eigenschaften des Muskel-Sehnen-Systems als limitierende Faktoren genannt werden können, sind beim Drop Jump vor allem die Voraktivierung, die Muskelsteifigkeit, der maximale Kraftanstieg und die Aktivierung des Dehnungsreflexes entscheidend.

3.6.5 Schlussfolgerung

Die Studie zeigt, dass sich die Sprungleistung des Counter Movement Jump und des Drop Jumps deutlich voneinander unterscheiden und für die einzelnen Parameter nur niedrige bis mittlere Korrelationen gefunden werden. Die beiden Sprungtechniken scheinen unterschiedliche physiologische Mechanismen zu beanspruchen, die relativ unabhängig voneinander einzustufen sind. Diese Unterschiede zeigen sich allerdings nur, wenn die beiden Sprünge auch tatsächlich differenziert ausgeführt werden und somit Sprungleistungen im kurzen Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DJ) gegenüber Sprungleistungen im langen Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (CMJ) beansprucht werden. Nur dann können die beiden Sprünge in ihren Hauptbeanspruchungsformen unterschiedlichen Kraftdimensionen zugeordnet werden. In der Sprungkraftdiagnostik sind die beiden Sprünge daher immer getrennt auszuwerten und zu interpretieren. Die Wahl des richtigen Sprungs sollte je nach Diagnoseziel gut überlegt sein, da von der Leistung des einen Sprungs nur bedingt auf die Leistung des anderen geschlossen werden kann.

Alter, Geschlecht und Aktivitätsniveau scheinen auf diese Unterschiede zwischen den beiden Sprungtechniken keinen entscheidenden Einfluss zu haben, so dass geschlussfolgert werden kann, dass diese gesonderte Betrachtung der beiden Sprünge für unterschiedliche Altersgruppen, männliche und weibliche aber auch aktive und nicht aktive Probanden gleichermaßen wichtig ist.

Zu erwähnen bleibt, dass der Drop Jump von seinen Anforderungen im Vergleich zum Counter Movement Jump den komplexeren und schwierigeren Sprung darstellt, da durch die kurzen Bodenkontaktzeiten relativ hohe Energiemengen durch hohe Steifigkeiten aufgefangen und ausgeprägte Krafftfähigkeiten der Beinstrecker vorausgesetzt werden müssen. Besonders für junge, unerfahrene Probanden, bleibt daher fraglich, ob der Drop Jump überhaupt sauber ausgeführt werden kann, um Bodenkontaktzeiten von unter 250 ms zu realisieren und somit wirklich die Kraftkomponenten zu testen, die mit diesem Sprung getestet werden sollen.

4 Zusammenfassende Schlussfolgerungen

Aus den empirischen Untersuchungen können zusammenfassend folgende Schlussfolgerungen gezogen und abgeleitet werden.

- Der Counter Movement Jump ist ein geeigneter Test, der in der Sprungkraftdiagnostik eingesetzt werden kann, um alters- und geschlechtsspezifische Entwicklungen der Sprungkraft im Kindes- und Jugendalter zu beschreiben.
- Als stabilster Parameter zur Beschreibung der Sprungkraftleistung kann die Sprunghöhe genannt werden. Sowohl absolut als auch relativiert auf die Körpergröße ist sie ein guter Parameter, um Unterschiede und Entwicklungen der Sprungkraftleistung darzustellen. Insbesondere ab der Pubertät liefert die Sprunghöhe beim Counter Movement Jump reliable und valide Ergebnisse. Dabei zeigt sich, dass die Sprunghöhe mit steigendem Alter ansteigt, dass Jungen ab dem 10. Lebensjahr höher springen als Mädchen und dass aktive Probanden größere Sprunghöhen erreichen als nicht-aktive Probanden.
- Die Maximalkraft und der maximale Kraftanstieg scheinen weniger geeignet, um die Entwicklung der Sprungkraftleistung adäquat zu beschreiben. Relativiert zum Körpergewicht zeigen sich für diese Parameter kaum Alters- und Geschlechtsunterschiede. Insbesondere die maximale Kraftanstiegsrate sollte aufgrund ihrer sehr hohen Variabilität bis hin ins junge Erwachsenenalter vorsichtig interpretiert werden und nur für Gruppenanalysen herangezogen werden.
- Die Ausführung des Counter Movement Jumps hat auch im Kindes- und Jugendalter einen entscheidenden Einfluss auf die Sprungleistung. Ähnlich wie bei erwachsenen Probanden erhöht sich die Sprunghöhe des Counter Movement Jumps durch den Einsatz eines Armschwungs um etwa 15%. Dabei können die älteren Probanden den Armschwung besser nutzen als die jüngeren Probanden, die Jungen nutzen ihn besser als die Mädchen und die aktiven Probanden profitieren vom Armschwung stärker als die nicht-aktiven Kinder und Jugendlichen.
- Bei der Analyse der Mechanismen, die für aktivere Probanden zu einem größeren Nutzen des Armschwungs beim Counter Movement Jump führen, zeigen sich für die Parameter der unteren Extremität keine signifikanten Interaktionen zwischen Sprungtechnik und Probandengruppe. Allerdings können signifikante Interaktionen für die maximale und minimale Winkelgeschwindigkeit der Schulter gefunden werden, welche die signifikante Interaktion zwischen Sprungtechnik und Probandengruppe für die Sprunghöhe erklären können. Ein schneller Armschwung nach vorn oben und ein abruptes Abbremsen des Armschwungs am Ende der Bewegungen scheinen die Energieübertragung von den Armen auf den Rest des Körpers zu verbessern und erhöhen die Sprunghöhe des Counter Movement Jumps mit Armschwung in besonderem Maße.
- Die Koordination zwischen den Gelenken der unteren Extremität (Hufte-Knie, Knie-Sprunggelenk) und zwischen Gelenken der oberen und unteren Extremität (Schulter-Knie) ändert sich nicht signifikant zwischen den guten und schlechten Springern und zwischen den beiden Sprungtechniken. Der bessere Nutzen des Armschwungs für die Gruppe der

besseren Springer kann also nicht durch unterschiedliche Koordinationsmuster zwischen den Gelenken erklärt werden.

- Im Kindes- und Jugendalter führt der Counter Movement Jump mit fixierten Armen im Hüftstütz sowohl für die Mädchen als auch für die Jungen zu stabileren Ergebnissen als der Counter Movement Jump mit Armschwung. Der Counter Movement Jump mit Armschwung stellt offensichtlich die komplexere Bewegung dar, die in der Ausführung hinsichtlich der Stabilität mehr Schwierigkeiten bereitet als der Sprung mit fixierten Armen.
- Es zeigt sich allerdings, dass die Sprunghöhe sowohl für den Counter Movement Jump mit Armschwung als auch für den Counter Movement Jump ohne Armschwung ein hoch reliabler Parameter ist. Dabei zeigen sich ab dem 10. Lebensjahr für Jungen und für Mädchen, aber auch für aktive und nicht-aktive Probanden reliable Ergebnisse in der Sprunghöhe, die deutlich machen, dass beide Sprungtechniken für die Sprungkraftdiagnostik mit Kindern und Jugendlichen geeignet sind. Je nach Fragestellung und Probandengruppe kann die passende Sprungtechnik individuell gewählt werden.
- Im Gegensatz zum Counter Movement Jump ist der Einsatz des Drop Jumps im Kindes- und Jugendalter als Standardtest eher kritisch einzustufen. Nur wenige Kinder in diesem Alter sind überhaupt in der Lage, einen Reaktiv-Sprung bewegungstechnisch richtig auszuführen. Häufig liegen die Bodenkontaktzeiten über 250 ms und in den Kraft-Zeit-Verläufen zeigen sich Doppelpeaks als Zeichen eines Fersendurchschlags. In diesem Alter scheint die Reaktivkraftfähigkeit der Beinmuskulatur noch nicht ausreichend entwickelt zu sein, um diesen Sprungkrafttest korrekt ausführen zu können.
- Sowohl Alter, Geschlecht als auch Aktivitätsniveau haben einen Einfluss auf die Drop Jump-Leistung. Die älteren und aktiveren Probanden, genau so wie die männlichen im Vergleich zu den weiblichen Probanden, sind besser in der Lage, einen gültigen reaktivkräftigen Drop Jump mit kurzen Bodenkontaktzeiten auszuführen.
- Die Sprunghöhe ist ähnlich wie beim Counter Movement Jump auch für den Drop Jump ein guter Parameter, um alters- und geschlechtsspezifische Entwicklungen zu beschreiben. Die Jungen verbessern sich in ihrer Sprungleistung ab der Pubertät deutlich stärker als die Mädchen. Die Maximalkraft und auch die maximale Kraftanstiegsrate sind dagegen auch beim Drop Jump keine geeigneten Parameter, um eine Steigerung der Sprungleistung zu erklären.
- Ein Vergleich der beiden Sprungtechniken Counter Movement Jump und Drop Jump zeigt, dass sich Sprungleistungen der beiden Sprünge deutlich voneinander unterscheiden. Auch die Korrelationen für die einzelnen Parameter Sprunghöhe, Maximalkraft und maximaler Kraftanstieg sind nur gering bis mittel hoch. Die beiden Sprungtechniken scheinen unterschiedliche physiologische Mechanismen zu beanspruchen, die relativ unabhängig voneinander einzustufen sind. Diese Unterschiede zeigen sich allerdings nur, wenn die beiden Sprünge auch tatsächlich differenziert ausgeführt werden und somit Sprungleistungen im kurzen Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DJ) gegenüber Sprungleistungen im langen Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (CMJ) beansprucht werden.

- Alter, Geschlecht und Aktivitätsniveau scheinen auf diese Unterschiede zwischen den beiden Sprungtechniken keinen entscheidenden Einfluss zu haben. Es muss also für alle Probandengruppen auf eine korrekte Ausführung besonders des Drop Jumps geachtet werden.
- Aufgrund ihrer Unterschiedlichkeit in Ausführung und Ergebnis sollten die beiden Sprungformen Drop Jump und Counter Movement Jump in der Sprungkraftdiagnostik für unterschiedliche Fragestellungen eingesetzt und immer getrennt ausgewertet und interpretiert werden.

Literatur

- Abdel-Aziz, Y.I. & Karara, H.M. (1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in Close-Range-Photogrammetry. In *Proceedings of the Symposium on Close-Range-Photogrammetry* (S. 1-18). Falls Church American Society of Photogrammetry.
- Alexander, R. & Bennet-Clark, H. (1977). Storage of elastic strain energy in muscle and other tissues. *Nature*, 265, 114-117.
- Anderson, F. & Pandy, M. (1993). Storage and utilization of elastic strain energy during jumping. *Journal of Biomechanics*, 26, 1413-1427.
- Arteaga, R., Dorado, C., Chavarren, J. & Calbet, J.A.L. (2000). Reliability of jumping performance in active men and women under different stretch loading conditions. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 40, 26-34.
- Asmussen, E. & Bonde-Petersen, F. (1974). Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 91, 385-392.
- Badtke, G. (Hrsg.) (1999). Lehrbuch der Sportmedizin. 4. neu bearbeitete Auflage. Heidelberg, Leipzig: J.A. Barth.
- Bardy, B.G., Oullier, O., Bootsma, R.J. & Stoffregen, T.A. (2002). Dynamics of human postural transitions. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 28, 499-514.
- Barnes, J., Schilling, B., Falvo, M., Weiss, L., Creasy, A. & Fry, A. (2007). Relationship of jumping and agility performance in female volleyball athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21, 1192-1196.
- Bear, M.F., Connors, B.W. & Paradiso, M.A. (2009). *Neurowissenschaften. Ein grundlegendes Lehrbuch für Biologie, Medizin und Psychologie*. 3. Auflage. Heidelberg: Spektrum.
- Beenakker, E.A.C., van der Hoeven, J.H., Fock, J.M. & Maurits, N.M. (2001). Reference values of maximum isometric muscle force obtained in 270 children aged 4-16 years by hand-held dynamometry. *Neuromusc Disord*, 11, 441-446.
- Bencke, J., Damsgaard, R., Saekmose, A., Jorgensen, P., Jorgensen, K. & Klausen, K. (2002). Anaerobic power and muscle strength characteristics of 11 years old elite and non-elite boys and girls from gymnastics, team handball, tennis and swimming. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 12, 171-178.
- Bernstein, N. (1967). *The coordination and regulation of movements*. Oxford: Pergamon Press.
- Birklbauer, J. (2006). *Modelle der Motorik*. Aachen: Meyer & Meyer.
- Bissas, A.I., Havenetidis, K. (2008). The use various strength power tests as predictors of sprint eunning performance. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 48, 49-54.
- Bitar, A., Vernet, J., Coudert, J. & Vermorel, M. (2000). Longitudinal changes in body composition, physical capacities and energy expenditure in boys and girls during the onset of puberty. *European Journal of Nutrition*, 39, 157-163.
- Bobbert, M., Gerritsen, K., Litjens, M. & van Soest, A. (1996). Why is countermovement jump height greater than squat jump height. *Medicine and Science in Sports & Exercise*, 28, 1402-1412.
- Bobbert, M., Huijing, P. & van Ingen Schenau, G. (1987a). Drop jumping. I. The influence of jumping techniques on the biomechanics of jumping. *Medicine and Science in Sports & Exercise*, 19, 332-338.

- Bobbert, M., Huijing, P. & van Ingen Schenau, G. (1987b). Drop jumping. II. The influence of dropping height on the biomechanics of drop jumping. *Medicine and Science in Sports & Exercise*, 19, 339-346.
- Bobbert, M., Mackay, M., Schinkelshoek, D., Huijing, P. & van Ingen Schenau, G. (1986). Biomechanical analysis of drop and countermovement jumps. *European Journal of Applied Physiology*, 54, 566-573.
- Bortz, J. (2005). *Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler*. 6. Auflage. Heidelberg:Springer.
- Bös, K., Worth, A., Opper, E., Oberger, J., Romahn, N., Wagner, M., Jekauc, D., Mess, F. & Woll, A. (2009). Motorik-Modul: Eine Studie zum motorischen Leistungsfähigkeit und körperlich-sportlichen Aktivität von Kindern und Jugendlichen in Deutschland. Forschungsreihe Band 5. Baden-Baden: Nomos.
- Bosco, C. & Komi, P. (1979). Mechanical characteristics and fibre composition of human leg extensor muscles. *European Journal of Applied Physiology*, 41, 275-284.
- Bosco, C. & Komi, P. (1980). Influence of aging on the mechanical behavior of leg extensor muscles. *European Journal of Applied Physiology*, 45, 209-219.
- Burgess-Limerick, R., Abernethy, B. & Neal, R.J. (1991). Note: A statistical problem in testing invariance of movement using the phase plane model. *Journal of motor Behavior*, 23, 301-303.
- Byrne, C. & Eston, R. (2002). The effect of exercise-induced muscle damage on isometric and dynamic knee extensor strength and vertical jump performance. *Journal of Sports Science*, 20, 417-425.
- Cavagna, G., Dusman, B. & Margaria, R. (1968). Positive work done by a previously stretched muscle. *Journal of Applied Physiology*, 24, 21-32.
- Chow, R., Medri, M., Martin, D., Leekam, R., Agur, A. & McKee, N. (2000). Sonographic studies of human soleus and gastrocnemius muscle architecture: gender variability. *European Journal of Applied Physiology*, 82, 236-244.
- Cohen, J. (1973). Eta-Squared and partial eta-squared in fixed factor anova designs. *Educational and Psychological Measurement*, 33, 107-112.
- Cohen, J. (1992). A power primer. *Psychological Bulletin*, 112, 155-159.
- Dapena, J. & Chung, C. (1988). Vertical and radial motions of the body during the take-off phase of high jumping. *Medicine and Science in Sports & Exercise*, 20, 290-302.
- Doré, E., Martin, R., Ratel, S., Duché, P., Bedu, M. & Van Praagh, E. (2005). Gender differences in peak muscle performance during growth. *International Journal of Sports Medicine*, 26, 274-280.
- Feltner, M., Frascchetti, D. & Crisp, R. (1999). Upper extremity augmentation of lower extremity kinetics during countermovement vertical jumps. *Journal of Sports Sciences*, 17, 449-466.
- Feltner, M.E., Bishop, E.J. & Perez, C.M. (2004). Segmental and kinetic contributions in vertical jumps with and without an arm swing. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 75, 216-230.
- Frick, U., Schmidtbleicher, D. & Wörn, C. (1991). Vergleich biomechanischer Meßverfahren zur Bestimmung der Sprunghöhe bei Vertikalsprüngen. *Leistungssport*, 2, 48-53.
- Gantiraga, E., Katartzi, E. & Papadopoulos, C. (2006). Strength and vertical jumping performance characteristics in school-aged boys and girls. *Biology of Sport*, 23, 367-378.

- Gerodimos, V., Zafeiridis, A., Perkos, S., Dipla, K., Manou, V. & Kellis, S. (2008). The contribution of stretch-Shortening cycle and arm-swing to vertical jumping performance in children, adolescents, and adult basketball players. *Pediatric Exercise Science*, 20, 379-389.
- Gissis, I., Papadopoulos, C., Kalapotharakos, V., Sotiropoulos, A., Komsis, G. & Manolopoulos, E. (2006). Strength and speed characteristics of elite, subelite, and recreational young soccer players. *Research in Sports Medicine*, 14, 205-214.
- Gittoes, M.J.R. & Wilson, C. (2010). Intralimb joint coordination patterns of the lower extremity in maximal velocity phase sprint running. *Journal of Applied Biomechanics*, 2, 188-195.
- Glazier, P.S., Davids, K. & Bartlett, R.M. (2003). Dynamical systems theorie: a relevant framework for performance-orientated sports biomechanics research. *Sportscience*, 7.
- Gollhofer, A. (1987). Komponenten der Schnellkraftleistungen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus. In S. Starischka (Hrsg.), *Sportwissenschaften und Trainingspraxis*. Erlensee: SFT.
- Gollhofer, A., Taube, W., Gruber, M. (2009). Biomechanik der Skelettmuskulatur. In A. Gollhofer & E. Müller (Hrsg.), *Handbuch Sportbiomechanik*. Schorndorf: Hofmann.
- Grosser, M., Starischka, S., Zimmermann, E. (2004). *Das neue Konditionstraining für alle Sportarten, für Kinder, Jugendliche und Aktive*. 9. überarbeitete Auflage. München, Wien, Zürich: BLV.
- Grosset, J., Mora, I., Lambert, D. & Perot, C. (2005). Age-related changes in twitch properties of plantar flexor muscles in prepubertal children. *Pediatric Research*, 58, 966-970.
- Güllich, A. & Schmidtbleicher, D. (1999). Struktur der Krafftfähigkeiten und ihrer Trainingsmethoden. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 50, 223-234.
- Haken, H., Kelso, J.A.S. & Bunz, H. (1985). A theoretical model of phase transitions in human hand movements. *Biological Cybernetics*, 51, 347-356.
- Häkkinen, K., Komi, P. & Kauhanen, H. (1986). Electromyographic and force production characteristics of leg extensor muscles of elite weight lifters during isometric, concentric, and various stretch-shortening cycle exercises. *International Journal of Sports Medicine*, 7, 144-151.
- Hamill, J., Haddad, J.M. & McDermott, W.J. (2000). Issues in quantifying variability from a dynamical systems perspective. *Journal of Applied Biomechanics*, 16, 407-418.
- Hamill, J., van Emmerik, R.E.A., Heiderscheit, B.C. & Li, L. (1999). A dynamical system approach to lower extremity running injuries. *Clinical Biomechanics*, 14, 297-308.
- Hara, M., Shibayama, A., Takeshita, D. & Fukashiro, S. (2006). The effect of arm swing on lower extremities in vertical jumping. *Journal of Biomechanics*, 39, 2503-2511.
- Harman, E.A., Rosenstein, M.T., Frykman, P.N. & Rosenstein, R.M. (1990). The effects of arms and countermovement on vertical jumping. *Medicine and Science in Sports & Exercise*, 22, 825-833.
- Harrison, A. & Gaffney, S. (2001). Motor development and gender effects on stretch-shortening cycle performance. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 4, 406-415.
- Hellebrandt, F., Rarick, G., Glassow, R. & Carns, M. (1961). Physiological analysis of basic motor skills. I. Growth and development of jumping. *American Journal of Physical Medicine*, 40, 14-25.
- Hewett, T., Myer, G., Ford, K. & Slauterbeck, J. (2006). Preparticipation physical examination using a box drop vertical jump test in young athletes. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 16, 298-304.

- Hohmann, A., Lames, M., Letzelter, M. (2002). *Einführung in die Trainingswissenschaft*. Wiebelsheim: Limpert.
- Hudson, J. (1986). Coordination of segments in the vertical jump. *Medicine and Science in Sports & Exercise*, 18, 242-251.
- Hutin, E., Pradon, D., Barbier, F., Gracies, J.-M., Bussel, B. & Roche, N. (2010). Lower limb coordination patterns in hemiparetic gait: Factors of knee flexion impairment. *Clinical Biomechanics*, In Press, Corrected Proof.
- Jensen, J., Phillips, S. & Clark, J. (1994). For young jumpers, differences are in the movement's control, not its coordination. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 65, 258-268.
- Kelso, J.A.S. (1995). *Dynamic patterns. The self-organization of brain and behavior*. Massachusetts: The MIT Press.
- Kollath, E., Merheim, G., Braunleder, A. & Kleinöder, H. (2006). Sprintschnelligkeit und Sprungkraft von jugendlichen Leistungs-Fußballspielern. *Leistungssport*, 36, 25-28.
- Komi, P. & Bosco, C. (1978). Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Medicine and Science in Sports*, 10, 261-265.
- Komi, P.V. & Gollhofer, A. (1997). Stretch reflexes can have an important role in force enhancement during SSC exercise. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 451-460.
- Komi, P.V. (Ed.). (2003). *Strength and power in sport*. Second edition. Oxford, Malden, Victoria, Berlin: Blackwell Science.
- Kubo, K., Kanehisa, Y., Kawakami, Y. & Fukanaga, T. (2001). Growth changes in the elastic properties of human tendon structures. *International Journal of Sports Medicine*, 22, 138-143.
- Kubo, K., Morimoto, M., Komuro, T., Tsunoda, N., Kanehisa, H. & Fukanaga, T. (2007). Influences of tendon stiffness, joint stiffness, and electromyographic activity on jump performances using single joint. *European Journal of Applied Physiology*, 99, 235-243.
- Kuhlow, A. (1980). Biomechanische Analyse und Ansteuerung konditioneller Komponenten bei Hochleistungsathleten. In R. Ballreich & A. Kuhlow, *Beiträge zur Biomechanik des Sports*. Schorndorf: Hofmann.
- Kurth, B.M. (2007). The german health interview and examination survey for children and adolescents (KiGGS): an overview of its planning, implementation and results taking into account aspects of quality management. *Bundesgesundheitsblatt Gesundheitsforschung Gesundheitsschutz*, 50, 533-546.
- Kurz, M.J. & Stergiou, N. (2002). Effect of normalization and phase angle calculations on continuous relative phase. *Journal of Biomechanics*, 35, 369-374.
- Laffaye, G., Bardy, B. & Tairar, R. (2006). Upper-limb motion and drop jump: effect of expertise. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 46, 238-247.
- Lees, A., Vanrenterghem, J. & De Clercq, D. (2004). Understanding how an arm swing enhances performance in the vertical jump. *Journal of Biomechanics*, 37, 1929-1940.
- Lees, A., Vanrenterghem, J. & De Clercq, D. (2006). The energetics and benefit of an arm swing in submaximal and maximal vertical jump performance. *Journal of Sports Sciences*, 24, 51-57.
- Li, L., van den Bogert, E.C.H., Caldwell, G.E., van Emmerik, R.E.A. & Hamill, J. (1999). Coordination patterns of walking and running at similar speed and stride frequency. *Human Movement Science*, 18, 67-85.
- Markovic, G., Dizdar, D., Jukic, I. & Cardinale, M. (2004). Reliability and factorial validity of squat and countermovement jump tests. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18, 551-555.

- McKay, H., Tsang, G., Heinonen, A., MacKelvie, K., Sanderson, D. & Khan, K. (2005). Ground reaction forces associated with an effective elementary school based jumping intervention. *British Journal of Sports Medicine*, 39, 10-14.
- Miller, R.H., Chang, R., Baird, J.L., van Emmerik, R.E.A. & Hamill, J. (2010). Variability in kinematic coupling assessed by vector coding and continuous relative phase. *Journal of Biomechanics*, 43, 2554-2560.
- Nigg, B.M. & Herzog, W. (Eds.) (2007). *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. Chichester: Wiley.
- Oliver, J., Armstrong, N. & Williams, C. (2007). Changes in jump performance and muscle activity following soccer-specific exercise. *Journal of Sports Science*, 26, 141-148.
- Pääsuke, M., Erelaine, J. & Gapeyeva, H. (2001). Knee extensor muscle strength and vertical jumping performance characteristics in pre- and post pubertal boys. *Pediatric Exercise Science*, 13, 60-69.
- Payne, A., Slater, W. & Telford, T. (1968). The use of a force platform in the study of athletic activities. *Ergonomics*, 11, 123-143.
- Peters, B.T., Haddad, J.M., Heiderscheit, B.C., van Emmerik, R.E.A. & Hamill, J. (2003). Limitations in the use and interpretation of continuous relative phase. *Journal of Biomechanics*, 36, 271-274.
- Preatoni, E., Devodier, E., Andreoni, G. & Rodano, R. (2009). Coordination in track & field sprinters while performing the countermovement jump. In D. Harrison, R. Anderson & I. Kenny (Eds.). *Scientific Proceedings of the 27th International Conference on Biomechanics in Sports*, Limerick, (pp. 136), Limerick: University of Limerick. (abstract).
- Quatman, C.E., Ford, K.R., Myer, G.D. & Hewett, T.E. (2006). Maturation leads to gender differences in landing force and vertical jump performance. *The American Journal of Sports Medicine*, 34, 806-813.
- Ramos, E., Frontera, W., Llopart, A. & Feliciano, D. (1998). Muscle strength and hormonal levels in adolescents: Gender related differences. *International Journal of Sports Medicine*, 19, 526-531.
- Richter, A., Räßple, S., Kurz, G. & Schwameder, H. Counter movement jump in performance diagnostics: Use of the correct jumping technique. *European Journal of Sport Science*, accepted 09.02.2011.
- Rosenbaum, D.A. (2010). *Human Motor Control*. Second edition. Amsterdam: Elsevier.
- Rost, R. (Hrsg.). (2001). *Lehrbuch der Sportmedizin*. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag.
- Roth, K. & Willimczik, K. (1999). *Bewegungswissenschaft*. Reinbek bei Hamburg: Rowohlt.
- Schmidt, R.F. & Lang, F. (Hrsg.). (2007). *Physiologie des Menschen*. 30. Auflage. Heidelberg: Springer.
- Schmidtbleicher, D. & Gollhofer, A. (1985). Einflussgrößen des reaktiven Bewegungsverhaltens und deren Bedeutung für die Sportpraxis. In M. Bührele (Hrsg.), *Grundlagen des Maximal- und Schnelltafttrainings*. Schorndorf: Hofmann.
- Schöllhorn, W. (1995). Time course oriented analysis of biomechanical movement patterns by means of orthogonal reference functions. In K. Häkkinen, K.L. Keskinen, P.V. Komi & A. Mero (Eds.). *XVth Congress of the International Society of Biomechanics* (pp. 824-825). Jyväskylä, Finland: Gummerus Printing.
- Schöllhorn, W. (1998). *Systemdynamische Betrachtung komplexer Bewegungsmuster im Lernprozess*. Frankfurt am Main u.a. : Peter Lang.
- Schwameder, H. (2009). Dynamometrie. In A. Gollhofer & E. Müller (Hrsg.), *Handbuch Sportbiomechanik*. Schorndorf: Hofmann.

- Seger, J. & Thorstensson, A. (2000). Muscle strength and electromyogram in boys and girls followed through puberty. *European Journal of Physiology*, 81, 54-61.
- Seifert, L., Leblanc, H., Chollet, D. & Delignières, D. (2010). Inter-limb coordination in swimming: Effect of speed and skill level. *Human Movement Science*, 29, 103-113.
- Shetty, A.B. & Etnyre, B.R. (1989). Contribution of arm movement to the force components of a maximum vertical jump. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 11, 198-201.
- Slinde, F., Suber, C., Suber, L., Edwén, C.E. & Svantesson, U. (2008). Test-retest reliability of three different countermovement jumping tests. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22, 640-644.
- Stergiou, N., Jensen, J.L., Bates, B.T., Scholten, S.D. & Tzetzis, G. (2001). A dynamical systems investigation of lower extremity coordination during running over obstacles. *Clinical Biomechanics*, 16, 213-221.
- Stokes, M. (1985). Reliability and repeatability of methods for measuring muscle in physiotherapy. *Physiotherapy Theory and Practice*, 1, 71-76.
- Tanner, J. (1962). *Growth at adolescence*. Second edition. Oxford: Blackwell.
- Temfemo, A., Hugues, J., Chardon, K., Mandengue, S.-H. & Ahmaidi, S. (2008). Relationship between vertical jumping performance and anthropometric characteristics during growth in boys and girls. *European Journal of Pediatrics*, 168, 457-464.
- Thews, G., Mutschler, E. & Vaupel, P. (1982). *Anatomie Physiologie Pathophysiologie des Menschen*. 2. Auflage. Stuttgart: Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft mbH.
- Thomas, K., French, D. & Hayes, P. (2009). The effect of two plyometric training techniques on muscular power and agility in youth soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23, 332-335.
- Van Ingen Schenau, G., Bobbert, M. & de Haan, A. (1997). Does elastic energy enhance work efficiency in the stretch-shortening cycle. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 389-415.
- Vanezis, A. & Lees, A. (2005). A biomechanical analysis of good and poor performers of the vertical jump. *Ergonomics*, 48, 1594-1603.
- Vicon Motion Systems (2002). *Plug-In Gait*. Oxford Metrics Ltd.
- Voigt, M., Simonsen, E., Dyhre-Poulsen, P. & Klausen, K. (1995). Mechanical and muscular factors influencing the performance in maximal vertical jumping after different prestretch loads. *Journal of Biomechanics*, 28, 293-307.
- Walsh, M.S., Böhm, H., Butterfield, M.M. & Santhosam, J. (2007). Gender bias in the effects of arms and countermovement on jumping performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21, 362-366.
- Walshe, A. & Wilson, G. (1997). The influence of musculotendinous stiffness on drop jump performance. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 22, 117-132.
- Wang, L., Lin, D. & Huang, C. (2004). Age effect on jumping techniques and lower limb stiffness during vertical jump. *Research in Sports Medicine*, 12, 209-19.
- Wang, T.-M., Yen, H.-C., Lu, T.-W., Chen, H.-L., Chang, C.-F., Liu, Y.-H. & Tsai, W.-C. (2009). Bilateral knee osteoarthritis does not affect inter-joint coordination in older adults with gait deviations during obstacle-crossing. *Journal of Biomechanics*, 42, 2349-2356.
- Wank, V. & Heger, H. (2009). Sprünge. In A. Gollhofer & E. Müller (Hrsg.), *Handbuch Sportbiomechanik*. Schorndorf: Hofmann.
- Weineck, J. (2010). *Optimales Training. Leistungsphysiologische Trainingslehre unter besonderer Berücksichtigung des Kinder- und Jugendtrainings*, 16., durchgesehene Auflage. Balingen: Spitta.

-
- Wheat, J., Bartlett, R. & Milner, C.E. (2003). Continuous relative phase calculation: phase angle definition. *Journal of Sports Science*, 21, 253-254.
- Winter, D.A. (2005). *Biomechanics and motor control of human movement*. Third edition. Hoboken: Wiley.
- Woll, A., Kurth, B.-M., Opper, E., Worth, A. and Bös, K. The 'Motorik-Modul' (MoMo): Physical fitness and physical Activity in german children and adolescents. *European Journal of Pediatrics*, in review.
- Woltring, H.J. (1986). A fortran package for generalized cross-validatory spline smoothing and differentiation. *Advances in Engineering Software*, 8, 104-113.
- Young, W. (1995). Laboratory strength assessment of athletes. *New studies in athletics*, 10, 88-96.

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema "Aspekte der Sprungkraft und Sprungkraftdiagnostik unter besonderer Berücksichtigung der Entwicklung im Kindes- und Jugendalter" selbständig verfasst, nur die angegebenen Hilfsmittel benutzt, wörtlich oder inhaltlich übernommene Stellen als solche gekennzeichnet und die Satzung des Karlsruher Instituts für Technologie (KIT) [ehemals Satzung der Universität Karlsruhe (TH)] zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis beachtet habe. Des Weiteren wurde diese Arbeit nicht bereits anderweitig als Prüfungsarbeit verwendet.

Anne Richter

Karlsruhe, den 28.03.2011

Curriculum Vitae

Persönliche Daten

Geburtsdatum: 11.03.1981

Geburtsort: Weinheim

Nationalität: Deutsch

Schulbildung

1991 - 2000 Gymnasium am Bildungszentrum Hemsbach (Abitur)

Akademische Ausbildung

2000 – 2006 Karlsruher Institut für Technologie (KIT); Studium der Sportwissenschaft;
(Bachelor: Note sehr gut; Master: Note sehr gut)

seit 2006 Karlsruher Institut für Technologie (KIT); Wissenschaftliche Mitarbeiterin am
Institut für Sport und Sportwissenschaft (IfSS)

2010 1. Platz Hans Gros New Investigator Award der International Society of
Biomechanics in Sports (ISBS)