

Master-Arbeit
zur Erlangung des akademischen Grades

Master of Science (M.Sc.)

der Fakultät für Geistes- und Sozialwissenschaften
am Karlsruher Institut für Technologie (KIT)
Institut für Sport und Sportwissenschaft

**Biomechanik der Capoeira: Belastungen in den Gelenken der
unteren Extremitäten bei verschiedenen Capoeira-
Ausweichbewegungen**

vorgelegt von

Luiz Carlos dos Santos Gomes Sobrinho

aus Campos dos Goytacazes

WS 2013/2014

Sportwissenschaft – Bewegung und Technik

Danksagung

Zuerst danke ich meiner Familie, die mich trotz der räumlichen Distanz immer unterstützt hat und meiner Ehefrau Lila Sax dos Santos Gomes, die mir immer Kraft zur Fertigstellung dieser Arbeit gegeben hat.

Vor allem bedanke ich mich bei meinem Betreuer Dr. Thorsten Stein für die außerordentlich gute Betreuung dieser Arbeit.

Darüber hinaus möchte ich dem Katholischen Akademischen Ausländer-Dienst (KAAD) für die finanzielle Unterstützung und geistliche Begleitung während meines Studiums danken. Hierbei bedanke ich mich insbesondere bei den Verantwortlichen des Lateinamerika-Referats Dr. Thomas Krüggeler, Frau Renate Flügel und Frau Dorit Raderschatt.

Ich möchte mich auch bei dem Albertus Magnus & Hildegardis-Verein (AMHV), Studienstiftung der Erzdiözese Freiburg, für die Unterstützung durch ein Stipendium in der Endphase meines Studiums bedanken.

Weiterhin möchte ich mich bei Frau Christina Dietz und Frau Lisa Grüterich für die sprachlichen Korrekturen dieser Arbeit bedanken.

Mein besonderer Dank gilt vor allem der Gruppe Abadá-Capoeira, insbesondere meinem Meister Mestre Camisa, meinen Trainern Sérgio Roberto Algodão und Elton Lopes Nugget und meiner Gruppe Abadá-Capoeira Heidelberg für den sehr wichtigen Beitrag zu meiner Entwicklung in der Capoeira.

Inhaltsverzeichnis

	Danksagung	1
1	Einleitung	10
2	Theoretische Grundlagen	13
2.1	Allgemeines zur Sportart	13
2.2	Abadá-Capoeira	14
2.3	Mestre Camisa	16
2.4	Die Techniken	18
2.4.1	Ginga.....	19
2.4.2	Cocorinha.....	20
2.4.3	Esquiva de Frente	22
2.4.4	Esquiva de Lado.....	24
2.4.5	Esquiva Diagonal	25
2.5	Biomechanische Aspekte der Studie	26
2.5.1	Mechanische Belastung	26
2.5.1.1	Kraft.....	27
2.5.1.2	Drehmoment.....	27
2.5.1.3	Inverse Dynamik.....	28
2.5.2	Mechanische Arbeit	30
2.5.2.1	Arbeit-Energie Relation	30
2.5.2.2	Arbeit	31
2.5.2.3	Energie	32
2.6	Forschungsstand	32
3	Methode.....	37
3.1	Stichprobe	37
3.2	Datenerfassung	38
3.3	Versuchsaufbau	38
3.3.1	Ausrichtung der Kameras	38
3.3.2	Anthropometrische Vermessung	39
3.3.3	Anbringen der Marker	40
3.3.4	Referenzmessung	44
3.4	Versuchsdurchführung	45

3.5	Auswertung	46
3.5.1	Gelenkkinematik	48
3.5.2	Gelenkkinetik	49
3.5.3	Statistische Analyse	50
4	Untersuchungsergebnisse	51
4.1	Verlaufsdarstellungen	52
4.1.1	Gelenkwinkel	52
4.1.2	Winkelgeschwindigkeiten	56
4.1.3	Gelenkmomente	58
4.1.4	Gelenkarbeit	62
4.2	Parameterdarstellungen	66
4.2.1	Mechanische Belastung	66
4.2.1.1	Gelenkbelastung	71
4.2.2	Mechanische Arbeit	77
5	Diskussion	85
6	Schlussfolgerungen	95
	Literaturverzeichnis	99

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Ausgangsposition der Ginga in der Frontalebene (Proband im Labor)	20
Abbildung 2: Ausgangsposition der Ginga in der Sagittalebene (Vicon Modell).....	20
Abbildung 3: Tiefster Punkt der Cocorinha in der Frontalebene (Proband im Labor)	22
Abbildung 4: Tiefster Punkt der Cocorinha in der Sagittalebene (Vicon Modell).....	22
Abbildung 5: Tiefster Punkt der Esquiva de Frente in der Frontalebene (Proband im Labor).....	23
Abbildung 6: Tiefster Punkt der Esquiva de Frente in der Sagittalebene (Vicon Modell).....	23
Abbildung 7: Tiefster Punkt der Esquiva de Lado in der Sagittalebene (Proband im Labor).....	24
Abbildung 8: Tiefster Punkt der Esquiva de Lado in der Frontalebene (Vicon Modell).....	24
Abbildung 9: Tiefster Punkt der Esquiva Diagonal in der Frontalebene (Proband im Labor).....	26
Abbildung 10: Tiefster Punkt der Esquiva Diagonal in der Sagittalebene (Vicon Modell).....	26
Abbildung 11: Markerplacement nach Vicon® (aus Kloiber, 2008, S. 43)	40
Abbildung 12: T-Pose frontal gesehen (Proband im Labor).....	45
Abbildung 13: T-Pose dorsal gesehen (Vicon Modell).....	45
Abbildung 14: Versuchsschnitt im Vicon®: Ausgangs- bzw. Endposition der Esquiva de Frente und Esquiva de Lado in der Frontal- und Sagittalebene	47

Abbildung 15: Versuchsschnitt im Vicon®: Ausgangs- bzw. Endposition der Cocorinha und Esquiva Diagonal in der Frontal- und Sagittalebene ..	47
Abbildung 16: Verläufe der Sprunggelenkwinkel bei den vier untersuchten Ausweichbewegungen.....	53
Abbildung 17: Verläufe der Kniegelenkwinkel bei den vier untersuchten Ausweichbewegungen	54
Abbildung 18: Verläufe der Hüftgelenkwinkel bei den vier untersuchten Ausweichbewegungen	55
Abbildung 19: Verläufe der Winkelgeschwindigkeiten im Sprunggelenk bei den vier untersuchten Ausweichbewegungen	57
Abbildung 20: Verläufe der Winkelgeschwindigkeiten im Kniegelenk bei den vier untersuchten Ausweichbewegungen	57
Abbildung 21: Verläufe der Winkelgeschwindigkeiten im Hüftgelenk bei den vier untersuchten Ausweichbewegungen	58
Abbildung 22: Verläufe der Gelenkmomente im Sprunggelenk bei den vier untersuchten Ausweichbewegungen	60
Abbildung 23: Verläufe der Gelenkmomente im Kniegelenk bei den vier untersuchten Ausweichbewegungen	61
Abbildung 24: Verläufe der Gelenkmomente im Hüftgelenk bei den vier untersuchten Ausweichbewegungen	62
Abbildung 25: Verläufe der Gelenkarbeit im Sprunggelenk bei den vier untersuchten Ausweichbewegungen	63
Abbildung 26: Verläufe der Gelenkarbeit im Kniegelenk bei den vier untersuchten Ausweichbewegungen	64
Abbildung 27: Verläufe der Gelenkarbeit im Hüftgelenk bei den vier untersuchten Ausweichbewegungen	65
Abbildung 28: Mittlere Momente im Sprunggelenk bei den vier verschiedenen Ausweichbewegungen	68
Abbildung 29: Mittlere Momente im Kniegelenk bei den vier verschiedenen Ausweichbewegungen.....	69

Abbildung 30: Mittlere Momente im Hüftgelenk bei den vier verschiedenen Ausweichbewegungen	70
Abbildung 31: Maximale Arbeit im Sprunggelenk bei den vier verschiedenen Ausweichbewegungen	79
Abbildung 32: Minimale Arbeit im Sprunggelenk bei den vier verschiedenen Ausweichbewegungen	80
Abbildung 33: Maximale Arbeit im Kniegelenk bei den vier verschiedenen Ausweichbewegungen	81
Abbildung 34: Minimale Arbeit im Kniegelenk bei den vier verschiedenen Ausweichbewegungen.....	82
Abbildung 35: Maximale Arbeit im Hüftgelenk bei den vier verschiedenen Ausweichbewegungen	83
Abbildung 36: Minimale Arbeit im Hüftgelenk bei den vier verschiedenen Ausweichbewegungen	84

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Hauptcharakteristiken der Studie (n: Stichprobe; M: männlich; F: weiblich)	33
Tabelle 2: Mittelwert und Standardabweichung (SD) der während der Ausführung der Capoeirabewegungen erfassten Parameter (auf die Bodenreaktionskraft bezogen) (PC: Körpergewicht).....	34
Tabelle 3: Anthropometrische Daten und Daten zur Trainingsgestaltung, Gesamtpersonenstichprobe, n=15 (9 männlich, 6 weiblich)	37
Tabelle 4: Plug-in Gait Markerset (Vicon, Oxford, UK) (*ASIS: anterior superior iliac spine; *PSIS: posterior superior iliac spine).....	41
Tabelle 5: Statistische Werte der ANOVA bei den gesamten Daten bezüglich der mittleren Gelenkmomente	67

Tabelle 6: Mittlere Momente im Sprunggelenk bei den vier verschiedenen Ausweichbewegungen	68
Tabelle 7: Mittlere Momente im Kniegelenk bei den vier verschiedenen Ausweichbewegungen.....	69
Tabelle 8: Mittlere Momente im Hüftgelenk bei den vier verschiedenen Ausweichbewegungen	70
Tabelle 9: Mittlere Gelenkbelastung der untersuchten Ausweichbewegungen im linken Sprunggelenk	72
Tabelle 10: Mittlere Gelenkbelastung der untersuchten Ausweichbewegungen im rechten Sprunggelenk.....	73
Tabelle 11: Mittlere Gelenkbelastung der untersuchten Ausweichbewegungen im linken Kniegelenk	73
Tabelle 12: Mittlere Gelenkbelastung der untersuchten Ausweichbewegungen im rechten Kniegelenk	74
Tabelle 13: Mittlere Gelenkbelastung der untersuchten Ausweichbewegungen im linken Hüftgelenk	75
Tabelle 14: Mittlere Gelenkbelastung der untersuchten Ausweichbewegungen im rechten Hüftgelenk	76
Tabelle 15: Statistische Werte der ANOVA bei den gesamten Daten bezüglich der maximalen Gelenkarbeit	77
Tabelle 16: Statistische Werte der ANOVA bei den gesamten Daten bezüglich der minimalen Gelenkarbeit.....	78
Tabelle 17: Maximale Arbeit im Sprunggelenk bei den vier verschiedenen Ausweichbewegungen.....	79
Tabelle 18: Minimale Arbeit im Sprunggelenk bei den vier verschiedenen Ausweichbewegungen	80
Tabelle 19: Maximale Arbeit im Kniegelenk bei den vier verschiedenen Ausweichbewegungen	81
Tabelle 20: Minimale Arbeit im Kniegelenk bei den vier verschiedenen Ausweichbewegungen.....	82

Tabelle 21: Maximale Arbeit im Hüftgelenk bei den vier verschiedenen Ausweichbewegungen.....	83
Tabelle 22: Minimale Arbeit im Hüftgelenk bei den vier verschiedenen Ausweichbewegungen	84
Tabelle 23: Mittlere Belastung (Nm/Kg) in den Gelenken der unteren Extremität (SGl: linkes Sprunggelenk, SGr: rechtes Sprunggelenk, Kl: linkes Kniegelenk, Kr: rechtes Kniegelenk, Hl: linkes Hüftgelenk, Hr: rechtes Hüftgelenk). Vergleich zwischen den vier analysierten Capoeira-Ausweichbewegungen (COC: Cocorinha, EF: Esquiva de Frente, EL: Esquiva de Lado, ED: Esquiva Diagonal).....	86
Tabelle 24: Maximale Belastung (Nm/Kg) in den Gelenken der unteren Extremität: Vergleich der Capoeira-Ausweichbewegungen (links / rechts) mit Sprinten, Laufen und Springen (Counter Movement Jump).....	88
Tabelle 25: Maximale (Max.) und minimale (Min.) Arbeit (J/Kg) in den Gelenken der unteren Extremität (SGl: linkes Sprunggelenk, SGr: rechtes Sprunggelenk, Kl: linkes Kniegelenk, Kr: rechtes Kniegelenk, Hl: linkes Hüftgelenk, Hr: rechtes Hüftgelenk).....	90
Tabelle 26: Maximale Arbeit (J/Kg) in den Gelenken der unteren Extremitäten: Vergleich der Capoeira-Ausweichbewegungen (links / rechts) mit Sprinten, Laufen und Bergaufgehen (Neigung von 24°).....	92
Tabelle 27: Minimale Arbeit (J/Kg) in den Gelenken der unteren Extremität: Vergleich der Capoeira-Ausweichbewegungen (links / rechts) mit Sprinten, Laufen und Bergabgehen (Neigung von 24°)....	93

1 Einleitung

Capoeira ist heutzutage weltweit verbreitet. Es gibt Kontroversen über die Herkunft dieser Kampfsportart und viele Historiker sowie Ethnologen diskutieren über ihren genauen Ursprung (vgl. Assunção, 2005; Downey, 2005; Essien, 2008; Lewis, 1992). Die meisten Publikationen, die die Geschichte und Entstehung der Capoeira betrachten, nehmen aber an, dass Capoeira eine afro-brasilianische Kampfsportart ist, die in Brasilien von Sklaven aus verschiedenen Regionen Afrikas im 17. Jahrhundert als Widerstandskampf entwickelt wurde (vgl. Essien, 2008; Neto, 2007; Sobrinho, 2009; Tkak und Oliveira, 2006).

Nach Futsal mit 10,5 Millionen Anhängern ist Capoeira mit 6 Millionen heutzutage die am zweit-meistesten praktizierte nicht-olympische Sportart in Brasilien. Innerhalb der Kampfsportarten hat Capoeira die größte Anzahl an Anhängern in Brasilien. Die Anzahl an Personen die Boxen, Judo, Taekwondo, Karate, Jiu-Jitsu und Kung-Fu praktizieren beträgt insgesamt im ganzen Land circa 3,6 Millionen (vgl. DaCosta, 2006, S.21.8 - 21.9).

Laut Assunção (2005, S. 1), breitete sich Capoeira in den letzten 50 Jahren in Brasilien, was Geographie, Klasse, Geschlecht und Ethnizität betrifft, ständig wachsend aus. Auch Assunção (2005, S. 1) weist in seinem Beitrag darauf hin, dass Capoeira während der 1980er und 1990er Jahre auch in den Vereinigten Staaten und Westeuropa expandierte. Konservative Schätzungen für 1998 schlugen vor, dass es 3 Millionen Capoeiraanhänger außerhalb Brasiliens gab, die die Sportart in ihren Ländern praktizierten. Eine Anzahl, so Assunção (2005, S. 1), die heutzutage vermutlich größer geworden ist.

Capoeira wird aktuell in circa 170 Ländern erlernt und als größter Verbreiter der brasilianischen Sprache und Kultur in der Welt geschätzt (vgl. Carvalho, 2010, S. 158; Sobrinho, 2009, S. 2).

Mit der weltweiten Verbreitung der Sportart und der wachsenden Anzahl an Anhängern in der ganzen Welt wird auch immer notwendiger, dass es wissenschaftliche Studien gibt, die sich mit der Sportart beschäftigen.

Da Capoeira neben ihrer Vielfältigkeit an körperlichen Bewegungen auch sehr eng mit historischen und soziokulturellen Elementen zusammenhängt, ist sie die Kampfsportart mit der größten Anzahl an Publikationen im sozialwissenschaftlichen Bereich in Brasilien (vgl. Assunção, 2005, S. 1; Ferro, Silva und Junior, 2011, S. 1).

Ferro et al. (2011, S.1) erklären aber auch, dass es wenige wissenschaftliche Publikationen gibt, die sich mit den physischen Aspekten der Capoeira befassen.

Brennecke, Amadio und Serrão (2005, S. 154) erwähnen in ihrem Beitrag, dass kaum Studien über Capoeira mit einem biodynamischen Schwerpunkt vorliegen. Vor allem keine Studien, die die Belastung auf den Bewegungsapparat erfassen. Die Autoren erläutern darüber hinaus, dass die dynamische Analyse der vielfältigen Capoeirabewegungen in der spezifischen Fachliteratur nur unzureichend beschrieben ist.

Diese Tatsache hat zur Folge, so Silva (1998, S. 27), dass viele *Capoeiristas*¹ keine theoretische Unterstützung haben, die sie zu einem besseren Verständnis von ihren eigenen Körpern führt. Außerdem kennen sie die Vor- und Nachteile nicht, die ihre eigene Sportart betreffen. Darüber hinaus hat die naturwissenschaftliche Gesellschaft nur wenig Auskunft über Capoeira und kann daher nicht zur Weiterentwicklung dieser wichtigen Kampfsportart beitragen.

Aus allen diesen Gründen ist das Ziel dieser Forschungsarbeit entstanden. Ziel ist es, die mechanische Belastung und die mechanische Arbeit im Sprung-, Knie- und Hüftgelenk während der Ausführung unterschiedlicher Capoeira-Ausweichbewegungen zu bestimmen. Dabei werden die von *Mestre Camisa* entwickelten Ausweichbewegungen

¹ Der Begriff *Capoeirista* steht für Capoeira-Praktizierende.

(*Esquiva de Frente, Esquiva de Lado und Esquiva Diagonal*) mit der herkömmlichen Ausweichbewegung der *Capoeira Regional*² (*Cocorinha*) verglichen.³

Die Ergebnisse sollen zum Entwicklungsprozess der Capoeira beitragen. Die Analyse der mechanischen Belastung in den Gelenken kann dazu beitragen, dass die schonenderen Bewegungen vorwiegend verwendet und die alten und neuen Techniken noch im Sinne der Gelenkschonung weiterentwickelt werden.

Die Kenntnisse über die verrichtete mechanische Arbeit – unterteilt in Energiegenerierung und -absorption – in den Gelenken während der Ausführung der Ausweichbewegungen, können zur technischen Optimierung der Bewegungen beitragen. In diesem Sinne könnte man beispielsweise bestimmen, welche Ausweichbewegung auf welchen Angriff eine bessere Performance aufweist.

Die Fragenstellungen, die mithilfe dieser Studie geklärt werden sollen, lauten: (1) Welche Ausweichbewegungen weisen die höheren Gelenkbelastungen auf? (2) Unterscheiden sich die verschiedenen Ausweichbewegungen, was die mechanische Arbeit und den damit verbundenen Energieverbrauch in den Gelenken betrifft?

Zusammenhänge zwischen allen in dieser Studie erfassten Parameter werden analysiert und können zu einem besseren Verständnis über die Mechanismen dieser Bewegungen beitragen.

² *Capoeira Regional* ist der 1928 von Manoel dos Reis Machado (Mestre Bimba) entwickelte Capoeirastil. Davor war der noch ältere Capoeirastil, der *Capoeira Angola* genannt wird, per Gesetz verboten. Mestre Bimba fügte zur langsameren *Capoeira Angola* Elemente von anderen aus Afrika stammenden Kämpfen hinzu und kreierte die erste Capoeira-Lehrmethode überhaupt (damals lernte man Capoeira auf der Straße beim Beobachten und Nachmachen). Mestre Bimba nannte seine neue Methode *Capoeira Regional* und durch Aufführungen für den damaligen Bundespräsident Brasiliens (Getúlio Vargas), schaffte es Mestre Bimba, dass 1937 das Verbot der Capoeira endgültig aufgehoben wurde. 1974 starb Mestre Bimba mit 74 Jahren an einem Schlaganfall. 1996 wurde er von der Bundesuniversität von Bahia mit einem Ehrendokortitel post mortem ausgezeichnet (vgl. Carvalho, 2010, S. 171-182; Sobrinho, 2009, S. 9; Sodr , 2002, S. 14).

³ Alle die obengenannten Techniken, die in dieser Studie erfasst wurden, werden in den theoretischen Grundlagen näher beschrieben.

Das erhoffte Ziel ist es, die Ergebnisse dieser Forschungsarbeit in die Praxis umsetzen zu können. Es soll die Trainingsmethodik und damit den Lehr-Lern-Prozess verbessern. Außerdem soll die Sicherheit der *Capoeiristas* während der Bewegungsausführung erhöht werden.

2 Theoretische Grundlagen

2.1 Allgemeines zur Sportart

Die folgende Arbeit befasst sich mit der brasilianischen Sportart Capoeira. Laut Downey (2005, S. 7) besteht Capoeira aus der Mischung aus Tanz, Sport und Kampfkunst. Für Thull (2006, S. 9) ist es schwierig, Capoeira zu definieren, weil die Mischung aus Musik, Kampf, Akrobatik, Tanz, Ritual und Philosophie eine komplexe Performance darstellt.

Diese Komplexität wird in dem Beitrag von Onori (1988, S. 9) beleuchtet, wobei er die widersprüchlichen Facetten der Capoeira erfasst und dabei die interkulturellen Aspekte mit einbezieht. Dies macht die Definition der Capoeira besonders schwierig, vor allem für Personen aus einer ganz anderen Kultur:

Das abendländische, dualistische Denken hat Mühe, Capoeira einzuordnen, logisch zu begreifen, und auch europäisches Empfinden tut sich schwer mit dem brasilianischen Kampftanz, prallen doch hier Welten aufeinander, die der herkömmliche Schönheitssinn säuberlich zu trennen pflegt. Capoeira verbindet so Gegensätzliches wie Kampf und Tanz, Gewalt und Ästhetik, Spiel und tödlichen Ernst, Ritual und Spontaneität, choreographische Strenge und Bewegungsimprovisation, Magie und Realitätssinn, Körperschulung und Lebensphilosophie. (Onori 1988, S. 9)

Diese Mischung aus Elementen, die die Capoeirapraxis betreffen, charakterisiert das heutige sogenannte *Capoeiraspiel*. Auf die Frage, was das Ziel dieses *Spiels* sei, antwortet Lewis (1992, S. 89), dass ein Spieler dadurch gewinnt, dass er den Gegner mittels einer gleichgewichtstörenden Technik zu Boden bringt. Allerdings betont diese Erklärung nur den Kampfaspekt der Capoeira.

Das Spiel findet in der *Roda* statt, was auf Portugiesisch Kreis bedeutet. In der Leitung der *Roda* stehen drei *Berimbaus* (Musikbögen), ein *Atabaque* (Faßtrommel), zwei *Pandeiros* (Schellen-Tambourin) und ein *Agogô* (Doppelglocke) (vgl. Essien, 2008, S. 10; Thull, 2006, S. 34).

Während die Instrumente gespielt werden, werden Capoeiralieder von einem *Cantador* (Sänger) gesungen und die anderen Teilnehmer klatschen und antworten in Chor auf den Gesang des Sängers (vgl. Essien, 2008, S. 12).

Innerhalb der *Roda* spielen zwei *Capoeiristas*, wobei sie eine Vielfalt von Angriffen und Verteidigungen gemischt mit akrobatischen Bewegungen ausüben. Die Spieler müssen jedoch den Rhythmus der gespielten Instrumente beachten und sich harmonisch danach richten. Laut Downey (2005, S. 7) sind die Beine und der Kopf die wichtigsten Waffen des *Capoeiristas*. Die Hände werden eher für die Unterstützung des Körpergewichts verwendet, obwohl sie auch für den Angriff zum Einsatz gebracht werden können. Downey (2005, S.7) erwähnt in seinem Beitrag auch, dass sich die Spieler eher durch Vermeidung vom Körperkontakt verteidigen – d.h. durch Ausweichbewegungen – anstatt sich den Angriffen entgegenzusetzen.

Mestre Camisa (2012) bezeichnet Capoeira als die Kunst des Ausweichens. Die *Esquivas* (Ausweichbewegungen) sind ein sehr wichtiger Teil dieser Kampfsportart. Was dem Kampfaspekt entspricht, bilden diese Ausweichbewegungen, so Mestre Camisa (2012), die größte Ausprägung der Capoeira, was sie von allen anderen Kampfsportarten besonders unterscheidet.

2.2 Abadá-Capoeira

Abadá-Capoeira steht für *Associação Brasileira de Apoio e Desenvolvimento da Arte Capoeira*: Brasilianischer Verein zur Unterstützung und Entwicklung der Kunst Capoeira. Nach Assunção (2005, S. 194) ist *Abadá-Capoeira* bereits seit 1996 mit 20.000 Mitgliedern – 25.000 in 1998 – die größte Capoeira-Vereinigung weltweit. Laut Mestre

Camisa (2012) hat *Abadá-Capoeira* heutzutage circa 45.000 Mitglieder verteilt über alle Bundesländer Brasiliens und in 46 Ländern auf allen Kontinenten.

Diese Organisation wurde 1988 von Mestre Camisa in Rio de Janeiro gegründet, um als institutionelle Referenz für die von ihm seit den 1970er Jahren entwickelte Arbeit zu dienen (vgl. Carvalho, 2010, S. 137).

Assunção (2005, S. 2006) weist in seinem Beitrag darauf hin, dass die Gruppe eine der größten und prestigeträchtigsten Referenzen der kontemporären Capoeira⁴ ist.

Die Vision von Mestre Camisa für *Abadá-Capoeira*, sowie die Philosophie der Institution wird auf der Internetseite von *Abadá-Capoeira Heilbronn e.V.* näher beschrieben:

Seine Vision für *Abadá-Capoeira* war eine Organisation, die sowohl zukunftsorientiert als auch traditionsbewusst arbeitet. Ein Grundsatz der *Abadá-Capoeira* ist es, die Capoeira zu verbessern, sie zu verbreiten und sie zu einer weltweit angesehenen Kunst zu machen, ohne dabei den ursprünglichen Charakter der Capoeira zu vergessen. Durch die Arbeit mit allen Gesellschaftsschichten dient *Abadá-Capoeira* außerdem der sozialen Integration und der persönlichen Befreiung. Das Training soll die Schüler dieser Kunst fordern und anspornen, sie aber auch in ihrer Persönlichkeit, Selbstbewusstsein und Führungsstärke festigen. *Abadá Capoeira* schult physische und psychische Stärke. (*Abadá Capoeira Heilbronn e.V.*, o. J.)

Mestre Camisa (2012) bezeichnet *Abadá-Capoeira* nicht nur als eine Capoeira-Vereinigung, sondern auch als eine eigene Capoeira-Lehrmethode, die er mit seiner Erfahrung in den letzten 40 Jahren entwickelte und die er nicht als fertig betrachtet, sondern als ein System in konstanter Entwicklung. Diese Methode ergab sich aus der Mischung von Elementen der herkömmlichen *Capoeira Regional* und der traditionellen

⁴ Der Begriff *kontemporäre* Capoeira erschien zwischen den Capoeiragruppen in den 1990er Jahren, um die von Mestre Camisa und die vom ihm in den 1970er Jahren geleitete Gruppe – *Capoeira Senzala* – initiierte Entwicklungsbewegung der Capoeira zu beschreiben (vgl. Assunção, 2005, S. 199; Downey, 2005, S. 179).

*Capoeira Angola*⁵. Dieses System sollte, so Mestre Camisa (2012), das Erlernen der Capoeira erleichtern und an alle Personen vermitteln, unabhängig von Alter, Gewicht, Geschlecht, Nationalität, etc.

Laut Assunção (2005, S. 206) wird die Methode oder das System *Abadá-Capoeira* von vielen *Capoeiristas* sogar als ein eigener Capoeirastil anerkannt, indem sie das Wort *Abadá* als direkter Synonym für *Capoeira* verwenden.

2.3 Mestre Camisa

José Tadeu Carneiro Cardoso, bekannt in der ganzen Welt als Mestre Camisa, ist ein brasilianischer Capoeirameister. Mestre Camisa (2012) erzählte, dass er ursprünglich aus Jacobina, ein Dorf im Landesinneren des Bundeslandes Bahia, kommt. Mit 12 Jahren zog er mit seiner Familie nach Salvador, die Hauptstadt Bahias, wo er an den *Rodas* von *Capoeira Angola* auf der Straße teilnahm und auch wo er anfang, mit Mestre Bimba, dem Entwickler der *Capoeira Regional*, zu trainieren.

Mestre Camisa ist mit 17 Jahren nach Rio de Janeiro gezogen und fing dort an Capoeira zu unterrichten. Im Laufe der Zeit entwickelte er aus den Techniken seines Meisters und seinen Erfahrungen mit der *Capoeira Angola* seine eigene Trainingsphilosophie und Methodik, die heutzutage besonders beliebt ist und von vielen anderen Meistern auf der ganzen Welt verwendet wird (vgl. Carvalho, 2010, S. 137; Gomes, 2012, S. 5; Mestre Camisa, 2012).

Laut Gomes (2012, S. 5) hatte Mestre Camisa bereits mit 12 Jahren seine ersten Erfahrungen mit der Lehre der Capoeira, wobei er seinem Kollegen in seinem Viertel beibrachte, was er in den *Straßenrodas* lernte. Später, mit den Techniken, die er von Mestre Bimba erlernte, lehrte Mestre Camisa seine ersten Schüler weiter.

⁵ *Capoeira Angola* ist der traditionellste Capoeirastil, ausgeprägt von seinen starken rituellen Werten und von seinem harmlos aussehenden meistens langsamen Spielstil. „Die Capoeira Angola versteht sich als Weiterführung des Widerstands und des schwarzen Bewusstseins der Sklavenezeit“ (Thull, 2006, S. 25).

Als Mestre Camisa mit 17 Jahren in Rio de Janeiro ankam, fing er dort gleich an zu unterrichten. Noch unerfahren, so Mestre Camisa (2012), fühlte er, dass irgendetwas fehlte, wie Klärungen, Erfahrung oder ähnliches. Mestre Camisa kannte damals nur die Unterrichtsmethode von Mestre Bimba. Jedoch war diese, so Mestre Camisa (2012), die Art Mestre Bimbas, Capoeira zu lehren und nicht die seine. Außerdem hatte Mestre Bimba in Bahia eine ganze Struktur mit hochgraduierten Schülern, die ihm halfen. In Rio de Janeiro war Mestre Camisa noch ein junger *Capoeirista*, unerfahren und allein.

Mestre Camisa (2012) begann in einer Schule in Rio de Janeiro zu unterrichten. Dort brachte er den Schülern noch Mestre Bimbas Methode bei. Durch den Wunsch nach Weiterentwicklung passte er den Unterricht in Laufe der Zeit seiner Art an.

Mestre Camisa lernte auch andere *Capoeiristas* kennen, die anders spielten als in Bahia. Assunção (2005, S. 174) weist in seinem Beitrag darauf hin, dass Mestre Camisa nach kurzer Zeit eine Leitungsposition in der damaligen emergenten Gruppe *Capoeira Senzala* übernahm. Mestre Camisa (2012) sagt auch, dass er an den Wochenenden *Rodas* zusammen mit der Gruppe und anderen *Capoeiristas* veranstaltete, wobei jeder einen Beitrag dazu leistete. Spontan fing er an diese *Rodas*, sowie die Spielstile der anderen einzustudieren, basierend auf der Notwendigkeit davon leben zu müssen.

Er begann dann an mehreren Orten, Capoeiraunterricht zu geben und in jedem Ort verwendete er eine etwas unterschiedliche Art zu unterrichten. Er setzte sein Wissen und seine Erfahrungen von den *Rodas*, gemischt mit der Methode der *Capoeira Regional* von Mestre Bimba, ein. Im Laufe der Zeit sammelte er die Erfahrungen der verschiedenen Orte, wo er Capoeira unterrichtete (vgl. Mestre Camisa, 2012).

Seitdem trägt Mestre Camisa viel zur sozialen und technischen Entwicklung der Capoeira bei. Sein Beitrag basiert auf seiner langen Erfahrung mit der *Capoeira Angola* und *Regional*, der Philosophie von Mestre Bimba, dem Kontakt mit Forschern diverser Bereiche und seinen

eigenen Forschungen über afrikanische und brasilianische Kultur, sowie über die Entwicklung und Organisation der modernen Gesellschaft (vgl. Carvalho, 2010, S. 139; Mestre Camisa, 2012).⁶

Carvalho (2010, S. 140) behauptet in seinem Beitrag, dass die von Mestre Camisa durchgeführten Modifikationen bzw. Verbesserungen der Capoeira-Bewegungen auf historischen, anthropologischen, soziologischen, politischen, ethischen und biomechanischen Faktoren basieren, die diese Kampfkunst prägen.

Laut Carvalho (2010, S. 141-142) zielen alle von Mestre Camisa durchgeführten Veränderungen auf die Verbesserung der Dynamik, der Sicherheit und der Effizienz des Capoeiraspieles. Der Beitrag Mestre Camisas zur technischen Entwicklung der Capoeira umfasst die Modifikation bzw. die Kreation von Capoeira-Bewegungen. Unter anderem gehören die Grundausweichbewegungen *Esquiva de Frente*, *Esquiva de Lado* und *Esquiva Diagonal* zu den wichtigsten Elementen dieser Entwicklung.

2.4 Die Techniken

Hier werden die in dieser Studie analysierten Techniken beschrieben.

Die Techniken der Capoeira können in Angriff, Verteidigung und Akrobatik eingeordnet werden. Innerhalb dieser Kategorien gibt es ein komplexes Repertoire von Elementen, die laut Thull (2006, S. 19), während des Capoeiraspieles, fließend auf den Gegenspieler koordiniert werden müssen.

In dieser Forschungsarbeit werden die von Mestre Camisa entwickelten Ausweichbewegungen (*Esquiva de Frente*, *Esquiva de Lado* und *Esquiva*

⁶ Die von Mestre Camisa entwickelte Methodik ist heutzutage besonders beliebt und wird von vielen anderen Meistern auch von anderen Capoeira-Gruppen auf der ganzen Welt direkt oder indirekt verwendet (vgl. Carvalho, 2010, S. 142).

Aktuell, nach über 40 Jahre Capoeiraerfahrung, ist Mestre Camisa einer der bekanntesten Capoeirameister der Welt und wurde 2011 von der Bundesuniversität von Minas Gerais wegen seinem grandiosen Beitrag zur Entwicklung der Sportart mit einem Ehrendokortitel ausgezeichnet.

Diagonal) mit der herkömmlichen Ausweichbewegung der Capoeira Regional (*Cocorinha*) verglichen.

2.4.1 Ginga

Die *Ginga* ist der Grundschrift der Capoeira. Der Begriff *Ginga* kommt aus dem Verb *gingar*, das schwanken/watscheln bedeutet.

Für Wesolowski (2007, S. 156) ist die *Ginga* das Gehen des Capoeiristas, der erste Schritt, den einen *Capoeirista* überhaupt lernt. Die Autorin beschreibt die *Ginga* als „a continuous swaying side-to-side step that keeps to the beat of the music and ties attacks, defenses and acrobatics into a seamless circular whole“ (Wesolowski, 2007, p. 156).

Laut Thull (2006, S. 19-20) entwickeln sich alle weitere Bewegungen aus der *Ginga* heraus und daher gibt es keinen statischen Moment im Spiel. Diese dynamische Struktur prägt den tänzerischen Aspekt der Capoeira aus und unterscheidet die Sportart, so Thull (2006, S. 20), von allen anderen Kampfsportarten.

Alle in dieser Studie untersuchten Ausweichbewegungen entstanden aus der *Ginga*.

Als Ausgangsposition für die *Ginga* werden die Beine antero-posterior auseinander in einem leichten Ausfallschritt gebracht. Beide Knie sind leicht angewinkelt – Flexion zwischen 35° und 40°. Der vordere Fuß liegt flach auf dem Boden und der hintere Fuß dorsalflektiert mit dem Fußballen auf dem Boden. Der Oberkörper ist gerade, leicht nach vorne geneigt – als Verlängerung des hinteren Beins. Der Kopf ist gerade. Der Arm auf der gleichen Seite des hinteren Beins steht zum Schutz vor dem Gesicht, wobei die flektierte Schulter einen ungefähren 90° Winkel mit dem Oberkörper bildet. Der Ellenbogen wird auch um 90° flektiert. Der Unterarm liegt ungefähr in Höhe der Nase und parallel zum Boden. Die Hand mit den Fingern in leichter Flexion bildet eine Muschelform. Der andere Arm liegt am Körper mit leicht angewinkeltem Ellenbogen. Die Finger sind auch leicht flektiert in Muschelform.

Aus der Ausgangsposition geht das hintere Bein nach vorne, so dass nun beide Beine latero-lateral mit Abstand stehen. Die Knie bleiben weiterhin leicht flektiert. Die Arme behalten in diesem Moment die gleiche Position wie in der Ausgangsposition – höher graduierte *Capoeiristas* bewegen hier koordiniert die Arme, sie haben jedoch immer mindestens einen Arm zum Schutz vor dem Gesicht.

Aus dieser Zwischenposition geht das nächste Bein ein Schritt zurück. Die Arme werden in diesem Zeitpunkt vor dem Gesicht gewechselt. Nun steht der *Capoeirista* wieder in der Ausgangsposition, allerdings auf der Gegenseite.

Dieser Vorgang wird dann kontinuierlich wiederholt, wobei die Schritte harmonisch nach dem gespielten Rhythmus gemacht werden.

Die Abbildungen 1 und 2 zeigen die Ausgangsposition der *Ginga* auf den frontalen und sagittalen Ebenen und geben damit eine bessere Übersicht über den Bewegungsablauf.



Abbildung 1: Ausgangsposition der Ginga in der Frontalebene (Proband im Labor)

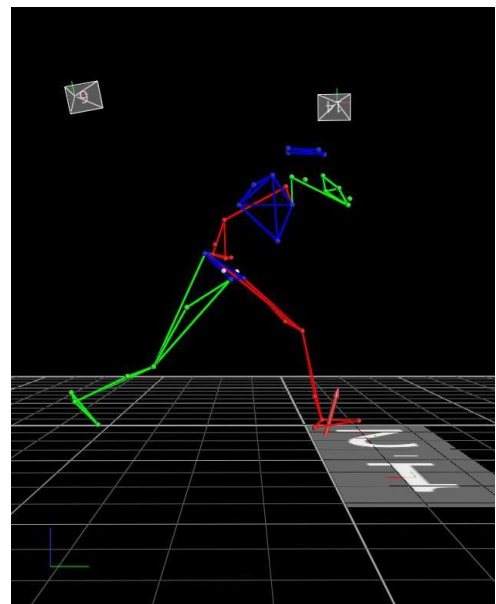


Abbildung 2: Ausgangsposition der Ginga in der Sagittalebene (Vicon Modell)

2.4.2 Cocorinha

Mestre Camisa (2012) erklärte, dass es früher keine bestimmten Ausweichbewegungen gab. Er erzählte, dass es vor Mestre Bimba keine Capoeira-Lehrmethode gab und die *Capoeiristas* einfach durch Beobachtung lernten. Sie sollten immer frei und kreativ von den Angriffen ausweichen.

Cocorinha ist die erste systematisierte Capoeira-Ausweichbewegung und wurde von Mestre Bimba zwischen den 1920er und 1930er Jahren entwickelt. *Cocorinha* ist also die herkömmliche Ausweichbewegung der *Capoeira Regional*.

Diese Systematisierung der Capoeira, sowie die Kreation seiner eigenen Lehrmethode, macht Mestre Bimba einen der größten Vorläufer der Capoeira als formelle erziehende Kampfkunst. (vgl. Carvalho, 2010, S. 181).

Von der *Ginga* aus geht das hintere Bein nach vorne, so dass beide Füße parallel zueinander mit schulterbreitem Abstand stehen. Die Knie werden dabei um 130° gebeugt – in die Hocke gehen. Beide Füße liegen flach auf dem Boden.

Der Oberkörper ist so weit wie möglich nach vorne geneigt, so dass er sich an die Oberschenkel lehnt. Der Kopf bleibt gerade. Die Arme bleiben in der gleichen Stellung wie bei der *Ginga*, wobei die Hand, die am Körper liegt, auf den Boden mit der ganzen Handfläche zur Unterstützung des Körpers gebracht wird.

Der andere Arm bleibt zum Schutz vor dem Gesicht wie bei der *Ginga*. Eine Variation der Armstellung ist auch möglich und wurde für diese Studien genommen. In diesem Fall werden beide Schultern flektiert, die Ellenbogen flektieren um 90° und die Hände, in Muschelform, werden zum Schutz in Höhe der Ohren gestellt.

Die Abbildungen 3 und 4 zeigen den beschriebenen tiefsten Punkt der *Cocorinha* sowohl in der frontalen als auch in der sagittalen Ebene.



Abbildung 3: Tiefster Punkt der Cocorinha in der Frontalebene (Proband im Labor)

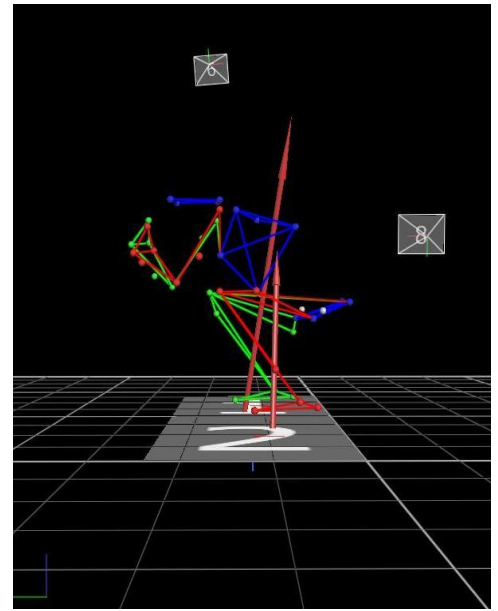


Abbildung 4: Tiefster Punkt der Cocorinha in der Sagittalebene (Vicon Modell)

Nachdem der tiefste Punkt erreicht wurde – und in einer realen Situation den Angriff bereits vorbei gegangen ist – geht das eine Bein ein Schritt in die *Ginga* zurück.

2.4.3 Esquiva de Frente

Gefragt, wie er zur Entwicklung der Ausweichbewegungen von Abadá-Capoeira kam, beantwortete Mestre Camisa (2012), dass diese neuen Ausweichbewegungen eine einfache Konsequenz sind, denn die Capoeira ist die Kunst des Ausweichens.

Mestre Camisa analysierte die freien Ausweichbewegungen der damaligen Capoeira und fing an, wie sein Meister, Mestre Bimba, diese Bewegungen zu beobachten und durch Systematisierung zu optimieren.

Er beobachtete, dass man während des Spieles häufig drei Basisstellungen zu dem Gegner hat. Da man aus diesen Positionen so schnell wie möglich von den Angriffen ausweichen muss, entwickelte Mestre Camisa für jede Basisstellung die adäquateste Ausweichbewegung. Wobei man trotz Geschwindigkeit, eine stabile Basis

erreichen kann, um beispielsweise einen Gegenangriff effektiv durchführen zu können (vgl. Mestre Camisa, 2012).

Laut Mestre Camisa (2012) sind diese drei Basisstellungen frontal, lateral und diagonal.

Die frontale Ausweichbewegung heißt *Esquiva de Frente* und ist eine direkte Variation der *Ginga*.

Die Beine sind also im Ausfallschritt antero-posterior auseinander. Beide Knie sind um 90° gebeugt. Der vordere Fuß liegt flach und der hintere Fuß dorsalflektiert mit dem Fußballen auf dem Boden. Der Oberkörper ist so nach vorne geneigt, dass sich die Brust auf den vorderen Oberschenkel legt. Der Kopf geht in laterale Flexion und Rotation, so dass das Kinn beinahe den Bizeps des vorderen Armes berührt. Der Arm auf der gleichen Seite des hinteren Beins steht zum Schutz vor dem Gesicht. Die Schulter ist in Flexion. Der Ellenbogen wird um 90° angewinkelt. Der Unterarm liegt ungefähr in Höhe der Nase und parallel zum Boden. Die Hand mit den Fingern in leichter Flexion bildet eine Muschelform. Der andere Arm liegt am Körper mit einer leichten Flexion des Ellenbogens. Die Finger sind auch leicht flektiert in Muschelform (Abbildungen 5 und 6).

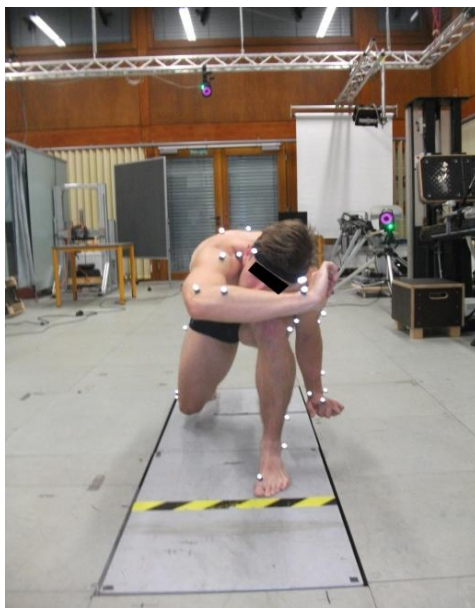


Abbildung 5: Tiefster Punkt der Esquiva de Frente in der Frontalebene (Proband im Labor)

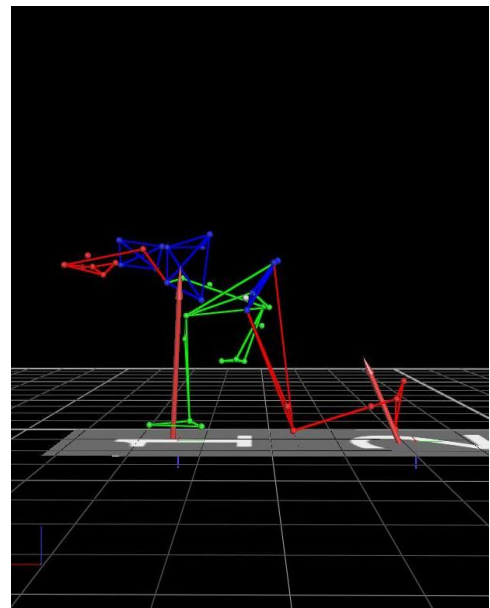


Abbildung 6: Tiefster Punkt der Esquiva de Frente in der Sagittalebene (Vicon Modell)

Gleich nach dem Angriff steht der *Capoeirista* dadurch auf, dass er gleichmäßig mit beiden Beinen Kraft gegen den Boden ausübt und wieder in die Ausgangsposition der *Ginga* geht – beide Kniewinkel sind zwischen 35° und 40° .

2.4.4 Esquiva de Lado

Die zweite von Mestre Camisa (2012) erwähnte Basisstellung ist seitlich zum Gegner. Die laterale Ausweichbewegung heißt *Esquiva de Lado*.

Die Bewegung fängt aus der Ausgangsposition der *Ginga* an. Beide Füße bleiben genau auf ihren Plätzen, drehen sich jedoch seitlich, so dass nun, aus der Perspektive des Gegners, die Beine nicht mehr antero-posterior, sondern latero-lateral auseinander stehen. Beide Knie flektieren um 90° . Die Füße liegen flach auf dem Boden. Der Oberkörper ist gerade und so nach vorne geneigt, dass er parallel zum Boden steht. Der Kopf ist lateral rotiert mit dem Blick zum Gegner – während der Körperdrehung bleibt der Blick nach vorne. Beide Schultern werden um 90° zum Körper abduziert und leicht nach außen rotiert, so dass die Unterarme parallel zum Boden stehen. Die Ellenbogen werden auch um 90° angewinkelt – hier steht der vordere Arm zum Schutz vor dem Gesicht. Die Finger sind leicht flektiert in Muschelform.

Das ist der tiefste Punkt der *Esquiva de Lado* und wird in den Abbildungen 7 und 8 übersichtlicher dargestellt.

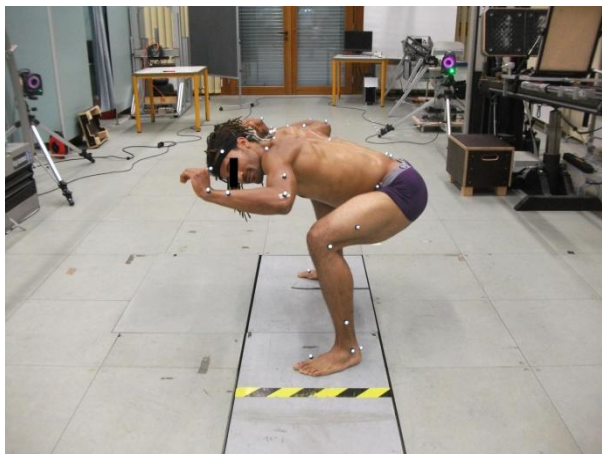


Abbildung 7: Tiefster Punkt der Esquiva de Lado in der Sagittalebene (Proband im Labor)

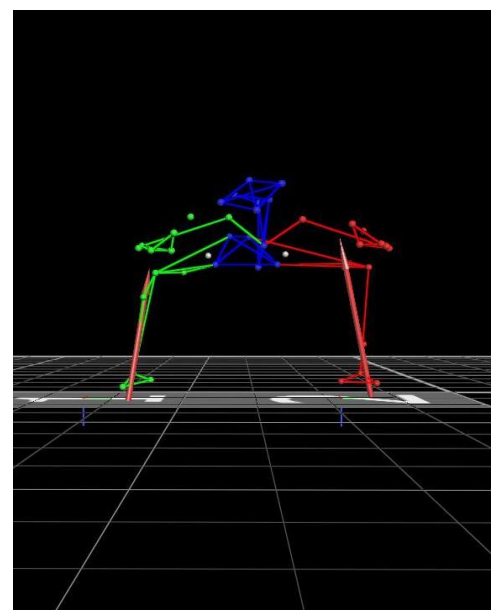


Abbildung 8: Tiefster Punkt der Esquiva de Lado in der Frontalebene (Vicon Modell)

Nach dem Angriff wird der dargestellte Bewegungsablauf in entgegengesetzter Richtung gefolgt. Die Füße drehen sich wieder nach vorne zum Ausgangsposition der *Ginga*.

2.4.5 Esquiva Diagonal

Die dritte von Mestre Camisa (2012) genannte Basisposition ist diagonal. Diese diagonale Ausweichbewegung lautet *Esquiva Diagonal*.

Aus der Ausgangsposition der *Ginga* geht das hintere Bein nach vorne, allerdings nicht parallel zu dem anderen Bein, sondern so weiter vorne, dass die Beine diagonal mit Abstand auseinander stehen.

Der vordere Fuß ist flach auf dem Boden und zeigt nach diagonal außen – Hüfte ist leicht nach außen rotiert. Das vordere Knie geht um 90° in Flexion. Der hintere Fuß liegt auch ganz flach auf dem Boden und zeigt nach der anderen Diagonale – hier rotiert die Hüfte auch leicht nach außen. Das hintere Knie ist um 80° flektiert.

Der Oberkörper ist gerade und weit nach diagonal vorne geneigt – die Brust liegt auf dem vorderen Oberschenkel. Der Kopf geht in laterale Flexion und Rotation, so dass das Kinn beinahe den Bizeps des vorderen Armes berührt.

Der Arm auf der gleichen Seite des hinteren Beins steht zum Schutz vor dem Gesicht. Die Schulter ist in Flexion. Der Ellenbogen wird um 90° flektiert. Der Unterarm liegt ungefähr in Höhe der Nase und parallel zum Boden. Die Hand mit den Fingern in leichter Flexion bildet eine Muschelform. Der andere Arm liegt am Körper mit einer leichten Beugung des Ellenbogens. Die Finger sind auch leicht angewinkelt in Muschelform.

Die Bewegung wird dadurch beendet, dass das vordere Bein zurück in die Ausgangsposition der *Ginga* gezogen wird. Dabei werden die Arme entsprechend vor dem Gesicht gewechselt.

Die Abbildungen 9 und 10 dienen dazu, den Bewegungsablauf überschaubar zu machen. Sie zeigen den tiefsten Punkt der *Esquiva Diagonal* in der Frontal- und Sagittalebene.



Abbildung 9: Tiefster Punkt der Esquiva Diagonal in der Frontalebene (Proband im Labor)

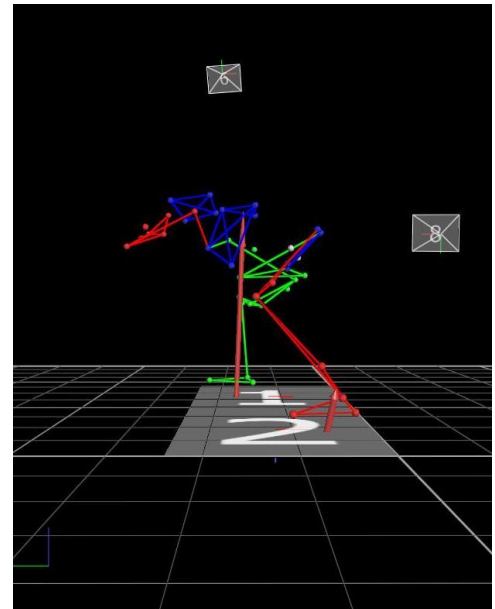


Abbildung 10: Tiefster Punkt der Esquiva Diagonal in der Sagittalebene (Vicon Modell)

2.5 Biomechanische Aspekte der Studie

Diese Studie beschäftigt sich mit der biomechanischen Analyse der soeben beschriebenen Ausweichbewegungen. In diesem Sinne werden die mechanische Belastung, sowie die mechanische Arbeit – Energiegenerierung und -absorption – in den unteren Extremitäten während der Ausführung der vier Capoeira-Ausweichbewegungen untersucht.

„Die Biomechanik ist eine wissenschaftliche Disziplin, die Bewegungen unter Verwendung von Begriffen, Methoden und Gesetzmäßigkeiten der Mechanik und Biologie unter Zugrundelegung der Bedingungen des betreffenden Systems beschreibt und erklärt“ (Ballreich und Baumann, 1988, S. 2).

Sie ist also eine interdisziplinäre Wissenschaft, die auf biologischen Experimenten und mechanischen Modellen basiert.

2.5.1 Mechanische Belastung

Die mechanischen Belastungsanalysen in den Gelenken werden vor allem für die Entwicklung von Prothesen, die Beurteilung von Erkrankungen des Bewegungsapparates und die Verschreibung der passenden

Rehabilitationsmethoden verwendet. Deswegen, so Robert, Chèze, Dumas und Verriest (2007, S. 2451), spielt die Genauigkeit der Berechnungsmethoden zur Ermittlung der mechanischen Belastung eine sehr wichtige Rolle.

Die gleichen Autoren weisen in ihrem Beitrag darauf hin, dass „the net joint loads are classically computed using inverse dynamic techniques, as a function of body segment kinematics and inertial parameters, and possibly the external forces (e.g., the ground reaction forces)” (Robert et al., 2007, S. 2450).

Für die Berechnung der mechanischen Belastung spielen die Parameter Kraft und Drehmoment eine wichtige Rolle.

2.5.1.1 Kraft

Die Kraft F ist ein Vektor und wird durch Betrag, Angriffspunkt und Richtung bestimmt. Ihre Definition erfolgt über die Beschreibung ihrer möglichen Wirkungen: Verformung und Beschleunigung. Die Einheit der Kraft ist Newton N .

Laut Wick, Thielscher, Ohlert, Krüger, Fritzenberg und Kittel (2009, S. 41) führen einwirkende Kräfte auf frei bewegliche Körper zu einer Bewegungsänderung, wobei zwei Varianten zu unterscheiden sind. Wenn die Kraft durch den Körperschwerpunkt verläuft, bewegt sich der Körper translatorisch. Trifft aber die Kraft auf den Körper außerhalb des Körperschwerpunktes, erzeugt diese eine Drehbewegung. Diese Bedingung wird als Drehmoment bezeichnet.

2.5.1.2 Drehmoment

Nach Wick et al. (2009, S. 60) ist die Entstehung einer Drehbewegung eines Körpers durch eine exzentrische Kraft zu erklären, das Drehmoment M , das an dem Körper wirkt. Das Drehmoment wird als das Produkt aus der Kraft F und dem senkrechten Abstand r zur Drehachse definiert ($M = F \cdot r$). Die Größe des Drehmoments hängt also von der Größe der Kraft und vom Hebelarm ab. Seine Einheit ist Newtonmeter Nm .

Man kann Drehmomente, genauso wie Kräfte, nicht direkt beobachten. Nach Brinckmann, Frobin und Leivseth (2000, S. 11) können nur die Wirkungen von Drehmomenten beobachtet werden. Diese sind die Beschleunigung einer Drehbewegung und die Torsions- oder Biegeverformung eines Gegenstandes.

2.5.1.3 Inverse Dynamik

Zur Beantwortung der Problemstellung dieser Studie wurde die Methode der inversen Dynamik verwendet.

Nigg und Herzog (1999, zitiert nach Schwameder, 2004, S. 18) zufolge, werden bei der inversen Dynamik, aus räumlich-zeitlichem Bewegungsverlauf, die Gelenkkräfte und -momente bestimmt, die die Bewegung verursachen.

Laut Schwameder (2004, S. 18) werden lediglich wenige Eingangsdaten für die Berechnungen erfordert, was die inverse Dynamik zu einer relativ einfachen Methode macht.

Auch über die Genauigkeit der Methode schrieb Schwameder (2004, S. 18):

Die Methode der inversen Dynamik ist dann sehr genau, wenn (1) als Eingangsdaten in das Modell neben kinematischen Daten auch dynamische Daten wie Bodenreaktionskraft und Momente (zur Bestimmung des Kraftangriffspunkts relativ zum Körper) integriert werden, (2) die untersuchten Bewegungen keine großen Beschleunigungen aufweisen, (3) die Modellsegmente als starrer Körper approximiert werden können und (4) die Anzahl der Segmente und Gelenke begrenzt ist, da sich Fehler mit Zunahme der Segmente im Allgemeinen verstärken. (Schwameder, 2004, S. 18)

Nach Kleindienst, Michel, Stief, Wedel, Campe und Krabe (2007, S. 106) können mittels Durchführung von Momentenberechnungen direkte Schlüsse bezüglich der Gelenkbelastungen formuliert werden. Diese Schlussfolgerungen werden jedoch nur auf die Gesamtbelastung in den Gelenken zugelassen, was lediglich beschränkte Schlüsse auf bestimmte Muskel- und Kompressionskräfte erlaubt. Für aussagekräftige Ergebnisse über die Belastungen konkreter Strukturen, werden In-vitro-Messungen

oder spezifische mathematische Modelle – unterschiedlicher Komplexität – des entsprechenden Gelenks und seiner Struktur benötigt (vgl. Schwameder, 2004, S. 25).

Für die Berechnung der mechanischen Belastung in den Gelenken werden neben kinematischen Daten, auch äußere Kräfte und Momente berücksichtigt, die auf den Körper einwirken. Sowohl die kinematischen Parameter als auch die äußeren Kräfte und Momente können relativ leicht anhand moderner Bewegungsanalysesysteme erfasst werden.

Die Gelenkbelastung ist gleich der von den entsprechenden Muskeln um die Gelenkstruktur aufzubringenden Kräfte, die zur Kompensation der äußeren Drehmomenten dienen.

Bonnefoy, Doriot, Senk, Dohin, Pradon und Chèze (2006, S. 1776) zufolge, ist die Bestimmung der Muskel-Sehne-Kräfte wichtig für die Forschung in der Biomechanik. Eine genaue Darstellung der unteren Extremität des Muskel-Skelett-Systems ist daher erforderlich, um beispielsweise eine Einschätzung über die Belastung des Bewegungsapparates während des Gehens zu ermitteln.

Diese inneren Kräfte und Momente werden aus den gemessenen äußeren Parametern berechnet. Dafür wird die Größe der Hebelarme der entsprechenden Muskeln benötigt. Laut Brinckmann, Frobin und Leivseth (2000, S. 158) wird der Hebelarm eines Muskels als der senkrechte Abstand der Wirkungslinie der Muskelkraft von der Drehachse des betreffenden Gelenks bestimmt und ändert sich innerhalb der verschiedenen Gelenkwinkeln.

Die Hebelarme der Muskeln der unteren Extremität wurden von mehreren Autoren und mittels verschiedener Verfahren erforscht und berechnet Németh und Ohlsén, 1985; Hoy et al., 1990; Kellis und Baltzopoulos, 1998; Maganaris und Paul, 1999; Krevolin et. al., 2003; Tsaopoulos et al., 2005; Bonnefoy et al., 2006, Scheys et al., 2011).

Diese Hebelarme bestimmen also die Größe und Orientierung der Muskel-Sehne-Kräfte relativ zu den Knochen oder Gelenkflächen. Zusammen mit

den Gelenkmomenten, die direkt gemessen oder mittels inverser Dynamik berechnet wurden, bilden die Hebelarme der Muskeln die Hauptparameter für die Einschätzung der Gelenkbelastung (vgl. Tsaopoulos et al., 2005, S. 657-658).

2.5.2 Mechanische Arbeit

Mechanische Arbeit, verrichtet durch die Muskulatur, ist bei jeglicher Art der Fortbewegung notwendig. Auf Grund des damit verbundenen Energieverbrauchs ist es das Ziel, sowohl im Leistungssport, als auch im Freizeitsport und in der Rehabilitation die mechanische Arbeit zu verringern, um die Performance zu verbessern oder älteren Menschen mehr Mobilität und Flexibilität zu ermöglichen.

In dieser Studie wird, neben der mechanischen Belastung, die mechanische Arbeit im Hüft-, Knie- und Sprunggelenk während der Durchführung verschiedener Capoeira-Ausweichbewegungen erforscht.

Die Performance eines Athleten hängt von verschiedenen Faktoren ab. Ein wichtiger Faktor ist, Nigg, MacIntosh und Mester (2000, S. 5) zufolge, die Arbeit-Energie-Balance.

Ein Athlet verfügt hauptsächlich über drei Strategien, die Arbeit-Energie-Balance zu verbessern. (1) Energie kann gespeichert und wieder zurückgegeben werden, (2) der Energieverlust kann minimiert werden und (3) die muskulären Funktionen können verbessert werden (vgl. Nigg et al., 2000, S.5).

2.5.2.1 Arbeit-Energie-Relation

Energie und mechanische Arbeit hängen eng miteinander zusammen. Kassat (1993, S. 165) bezeichnet die Energie als gespeicherte Arbeit, wobei Arbeit zu einer Änderung in dem Zustand des betreffenden Körpers führt und diese Körperzustände benutzt werden können, um wiederum Arbeit zu verrichten. Kassat (1993, S. 165) weist darauf hin, dass sich Arbeit und Energie nur unwesentlich unterscheiden und beide Begriffe teilweise auch als Synonym verwendet werden, wobei Arbeit der Vorgang

ist, bei dem durch Zustandsänderung eines Körpers Energie gespeichert wird und Energie das Ergebnis des Arbeitsvorganges ist.

Nach Knudson (2003, S. 155) ist die Arbeit-Energie Relation von großer Bedeutung, wobei zeitliche Faktoren nicht wichtig sind, sondern die Bewegung eines Körpers.

Bei der Arbeit-Energie-Relation ist die an einem Körper verrichtete Arbeit gleich der Änderung der mechanischen Energie dieses Körpers. In diesem Sinne verwenden biomechanische Studien die Arbeit-Energie-Relation häufig zur Studie der Kinetik, wobei Arbeit durch die Änderungen der mechanischen Energie eines Segments oder durch Integralberechnungen von mechanischer Leistung in Bezug auf die Zeit berechnet wird.

2.5.2.2 Arbeit

Laut Knudson (2003, S. 154ff.) ist der Begriff mechanische Arbeit W kein Synonym für muskuläre Anstrengung, sondern steht für die Wirkung einer Kraft längs eines Weges. Wird beispielsweise eine isometrische Kraft erzeugt, hat man sich zwar muskulär angestrengt, jedoch keine Arbeit verrichtet, weil die mechanische Arbeit von der Verschiebung eines Körpers bzw. Massenpunktes abhängt.

In diesem Sinne wird die mechanische Arbeit, gemessen in Joule J , als das Produkt von Kraft F und Weg s ($W = F \cdot s$) definiert. (vgl. Knudson, 2003, S. 153).

Nach Kassat unterscheidet man im Sport, sowie in der Physik, die Arbeitsverrichtung in drei Formen: Hubarbeit, Beschleunigungsarbeit und Deformationsarbeit (vgl. Kassat, 1993, S.164ff.).

Laut Wick et al. (2009, S. 56) geht die verrichtete Arbeit nicht verloren, sondern sie wird in Form von potenzieller, kinetischer oder Deformationsenergie gespeichert, wobei der energiespeichernde Körper in der Lage ist, diese Energie wieder zurück zu geben und so wieder Arbeit zu verrichten. Die Größe dieser gespeicherten Energie entspricht also der verrichteten Arbeit.

2.5.2.3 Energie

In der Mechanik wird Energie als die Fähigkeit eines Systems, Arbeit zu verrichten, definiert. Energie ist ein Skalar und hat verschiedene Formen, wie Elektro-, Licht-, Strahlungs-, Schall-, Wärme-, chemische und mechanische Energie (vgl. Knudson, 2003, S. 149). Für bewegungstechnische Betrachtungen wird die mechanische Energie in Form von potenzieller, kinetischer oder Deformationsenergie, herangezogen.

Eine detaillierte Beschreibung der drei Energieformen kann bei Knudson (2003) eingesehen werden.

2.6 Forschungsstand

In diesem Kapitel wird der derzeitige Forschungsstand im Bereich der biomechanischen Analyse der Sportart Capoeira dargestellt.

Die Literaturrecherche bezog sich auf die mechanische Belastung während des allgemeinen Praktizierens der Sportart Capoeira. In diesem Sinne wurden darauf basierende Studien in verschiedenen elektronischen Datenbanken gesucht - ScienceDirect® (Elsevier), Schoolargoogle, LILACS® (Literatura Latino-Americana e do Caribe em Ciências da Saúde), SciELO® (Scientific Electronic Library Online) und PubMed Central®.

Bei der Suche wurden folgende Deskriptoren auf Deutsch, Englisch und Portugiesisch betrachtet: Capoeira; Biomechanik; mechanische Belastung; Gelenkbelastung; Bodenreaktionskraft; und ihre entsprechenden Übersetzungen in Englisch und Portugiesisch. Die logischen Operatoren *AND* und *OR* wurden für die Verbindung der Deskriptoren bei der Ermittlung der betreffenden Studien verwendet.

Die Literaturrecherche in den elektronischen Datenbanken wurde zwischen Mai und Juli 2012 gemacht. Mit dem Suchverfahren wurden ursprünglich drei potenzielle Studien gefunden, die in diese Darstellung einbezogen werden konnten.

Als Aufnahmekriterien wurden folgende Aspekte betrachtet: (1) die Studie sollte auf Deutsch, Englisch oder Portugiesisch (2) und zwischen 2000 und 2012 als originaler Zeitschriftenartikel veröffentlicht sein. (3) Sie sollte die Sportart Capoeira aus einer biomechanischen Perspektive analysieren und (4) Reaktionskräfte bzw. Gelenkbelastungen während Ausführung von Capoeirabewegungen erfassen.

Schließlich erfüllte lediglich eine Studie alle Aufnahmevoraussetzungen, wobei sich ihre Hauptcharakteristiken in der Tabelle 1 befinden.

Tabelle 1: Hauptcharakteristiken der Studie (n: Stichprobe; M: männlich; F: weiblich)

Autor (Jahr)	n	Sportart	Geschlecht	Analysierte Gesten	Messungssystem
Brennecke et al. (2005)	10	Capoeira	M und W	Landungen	Kraftmessplatten

Brennecke, Amadio und Serrão (2005) haben über dynamische Parameter ausgewählter Capoeirabewegungen geschrieben. Das Ziel ihrer Untersuchung war es, die Wirkung der externen Kräfte – Bodenreaktionskraft – auf den Bewegungsapparat während der Ausführung der Capoeirabewegungen *Negativa Fechada*, *Martelo*, *Armada Pulada* und *Parafuso* zu analysieren.

An der Studie nahmen 10 Probanden ($25,1 \pm 3,03$ Jahre, $172,7 \pm 7,5$ cm, $70,35 \pm 7,26$ Kg) teil, wobei 8 davon männlich und zwei weiblich waren. Die Probanden gehörten zu 4 verschiedenen Capoeiragruppen und waren fortgeschrittene *Capoeiristas* ($7,7 \pm 4,4$ Jahre Erfahrung). Anhand einer orthopädischen Anamnese der Probanden wurde festgestellt, dass keine Behinderungen vorlagen, die das Praktizieren der Capoeira verhinderten.

Die vier verschiedenen Aufgaben wurden auf eine Kraftmessplatte (KISTLER AG, 1000 Hz) durchgeführt. Die Ausgangsposition für alle Bewegungen war die *Ginga*. Jede Versuchsperson durfte die zu

erfassenden Bewegungen auf der Kraftmessplatte vor den tatsächlichen Messungen üben, um den rückwirkenden Effekt zu minimieren. Für jede Aufgabe wurden 5 gültige Versuche aufgenommen. Die Datenanalyse erfolgte mittels des Softwares BIOWARE (Biomechanical Software Analysis System and Performance, 282A1-20).

Gemessen wurde (1) die bei den Bewegungslandungen erreichte maximale vertikale Bodenreaktionskraft F_y (máx), (2) die bis zur Erreichung von F_y (máx) benötigte Zeit $T F_y$ (máx), (3) die Anstiegsrate der vertikalen Bodenreaktionskraft $GC F_y$ und (4) der in den ersten 50 ms des Bodenkontaktes von F_y erzeugte Impuls $I50$.

Die Statistik wurde mithilfe des Softwares STATISTICA '99 Edition durchgeführt. Die Mittelwerte der erfassten Parameter wurden mit einem unabhängigen T-Test analysiert, wobei das Signifikanzniveau α bei $p < 0,05$ lag.

Die Tabelle 2 soll dazu dienen, die Ergebnisse der Studie von Brennecke et al. (2005) überschaubar zu machen.

Tabelle 2: Mittelwert und Standardabweichung (SD) der während der Ausführung der Capoeirabewegungen erfassten Parameter (auf die Bodenreaktionskraft bezogen) (PC: Körpergewicht)

	F_y (máx) (PC)	$T F_y$ (máx) (ms)	$GC F_y$ (PC·s ⁻¹)	$I50$ (·10 ⁻² kg·ms)
Negativa	1,91 (0,36)	583,00 (290,63)	4,91 (4,69)	1,53 (0,76)
Armada	4,67 (1,65)	57,25 (31,74)	115,93 (79,84)	7,54 (3,04)
Martelo	1,36 (0,17)	693,32 (322,50)	2,61 (1,70)	0,84 (0,41)
Parafuso	5,15 (2,06)	125,42 (78,02)	69,17 (65,68)	6,38 (2,88)

(Aus Brennecke, A. et al., 2005)

Bei den Ergebnissen zeigte sich, dass die maximalen Bodenreaktionskräfte bei den analysierten Capoeirabewegungen kleiner

sind, verglichen mit anderen Sportarten wie Laufen, Leichtathletik und Basketball (Amadio und Duarte, 1996; MacClay et al., 1994).

In Anlehnung an die Ausführungen von Amadio und Duarte (1996), dass die passive Phase der Bewegung – in der eine muskuläre Steuerung in Funktion des äußeren Stimulus nicht möglich ist – ungefähr zwischen 60 und 100 ms dauert, könnte die Ausführung der Bewegung *Armada Pulada* gegenüber den anderen analysierten Techniken als weniger sicher bezeichnet werden. In diesem Sinne gehen Brennecke et al. (2005) davon aus, dass die höheren auftretenden äußeren Kräfte, die von dieser Bewegung erzeugt werden, vorwiegend auf die passive Struktur des Bewegungsapparates treffen – vor allem Knochen und Gelenke.

Die kleineren Werte für die Kraftanstiegsrate zeigten die Bewegungen *Negativa Fechada* und *Martelo*, wobei es einen signifikanten Unterschied zwischen diesen beiden Bewegungen gab. Die Bewegungen *Armada Pulada* und *Parafuso* wiesen die höheren Werte für dieses Parameter auf und unterschieden sich auch signifikant von einander.

Was den erzeugten Impuls in den ersten 50 ms des Bodenkontaktes betrifft, gab es nur zwischen den Bewegungen *Negativa Fechada* und *Martelo* einen signifikanten Unterschied. Diese Bewegungen zeigten allerdings die kleineren Werte für dieses Parameter.

Brennecke et al. (2005) wiesen auch darauf hin, dass eine erhebliche Variabilität in den Ergebnissen der Bodenreaktionskräfte bei den analysierten Bewegungen beobachtet werden konnte. Dieses Phänomen kann eventuell dadurch erklärt werden, dass es zwischen den verschiedenen Capoeira-Gruppen keine Standardisierung der Bewegungen gibt, so dass jede Gruppe quasi ihre eigene Klassifizierung und Beschreibung der Techniken hat.

Aus der Studie von Brennecke et al. (2005) wurde geschlossen, dass die Ergebnissen ihrer Studie zur Trainingssteuerung beitragen können. In diesem Sinne sollten die Capoeira-Trainer auf die Auswahl der Bewegungen für das Capoeira-Training besonders achten.

Bewegungen, die kleinere Bodenreaktionskräfte zeigen, wie *Negativa Fechada* und *Martelo*, können beispielsweise in einer früheren Phase des Trainingsprogramms eingesetzt werden, während die höher belastenden Bewegungen, wie *Armada Pulada* und *Parafuso*, erst in einer späteren Phase ausgeführt werden sollten.

Die Studie von Brennecke, Amadio und Serrão (2005) gibt einen ersten Überblick über einige Capoeirabewegungen aus einer biomechanischen Perspektive. Allerdings gibt es bei ihrer Studie einige Einschränkungen, vor allem was die Aussagekraft über die Belastungssituation in den einzelnen Gelenken betrifft.

Die Autoren haben hauptsächlich die Bodenreaktionskraft als Parameter für die dynamische Analyse der Capoeirabewegungen genommen. Laut Schwameder (2004, S. 98) geben die Bodenreaktionskräfte einen guten Einblick in die Dynamik des gesamten Systems, können jedoch nur sehr eingeschränkt Schlüsse über die dynamischen Bedingungen in den Gelenken ziehen. Dafür sind als Parameter die in den Gelenken wirkenden Drehmomente besser geeignet.

Außerdem analysierten Brennecke, Amadio und Serrão (2005) Bewegungen die sich, von der Ausführungstechnik her, voneinander vollkommen unterscheiden. In diesem Sinne können sie nicht direkt miteinander verglichen werden, da sie zu unterschiedlichen Bewegungsklassen gehören – *Martelo* ist ein gerader Tritt, den man im Stand durchführt. *Parafuso* und *Armada Pulada* sind Sprungtritte und *Negativa Fechada* ist eine tiefe Bewegung, die u.a. auch als Ausweichbewegung dient und mit Unterstützung der Hände auf dem Boden durchgeführt wird.

Im Vergleich mit der Studie von Brennecke, Amadio und Serrão (2005) wurde in dieser Forschungsarbeit eine etwas komplexere biomechanische Analyse durchgeführt. Es wurden vier gleichmäßige Capoeira-Ausweichbewegungen ausgewählt. Um die Aussagekraft der mechanischen Belastungsanalyse in den Gelenken der unteren Extremitäten während der Ausführung dieser Bewegungen zu

gewährleisten wurde das Gelenkmoment als Parameter genommen. Außerdem wurde die mechanische Arbeit in diesen Gelenken analysiert. Darüber hinaus wurden kinematische Parameter mit aufgenommen und analysiert.

3 Methode

3.1 Stichprobe

Die Stichprobe bestand aus 15 erfahrenen *Capoeiristas* (Tab. 3). Die Kriterien für die Aufnahme eines Probanden waren: (1) Er/sie sollte fortgeschritten sein – das heißt Capoeira wenigstens zweimal wöchentlich und seit mindestens 5 Jahren praktizieren – und (2) der Gruppe *Abadá-Capoeira* angehören, um die in der Studie verwendeten Techniken möglichst vollkommen zu beherrschen.

Für die Stichprobe wurden *Capoeiristas* der Gruppe *Abadá-Capoeira* aus Heidelberg, Karlsruhe, Ludwigsburg, München und Stuttgart herangezogen.

Tabelle 3: Anthropometrische Daten und Daten zur Trainingsgestaltung, Gesamtpersonenstichprobe, n=15 (9 männlich, 6 weiblich)

Parameter	Mittelwert	Standardabweichung
Alter (Jahre)	31	± 6,7
Körpergewicht (Kg)	74,1	± 8,3
Körpergröße (m)	1,75	± 0,08
Trainingshäufigkeit (Einheiten/Woche)	3,7	± 0,9
Capoeiraerfahrung (Jahre)	11	± 5,4

3.2 Datenerfassung

Die Beobachtung und Beschreibung der Bewegungsabläufe erfolgten durch ein markerbasiertes optisches Verfahren (Ganzkörpermodell: 39 Marker). Das 14-Kamera-Bewegungsanalyse-System (Vicon MX 13; 200 Hz) und zwei Kraftmessplatten (AMTI; 1000 Hz) wurden zur Erfassung der kinematischen und kinetischen Daten verwendet.

3.3 Versuchsaufbau

Im biomechanischen Labor des Instituts für Sport und Sportwissenschaft am Karlsruher Institut für Technologie (KIT) wurde die Software von *Vicon® Nexus* in Betrieb genommen.

Die 14 hochauflösenden Infrarotkameras und zwei AMTI-Kraftmessplatten wurden entsprechend kalibriert. Die Probanden (n=15) wurden nach dem Plug-in Gait Markerset (Vicon, Oxford, UK) vermarkert und ihre anthropometrischen Merkmale zur Speicherung ihrer Körperdimensionen im Programm *Vicon® Nexus* protokolliert. Eine Referenzmessung (statisch) wurde aufgenommen und gespeichert. Vor der tatsächlichen Versuchsdurchführung hatte jeder Proband 5 bis 10 Minuten Zeit, um sich aufzuwärmen und an die Laborumgebung gewöhnen zu können.

3.3.1 Ausrichtung der Kameras

Für jede Kamera wurde die genaue Ausrichtung bestimmt. Dafür wurde im Programm *Vicon® Nexus* aus der Perspektive jeder einzelnen Kamera überprüft, ob der mit Markern abgesteckte Bereich komplett erfasst wurde.

Dieser Schritt erfolgte in Anlehnung an die Ausführungen von Kloiber, 2008, S. 40:

Zu diesem Arbeitsschritt wurde eine zweite Person als Helfer herangezogen, welche die Ausrichtung der Kameras anpasste. Da nicht nur der Aufnahmebereich sondern auch die Bewegung im Fokus der Kameras zu erkennen sein sollte, wurde mit Hilfe des ebenfalls mit Markern bestückten Kalibrierwerkzeuges die Bewegung simuliert, um zu sehen, ob die Kamera die Marker während der gesamten Bewegung im Blickfeld hatte. Weiters wurde der gesamte abgesteckte Aufnahmebereich mit diesem Kalibrierwerkzeug abgeschritten um einen Überblick darüber zu

bekommen, ab welchem Punkt diese begannen zu verschwinden. Diese Schritte wurden für jede Kamera einzeln vorgenommen. (Kloiber, 2008, S. 40)

Nach der kompletten Ausrichtung der Kameras wurde kontrolliert, ob es noch unerwünschte Reflexionspunkte – sogenannte Ghostmarker – im Aufnahmebereich gab. Nach Entfernung und Abdeckung von allen reflektierenden Objekten, die einen möglichen störenden Einfluss aufweisen könnten, wurden die vorhandenen reflektierenden Punkte, die nicht entfernt werden konnten, im Programm *Vicon® Nexus* maskiert.

3.3.2 Anthropometrische Vermessung

Um die jeweiligen Aufnahmen den Probanden zuordnen zu können, musste im Programm *Vicon® Nexus* für jeden Probanden ein neues Subjekt angelegt werden.

Das Subjekt wurde mit einem entsprechenden Namen versehen und eine anthropometrische Vermessung an den einzelnen Probanden durchgeführt. Die erfassten Daten wurden bei den entsprechenden Subjekten im Programm gespeichert.

Die vom Programm *Vicon® Nexus* vorgegebenen anthropometrischen Parameter, die vermessen wurden, lauten: (1) Körpergröße, (2) Körpergewicht, (3) Beinlänge (Abstand von Malleolus medialis zu Spina iliaca anterior superior), (4) Kniebreite (von Epicondylus lateralis zu Epicondylus medialis des Femur), (5) Sprunggelenkbreite (von Malleolus medialis zu Malleolus lateralis), (6) Schulter-Offset (von der Achselhöhle zu Acromion), (7) Ellenbogenbreite (von Epicondylus lateralis zu Epicondylus medialis des Humerus), (8) Handgelenkbreite (von Processus styloideus radii zu Caput ulnae) und (9) Handdicke (zwischen Handfläche und Handrücken).

Diese Daten sind nötig, damit das spätere Modell noch besser auf den jeweiligen Probanden abgestimmt ist.

Das Körpergewicht wurde in Kilogramm *Kg* und alle anderen Parameter in Millimeter *mm* eingegeben.

3.3.3 Anbringen der Marker

Die Abbildung 11 stellt das Plug-in Gait Markerset (Vicon, Oxford, UK) dar, das für diese Untersuchung verwendet wurde.

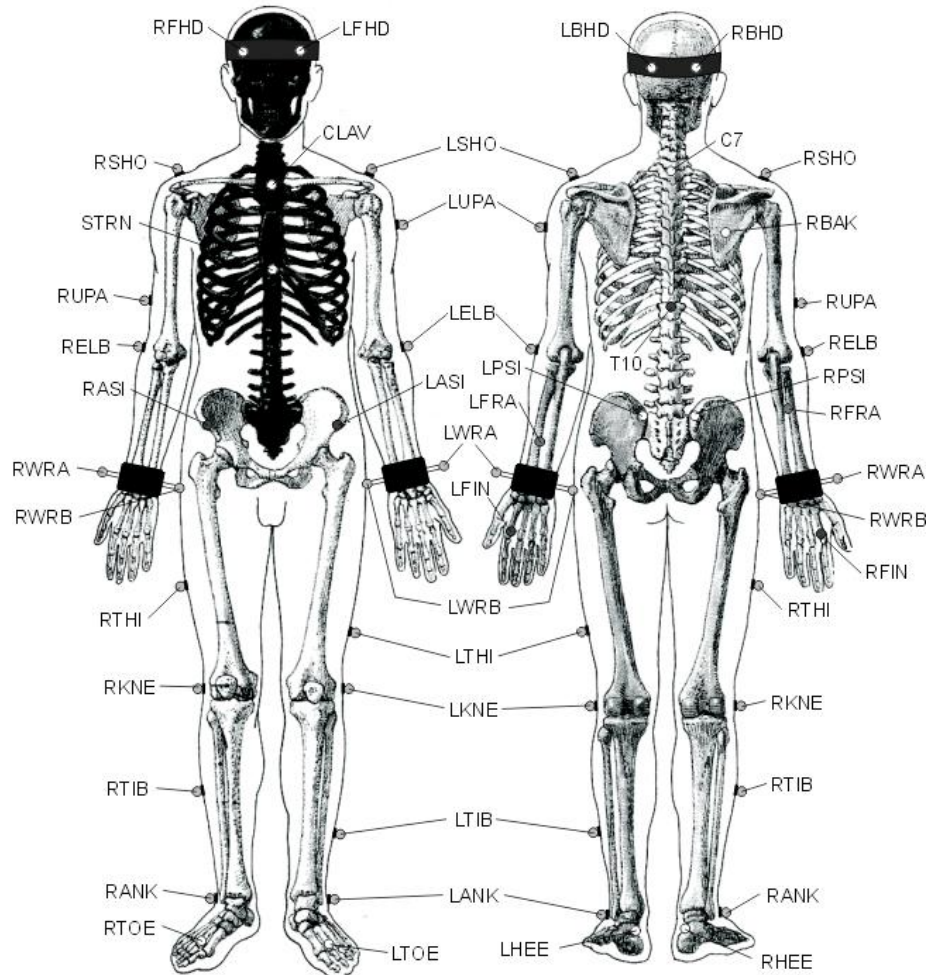


Abbildung 11: Markerplacement nach *Vicon*® (aus Kloiber, 2008, S. 43)

In diesem Modell werden ursprünglich 39 Marker benutzt, die sowohl direkt auf die Haut, als auch an manchen Stellen auf die Kleidung aufgebracht werden können.

Alle Probanden trugen kurze enge Hosen. Männliche Probanden hatten in dieser Studie den Oberkörper frei und weibliche trugen kurze, enge Gymnastiktops.

Für diese Studie wurde die von der Firma *Vicon*® empfohlene Standard-Markerpositionierung verwendet. Laut Kloiber (2008, S. 43) wird dieses

Markersetup unter anderem oft für verschiedene Bewegungsanalysen benutzt.

Allerdings wurde bei dieser Untersuchung das Setup durch zwei zusätzliche Marker an der Hüfte ergänzt. Die zusätzlichen Marker wurden weiter seitlich an beide Beckenkämme aufgeklebt. Der Grund dafür war, dass durch die starken Hüftflexionen während der Ausführung der Ausweichbewegungen die Marker LASI und RASI häufig abgedeckt wurden. In diesem Fall konnte man anhand der Koordinaten der zwei Zusatzmarker die abgedeckten Hüftmarker in der Nachbearbeitung leichter rekonstruieren.

Die Tabelle 4 zeigt das Plug-in Gait Markerset von *Vicon*® mit allen ursprünglichen 39 Markern, ihren Bedeutungen und entsprechenden Platzierungen.

Tabelle 4: Plug-in Gait Markerset (Vicon, Oxford, UK) (*ASIS: anterior superior iliac spine; *PSIS: posterior superior iliac spine)

Marker	Bedeutung	Platzierung
Kopf		
LFHD	Left Front Head	direkt über der linken Schläfe
RFHD	Right Front Head	direkt über der rechten Schläfe
LBHD	Left Back Head	Hinterkopf, auf einer Höhe mit dem vorderen Marker, links
RBHD	Right Back Head	Hinterkopf, auf einer Höhe mit dem vorderen Marker, rechts
Rumpf		
C7	7. Cervical Vertebrae	Dornfortsatz des 7. Halswirbels

T10	10.Thoracic Vertebrae	Dornfortsatz des 10. Brustwirbels
CLAV	Clavicle	Schlüsselbein-Brustbein Gelenk
STRN	Sternum	unterer Rand des Sternums
RBAK	Right Back	Mitte des rechten Schulterblattes
Arme		
LSHO	Left Shoulder	Akromio-Clavicular Gelenk
LUPA	Left Upper Arm	in der Verbindungslinie zwischen LSHO und LELB (tief)
LELB	Left Elbow	außen auf dem Ellenbogen, noch auf dem Humerus
LFRA	Left Forearm	zwischen LELB und LWRA (tief)
LWRA	Left Wrist Marker A	Handgelenk, Daumenseite (auf der Speiche)
LWRB	Left Wrist Marker B	Handgelenk, Seite des kleinen Fingers (auf der Elle)
LFIN	Left Fingers	auf dem Grundgelenk des Zeigefingers
RSHO	Right Shoulder	Akromio-Clavicular Gelenk
RUPA	Right Upper Arm	in der Verbindungslinie zwischen RSHO und RELB (hoch)
RELB	Right Elbow	außen auf dem Ellenbogen, noch auf dem Humerus
RFRA	Right Forearm	zwischen RELB und RWRA (hoch)

RWRA	Right Wrist Marker A	Handgelenk, Daumenseite (auf der Speiche)
RWRB	Right Wrist Marker B	Handgelenk, Seite des kleinen Fingers (auf der Elle)
RFIN	Right Fingers	auf dem Grundgelenk des Zeigefingers
Hüfte		
LASI	Left ASIS*	spina iliaca anterior superior links
RASI	Right ASIS*	spina iliaca anterior superior rechts
LPSI	Left PSIS*	spina iliaca posterior superior links
RPSI	Right PSIS*	spina iliaca posterior superior rechts
Beine		
LKNE	Left Knee	auf der Außenseite des Knies, im Drehpunkt
LTHI	Left High	zwischen LKNE und LASI (tief)
LANK	Left Ankle	Außen auf dem Malleolus lateralis
LTIB	Left Tibial Wand	zwischen LKNE und LANK (tief)
RKNE	Right Knee	auf der Außenseite des Knies, im Drehpunkt
RTHI	Right High	zwischen RKNE und RASI (hoch)
RANK	Right Ankle	Außen auf dem Malleolus lateralis

RTIB	Right Tibial Wand	zwischen RKNE und RANK (hoch)
Füße		
LTOE	Left Toe	auf dem Grundgelenk des 1. kleinen Zehs
LHEE	Left Heel	hinten an die Ferse
RTOE	Right Toe	auf dem Grundgelenk des 1. kleinen Zehs
RHEE	Right Heel	hinten an die Ferse

3.3.4 Referenzmessung

Bei der statischen Referenzmessung wurde genau so vorgegangen, wie Kloiber (2008, S. 47) in seinem Beitrag beschrieb:

Um dem Programm Vicon® Nexus die automatische Markererkennung zu erleichtern, wurde zunächst ein vorher benanntes Subjekt kalibriert. Zu diesem Zweck wurde eine nur wenige Frames umfassende Aufnahme des Probanden/ der Probandin in der T-Pose gemacht. Die so genannte T-Pose oder Heropose beschreibt die günstigste Ausgangsposition um die Marker zu benennen (labeln) und danach das erstellte Subjekt zu kalibrieren. Die T-Pose ist gekennzeichnet durch einen zirka schulterbreiten, aufrechten Stand mit zur Seite gestreckten Armen. Die Handflächen sind dem Boden zugewandt und der Blick sollte geradeaus gerichtet sein. Diese Pose sollte im Idealfall auch vor und nach der Aufnahme von den Probanden/ den Probandinnen eingenommen werden, um dem System die automatische Markererkennung zu erleichtern und um den Anfang und das Ende der Bewegung zu kennzeichnen. In der Aufnahme der T-Pose wurden alle Marker richtig benannt. Danach wurde mittels der „static subject calibration“ das angelegte Subjekt mit den, vorher eingegebenen, anthropometrischen Daten versehen. Dabei werden Segmente sowie Längen und Schwerpunkte berechnet. Danach „weiß“ das Programm in welchem Abstand die Markerpunkte zueinander liegen und wie lange die Segmente sind. Das Subjekt kann nun gespeichert werden. Nach der erfolgreichen Absolvierung des Schritts der statischen Kalibrierung, wurden die Aufnahmen mit den zu analysierenden Bewegungen gesäubert. (Kloiber, 2008, S. 47)

Die Abbildungen 12 und 13 liefern ein anschauliches Beispiel von einer solchen statischen Referenzmessung.



Abbildung 12: T-Pose frontal gesehen (Proband im Labor)

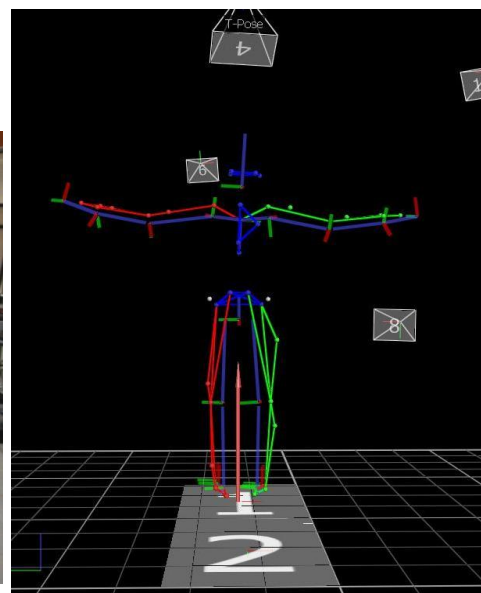


Abbildung 13: T-Pose dorsal gesehen (Vicon Modell)

3.4 Versuchsdurchführung

Nach der anthropometrischen Vermessung, Anbringung der Marker und Aufnahme der Referenzmessung hatte jeder Proband 5 bis 10 Minuten Zeit, um sich aufzuwärmen und an die Laborumgebung zu gewöhnen.

Hierbei bekamen die Probanden die Anweisungen, worauf sie während der Ausführung der Bewegungen für die Gültigkeit der jeweiligen Versuche achten sollten. Diese betrafen (1) die Richtung der zu erfassenden Bewegungen, (2) den zu beachtenden Aufnahmebereich und (3) die mit den jeweiligen Füßen zu treffenden Kraftmessplatten. In diesem Sinne übten die Probanden als Aufwärmübung die zu erfassenden Bewegungen auf den Kraftmessplatten.

Allerdings kann man die Geschwindigkeit der *Ginga* und der aus ihr hervorgehenden Ausweichbewegungen nur begrenzt kontrollieren. Da alle Probanden langjährige Erfahrung in der Capoeira hatten und damit vermutlich ein entsprechend gutes Rhythmusgefühl, wurde ihnen

aufgetragen, die Bewegungen in einen *São Bento Grande*⁷-Rhythmus auszuführen – in diesem Sinne wurde auf CD immer das gleiche Lied vorgespielt, damit alle Probanden dem gleichen Rhythmus folgen konnten.

Die Datenerfassung erfolgte für die drei von Mestre Camisa entwickelten Ausweichbewegungen (*Esquiva de Frente*, *Esquiva de Lado* und *Esquiva Diagonal*) und für die herkömmliche Ausweichbewegung der *Capoeira Regional* (*Cocorinha*). Die Probanden sollten die Ausweichbewegungen ausgehend von der *Ginga* durchführen und mit den zwei Füßen beide Kraftmessplatten treffen. Die Techniken wurden in randomisierter Reihenfolge erfasst und für jede Ausweichbewegung wurden fünf gültige Versuche aufgezeichnet. Folglich wurden für jeden Proband 20 gültige Versuche im System gespeichert.

3.5 Auswertung

Für die Auswertung der Daten wurden die Programme *Vicon® Nexus*, *Microsoft Excel® 2007*, *Mathworks MATLAB® R2011a* und *IBM® SPSS® Statistics 20* benutzt.

Für die spätere Bearbeitung der Daten wurden alle Versuche im Programm *Vicon® Nexus* bereits entsprechend geschnitten. Das Kriterium für den Versuchsschnitt waren die Bodenkontaktzeiten während der Ausführung der einzelnen Ausweichbewegungen, das heißt der Zeitraum, in dem mindestens einen Fuß Kontakt mit den Kraftmessplatten hatte.

Hierbei wies einerseits die *Esquiva de Frente* die gleiche Ausgangs- und Endposition auf wie die *Esquiva de Lado* (Abb. 14). Die *Cocorinha* hatte andererseits die gleiche Ausgangs-, sowie Endposition wie die *Esquiva Diagonal* (Abb. 15).

⁷ *São Bento Grande* ist ein der zu spielenden Rhythmen der Capoeira. Er wird durch seine höhere Geschwindigkeit charakterisiert. Das Spiel im *São Bento Grande*-Rhythmus ist kämpferischer ausgeprägt (als beispielweise das im langsameren *Angola*-Rhythmus).

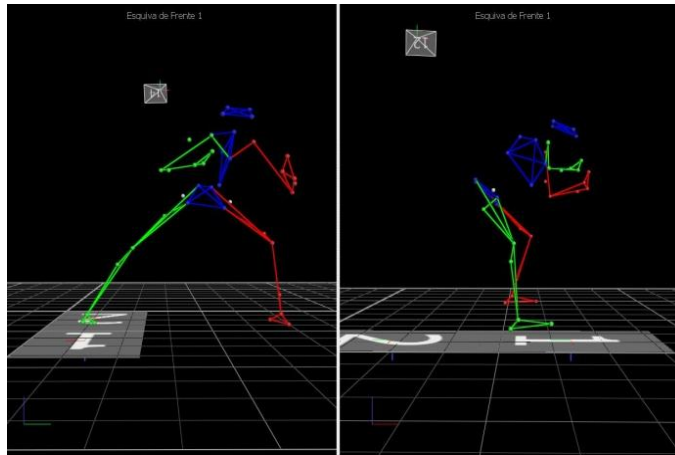


Abbildung 14: Versuchsschnitt im Vicon®: Ausgangs- bzw. Endposition der Esquiva de Frente und Esquiva de Lado in der Frontal- und Sagittalebene

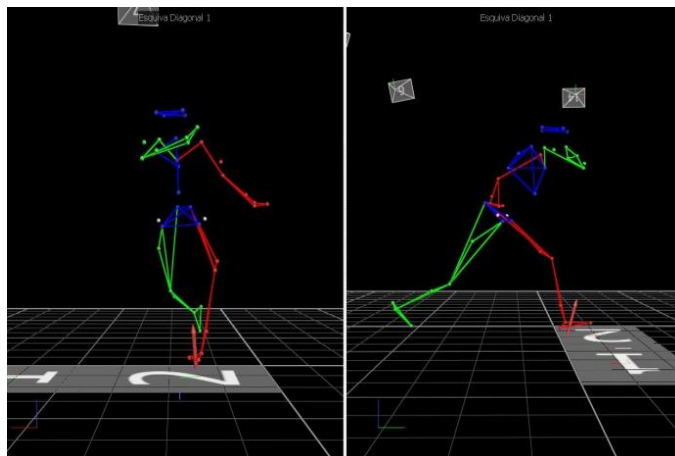


Abbildung 15: Versuchsschnitt im Vicon®: Ausgangs- bzw. Endposition der Cocorinha und Esquiva Diagonal in der Frontal- und Sagittalebene

Als Startpunkt der *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* wurde der erste Kontaktpunkt zwischen dem ersten Fuß des Probanden und der ersten Kraftmessplatte bezeichnet – von der *Ginga* aus in die tatsächliche Technik. Dementsprechend wurde als Endpunkt dieser Ausweichbewegungen der Punkt bestimmt, bei dem der letzte Fuß die letzte Kraftmessplatte verlässt – von der tatsächlichen Technik aus in die *Ginga*.

Bei der *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal* hatten die Probanden immerzu mindestens einen Fuß auf den Kraftmessplatten. Deswegen wurde der

Start- und Endpunkt dieser Bewegungen bereits als die Ausgangsposition der *Ginga* definiert – wo die tatsächliche Technik anfang und endete.

Drehmoment M und Leistung P wurden direkt mit dem Programm *Vicon® Nexus* berechnet. Die errechneten Leistungsdaten wurden dann durch das Programm *Microsoft Excel® 2007* auf das Programm *Mathworks MATLAB® R2011a* übertragen, wobei durch das Integrieren der Leistungskurven die mechanische Arbeit W berechnet wurde.

Letztlich wurde die statistische Analyse mittels des Programms *IBM® SPSS® Statistics 20* durchgeführt.

3.5.1 Gelenkkinematik

Die Gelenkkinematik wurde für das Sprung-, Knie- und Hüftgelenk in der Sagittalebene berechnet.

Die ursprünglichen Gelenkwinkel wurden bei der Referenzmessung im Programm *Vicon® Nexus* bestimmt, wobei alle Gelenkstellungen als Neutral-0 definiert wurden. Während der dynamischen Versuche wurde die absolute Stellung der Segmente zueinander gemessen und somit die Winkeländerung von der Neutral-Position angegeben.

Positive Werte bedeuten hier Hüft- und Knieflexion, sowie Dorsalextension im Sprunggelenk.

Die Winkelgeschwindigkeit der entsprechenden Gelenke wurde als die zeitliche Ableitung des Winkelverlaufs im Programm *Mathworks MATLAB® R2011a* definiert. Hierzu wurden die Winkelkurven mittels eines Butterworth Low-Pass Filter (4th Order Zero Lag) mit einem Cut-off-Frequenz von 10 Hz geglättet.

Da sich die Fragestellungen dieser Forschungsarbeit auf die kinetischen Parameter beziehen, wurden keine diskreten kinematischen Parameter aus den Zeitreihen extrahiert, um diese zu untersuchen. In diesem Sinne wurden Winkel und Winkelgeschwindigkeit lediglich in Form von Kurvenverläufen dargestellt und deskriptiv analysiert.

3.5.2 Gelenkkinetik

Mittels inverser Dynamik wurden die Gelenkmomente in der Sagittalebene für das Sprung-, Knie- und Hüftgelenk während der Ausführung der Ausweichbewegungen bestimmt.

Die Gelenkmomente wurden im Programm *Vicon® Nexus* aus der Kombination der kinematischen Daten, der mittels der Kraftmessplatten erfassten Bodenreaktionskräfte und der anthropometrischen Parameter der jeweiligen Probanden berechnet.

Per Konvention wurden in dieser Studie die internen Gelenkmomente und somit die muskuläre Kompensation des Bewegungsapparates dargestellt, die den externen Kräften und Momenten entgegenwirken. Daher ist beispielsweise ein internes Knieextensionsmoment gleich einem externen Knieflexionsmoment, diesem jedoch entgegengesetzt.

In der Sagittalebene stellen also positive Werte im Hüft- und Kniegelenk Extensionsmomente (Gluteus und Quadrizeps) und im Sprunggelenk Plantarflexionsmomente (Triceps Surae) dar. Negative Werte bedeuten im Hüft- und Kniegelenk Flexionsmomente (Hüftflexoren und Hamstrings) und im Sprunggelenk Dorsalextensionsmomente (Tibialis anterior).

Alle Gelenkmomente wurden zum Körpergewicht normalisiert (Nm/Kg).

Die Höhe der tatsächlichen mechanischen Belastung in den Gelenken, die gleich der notwendigen Größe der vom Muskel aufzubringenden Kraft ist, wurde als das Verhältnis der Hebelarme der vertikalen Bodenreaktionskraft und des antagonistisch wirkenden Muskels bestimmt.

Aus der Multiplikation des Gelenkmoments M und der Winkelgeschwindigkeit ω wurde im Programm *Vicon® Nexus* die Gelenkleistung P berechnet.

Die mechanische Arbeit W , die in Energiegenerierung und -absorption unterteilt ist, wurde mittels Integralberechnungen der Leistungskurven im Programm *Mathworks MATLAB® R2011a* bestimmt.

Die mechanische Arbeit in den Gelenken wurde auch auf das Körpergewicht relativiert (J/Kg).

Sowohl die Leistungskurven als auch die Momentkurven wurden mit einem Butterworth Low-Pass Filter (4th Order Zero Lag) mit einem Cut-off-Frequenz von 15 Hz, respektive von 25 Hz gefiltert.

Für die Untersuchung der Fragestellungen wurden aus den Drehmoments- und Arbeitsverläufen diskrete Werte herausgezogen und statistisch betrachtet.

Die diskreten kinetischen Parameter wurden in Form von Balkendiagrammen dargestellt. Die Diagramme enthielten jeweils die Ausprägungen der Gruppenmittelwerte ($n = 15$) des betreffenden Parameters.

Um die erste Fragestellung zu beantworten wurden aus den Drehmomentskurven die Mittelwerte der Gelenkmomente extrahiert und analysiert. Die Untersuchung der Durchschnittswerte der Gelenkmomente gibt einen Einblick in die gesamte Kontaktphase der erfassten Bewegungen und somit einen guten Überblick über die allgemeine Belastungssituation in den analysierten Gelenken während der Ausführung der gesamten Bewegungen.

Die zweite Fragestellung bezieht sich auf die Verrichtung mechanischer Arbeit in den Gelenken während der Ausführung der vier Ausweichbewegungen. Für die Untersuchung dieser Fragestellung wurden die Maxima und Minima aus den Arbeitsverläufen herausgezogen und analysiert. Die Maxima zeigen die positiven und die Minima die negativen Anteile der verrichteten mechanischen Arbeit und somit die Generierung bzw. die Absorption mechanischer Energie in den analysierten Gelenken.

3.5.3 Statistische Analyse

Aus den 5 validen Versuchen pro Ausweichbewegung wurde für jeden Probanden eine Mittelwertkurve, normalisiert zum prozentualen

Bodenkontakt, berechnet. Aus den Mittelwertkurven wurden wiederum für jeden Probanden die diskreten Werte für die entsprechenden Parameter ermittelt und danach das arithmetische Mittel von allen 15 Probanden bestimmt, welches dann wiederum für die statistische Analyse verwendet wurde.

Alle statistischen Analysen wurden mit dem Programm *IBM® SPSS® Statistics 20* durchgeführt. Um die Fragestellungen dieser Studie beantworten zu können, wurden Differenzen in den Gelenkmomenten in der Sagittalebene, sowie Unterschiede in der mechanischen Arbeit in den entsprechenden Gelenken analysiert.

Anhand einer Varianzanalyse (ANOVA) mit Messwiederholung wurden die Mittelwerte der Sprung-, Knie- und Hüftgelenkmomente beider Beine für alle vier erfassten Ausweichbewegungen verglichen. Auch Maxima und Minima der in diesen Gelenken verrichteten mechanischen Arbeit wurden zwischen den von Mestre Camisa entwickelten Ausweichbewegungen (*Esquiva de Frente*, *Esquiva de Lado* und *Esquiva Diagonal*) und der herkömmlichen Ausweichbewegung der *Capoeira Regional (Cocorinha)* gegenübergestellt.

Wenn die ANOVA signifikante Haupteffekte bei den gesamten Daten aufwies, wurden paarweise Vergleiche mit Bonferroni-Anpassung für multiple Vergleiche vorgenommen. Unterschiede wurden als signifikant ($p < 0.05$), hoch signifikant ($p < 0.01$) und höchst signifikant ($p < 0.001$) angesehen.

4 Untersuchungsergebnisse

Die Untersuchungsergebnisse werden, jeweils getrennt nach *Cocorinha* (COC), *Esquiva de Frente* (EF), *Esquiva de Lado* (EL) und *Esquiva Diagonal* (ED), in Form von vergleichenden Verlaufsdarstellungen über die Bodenkontaktzeit und als Parameterdarstellungen in Form von Diagrammen und Tabellen deskriptiv und analytisch aufgezeigt. Alle Verlaufsdarstellungen sind auf die Stützphase zeitnormalisiert. In den

Diagrammen und Tabellen sind jeweils die Mittelwerte der Verläufe und Parameter der 15 Probanden dargestellt. Die Beschreibung bezieht sich demnach ausschließlich auf diese Gruppenanalyse. Individualdarstellungen werden nicht vorgenommen.

4.1 Verlaufsdarstellungen

Die Verlaufsdarstellungen in den folgenden Abbildungen bestehen aus Teilgrafiken, die die Gelenkwinkel, Winkelgeschwindigkeiten, Gelenkmomente und Gelenkarbeit für die linke und rechte Seite des Sprung-, Knie- und Hüftgelenks darstellen.

Um die Deskription und Analyse der Verläufe übersichtlicher darzustellen, werden die Bewegungen in drei Phasen eingeteilt: (1) Initialphase (0 - 30% der Bodenkontaktzeit), Hauptphase (30 - 70%) und (3) Endphase (70 - 100%). Die Hauptphase (30 - 70% der Stützphase) entspricht der Erreichung des tiefsten Punktes der jeweiligen Ausweichbewegungen, wobei alle Gelenkwinkel ihre Maxima aufwiesen.

4.1.1 Gelenkwinkel

Bei allen drei untersuchten Gelenkwinkeln – jeweils für das linke und rechte Bein – zeigen im Verlauf über die Bodenkontaktzeit einerseits erhebliche Ähnlichkeiten, andererseits große Unterschiede bei den verschiedenen Ausweichbewegungen.

Die Ähnlichkeiten zeigen sich vor allem in der Initial- und Endphase zwischen *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal*, sowie zwischen *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado*. Hierbei sind die ähnlichen Versuchsschnitte zwischen diesen Bewegungen zu beachten, wobei die gleichen Start- und Endpunkte für die *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal*, sowie für die *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* definiert wurden.

Folglich sind die größten Unterschiede zwischen den jeweiligen Ausweichbewegungen in der Hauptphase zu beobachten.

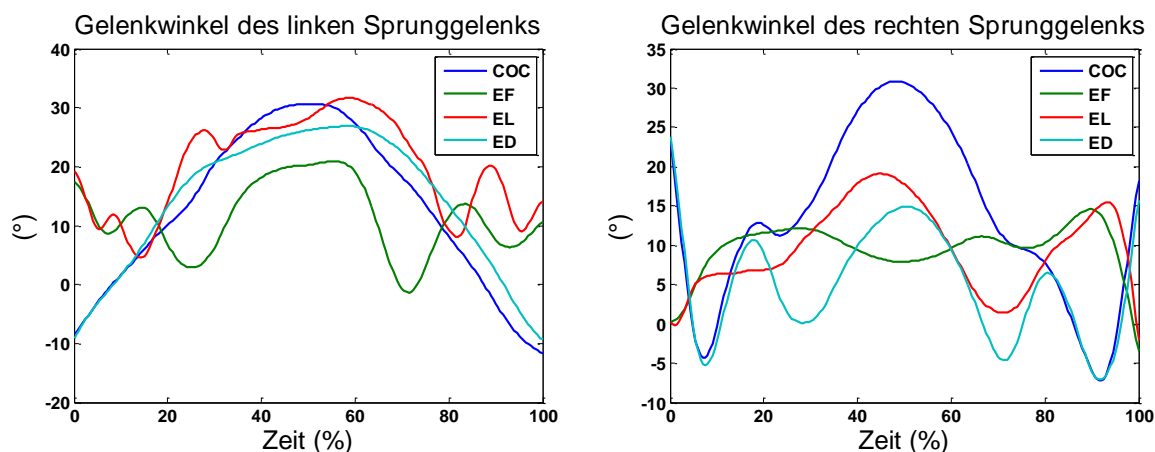


Abbildung 16: Verläufe der Sprunggelenkwinkel bei den vier untersuchten Ausweichbewegungen

In der Ausgangsposition der *Cocorinha* und der *Esquiva Diagonal* ist der linke Fuß mit der ganzen Sohle aufgesetzt und leicht plantarflektiert (ca. -10°). Das Bewegungsausmaß im linken Sprunggelenkwinkel steigt mit zunehmender Tiefe der Ausweichbewegung. Das linke Sprunggelenk wird hierzu dorsalextendiert, so dass die *Cocorinha* ca. 30° und die *Esquiva Diagonal* ca. 25° im tiefsten Punkt der jeweiligen Ausweichbewegungen aufweisen. Die Endposition ist gleich der Ausgangsposition und somit auch der Gelenkwinkel.

Bei der Ausgangsposition der *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* ist der linke Fuß bereits um ca. 20° dorsalextendiert. Im Laufe der Bewegungen wird der Fuß bei der *Esquiva de Lado* zunehmend weiter dorsalextendiert (ca. 30°), während die *Esquiva de Frente* ungefähr den gleichen Winkel wie in der Initialphase aufweist (ca. 20°).

Der rechte Fuß ist bei der *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal* am Anfang der Initialphase auf dem Ballen aufgesetzt und weist somit eine Dorsalextension von ca. 20° auf. Beide Ausweichbewegungen zeigen einen sehr ähnlichen Verlauf des rechten Sprunggelenkwinkels, wobei die *Cocorinha* jedoch einen viel größeren Dorsalextensionswinkel in der Hauptphase aufzeigt. Nach kurzer Plantarflexion (ca. -5°) am Anfang der Initialphase (0 - 10%), wird das rechte Sprunggelenk im Laufe der Bewegungen zunehmend dorsalextendiert. Die Dorsalextension beträgt im tiefsten Punkt der *Cocorinha* ca. 30° und der *Esquiva Diagonal* ca. 15° .

Bei der *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* trifft der rechte Fuß die Kraftmessplatte in der Neutralposition. Der Fuß wird dann progressiv dorsalextendiert und erreicht im tiefsten Punkt der *Esquiva de Frente* ca. 10° und der *Esquiva de Lado* ca. 20° . Hier erreicht die *Esquiva de Frente* ihren größeren Dorsalextensionswinkel (ca. 15°) am Ende der Endphase (90 - 100%).

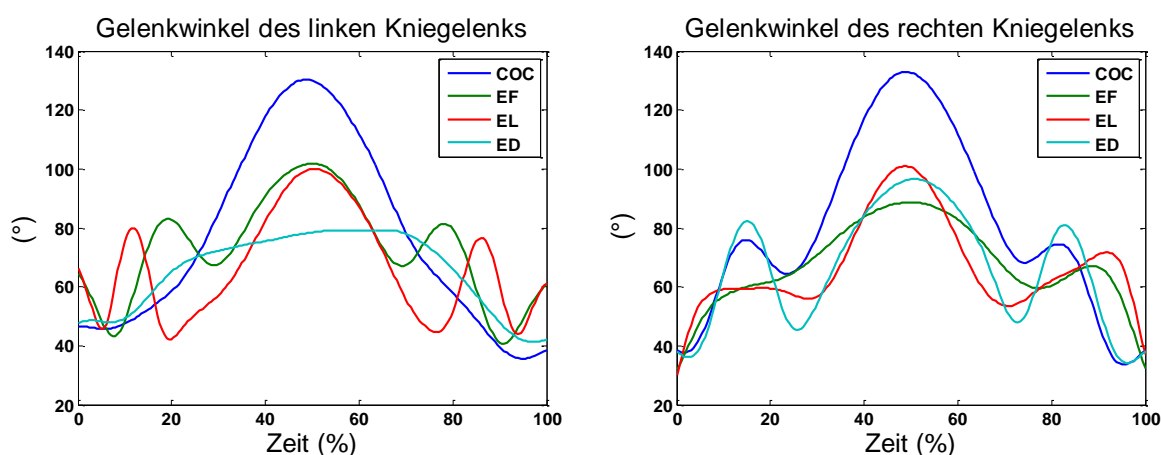


Abbildung 17: Verläufe der Kniegelenkwinkel bei den vier untersuchten Ausweichbewegungen

Die Verläufe der Kniewinkel zeigen ähnliche Charakteristiken wie im Sprunggelenk. Das linke Kniegelenk ist bei der Ausgangsposition der *Cocorinha* und der *Esquiva Diagonal* um ca. 45° flektiert. Die Knieflexion wird ansteigend größer bis zur Erreichung des tiefsten Punktes der jeweiligen Ausweichbewegungen, wobei die *Cocorinha* den überhaupt größten Knieflexionswinkel (ca. 130°), während die *Esquiva Diagonal* den überhaupt kleinsten Flexionswinkel (ca. 80°) erreicht.

Die *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* zeigen einen ähnlicheren Verlauf des linken Kniewinkels. Bei dem Startpunkt weisen beide Ausweichbewegungen ca. 65° Knieflexionswinkel auf. Im Laufe der Bewegungen erreichen beide ca. 100° Flexion im linken Kniegelenk in ihren jeweiligen tiefsten Punkten.

Im rechten Kniegelenk zeigen alle vier erfassten Ausweichbewegungen ähnliche Winkelverläufe. Bei dem Startpunkt weisen alle vier Techniken eine Knieflexion von ungefähr 30° , die sich während der Ausführung der Bewegungen zunehmend verhalten. Die herkömmliche

Ausweichbewegung der *Capoeira Regional (Cocorinha)* erreicht im tiefsten Punkt der Bewegung den größeren Knieflexionswinkel innerhalb aller Techniken (ca. 130°). Die drei von Mestre Camisa entwickelten Techniken (*Esquiva de Frente*, *Esquiva de Lado* und *Esquiva Diagonal*) zeigen im tiefsten Punkt jeweils ca. 90°, 100° und 95°. Gleich nach der Erreichung der tiefsten Punkte kommt es im rechten Kniegelenk bei allen Ausweichbewegungen zu einer Extension und erreicht bei dem Endpunkt wieder ca. 30°.

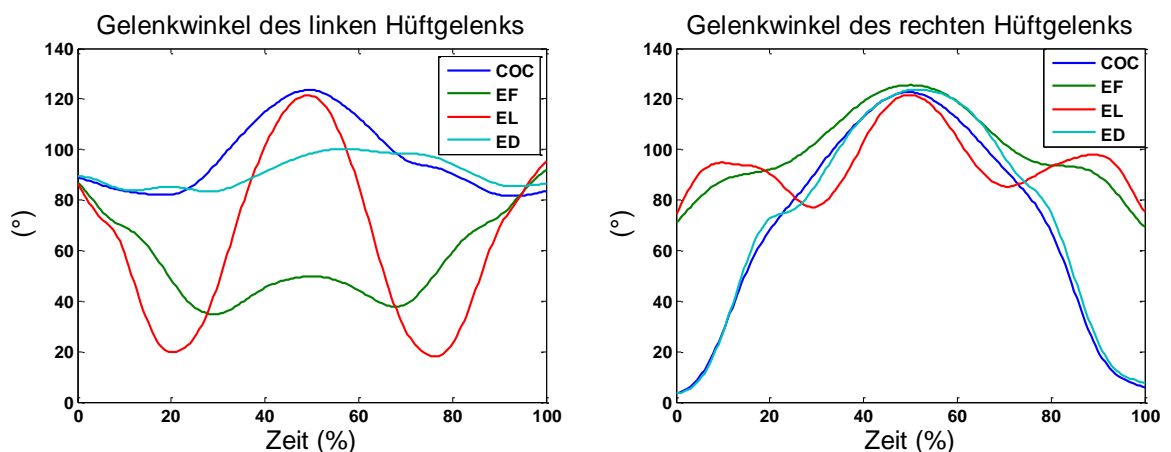


Abbildung 18: Verläufe der Hüftgelenkwinkel bei den vier untersuchten Ausweichbewegungen

Das linke Hüftgelenk bei der *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal* ist bereits im Startpunkt um ca. 90° gebeugt. Wenn die *Cocorinha* ihren tiefsten Punkt in der Hauptphase erreicht, kommt es zu einer Hüftflexion von ca. 120°, während die *Esquiva Diagonal* eine Beugung von ungefähr 100° erreicht.

Im Ausgangspunkt der *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* hat das linke Hüftgelenk auch eine Flexion von ca. 90°. In der Initialphase kommt es in beiden Techniken zu einer Streckung, bei der *Esquiva de Frente* ca. 35° und bei der *Esquiva de Lado* ca. 20°. In der Hauptphase weist die *Esquiva de Frente* eine weitere leichte Knieflexion (bis ca. 50°) und die *Esquiva de Lado* eine starke Beugung von ca. 120° auf. In der Endphase kehrt das linke Hüftgelenk bei beiden Techniken wieder auf ca. 90° zurück.

Die Start- und Endpunkte der *Cocorinha* und der *Esquiva Diagonal* im rechten Hüftgelenk liegen jeweils bei ca. 70°. Die *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* weisen auch die gleichen Ausgangs- und Endpunkte auf, jeweils mit ca. 5° (leichte Beugung).

Die Hauptphase aller vier erfassten Ausweichbewegungen im rechten Hüftgelenk ist allerdings sehr ähnlich, wobei es im Laufe der Bewegungen zu Hüftflexionen zwischen ca. 120° und 125° kommt.

4.1.2 Winkelgeschwindigkeiten

Auch die Winkelgeschwindigkeitsverläufe zeigen Ähnlichkeiten zwischen *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal*, sowie zwischen *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado*.

Negative Werte im Sprunggelenk bedeuten hier eine Plantarflexionsbewegung und positive Werte eine Dorsalextensionsbewegung. Im Kniegelenk stellen positive Werte eine Kniebeugung und negative Werte eine Kniestreckung dar. Positive Werte im Hüftgelenk zeigen eine Flexion, während negative Werte eine Extension der Hüfte bedeuten.

Wenn die jeweiligen Techniken ihre tiefsten Punkte erreichen (bei ca. 50% der Bodenkontaktphase), weisen die Winkelgeschwindigkeiten in allen Gelenken ca. 0°/s auf. Das bedeutet, dass die Technik ihren Hauptpunkt erreichte – hier wird die Ausweichbewegung stabilisiert.

Nach Erreichung des tiefsten Punktes der jeweiligen Bewegungen verlaufen die Winkelgeschwindigkeitskurven während der Endphase ähnlich wie in der Initialphase, jedoch in entgegengesetzter Richtung.

Zu beobachten ist, dass auf der linken Seite aller drei Gelenke die *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* höhere Winkelgeschwindigkeiten gegenüber der *Cocorinha* und der *Esquiva Diagonal* aufweisen. Auf der rechten Seite zeigen jedoch die *Cocorinha* und die *Esquiva Diagonal* die höheren Winkelgeschwindigkeiten.

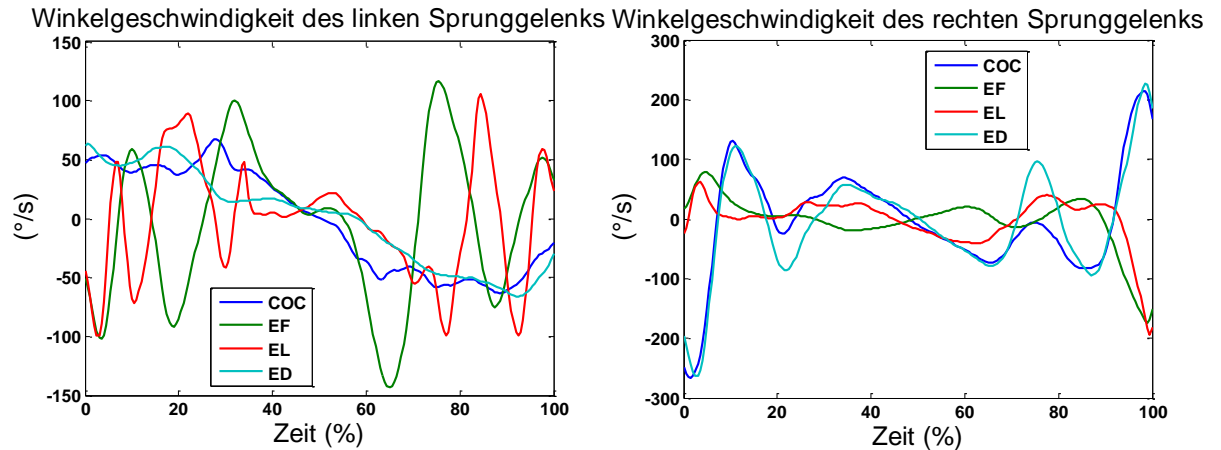


Abbildung 19: Verläufe der Winkelgeschwindigkeiten im Sprunggelenk bei den vier untersuchten Ausweichbewegungen

Im linken Sprunggelenk zeigt die *Esquiva de Frente* die höheren maximalen Winkelgeschwindigkeiten (ca. 115 und $-140^{\circ}/s$), gefolgt von der *Esquiva de Lado* mit ca. 105 und $-100^{\circ}/s$. Danach kommen *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal*, beide mit ca. 65 und $-65^{\circ}/s$.

Im rechten Sprunggelenk haben *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal* die höheren maximalen Winkelgeschwindigkeiten (beide ca. 215 und $-265^{\circ}/s$). Dann folgen *Esquiva de Lado* (ca. 60 und $-195^{\circ}/s$) und *Esquiva de Frente* (ca. 80 und $-175^{\circ}/s$).

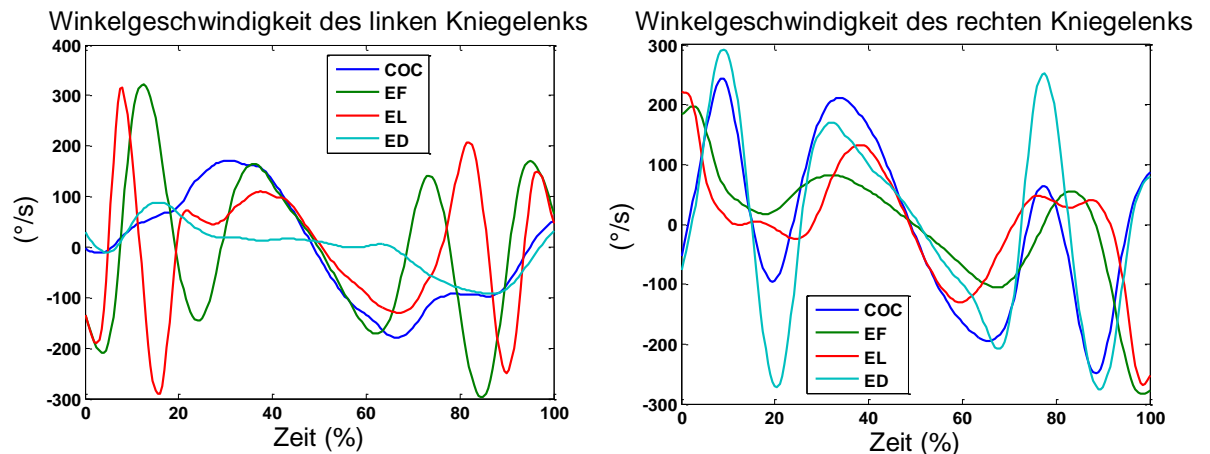


Abbildung 20: Verläufe der Winkelgeschwindigkeiten im Kniegelenk bei den vier untersuchten Ausweichbewegungen

weisen die *Esquiva de Frente* (ca. 320 und $-295^{\circ}/s$) und die *Esquiva de Lado* (ca. 315 und $-290^{\circ}/s$) auf. Die *Cocorinha* zeigt hier ca. 170 und $-180^{\circ}/s$, während der *Esquiva Diagonal* ca. 90 und $-95^{\circ}/s$.

Bezüglich des rechten Kniegelenks hat die *Esquiva Diagonal* die höchste maximale Winkelgeschwindigkeit (ca. 290 und $-275^{\circ}/s$), gefolgt von der *Cocorinha* (ca. 245 und $-250^{\circ}/s$), der *Esquiva de Lado* (ca. 220 und $-270^{\circ}/s$) und der *Esquiva de Frente* (ca. 200 und $-285^{\circ}/s$).

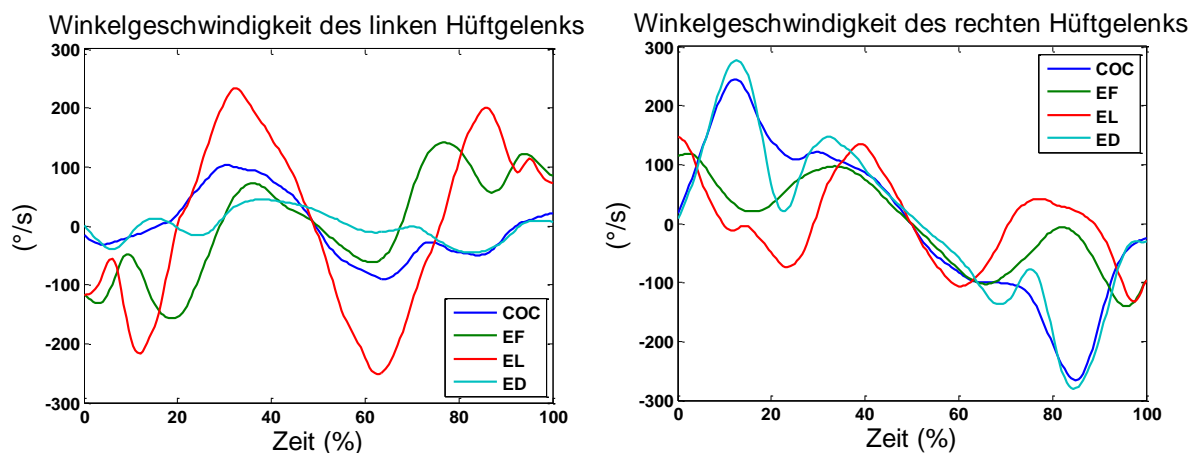


Abbildung 21: Verläufe der Winkelgeschwindigkeiten im Hüftgelenk bei den vier untersuchten Ausweichbewegungen

Die *Esquiva de Lado* stellt die höchsten maximalen Winkelgeschwindigkeiten im linken Hüftgelenk dar (ca. 230 und $-250^{\circ}/s$). Dann kommt die *Esquiva de Frente* mit ca. 140 und $-160^{\circ}/s$, gefolgt von der *Cocorinha* mit ca. 100 und $-90^{\circ}/s$. Die kleinsten maximalen Winkelgeschwindigkeiten im linken Hüftgelenk weist die *Esquiva Diagonal* auf (ca. 45 und $-45^{\circ}/s$).

Im rechten Hüftgelenk haben wiederum die *Cocorinha* und die *Esquiva Diagonal* die höheren maximalen Winkelgeschwindigkeiten, wobei die *Esquiva Diagonal* ca. 275 und $-280^{\circ}/s$ und die *Cocorinha* ca. 245 und $-265^{\circ}/s$ aufweisen. Die *Esquiva de Lado* zeigt ca. 145 und $-130^{\circ}/s$ und die *Esquiva de Frente* ca. 120 und $-140^{\circ}/s$.

4.1.3 Gelenkmomente

Die dargestellten Drehmomentsverläufe wurden auf das Körpergewicht normalisiert (Nm/Kg).

Positive Werte bedeuten im Sprunggelenk interne Plantarflexionsmomente und negative Werte Dorsalextensionsmomente. Im Knie-, sowie im

Hüftgelenk stellen positive Werte interne Extensionsmomente und negative Werte Flexionsmomente dar.

Die Drehmomente in den analysierten Gelenken zeigen für spezifische Techniken einen charakteristischen Verlauf mit ausgeprägten Gipfeln in den verschiedenen Phasen der Bewegungen.

Die Ähnlichkeiten der Verhältnisse des Verlaufs der *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal*, sowie der *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* können dadurch erklärt werden, dass für diese Techniken die gleichen Start- und Endpunkte bestimmt wurden.

Während der Ausführung der Ausweichbewegungen gibt es Zeitpunkte, in denen die *Capoeiristas* ihre Körpergewichte auf lediglich ein Bein verlagern. Dies erfolgt in der Initial- und Endphase.

Auf der einen Seite hat man bei den Ausweichbewegungen *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal* in der Initial- und Endphase das linke Bein auf dem Boden. Dies kann in den folgenden Abbildungen beobachtet werden, indem die Drehmomentgipfel der *Cocorinha* und der *Esquiva Diagonal* auf der linken Seite aller Gelenke deutlich höher als die Maxima der *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* sind.

Auf der anderen Seite treten die größeren Drehmomentgipfel während der Initial- und Endphase auf der rechten Seite der jeweiligen Gelenke bei der *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* auf. Dies erfolgt auch aufgrund der vorwiegenden Verlagerung des Körpergewichts der *Capoeiristas* auf dem rechten Bein während der Initial- und Endphase dieser Techniken.

In der Hauptphase dagegen, haben die *Capoeiristas* immer beide Beine auf dem Boden, was die Hauptphase die stabilste Phase der Bewegung macht, wobei die *Capoeiristas* die tiefsten Punkte der Ausweichbewegungen erreichen und am meisten Gleichgewicht aufweisen.

In der Hauptphase zeigen die Ausweichbewegungen in allen Gelenken verschiedene Drehmomentsverläufe.

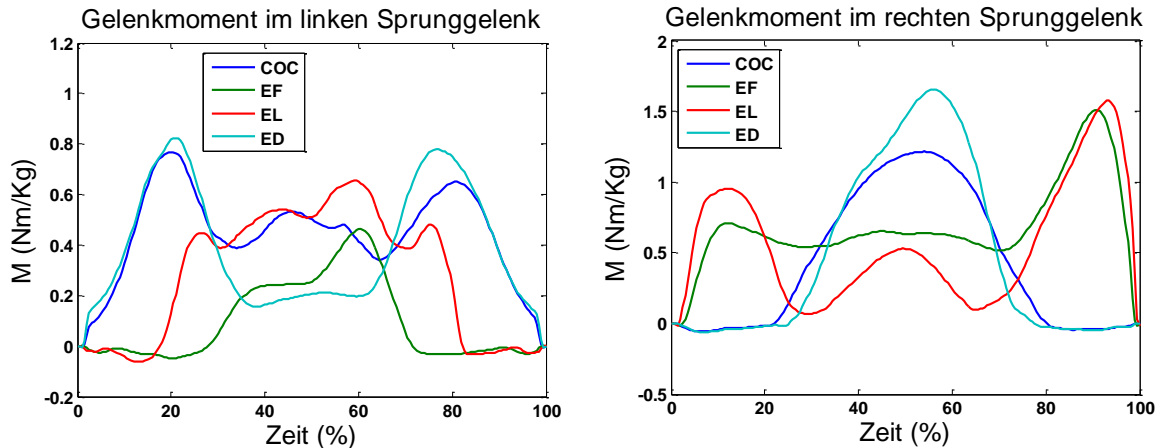


Abbildung 22: Verläufe der Gelenkmomente im Sprunggelenk bei den vier untersuchten Ausweichbewegungen

Im linken Sprunggelenk weisen die *Cocorinha* und die *Esquiva Diagonal* die höheren Maxima auf. Diese befinden sich allerdings in der Initialphase der Bewegungen. Währenddessen zeigen die *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* ihre Maxima in der Hauptphase. Im linken Sprunggelenk sind die Maxima des Drehmoments der *Esquiva Diagonal* und *Cocorinha* ca. 15 - 20% höher als das Drehmoment der *Esquiva de Lado* und etwa 40 - 45% größer als der *Esquiva de Frente*.

Das rechte Sprunggelenk zeigt für die *Esquiva Diagonal* das höchste Maximum, allerdings in der Hauptphase. Die *Esquiva de Lado* und *Esquiva de Frente* haben ihre Maxima in der Endphase und das geringste Maximum weist die *Cocorinha* in der Hauptphase auf. Der Unterschied zwischen dem maximalen Drehmoment der *Esquiva Diagonal* und den Maxima der *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* liegt bei etwa 5 bis 9%. Das maximale Plantarflexionsmoment der *Cocorinha* im rechten Sprunggelenk ist ca. 26% geringer als das Maximum der *Esquiva Diagonal*.

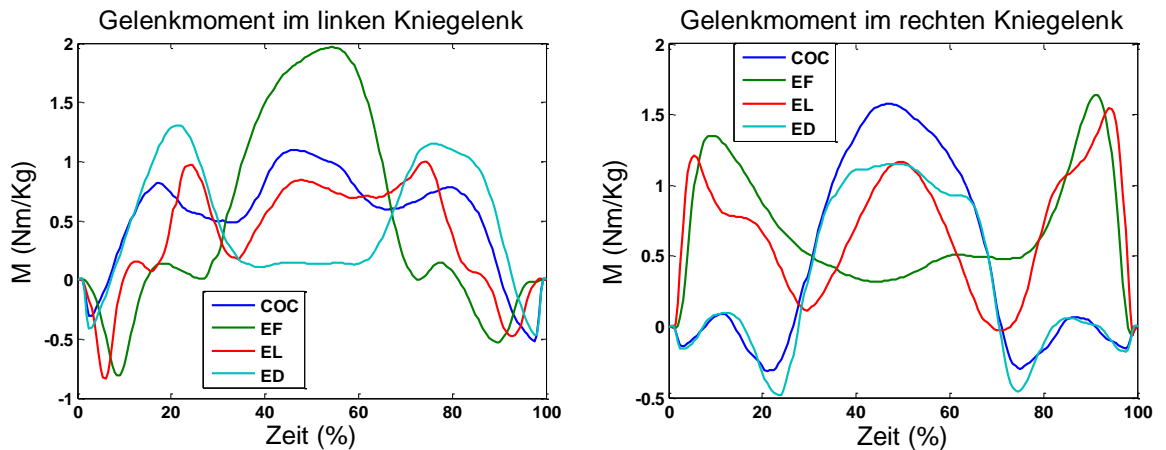


Abbildung 23: Verläufe der Gelenkmomente im Kniegelenk bei den vier untersuchten Ausweichbewegungen

Bedingt durch den größeren äußeren Hebelarm, weist die *Esquiva de Frente* im linken Kniegelenk während ihrer Hauptphase deutlich das höhere Knieextensionsmoment – internes Drehmoment – auf.

Die *Esquiva Diagonal* erreicht ihr Maximum (ca. 35% geringer als das von der *Esquiva de Frente*) in der Initialphase, gefolgt von der *Cocorinha*, mit ihrem in der Hauptphase erreichten maximalen Knieextensionsmoment (ca. 45% geringer als bei der *Esquiva de Frente*).

Das kleinste Maximum zeigt die *Esquiva de Lado* in der Endphase, das etwa 50% geringer als das maximale Extensionsmoment des linken Kniegelenks der *Esquiva de Frente* ist.

Im rechten Kniegelenk zeigt die *Cocorinha* in der Hauptphase das höchste maximale Drehmoment, gefolgt von *Esquiva Diagonal* und *Esquiva de Lado*. Die *Esquiva de Frente* weist in der Hauptphase das geringste Maximum auf.

In der Endphase, zeigt jedoch die *Esquiva de Frente* den höchsten Drehmomentgipfel überhaupt. Dies betrifft den Zeitpunkt, in dem das Körpergewicht bei der *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* komplett auf das rechte Bein verlagert wird.

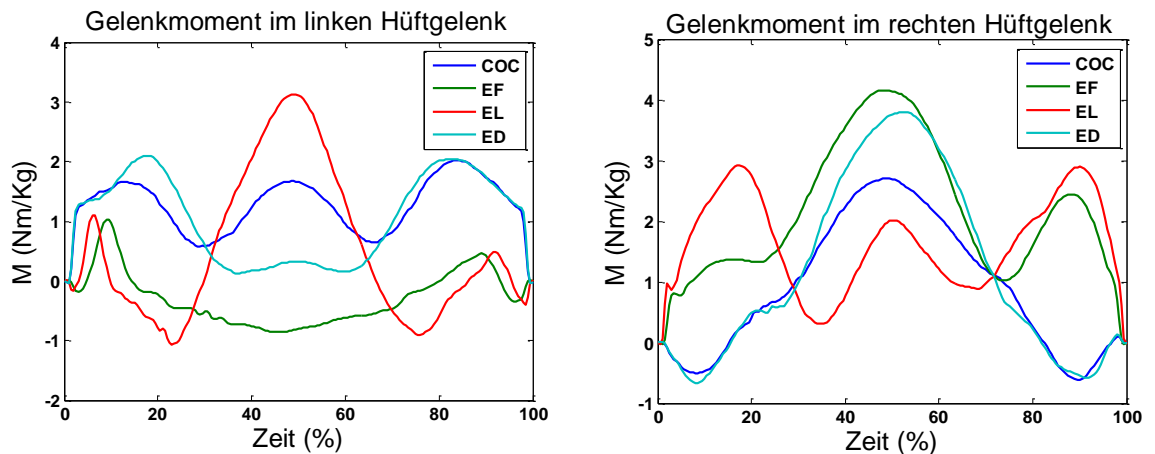


Abbildung 24: Verläufe der Gelenkmomente im Kniegelenk bei den vier untersuchten Ausweichbewegungen

Im linken Hüftgelenk ist das maximale Extensionsmoment in der Hauptphase der *Esquiva de Lado*, gefolgt von *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal* in der Endphase, die ein etwa 35% geringeres maximales Extensionsmoment des Hüftgelenks aufweisen. Das maximale Extensionsmoment der *Esquiva de Frente* erfolgt in der Flugphase während der Initialphase und ist ca. 70% geringer als das Extensionsmoment in der *Esquiva de Lado*. In der Hauptphase weist die *Esquiva de Frente* allerdings ein maximales internes Flexionsmoment des linken Hüftgelenks von ca. 0,9 Nm/Kg auf.

Die *Esquiva de Frente* und *Esquiva Diagonal* zeigen die höheren Maxima – erreicht in der Hauptphase – im rechten Hüftgelenk, wobei die *Esquiva de Frente* die höchste Hüftextensionsmoment aufweist (ca. 10% höher als die *Esquiva Diagonal*). Die *Esquiva de Lado* erreicht ihr Maximum in der Initialphase, das etwa 30% geringer als das Maximum der *Esquiva de Frente* ist. Das kleinste maximale Extensionsmoment des rechten Hüftgelenks weist die *Cocorinha* in ihrer Hauptphase auf. Dies ist ungefähr 35% geringer als das maximale Drehmoment in der *Esquiva de Frente*.

4.1.4 Gelenkarbeit

Die in diesem Kapitel abgebildeten Arbeitsverläufe wurden auf das Körpergewicht relativiert (J/Kg).

Negative Werte zeigen hier, dass Energie in den Gelenken absorbiert wird. Positive Werte dagegen bedeuten, dass Energie in den entsprechenden Gelenken generiert wird.

Hinsichtlich der verrichteten Arbeit in den analysierten Gelenken sind bei den verschiedenen Ausweichbewegungen erhebliche Unterschiede zu beobachten. Es sind jedoch auch ähnliche Verhältnisse in allen Verläufen zu erkennen.

In den meisten Fällen wird Energie in der Initialphase kontinuierlich bis zum tiefsten Punkt der Technik absorbiert, wo normalerweise das Minimum erreicht wird. Ab diesem Zeitpunkt wird andauernd bis zur Endphase wieder Energie generiert.

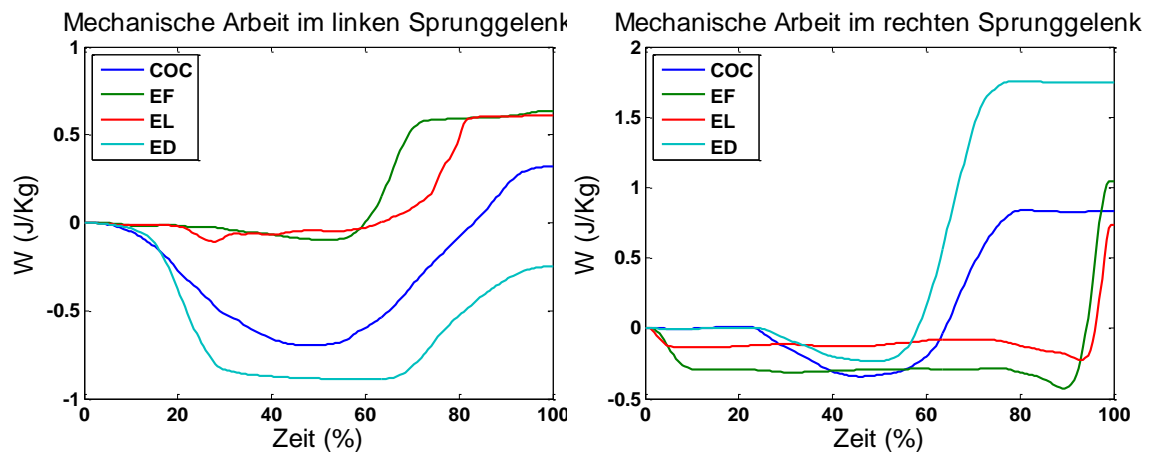


Abbildung 25: Verläufe der Gelenkarbeit im Sprunggelenk bei den vier untersuchten Ausweichbewegungen

Die *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal* verrichten am meisten negative Arbeit im linken Sprunggelenk, wobei das Minimum der *Esquiva Diagonal* etwa. 15% höher als die *Cocorinha*, 85% als die *Esquiva de Lado* und 90% als die *Esquiva de Frente* ist.

Das höhere Maximum des linken Sprunggelenks weist die *Esquiva de Frente* auf, das um ca. 5% als die *Esquiva de Lado*, 60% als die *Cocorinha* und 85% als die *Esquiva Diagonal* höher liegt.

Im rechten Sprunggelenk sind die Minima aller Ausweichbewegungen sehr ähnlich. Das höhere Maximum zeigt aber die *Esquiva Diagonal* auf, um etwa 40 bis 55% höher als das Maximum der anderen drei Techniken.

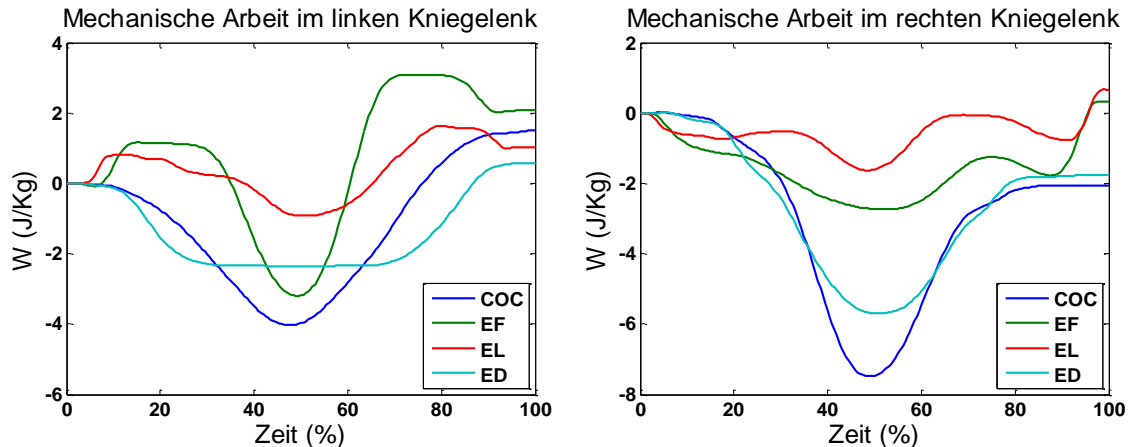


Abbildung 26: Verläufe der Gelenkarbeit im Kniegelenk bei den vier untersuchten Ausweichbewegungen

Das höhere Minimum im linken Kniegelenk zeigt die *Cocorinha*, gefolgt von *Esquiva de Frente*, *Esquiva Diagonal* und *Esquiva de Lado*. Die Minima werden in der Hauptphase der jeweiligen Bewegungen erreicht.

Die Maxima im linken Kniegelenk befinden sich in der Endphase, wobei die *Esquiva de Frente* das höchste Maximum erreicht, dann *Esquiva de Lado*, *Cocorinha* und das geringste Maximum weist die *Esquiva Diagonal* auf.

Im rechten Kniegelenk wird allgemein mehr Energie absorbiert als generiert. Im Vergleich mit der linken Seite treten Minima im rechten Kniegelenk auf, vor allem bei der *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal*, die bis zu zweimal höher als die auf der linken Seite sind.

Die *Cocorinha* zeigt das höchste Minimum im rechten Kniegelenk, ca. 25% höher als die *Esquiva Diagonal*. Das Minimum der *Esquiva de Frente* liegt ungefähr um 60% und der *Esquiva de Lado* ca. um 75% niedriger als bei der *Cocorinha*.

Die höchsten Maxima des rechten Kniegelenks weisen die *Esquiva de Frente* und die *Esquiva de Lado* auf. Die Maxima der anderen zwei Techniken sind auch sehr ähnlich.

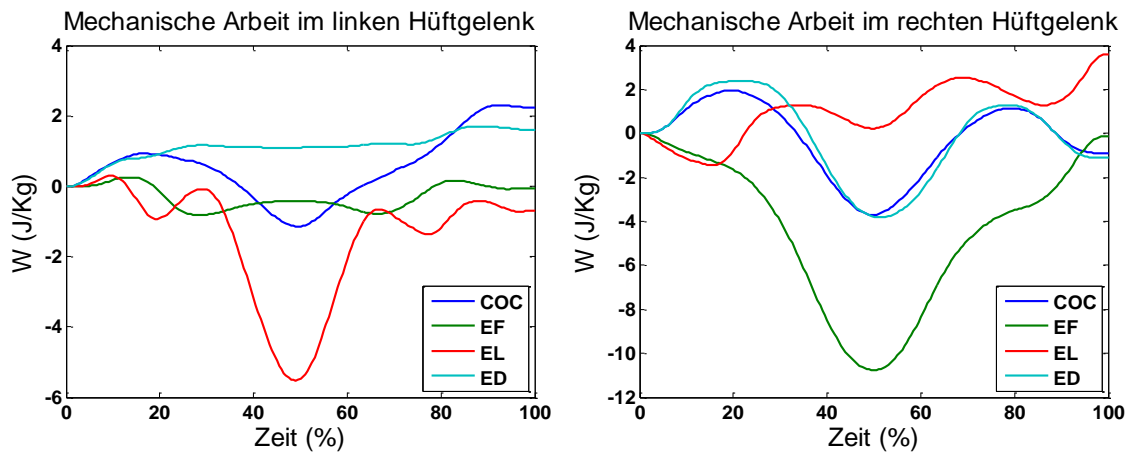


Abbildung 27: Verläufe der Gelenkarbeit im Hüftgelenk bei den vier untersuchten Ausweichbewegungen

Bei der *Esquiva de Lado* wird deutlich am meisten Energie im linken Hüftgelenk absorbiert. Ihr Minimum liegt ungefähr um 70% höher als das Minimum der *Cocorinha* und 80% höher als das Minimum der *Esquiva de Frente*. Das Minimum der *Esquiva Diagonal* ist sehr gering, beinahe null.

Die *Cocorinha* weist das höchste Maximum im linken Hüftgelenk auf. Ihr Maximum ist ca. 20% höher als das Maximum von der *Esquiva Diagonal*, 60% höher als das von der *Esquiva de Lado* und 70% höher als das von der *Esquiva de Frente*.

Im rechten Hüftgelenk wird bei der *Esquiva de Frente* am meisten negative Arbeit verrichtet. Ihr Minimum ist ca. 65% höher als die *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal* und etwa 85% größer als das Minimum der *Esquiva de Lado*.

Bei der *Esquiva de Lado* dagegen wird am meisten positive Arbeit im rechten Hüftgelenk verrichtet. Die *Esquiva de Lado* zeigt ein etwa 30% höheres Maximum als die *Esquiva Diagonal*. Das Maximum der *Cocorinha* liegt um ca. 40% geringer als das Maximum der *Esquiva de Lado* und die *Esquiva de Frente* weist das geringste Maximum im rechten Hüftgelenk überhaupt auf, das ca. 0.5 J/Kg beträgt und somit ungefähr 85% kleiner als das Maximum der *Esquiva de Lado* ist.

4.2 Parameterdarstellungen

Im Folgenden werden die ausgewählten Parameter für die vier Ausweichbewegungen in Form von Diagrammen und dazugehörigen Tabellen vergleichend dargestellt. Die Balkendiagramme beinhalten jeweils die Ausprägung der Gruppenmittelwerte ($n = 15$) des betreffenden Parameters. Die Tabellen enthalten die Gruppenmittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) in numerischer Form. Die statistischen Absicherungen der Unterschiede der Merkmalsausprägungen zwischen den vier verschiedenen Techniken werden ebenfalls in den Tabellen mit folgenden Bedeutungen angegeben: „COC/EF“, „COC/EL“, „COC/ED“, „EF/EL“, „EF/ED“, „EL/ED“ für paarweise Vergleiche der einzelnen Ausweichbewegungen miteinander (Bonferroni-Korrektur). Der Grad der statistischen Absicherung wird in den Tabellen symbolisch gekennzeichnet mit: * für $p < 0.05$, ** für $p < 0.01$, *** für $p < 0.001$.

4.2.1 Mechanische Belastung

Wie im Kapitel 2.5.1 erwähnt, spielen die Parameter Kraft und Drehmoment eine wichtige Rolle für die Berechnung der mechanischen Belastung.

„Die Bodenreaktionskräfte geben einen sehr guten Einblick in die Dynamik des Gesamtsystems, repräsentiert durch den Körperschwerpunkt. Über die dynamischen Bedingungen in den einzelnen Gelenken lassen diese Angaben allerdings nur sehr eingeschränkt Schlussfolgerungen zu“ (Schwameder, 2004, S. 98).

Daher spiegeln die Gelenkmomente die Belastungssituation in den Gelenken besser wider.

Im Kapitel 4.1.3 wurden die Verläufe der Gelenkmomente abgebildet und somit ihre Maxima dargestellt. Laut Schwameder (2004, S. 98) sind sowohl die Maxima als auch die Mittelwerte der Gelenkmomente über die Stützphase geeignete Parameter für die Aussage über die Gelenkbelastung.

Da die Durchschnittswerte die gesamte Kontaktphase der erfassten Bewegungen besser repräsentieren, wird ihnen hier der Vorzug gegenüber den Maxima gegeben.

Die ANOVAs zeigten für die gesamten Daten signifikante Haupteffekte (SGI: linkes Sprunggelenk; SGr: rechtes Sprunggelenk; KI: linkes Kniegelenk; Kr: rechtes Kniegelenk; HI: linkes Hüftgelenk; Hr: rechtes Hüftgelenk).

Tabelle 5: Statistische Werte der ANOVA für die gesamten Daten bezüglich der mittleren Gelenkmomente

Gelenk	F	Sig.	Partielles Eta- Quadrat
SGI	47.056	.000	.771
SGr	22.765	.000	.619
KI	4.967	.012	.262
Kr	30.843	.000	.688
HI	203.406	.000	.936
Hr	338.368	.000	.960

Allgemein sind auf der linken Seite aller Gelenke höhere Momente bei der *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal* zu beobachten, während die *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* höhere Momente gegenüber der *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal* auf der rechten Seite aufwiesen. Diese Tatsache kann auf die ähnlichen Bewegungsabläufe, aber auch auf den gleich definierten Start- und Endpunkt sowohl der *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal* als auch der *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* zurückgeführt werden. Hierzu wurde während der Ausführung der *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal* das Körpergewicht auf das linke Bein und während der *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* überwiegend

auf das rechte Bein verlagert. Die Grafiken und Tabellen unten geben eine bessere Übersicht darüber.

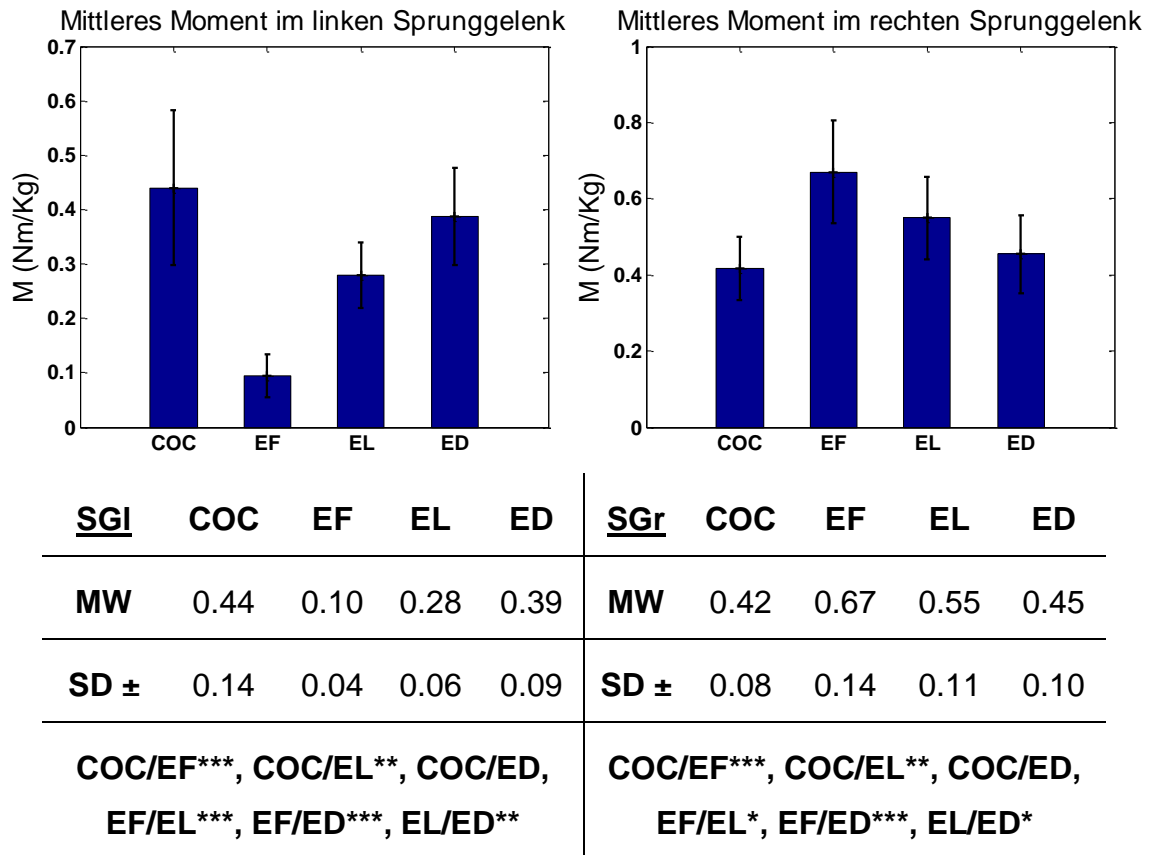


Abb. 28/Tab. 6: Mittlere Momente im Sprunggelenk bei den vier verschiedenen Ausweichbewegungen

Im linken Sprunggelenk zeigt die *Cocorinha* die höchste Belastung innerhalb aller Techniken. Zwischen der *Cocorinha* und der *Esquiva Diagonal* (COC/ED) besteht kein signifikanter Unterschied ($p > 0.05$). Die Vergleiche COC/EF, EF/ED und EF/EL zeigen höchst signifikante Unterschiede ($p < 0.001$), wobei die *Esquiva de Frente* insgesamt die geringste Belastung im linken Sprunggelenk aufweist. Sowohl die *Cocorinha* als auch die *Esquiva Diagonal* sind hoch signifikant belastender als die *Esquiva de Lado* (COC/EL, EL/ED; $p < 0.01$).

Bei der *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal* ist die Belastung im rechten und im linken Sprunggelenk ähnlich groß. Dafür erhöht bei der *Esquiva de Frente* das Moment im rechten Sprunggelenk auf mehr als das Siebenfache: Somit weist die Technik die höchste Belastung im rechten

Sprunggelenk auf. Bei der *Esquiva de Lado* ist das Gelenkmoment ebenfalls höher als bei der *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal*, und zwar um etwa um das Zweifache. So offenbaren die Vergleiche COC/EF und EF/ED höchst signifikante Unterschiede. Die Differenz zwischen COC/EL ist hoch signifikant und zwischen EF/EL und EL/ED signifikant. Zwischen der *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal* (COC/ED) gibt es keinen signifikanten Unterschied im rechten Sprunggelenk.

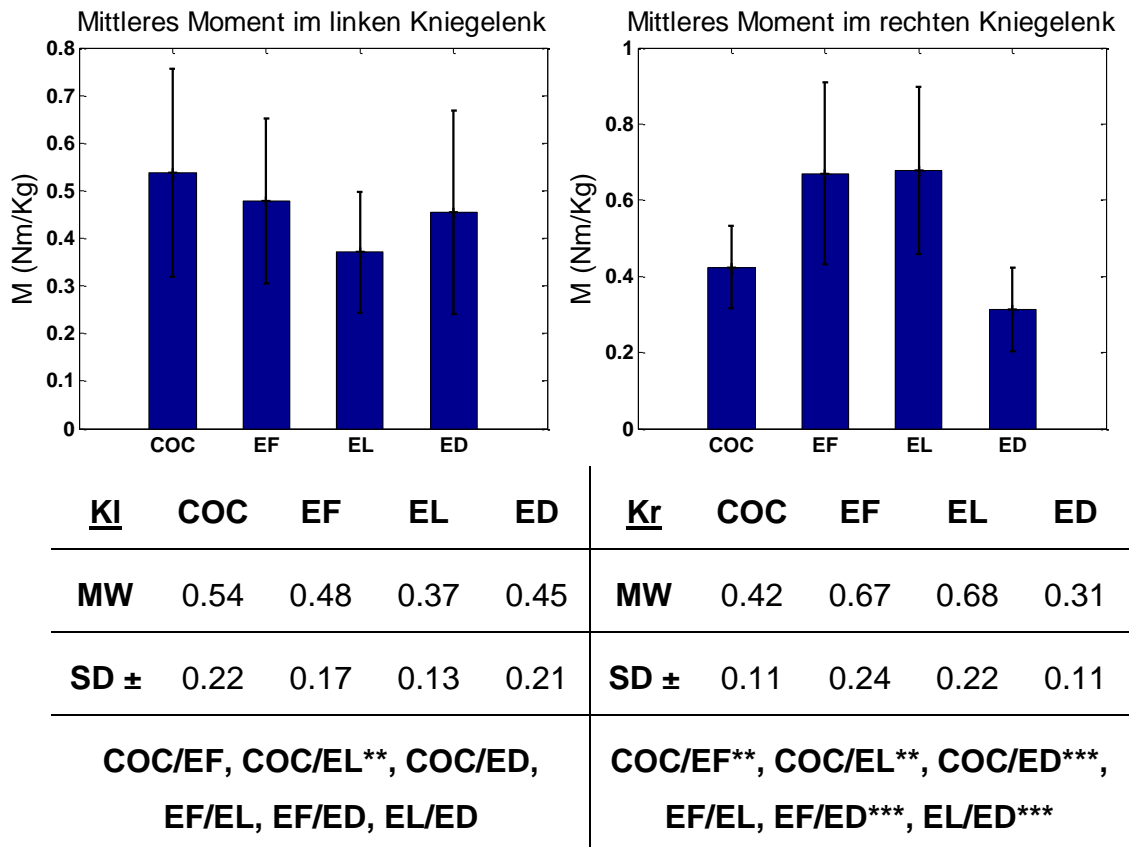


Abb. 29/Tab. 7: Mittlere Momente im Kniegelenk bei den vier verschiedenen Ausweichbewegungen

Das geringste mittlere Moment im linken Kniegelenk tritt bei der *Esquiva de Lado* und das höchste bei der *Cocorinha* auf. Hierzu ist der Unterschied zwischen beiden Ausweichbewegungen hoch signifikant (COC/EL; $p < 0.01$). Die paarweisen Vergleiche zwischen allen anderen Techniken ergeben keine signifikanten Differenzen.

Im rechten Kniegelenk treten die höheren Belastungen bei der *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* auf, wobei sich die zwei Techniken

voneinander nicht signifikant unterscheiden (EF/EL). Zwischen COC/EF und COC/EL gibt es hoch signifikante Unterschiede, was die mittleren Momente im rechten Kniegelenk betrifft. Die kleinste Belastung überhaupt zeigt die *Esquiva Diagonal*. Ihr mittleres Drehmoment im rechten Kniegelenk ist höchst signifikant geringer als die Momente aller anderen drei Ausweichbewegungen (COC/ED, EF/ED, EL/ED).

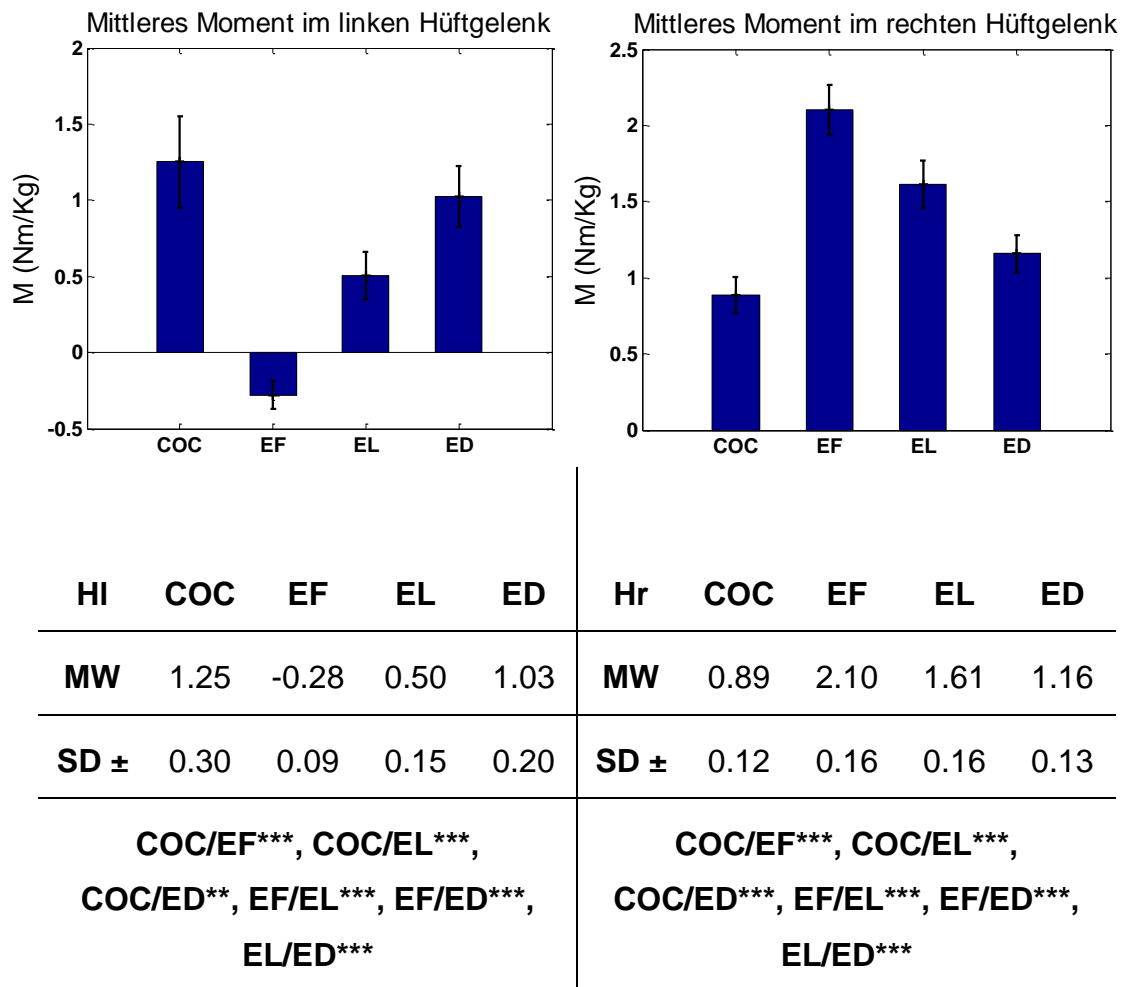


Abb. 30/Tab. 8: Mittlere Momente im Hüftgelenk bei den vier verschiedenen Ausweichbewegungen

Bezüglich der Momente im linken Hüftgelenk weist die *Esquiva de Frente* ein inneres Hüftflexionsmoment auf, während alle anderen Techniken Flexionsmomente erkennen lassen. Die höchste Belastung im linken Hüftgelenk zeigt die *Cocorinha*, gefolgt von *Esquiva Diagonal*, wobei sich die zwei Techniken (COC/ED) hoch signifikant ($p < 0.01$) voneinander unterscheiden. Alle anderen paarweisen Vergleiche (COC/EF, COC/EL,

EF/EL, EF/ED, EL/ED) zeigen höchst signifikante Unterschiede ($p < 0.001$).

Im rechten Hüftgelenk zeigt die *Esquiva de Frente* die höchste Belastung überhaupt, gefolgt von *Esquiva de Lado*, *Esquiva Diagonal* und *Cocorinha*. Alle Ausweichbewegungen unterscheiden sich hier höchst signifikant ($p < 0.001$) voneinander.

4.2.1.1 Gelenkbelastung

Wie im Kapitel 2.5.1.3 angeführt, ist die Gelenkbelastung gleich der von den entsprechenden Muskeln um die Gelenkstruktur aufzubringenden Kräfte, die zur Kompensation der äußeren Drehmomente dienen.

Hierbei wird die innere Gelenkbelastung aus den mittels inverser Dynamik berechneten äußeren Gelenkmomenten bestimmt. Davon ausgehend, dass die Muskel-Sehnen-Kräfte die äußeren Drehmomente um das betroffene Gelenk kompensieren, muss das innere Gelenkmoment mindestens gleich dem äußeren Drehmoment sein.

Daraus ergibt sich folgende Gleichung:

$$(1) R \cdot F_g = r \cdot F_m$$

$$(2) F_m = F_g \cdot \frac{R}{r}$$

$$(3) F_m = \frac{M}{r}$$

Wo R der Hebelarm der Bodenreaktionskraft, F_g der Betrag der Bodenreaktionskraft, r der Hebelarm des betroffenen Muskels, F_m die Muskelkraft und M das äußere Drehmoment – das Ergebnis der Multiplikation von R mit F_g – ist.

Die äußeren Drehmomente wurden bereits mittels inverser Dynamik berechnet und ihre Mittelwerte in den Diagrammen und Tabellen im vorherigen Kapitel vorgestellt. Für die Berechnung der aufzubringenden Muskelkräfte und somit der Gelenkbelastung werden diese Mittelwerte zusammen mit den approximierten Werten für die Hebelarme der Muskeln

der unteren Extremität verwendet, die aus der Fachliteratur entnommen wurden (Németh und Ohlsén, 1985; Kellis und Baltzopoulos, 1999; Bonnefoy et al., 2006; Scheys et al., 2011).

Die folgenden Tabellen (Tab. 9: linkes Sprunggelenk; Tab. 10: rechtes Sprunggelenk; Tab. 11: linkes Kniegelenk; Tab. 12: rechtes Kniegelenk; Tab. 13: linkes Hüftgelenk; Tab. 14: rechtes Hüftgelenk) zeigen für alle untersuchten Ausweichbewegungen die entsprechenden mittleren Gelenkbelastungen.

Tabelle 9: Mittlere Gelenkbelastung der untersuchten Ausweichbewegungen im linken Sprunggelenk

Technik	Mittleres äußeres Moment (Nm/Kg)	Beanspruchte Muskel	Hebelarm der Muskel (cm)	Mittlere Gelenkbelastung (N/Kg)
COC	0.44	Triceps Surae	~ 4.6	~ 9.57
EF	0.10	Triceps Surae	~ 4.6	~ 2.17
EL	0.28	Triceps Surae	~ 4.6	~ 6.09
ED	0.39	Triceps Surae	~ 4.6	~ 8.48

Im linken Sprunggelenk werden innere Plantarflexionsmomente zur Kompensation der äußeren Drehmomente erzeugt und somit wird hauptsächlich der Muskel Triceps surae beansprucht.

Die Größe des Hebelarmes des Muskels Triceps surae wurde aus den Ausführungen von Bonnefoy et al. (2006, S. 1780) extrahiert. Allerdings wurden ihre Messungen an statisch stehenden Probanden durchgeführt, so dass die Änderungen der Hebelarmgrößen bei den verschiedenen Gelenkwinkelstellungen nicht beachtet wurden.

Wenn man die mittleren Gelenkbelastungen der verschiedenen Ausweichbewegungen im linken Sprunggelenk als Prozentsatz des Körpergewichts betrachtet, dann ergibt sich: COC: 98 (% KG); EF: 22 (% KG); EL: 62 (% KG); ED: 86 (% KG).

Tabelle 10: Mittlere Gelenkbelastung der untersuchten Ausweichbewegungen im rechten Sprunggelenk

Technik	Mittleres äußeres Moment (Nm/Kg)	Beanspruchte Muskel	Hebelarm der Muskel (cm)	Mittlere Gelenkbelastung (N/Kg)
COC	0.42	Triceps surae	~ 4.6	~ 9.13
EF	0.67	Triceps surae	~ 4.6	~ 14.57
EL	0.55	Triceps surae	~ 4.6	~ 11.96
ED	0.45	Triceps surae	~ 4.6	~ 9.78

Der Muskel Triceps surae wird auch im rechten Sprunggelenk hauptsächlich beansprucht.

Als Prozentsatz des Körpergewichts ergibt sich bei der Ausweichbewegung folgende mittlere Gelenkbelastung im rechten Sprunggelenk: COC: 93 (% KG); EF: 149 (% KG); EL: 122 (% KG); ED: 100 (% KG).

Tabelle 11: Mittlere Gelenkbelastung der untersuchten Ausweichbewegungen im linken Kniegelenk

Technik	Mittleres äußeres Moment (Nm/Kg)	Beanspruchte Muskel	Hebelarm der Muskel (cm)	Mittlere Gelenkbelastung (N/Kg)
----------------	---	--------------------------------	---	--

COC	0.54	Quadrizeps	~ 4.7	~ 11.49
EF	0.48	Quadrizeps	~ 4.7	~ 10.21
EL	0.37	Quadrizeps	~ 4.7	~ 7.87
ED	0.45	Quadrizeps	~ 4.7	~ 9.57

Um die äußere Flexionsmomente zu kompensieren, werden im linken Kniegelenk vor allem durch den Quadrizeps interne Extensionsmomente erzeugt.

Verschiedene Autoren haben bereits den Hebelarm des Quadrizeps untersucht. Kellis und Baltzopoulos (1999, S. 122) stellten in ihrer Studie die Größe des Hebelarmes des Quadrizeps bei den verschiedenen Kniegelenkwinkeln (1° - 90° Flexionswinkel) dar.

Da die hier präsentierten äußeren Momente Durchschnittswerte sind, wurde der Hebelarm des Quadrizeps als der Mittelwert über alle von Kellis und Baltzopoulos (1999, S. 122) untersuchten Gelenkwinkel definiert.

Als Prozentanteil des Körpergewichts muss der linke Quadrizeps folgende Kraft erzeugen: COC: 117 (% KG); EF: 104 (% KG); EL: 80 (% KG); ED: 98 (% KG).

Tabelle 12: Mittlere Gelenkbelastung der untersuchten Ausweichbewegungen im rechten Kniegelenk

Technik	Mittleres äußeres Moment (Nm/Kg)	Beanspruchte Muskel	Hebelarm der Muskel (cm)	Mittlere Gelenkbelastung (N/Kg)
COC	0.42	Quadrizeps	~ 4.7	~ 8.94
EF	0.67	Quadrizeps	~ 4.7	~ 14.25

EL	0.68	Quadrizeps	~ 4.7	~ 14.47
ED	0.31	Quadrizeps	~ 4.7	~ 6.60

Am meisten beansprucht wird der Quadrizeps im rechten Kniegelenk, wobei die mittleren Gelenkbelastungen folgende Werte erreichen: COC: 91 (% KG); EF: 145 (% KG); EL: 147 (% KG); ED: 67 (% KG).

Tabelle 13: Mittlere Gelenkbelastung der untersuchten Ausweichbewegungen im linken Hüftgelenk

Technik	Mittleres äußeres Moment (Nm/Kg)	Beanspruchte Muskel	Hebelarm der Muskel (cm)	Mittlere Gelenkbelastung (N/Kg)
COC	1.25	Gluteus maximus	~ 6.1	~ 20.49
EF	-0.28	Iliopsoas	~ 2.9	~ 9.66
EL	0.50	Gluteus maximus	~ 6.1	~ 8.20
ED	1.03	Gluteus maximus	~ 6.1	~ 16.89

Im linken Hüftgelenk werden bei der *Cocorinha*, *Esquiva de Lado* und *Esquiva Diagonal* interne Extensionsmomente hauptsächlich durch den Gluteus maximus generiert, während bei der *Esquiva de Frente*, vor allem durch den Muskel Iliopsoas, ein inneres Flexionsmoment zur Kompensation des äußeren Drehmoments erzeugt wird.

Die Bestimmung des Hebelarmes des Gluteus maximus wurde dem Beitrag von Németh und Ohlsén (1985, S. 137-138) entnommen. Da die

Winkeländerung im Hüftgelenk zu großen Unterschieden der Hebelarmgröße des Gluteus maximus führt (8.1 cm bei 5°, 3.3 cm bei 90° Hüftflexion), wurde hier das arithmetische Mittel über alle von Németh und Ohlsén (1985, S. 137-138) analysierten Hüftflexionswinkel (5° - 90°) verwendet.

Die Definition des Hebelarmes des Muskels Iliopsoas wurde an der Studie von Scheys, Desloovere, Suetens und Jonkers (2011, S. 1350) angelehnt. Die Autoren berechneten den Hebelarm für die Hauptfunktion des Muskels während des Gangzyklus.

Als Prozentsatz des Körpergewichts erzeugen jeweils Gluteus Maximus und Iliopsoas bei den Ausweichbewegungen folgende Kraft: COC: 209 (% KG); EF: 98 (% KG); EL: 84 (% KG); ED: 172 (% KG).

Tabelle 14: Mittlere Gelenkbelastung der untersuchten Ausweichbewegungen im rechten Hüftgelenk

Technik	Mittleres äußeres Moment (Nm/Kg)	Beanspruchte Muskel	Hebelarm der Muskel (cm)	Mittlere Gelenkbelastung (N/Kg)
COC	0.89	Gluteus maximus	~ 6.1	~ 14.59
EF	2.10	Gluteus maximus	~ 6.1	~ 34.43
EL	1.61	Gluteus maximus	~ 6.1	~ 26.39
ED	1.16	Gluteus maximus	~ 6.1	~ 19.02

Alle vier analysierten Ausweichbewegungen weisen im rechten Hüftgelenk interne Extensionsmomente auf. Somit wird bei allen Techniken der Muskel Gluteus maximus am meisten beansprucht.

Im rechten Hüftgelenk treten die höheren Belastungen überhaupt auf, wobei die mittleren Gelenkbelastungen als Prozentsatz des Körpergewichts wie folgt angegeben werden: COC: 149 (% KG); EF: 351 (% KG); EL: 269 (% KG); ED: 194 (% KG).

4.2.2 Mechanische Arbeit

Im Folgenden wird unter Gelenkarbeit die von den um das betreffende Gelenk liegenden Strukturen generierte und absorbierte mechanische Arbeit verstanden.

Die Gesamtarbeit in den untersuchten Gelenken wurde bereits im Kapitel 4.1.4 in Form von Verlaufsdarstellungen aufgezeigt. In diesem Kapitel werden daher die positiven (Maxima) und negativen (Minima) Anteile der verrichteten mechanischen Arbeit in den drei Gelenken in Form von Diagrammen und dazugehörigen Tabellen präsentiert.

Wenn negative Arbeit verrichtet wird, bedeutet dies, dass durch die Strukturen des betreffenden Gelenks mechanische Energie absorbiert wird. Wenn positive Arbeit verrichtet wird, wird im betreffenden Gelenk Energie generiert.

Die ANOVAs zeigten für alle untersuchten Gelenke (SGI, SGr, KI, Kr, HI, Hr) signifikante Haupteffekte bei den gesamten Daten, die die positiven Anteile der Gelenkarbeit darstellen.

Tabelle 15: Statistische Werte der ANOVA für die gesamten Daten bezüglich der maximalen Gelenkarbeit

Gelenk	F	Sig.	Partielles Eta- Quadrat
SGI	6.359	.004	.312

SGr	5.376	.006	.277
KI	4.287	.012	.234
Kr	5.791	.012	.293
HI	4.954	.016	.261
Hr	23.779	.000	.629

Bezüglich der negativen Gelenkarbeit (Minima) gab es, mit Ausnahme des rechten Sprunggelenks (SGr), für alle Gelenke (SGr, KI, Kr, HI, Hr) signifikante Haupteffekte bei den ANOVAs.

Tabelle 16: Statistische Werte der ANOVA für die gesamten Daten bezüglich der minimalen Gelenkarbeit

Gelenk	F	Sig.	Partielles Eta- Quadrat
SGr	18.125	.000	.564
SGr	2.271	.100	.140
KI	7.458	.003	.348
Kr	45.619	.000	.765
HI	38.711	.000	.734
Hr	52.950	.000	.791

Abgesehen von der Tatsache, dass die *Cocorinha* in beiden Kniegelenken am meisten Energie absorbiert, sind allgemein keine systematischen Einflüsse der verschiedenen Techniken auf die maximal und minimal verrichtete Arbeit in den untersuchten Gelenken zu bemerken.

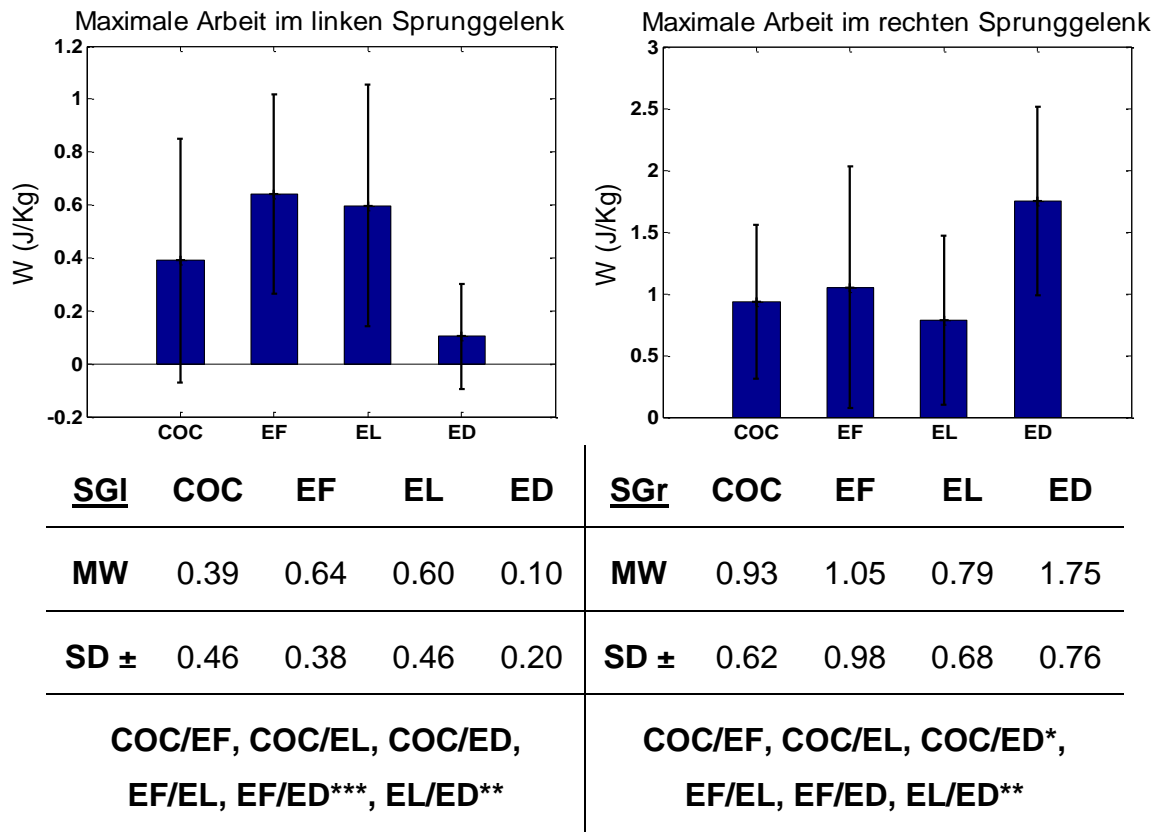


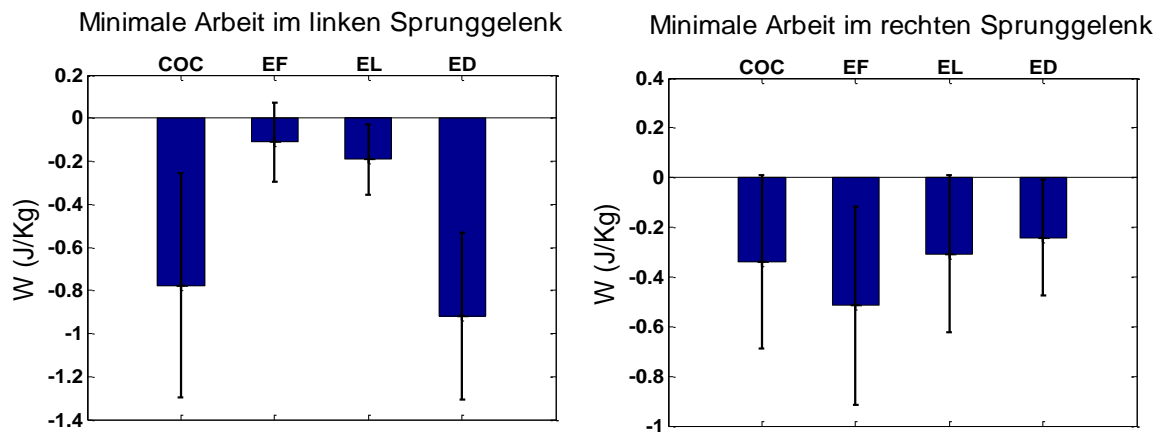
Abb. 31/Tab. 17: Maximale Arbeit im Sprunggelenk bei den vier verschiedenen Ausweichbewegungen

Im Sprunggelenk zeigen die *Cocorinha*, die *Esquiva de Frente* und die *Esquiva de Lado* keine signifikanten Unterschiede (COC/EF, COC/EL, EF/EL; $p > 0.05$), was die Verrichtung der positiven Arbeit betrifft. Die *Esquiva Diagonal* zeigt das geringste Maximum im linken und das höchste im rechten Sprunggelenk.

Die Strukturen um das linke Sprunggelenk verrichten ganz wenig positive Arbeit bei der *Esquiva Diagonal* verglichen mit den anderen Techniken. Die positiven Anteile der verrichteten Arbeit bei der *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* sind jeweils höchst und hoch signifikant höher als bei der *Esquiva Diagonal* (EF/ED; $p < 0.001$, EL/ED; $p < 0.01$). Alle anderen paarweisen Vergleiche zeigen keine signifikanten Unterschiede (COC/EF, COC/EL, COC/ED, EF/EL; $p > 0.05$).

Anders als im linken Sprunggelenk, zeigt die *Esquiva Diagonal* im rechten Sprunggelenk die höchste maximale Arbeit überhaupt.

Der Vergleich COC/ED zeigt signifikante ($p < 0.05$) und EL/ED hoch signifikante ($p < 0.01$) Unterschiede. Alle anderen Bewegungen weisen kein Signifikanzniveau auf (COC/EF, COC/EL, EF/EL, EF/ED).



<u>SGl</u>	COC	EF	EL	ED	<u>SGr</u>	COC	EF	EL	ED
MW	-0.78	-0.11	-0.19	-0.92	MW	-0.34	-0.52	-0.31	-0.24
SD ±	0.52	0.18	0.16	0.39	SD ±	0.35	0.40	0.32	0.23
COC/EF**, COC/EL**, COC/ED, EF/EL, EF/ED***, EL/ED***					COC/EF, COC/EL, COC/ED, EF/EL, EF/ED, EL/ED				

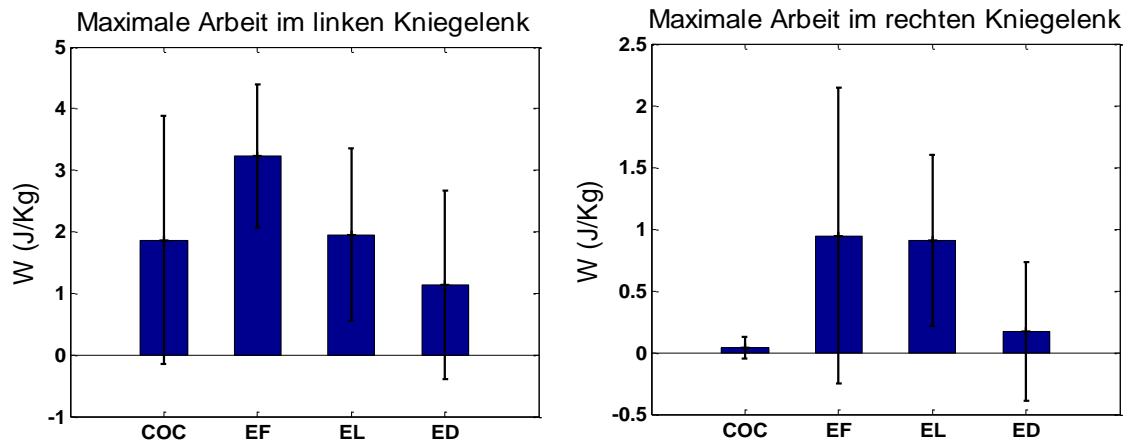
Abb. 32/Tab. 18: Minimale Arbeit im Sprunggelenk bei den vier verschiedenen Ausweichbewegungen

Was die negative verrichtete Arbeit im linken Sprunggelenke betrifft, weisen die *Cocorinha* und die *Esquiva Diagonal* die höchsten Werte auf. Beide Techniken unterscheiden sich voneinander nicht signifikant (COC/ED; $p > 0.05$). Die *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* zeigen die niedrigsten Werte für die minimale Arbeit und unterscheiden sich voneinander ebenfalls nicht signifikant (EF/EL; $p > 0.05$).

Die *Cocorinha* verrichtet hoch signifikant mehr negative Arbeit im linken Sprunggelenk als jeweils *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* (COC/EF, COC/EL; $p < 0.01$). Die minimale Arbeit der *Esquiva Diagonal* im linken Sprunggelenk ist höchst signifikant höher als die erreichten

Werte von der *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* (EF/ED, EL/ED; $p < 0.001$).

Im rechten Sprunggelenk gibt es keine signifikanten Differenzen zwischen allen vier Techniken bezüglich der negativen verrichteten Arbeit bzw. der absorbierten Energie.



<u>KI</u>	COC	EF	EL	ED	<u>Kr</u>	COC	EF	EL	ED
MW	1.87	3.23	1.95	1.14	MW	0.04	0.95	0.91	0.17
SD ±	2.02	1.16	1.40	1.53	SD ±	0.09	1.20	0.70	0.56
	COC/EF, COC/EL, COC/ED, EF/EL, EF/ED*, EL/ED					COC/EF**, COC/EL**, COC/ED, EF/EL, EF/ED*, EL/ED*			

Abb. 33/Tab. 19: Maximale Arbeit im Kniegelenk bei den vier verschiedenen Ausweichbewegungen

Die *Esquiva de Frente* unterscheidet sich signifikant von der *Esquiva Diagonal* im linken Kniegelenk (EF/ED; $p < 0.05$), alle anderen statistischen Vergleiche ergeben keine signifikanten Unterschiede (COC/EF, COC/EL, COC/ED, EF/EL, EL/ED; $p > 0.05$).

Im rechten Kniegelenk weisen die *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* die höchste maximale Arbeit auf. Die positive verrichtete Arbeit während der *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* ist hoch signifikant höher als die durch die *Cocorinha* (COC/EF, COC/EL; $p < 0.01$) und signifikant größer als die maximale Arbeit der *Esquiva Diagonal* (EF/ED, EL/ED; $p < 0.05$). Zwischen *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal*, sowie zwischen

Esquiva de Frente und *Esquiva de Lado* gibt es keine signifikanten Unterschiede (COC/ED, EF/EL; $p > 0.05$).

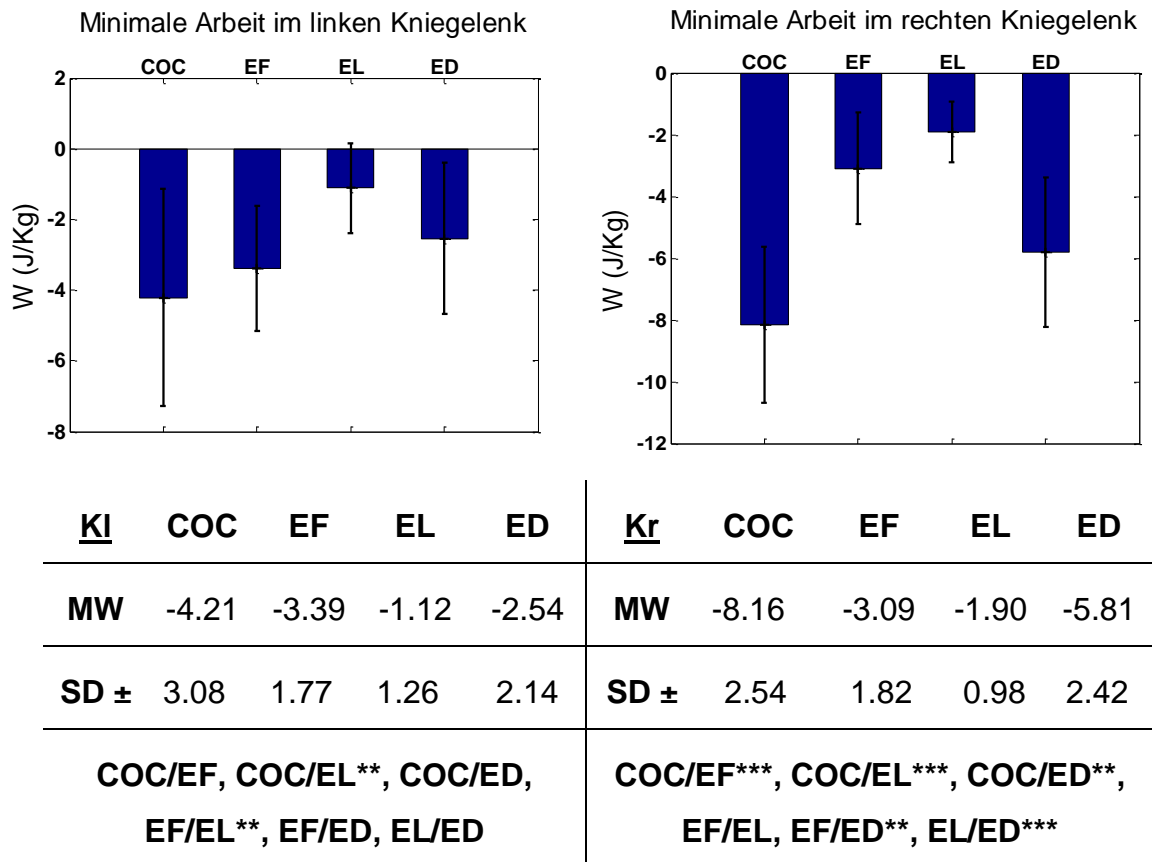


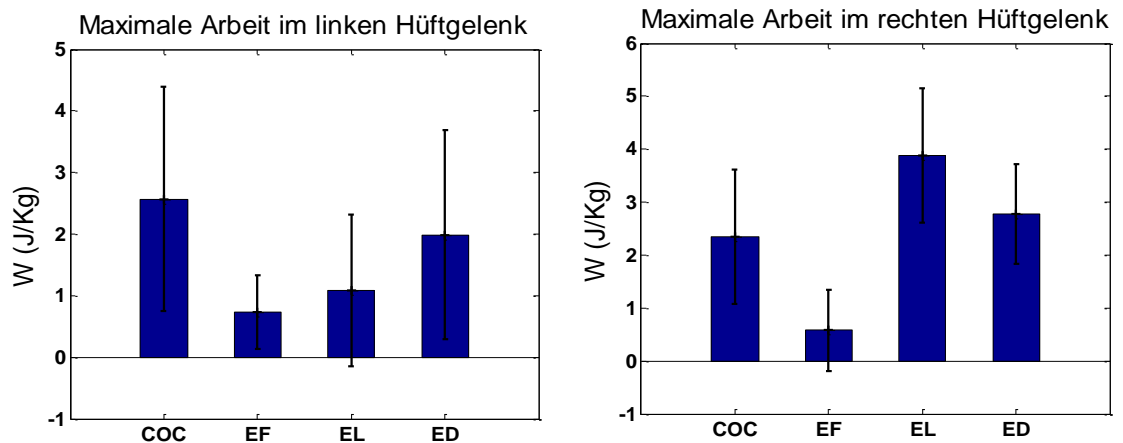
Abb. 34/Tab. 20: Minimale Arbeit im Kniegelenk bei den vier verschiedenen Ausweichbewegungen

Allgemein wird bei der *Cocorinha* im Kniegelenk am meisten mechanische Energie absorbiert.

Im linken Kniegelenk sind die Unterschiede zwischen *Cocorinha* und *Esquiva de Lado* und zwischen *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* hoch signifikant (COC/EL, EF/EL; $p < 0.01$). *Cocorinha* und *Esquiva de Frente* weisen keine signifikanten Unterschiede auf (COC/EF; $p > 0.05$). Die *Esquiva Diagonal* unterscheidet sich von den anderen Techniken ebenfalls nicht signifikant (COC/ED, EF/ED, EL/ED; $p > 0.05$).

Die *Cocorinha* weist im rechten Kniegelenk das höchste Minimum auf. Die während ihrer Ausführung absorbierte Energie ist höchst signifikant höher als bei der *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* (COC/EF, COC/EL; $p < 0.001$) und hoch signifikant höher als bei der *Esquiva Diagonal*

(COC/ED; $p < 0.01$). Der Unterschied zwischen der *Esquiva Diagonal* und *Esquiva de Frente* ist hoch signifikant (EF/ED; $p < 0.01$) und zwischen *Esquiva Diagonal* und *Esquiva de Lado* wird das höchste Signifikanzniveau aufgewiesen (EL/ED; $p < 0,001$). Die *Esquiva de Frente* und *Esquiva Diagonal* zeigen die geringsten Minima. Beide Techniken unterscheiden sich voneinander nicht signifikant (EF/EL; $p > 0.05$).



<u>Hi</u>	COC	EF	EL	ED	<u>Hr</u>	COC	EF	EL	ED
MW	2.57	0.73	1.08	1.99	MW	2.35	0.58	3.88	2.78
SD ±	1.82	0.60	1.23	1.70	SD ±	1.27	0.77	1.27	0.95
	COC/EF*, COC/EL*, COC/ED, EF/EL, EF/ED, EL/ED					COC/EF**, COC/EL, COC/ED, EF/EL***, EF/ED***, EL/ED*			

Abb. 35/Tab. 21: Maximale Arbeit im Hüftgelenk bei den vier verschiedenen Ausweichbewegungen

Während der *Cocorinha* wird im linken Hüftgelenk am meisten positive Arbeit verrichtet, während der *Esquiva de Frente* am wenigsten.

Die Vergleiche COC/EF und COC/EL zeigen signifikante Unterschiede ($p < 0.05$). Alle anderen Techniken weisen im linken Hüftgelenk kein Signifikanzniveau auf (COC/ED, EF/EL, EF/ED, EL/ED; $p > 0.05$).

In der rechten Hüfte zeigt die *Esquiva de Lado* das höchste und die *Esquiva de Frente* weiterhin das geringste Maximum. Zwischen *Cocorinha* und *Esquiva de Lado* und *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal* gibt es keine

signifikanten Unterschiede (COC/EL, COC/ED; $p > 0.05$). *Esquiva de Lado* und *Esquiva Diagonal* zeigen signifikante Unterschiede (EL/ED; $p < 0.05$), *Cocorinha* und *Esquiva de Frente* weisen hoch signifikante Differenzen auf (COC/EF; $p < 0.01$). Die *Esquiva de Frente* unterscheidet sich auf höchstem Signifikanzniveau von der *Esquiva de Lado* und *Esquiva Diagonal* (EF/EL, EF/ED; $p < 0.001$).

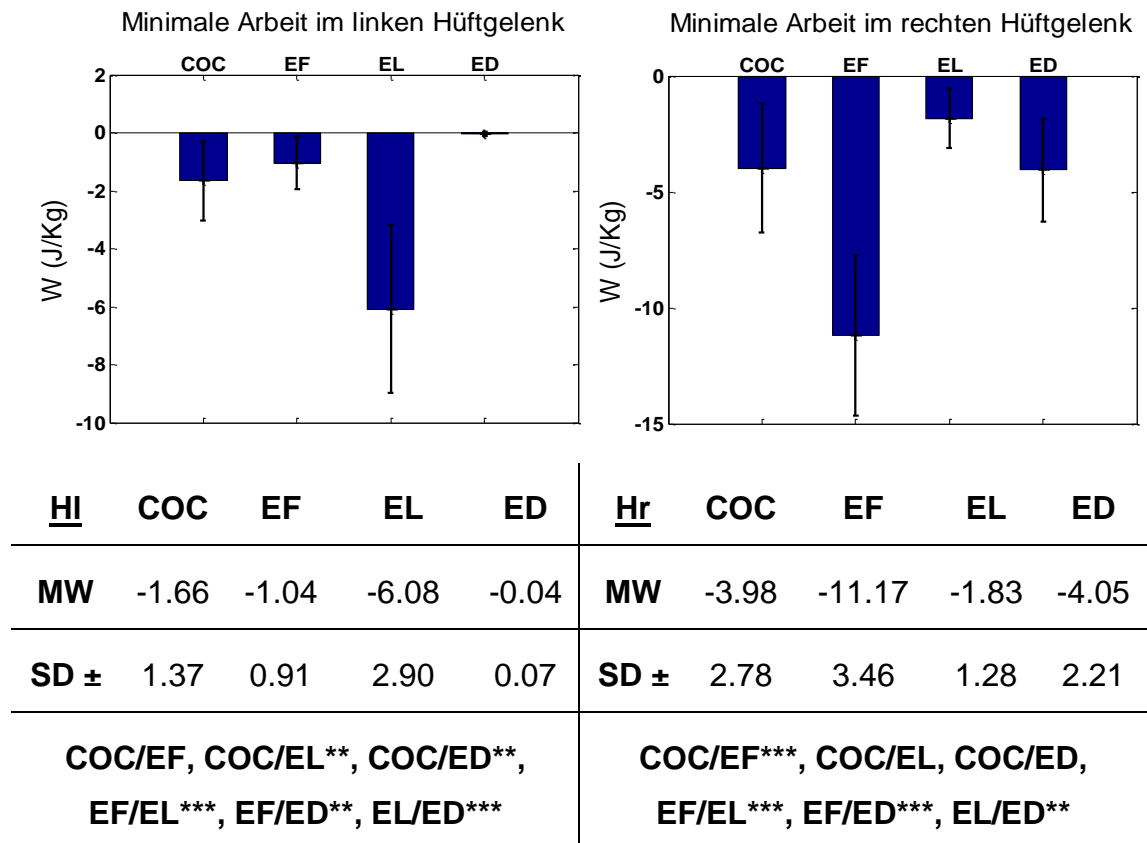


Abb. 36/Tab. 22: Minimale Arbeit im Hüftgelenk bei den vier verschiedenen Ausweichbewegungen

In der linken Hüfte wird bei der *Esquiva de Lado* wesentlich mehr Energie absorbiert als bei den anderen Techniken. Im Gegensatz dazu kommt es bei der *Esquiva Diagonal* kaum zur Energieabsorption. Die Unterschiede zwischen der *Esquiva de Lado* und *Cocorinha* ist hoch signifikant (COC/EL; $p < 0.01$). Zwischen *Esquiva de Lado* und den anderen zwei Techniken sind die Unterschiede höchst signifikant (EF/EL, EL/ED; $p < 0.001$). Zwischen *Cocorinha* und *Esquiva de Frente* bestehen keine signifikanten Differenzen (COC/EF; $p > 0.05$), beide Techniken

unterscheiden sich jedoch hoch signifikant von der *Esquiva Diagonal* (COC/ED, EF/ED; $p < 0.01$).

Im rechten Hüftgelenk verrichtet die *Esquiva de Frente* am meisten negative Arbeit. Die *Esquiva de Lado* absorbiert hier am wenigsten Energie. Die Unterschiede zwischen der *Esquiva de Frente* und allen anderen Ausweichbewegungen weisen höchstes Signifikanzniveau auf (COC/EF, EF/EL, EF/ED; $p < 0.001$). Der Vergleich EL/ED zeigt ebenfalls signifikante Differenzen ($p < 0.05$). Zwischen *Cocorinha* und *Esquiva de Lado* und *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal* gibt es keine signifikanten Unterschiede (COC/EL, COC/ED; $p > 0.05$).

5 Diskussion

Das Ziel dieser Studie ist es, die mechanische Belastung und die mechanische Arbeit – Energiegenerierung und -absorption – in den Gelenken der unteren Extremitäten während der Ausführung der vier untersuchten Capoeira-Ausweichbewegungen zu analysieren.

Hierzu sollen mithilfe dieser Studie folgende Fragen geklärt werden: (1) Welche Ausweichbewegungen weisen die höheren Gelenkbelastungen auf? (2) Unterscheiden sich die verschiedenen Ausweichbewegungen, was die mechanische Arbeit und den damit verbunden Energieverbrauch in den Gelenken betrifft?

Allgemein zeigen die Ergebnisse der Untersuchung, dass die höchsten mittleren Belastungen während der Ausführung der Ausweichbewegungen im Hüftgelenk auftreten. Im Sprung- und Kniegelenk treten ähnliche Belastungen auf.

Aufgrund der Tatsache, dass die Bewegungsabläufe der *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal* sowie der *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* ähnlich sind und daher die Start- und Endpunkte für diese Techniken gleich definiert wurden, zeigten diese Bewegungen jeweils ähnliche Verhältnisse der mechanischen Belastung in den Gelenken. Hierbei wiesen im Allgemein die *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal* höhere

Momente auf der linken Seite der untersuchten Gelenke auf, während die *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* höhere Momente auf der rechten Seite zeigten.

Dies kann wahrscheinlich auf die Initial- und Endphasen der Bewegungen zurückgeführt werden, während derer bei der Ausführung der *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal* das Körpergewicht überwiegend auf das linke Bein verlagert wurde, und während der *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* auf das rechte Bein.

In dem Fall wäre nicht der tiefste Punkt der Ausweichbewegungen die Hauptkomponente für die gesamte Belastung, sondern würden die Initial- (0 bis 30% der Bodenkontaktzeit) und Endphasen (70 bis 100% der Stützphase) am meisten zur Höhe der mittleren Belastung beitragen.

Um diese Hypothese zu bestätigen, muss allerdings eine neue Studie durchgeführt werden, in der die einzelnen Phasen der Techniken analysiert und miteinander verglichen werden.

Die erste Fragestellung der Studie lässt sich nur mit mehreren Antworten klären. Je nach Ausweichbewegung ist die Belastung für unterschiedliche Gelenke höher. Die Tabelle unten (Tab. 23) stellt die von den vier analysierten Capoeira-Ausweichbewegungen mittlere mechanische Belastung in den Gelenken der unteren Extremitäten dar.

Tabelle 23: Mittlere Belastung (Nm/Kg) in den Gelenken der unteren Extremität (SGI: linkes Sprunggelenk, SGr: rechtes Sprunggelenk, KI: linkes Kniegelenk, Kr: rechtes Kniegelenk, HI: linkes Hüftgelenk, Hr: rechtes Hüftgelenk). Vergleich zwischen den vier analysierten Capoeira-Ausweichbewegungen (COC: Cocorinha, EF: Esquiva de Frente, EL: Esquiva de Lado, ED: Esquiva Diagonal).

	SGI	SGr	KI	Kr	HI	Hr
COC	0,44	0,42	0,54	0,42	1,25	0,89
EF	0,10	0,67	0,48	0,67	-0,28	2,10
EL	0,28	0,55	0,37	0,68	0,50	1,61

ED	0,39	0,45	0,45	0,31	1,03	1,16
-----------	------	------	------	------	------	------

Im linken Sprunggelenk weisen die *Cocorinha* und die *Esquiva Diagonal* die höheren mittleren Belastungen auf, während die *Esquiva de Frente* die höchste Belastung im rechten Sprunggelenk zeigt. Im linken Kniegelenk zeigt die *Cocorinha* die höchste mittlere Belastung, wobei sie sich von der *Esquiva de Lado* – geringste Belastung – hoch signifikant unterscheidet, aber zu den anderen Techniken keine signifikanten Unterschiede vorhanden sind. Im rechten Kniegelenk treten die höheren Belastungen bei der *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* auf. Im linken Hüftgelenk zeigt die *Cocorinha* die höchste Belastung. In der rechten Hüfte weist die *Esquiva de Frente* die höchste Belastung auf.

Hierbei ist es wichtig daran zu erinnern, dass die Ausgangspositionen für die Erfassung der Bewegungen vorgegeben wurden. Deswegen sind hier links und rechts relativ.

Laut McPherson und Pickett (2010, S. 4) sind Stürze, Würfe und Sprünge die häufigsten Verletzungsursachen bei den Kampfsportlern in Kanada. Die untere Extremität sei hierbei am häufigsten betroffen.

Signoreti und Parolina (2009, S. 467) weisen in ihren Beitrag darauf hin, dass sich *Capoeiristas* am häufigsten die Füße und Sprunggelenke verletzen, gefolgt von Kniegelenken, Kopf, Schultern und Händen. Die Autorinnen führen die Verletzungen auf die während des Capoeiraspiels in höherem Maße auftretenden Stoßkräfte, Wiederholungen von Drehbewegungen, Sprünge und Landungen zurück. Um die genauen Verletzungsmechanismen bei der Capoeira zu identifizieren, müssen jedoch neue Studien durchgeführt werden.

Da die Capoeira als die Kunst des Ausweichens bezeichnet werden kann (vgl. Mestre Camisa, 2012), werden die in dieser Forschungsarbeit analysierten Ausweichbewegungen sowohl im Training als auch während des Capoeiraspiels sehr häufig wiederholt. Durch die wiederholte Durchführung treten an einzelnen Gelenken Belastungen auf, die wiederum zu Verletzungen führen können.

Verglichen mit anderen sportlichen Tätigkeiten wie Sprinten (Brüggemann et al., 2008), Laufen (Kleindienst et al., 2007) oder Springen (Liu et al., 2009) treten jedoch bei allen untersuchten Capoeira-Ausweichbewegungen erheblich kleinere maximale Belastungen in den Gelenken der unteren Extremitäten auf.

Eine bessere Übersicht über den Vergleich der in dieser Studie analysierten Capoeira-Ausweichbewegungen mit den erwähnten anderen Sportarten vermittelt die untenstehende Tabelle (Tab. 24).

Tabelle 24: Maximale Belastung (Nm/Kg) in den Gelenken der unteren Extremität: Vergleich der Capoeira-Ausweichbewegungen (links / rechts) mit Sprinten, Laufen und Springen (Counter Movement Jump).

	Capoeira (Sobrinho, L. C., 2013)	Sprinten (Brüggemann et al., 2008)	Laufen (Kleindienst et al., 2007)	Springen (Liu et al., 2009)
Sprunggelenk	0,82 / 1,65	4,2	3,03	1,91
Kniegelenk	1,96 / 1,64	~ 5	2,29	1,88
Hüftgelenk	3,13 / 4,16	~ 8	-	2,46

In beiden Sprunggelenken weist die *Esquiva Diagonal* die höchste maximale Belastung (interne Plantarflexionsmomente) unter den vier Capoeira-Ausweichbewegungen auf (links: 0,82; rechts: 1,65 Nm/Kg).

Brüggemann et al. (2008) beobachteten in ihrer Studie bei 400-m-Sprintern (submaximal: 8,5; maximal: 9,5 m/s) eine durchschnittliche maximale Belastung von 4,2 Nm/Kg im Sprunggelenk. Die Ergebnisse der Messungen von Kleindienst et al. (2007) mit erfahrenen Läufern (4,0 m/s) zeigten maximale interne Plantarflexionsmomente von 3,03 Nm/Kg. Während der Ausführung von Counter Movement Jumps wiesen studentische Athleten in der Studie von Liu et al. (2009) interne Plantarflexionsmomente von 1,91 Nm/Kg auf.

Unter allen Capoeira-Ausweichbewegungen zeigt die *Esquiva de Frente* die höchsten maximalen Belastungen in beiden Kniegelenken (links: 1,96; rechts: 1,64 Nm/Kg). Diese Werte stellen interne Knieextensionsmomente dar und sind verglichen mit anderen Sportarten sehr gering.

Die Sprinter in der Studie von Brüggemann et al. (2008) wiesen interne Knieextensionsmomente von über 5 Nm/Kg auf, während die Läufer in der Untersuchung von Kleindienst et al. (2007) eine maximale Belastung des Kniegelenks von 2,29 Nm/Kg zeigten.

Die höchsten Maximalwerte der mechanischen Belastung während der Ausführung der Capoeira-Ausweichbewegungen sind im Hüftgelenk zu finden. Während der Hauptphase erreicht die *Esquiva de Lado* die höchste maximale Belastung im linken Hüftgelenk (3,13 Nm/Kg) und die *Esquiva de Frente* in der rechten Hüfte das höchste interne Hüfttextensionsmoment (4,16 Nm/Kg). Diese Belastung ist jedoch wesentlich geringer als die mechanische Belastung im Hüftgelenk beim Sprinten.

Brüggemann et al. (2008) berichteten in ihrer Studie mit 400-m-Sprintern von internen Hüfttextensionsmomenten von über 8 Nm/Kg.

Nach Hennig und Riehle (1988) bzw. McClay et al. (1994), zitiert nach van Husen (2005, S. 14), sind grundsätzliche Faktoren für die Bestimmung hoher Belastungen: (1) Maximalwerte, (2) Belastungsdauer, sowie (3) Wiederholungsrate.

Tabelle 24 zeigt, dass die Maximalwerte der mechanischen Belastung bei den vier analysierten Capoeira-Ausweichbewegungen als gering bezeichnet werden können, verglichen mit sportlichen Tätigkeiten wie Springen, Laufen und vor allem Sprinten.

Trotz geringer Belastung können die Ausweichbewegungen zu Verletzungen führen. Laut Violetta (1995), zitiert nach van Husen (2005, S. 8), können harmlose Bewegungen, die aber sehr häufig wiederholt werden, Überlastungsverletzungen verursachen.

Nichtsdestotrotz muss berücksichtigt werden, dass gleiche Belastungen bei zwei Personen zu unterschiedlichen Beanspruchungen führen können (vgl. van Husen, 2005, S. 13). Die biologische Reaktion auf die äußere Belastung ist also individuell abhängig. So können nach einem Capoeira-Training die von den Ausweichbewegungen erzeugten Belastungen je nach Person biopositiv oder bionegativ wirken. Letztendlich hängt die Wirkung der Belastung auf einzelne Personen auch von anderen Faktoren wie Alter, Schwierigkeit der Aufgabe, Leistungsniveau und Konzentrationsfähigkeit ab (vgl. Willimczik, Sahre, Pachur und Wieling, 1991, zitiert nach van Husen, 2005, S. 14).

In Bezug auf die zweite Fragestellung, unterscheiden sich die vier untersuchten Capoeira-Ausweichbewegungen hinsichtlich der mechanischen Arbeit in den Gelenken der unteren Extremitäten. Sie zeigen jedoch keine eindeutigen systematischen Einflüsse auf die Energiegenerierung und -absorption im Sprung-, Knie- und Hüftgelenk.

Tabelle 25 vermittelt einen Überblick über die während der Ausführung der analysierten Techniken positive und negative verrichtete mechanische Arbeit in den Gelenken der unteren Extremität.

Tabelle 25: Maximale (Max.) und minimale (Min.) Arbeit (J/Kg) in den Gelenken der unteren Extremität (SGI: linkes Sprunggelenk, SGr: rechtes Sprunggelenk, KI: linkes Kniegelenk, Kr: rechtes Kniegelenk, HI: linkes Hüftgelenk, Hr: rechtes Hüftgelenk). Vergleich zwischen den vier analysierten Capoeira-Ausweichbewegungen (COC: Cocorinha, EF: Esquiva de Frente, EL: Esquiva de Lado, ED: Esquiva Diagonal).

		COC	EF	EL	ED
SGI	Max.	0,39	0,64	0,60	0,10
	Min.	-0,78	-0,11	-0,19	-0,92
SGr	Max.	0,93	1,05	0,79	1,75
	Min.	-0,34	-0,52	-0,31	-0,24

KI	Max.	1,87	3,23	1,95	1,14
	Min.	-4,21	-3,39	-1,12	-2,54
Kr	Max.	0,04	0,95	0,91	0,17
	Min.	-8,16	-3,09	-1,90	-5,81
HI	Max.	2,57	0,73	1,08	1,99
	Min.	-1,66	-1,04	-6,08	-0,04
Hr	Max.	2,35	0,58	3,88	2,78
	Min.	-3,98	-11,17	-1,83	-4,05

Im linken Sprunggelenk weisen die *Esquiva de Frente* und die *Esquiva de Lado* die höchste maximale Arbeit auf im Vergleich zu der *Esquiva Diagonal*. Sie unterscheiden sich von der *Cocorinha* nicht signifikant. Die *Cocorinha* und die *Esquiva Diagonal* absorbieren am meisten Energie in diesem Gelenk. Im rechten Sprunggelenk erzeugt die *Esquiva Diagonal*, im Gegensatz zu der *Cocorinha* und *Esquiva de Lado*, am meisten positive Energie, während es keine signifikanten Unterschiede zwischen den Techniken gibt, was die minimale verrichtete Arbeit betrifft.

Gegenüber der *Esquiva Diagonal* weist die *Esquiva de Frente* im linken Kniegelenk die höchste maximale Arbeit auf, während die *Cocorinha* und die *Esquiva de Frente* im Vergleich zu der *Esquiva de Lado* am meisten mechanische Energie absorbieren. Im rechten Kniegelenk erzeugen die *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* am meisten positive Energie im Gegensatz zu der *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal*. Das höchste Minimum weist im rechten Kniegelenk die *Cocorinha* auf.

Im linken Hüftgelenk zeigt die *Cocorinha* das höchste Maximum im Gegensatz zu der *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado*, während die *Esquiva de Lado* die höchste Energieabsorption aufweist. Im der rechten

Hüfte weisen die *Cocorinha*, *Esquiva de Lado* und *Esquiva Diagonal* eine höhere maximale Arbeit auf im Vergleich zu der *Esquiva de Frente*. Auch im rechten Hüftgelenk absorbiert die *Esquiva de Frente* am meisten Energie.

Die Tabellen 26 und 27 zeigen den Vergleich der Energiegenerierung bzw. -absorption zwischen den Capoeira-Ausweichbewegungen und anderen Sportarten wie Sprinten, Laufen (Stefanyshyn und Nigg, 1997) und Berggehen (Schwameder, 2004).

Tabelle 26: Maximale Arbeit (J/Kg) in den Gelenken der unteren Extremität: Vergleich der Capoeira-Ausweichbewegungen (links / rechts) mit Sprinten, Laufen und Bergaufgehen (Neigung von 24°).

	Capoeira (Sobrinho, L. C., 2013)	Sprinten (Stefanyshyn und Nigg, 1997)	Laufen (Stefanyshyn und Nigg, 1997)	Bergaufgehen n (Schwamed er, 2004)
Sprunggelenk	0,64 / 1,75	1,34	0,91	0,93
Kniegelenk	3,23 / 0,95	0,32	0,41	0,62
Hüftgelenk	2,57 / 3,88	0,77	0,16	0,62

Im linken Sprunggelenk zeigt die *Esquiva de Frente* das höchste Maximum (0,64 J/Kg), während die *Esquiva Diagonal* am meisten positive Arbeit (1,75 J/Kg) im rechten Sprunggelenk verrichtet. Laut Stefanyshyn und Nigg (1997) wird im Sprunggelenk während des Laufens (4,0 m/s) ca. 0,91 J/Kg und während des Sprintens (8,4 m/s) ca. 1,34 J/Kg Energie generiert. Beim Bergaufgehen bei einer Neigung von 24° erzeugen die Strukturen um das Sprunggelenk jeweils 0,93 J/Kg (Schwameder, 2004).

Im Kniegelenk verrichtet die *Esquiva de Frente* ebenfalls am meisten positive Arbeit (links: 3,23; rechts: 0,95 J/Kg). Beim Laufen wird im Kniegelenk ca. 0,41 J/Kg generiert. Während des Sprintens erzeugt man

im Kniegelenk ungefähr 0,32 J/Kg (Stefanyshyn und Nigg, 1997). Laut Schwameder (2004) wird im Kniegelenk bei einer Neigung von 24° beim Bergaufgehen 0,62 J/Kg generiert.

Die *Cocorinha* erzeugt im linken Hüftgelenk am meisten Energie (2,57 J/Kg). Im rechten Hüftgelenk verrichtet die *Esquiva de Lado* mehr positive Arbeit als die anderen Capoeira-Ausweichbewegungen (3,88 J/Kg). Nach Stefanyshyn und Nigg (1997) erzeugt man im Hüftgelenk beim Laufen ca. 0,16 J/Kg. Beim Sprinten wird im Hüftgelenk ungefähr 0,77 J/Kg generiert. Schwameder (2004) weist in seinem Beitrag darauf hin, dass während des Bergaufgehens bei einer Neigung von 24° die Strukturen um das Hüftgelenk 0,62 J/Kg erzeugen.

Tabelle 27: Minimale Arbeit (J/Kg) in den Gelenken der unteren Extremität: Vergleich der Capoeira-Ausweichbewegungen (links / rechts) mit Sprinten, Laufen und Bergabgehen (Neigung von 24°).

	Capoeira (Sobrinho, L. C., 2013)	Sprinten (Stefanyshyn und Nigg, 1997)	Laufen (Stefanyshyn und Nigg, 1997)	Bergabge- hen (Schwame- der, 2004)
Sprunggelenk	-0,92/-0,52	-0,99	-0,70	-0,44
Kniegelenk	-4,21/-8,16	-0,14	-0,64	-1,41
Hüftgelenk	-6,08/-11,17	-0,17	-0,28	-0,26

Die *Esquiva Diagonal* zeigt das höchste Minimum (-0,92 J/Kg) im linken Sprunggelenk. Im rechten Sprunggelenk verrichtet die *Esquiva de Frente* die meiste negative Arbeit (-0,52 J/Kg). Stefanyshyn und Nigg (1997) zufolge wird im Sprunggelenk während des Laufens (4,0 m/s) ca. 0,70 J/Kg absorbiert. Während des Sprintens (8,4 m/s) wird ca. 0,99 J/Kg mechanische Energie absorbiert. Beim Bergabgehen bei einer Neigung von 24° erzeugen die Strukturen um das Sprunggelenk -0,44 J/Kg (Schwameder, 2004).

Im Kniegelenk weist die *Cocorinha* das höchste Minimum unter den vier Capoeira-Ausweichbewegungen auf (links: -4,21; rechts: -8,16 J/Kg). Beim Laufen wird im Kniegelenk ca. 0,64 J/Kg absorbiert. Während des Sprintens absorbiert man im Kniegelenk ungefähr 0,14 J/Kg (Stefanyshyn und Nigg, 1997). Nach Schwameder (2004) wird im Kniegelenk bei einer Neigung von 24° beim Bergabgehen 1,41 J/Kg absorbiert.

Die *Esquiva de Lado* verrichtet im linken Hüftgelenk die meiste negative Arbeit (-6,08 J/Kg), während die *Esquiva de Frente* am meisten Energie absorbiert (-11,17 J/Kg). Laut Stefanyshyn und Nigg (1997) absorbiert man im Hüftgelenk beim Laufen ca. 0,28 J/Kg. Beim Sprinten wird im Hüftgelenk ungefähr 0,17 J/Kg absorbiert. Schwameder (2004) weist in seinem Beitrag darauf hin, dass während des Bergabgehens bei einer Neigung von 24° die Strukturen um das Hüftgelenk -0,26 J/Kg erzeugen.

Der Vergleich der mechanischen Arbeit in den Gelenken der unteren Extremitäten zwischen den Capoeira-Ausweichbewegungen und Aktivitäten wie Laufen, Sprinten und Berggehen (Tab. 26 und 27) zeigt, dass außer im Sprunggelenk, wo die verrichtete Arbeit ähnliche Werte aufweist, der mechanische Energieverbrauch während der Capoeira-Ausweichbewegungen erheblich größer ist.

Laut Knudson (2003, S. 153) wird die mechanische Arbeit W als das Produkt von Kraft F und Weg s ($W = F \cdot s$) definiert.

Die auftretenden äußeren Kräfte beim Laufen und Sprinten sind größer als bei den Capoeira-Ausweichbewegungen, was die höheren Belastungen bei diesen Aktivitäten gegenüber den Capoeira-Techniken in allen analysierten Gelenken erklärt.

Die Bewegungsamplitude in den analysierten Gelenken hingegen, vor allem im Knie- und Hüftgelenk, ist bei den Capoeira-Ausweichbewegungen wesentlich größer als beim Laufen, Sprinten und Berggehen. Laut Kramers, Stüssi und Stacoff (2008, S. 39 und 40) werden beispielsweise sowohl die Hüfte als auch das Knie während des Auftretens beim Laufen (3,13 m/s) um ca. 40° gebeugt. Die Abbildungen

17 und 18 im Kapitel 4.1.1 zeigen, dass die analysierten Capoeira-Ausweichbewegungen am tiefsten Punkt zwischen 80° und 130° Knie- und zwischen 100° und 125° Hüftflexion erreichen. Dies kann den höheren mechanischen Energieverbrauch der Ausweichbewegungen verglichen mit den anderen Aktivitäten erklären.

Um die Fragen zu beantworten, wurde in der vorliegenden Forschungsarbeit eine komplexe biomechanische Bewegungsanalyse durchgeführt.

Die Laborumgebung bildete die größte Einschränkung dieser Studie. Obwohl die Probanden Zeit hatten, sich an die Umgebung zu gewöhnen, war das Problem dadurch nicht gelöst. Die Probanden sollten die Amplitude ihrer Bewegungen an den zu beachtenden Aufnahmebereich und an die Größe der Kraftmessplatten anpassen. Somit wurde der natürliche Fluss der Bewegungen beeinträchtigt.

Eine weitere methodische Einschränkung lag darin, dass die Geschwindigkeit der *Ginga* und der aus ihr hervorgehenden Ausweichbewegungen nicht genau kontrolliert werden konnte. Damit alle Probanden dem gleichen Rhythmus folgen konnten, wurde daher immer das gleiche Lied auf CD vorgespielt.

Letztendlich wurde die statistische Prüfung lediglich über die vier Capoeira-Ausweichbewegungen innerhalb der einzelnen Gelenken durchgeführt. Die durchgeführte Statistik war angemessen, um die Fragestellungen dieser Studie zu beantworten, ermöglichte jedoch andere eventuell interessante Vergleiche nicht.

In diesem Sinne könnte man in zukünftigen Untersuchungen anhand anderer statistischen Betrachtungen beispielsweise Vergleiche zwischen den Gelenken eines Beins bzw. zwischen den Gelenken der beiden Beine anstellen.

6 Schlussfolgerungen

Was die mechanische Belastung betrifft, unterscheiden sich die vier untersuchten Capoeira-Ausweichbewegungen in allen analysierten Gelenken. Hierzu gibt es keine eindeutige Antwort, welche Ausweichbewegung die höchste allgemeine Gelenkbelastung aufweist. Die Untersuchung zeigt, dass die Belastungen je nach Ausweichbewegung für unterschiedliche Gelenke höher sind.

Deskriptiv betrachtet wird das Hüftgelenk während der Ausführung der Capoeira-Ausweichbewegungen am meisten belastet.

Die *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal* sowie die *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* zeigen jeweils ähnliche Verhältnisse der mittleren mechanischen Belastungen in den analysierten Gelenken. Dies ist auf die ähnlichen Bewegungsabläufe sowie auf die für diese Studie gleich definierten Start- und Endpunkte dieser Techniken zurückzuführen.

Vermutlich lässt sich das wiederum auf die Initial- und Endphasen der Bewegungen beziehen. Während der Ausführung der *Cocorinha* und *Esquiva Diagonal* wird das Körpergewicht überwiegend auf das eine Bein verlagert, während der *Esquiva de Frente* und *Esquiva de Lado* auf das andere Bein.

Daraus entsteht folgende Hypothese: 'Die Initial- (0 bis 30% der Bodenkontaktzeit) und Endphasen (70 bis 100% der Stützphase) der Ausweichbewegungen tragen in der Summe mehr zur Höhe der mittleren mechanischen Belastung bei als die Hauptphase (30 bis 70% der Bodenkontaktzeit)'.

Falls neue Studien diese Hypothese bestätigen können, könnte im Sinne der Gelenkschonung eine Optimierung dieser Techniken während der Initial- und Endphasen ein Vorteil sein.

Die Maximalwerte der mechanischen Belastung während der Ausführung der Capoeira-Ausweichbewegungen sind in allen untersuchten Gelenken wesentlich kleiner als die Gelenkbelastung bei Sportarten wie Springen, Laufen und vor allem Sprinten.

Da die Capoeira-Ausweichbewegungen vor allem im Training sehr häufig wiederholt werden, können sie trotz geringer Belastung Überlastungsverletzungen verursachen. Letztendlich ist die biologische Reaktion auf die äußere Belastung individuell abhängig und die Wirkung der Belastung auf einzelne Personen hängt von anderen verschiedenen Faktoren wie Alter, Schwierigkeit der Aufgabe, Leistungsniveau und Konzentrationsfähigkeit ab.

Hinsichtlich der mechanischen Arbeit und des damit verbundenen Energieverbrauchs unterscheiden sich die vier Ausweichbewegungen in den meisten analysierten Gelenken (einzig im rechten Sprunggelenk gibt es keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der minimalen Gelenkarbeit), zeigen jedoch keine systematischen Einflüsse .

Die während der Ausführung der Capoeira-Ausweichbewegungen verrichtete mechanische Arbeit ist, außer im Sprunggelenk, erheblich größer als die Gelenkarbeit, die durch Laufen, Sprinten und Berggehen verrichtet wird.

Mit dieser Studie konnte aufgezeigt werden, dass es keinen systematischen Unterschied zwischen den drei von Mestre Camisa entwickelten Ausweichbewegungen (*Esquiva de Frente*, *Esquiva de Lado* und *Esquiva Diagonal*) und der herkömmlichen Ausweichbewegung der Capoeira Regional (*Cocorinha*) gibt, was die mechanische Belastung und den Energieverbrauch betrifft.

Zusammenfassend kann man festhalten, dass die Capoeira-Ausweichbewegungen aufgrund ihrer großen Bewegungsamplitude in den Gelenken der unteren Extremitäten relativ energieaufwendig sind (verglichen mit Laufen, Sprinten und Berggehen). Die auftretenden äußeren Kräfte sind bei den Ausweichbewegungen jedoch nicht erheblich, was die mechanische Belastung in den betroffenen Gelenken relativ gering macht (verglichen mit Laufen, Sprinten und Springen).

Allerdings liegen bislang kaum Studien vor, die sich mit der biomechanischen Analyse von Capoeirabewegungen befassen. In diesem

Sinne müssen mehrere Studien in diesem Bereich durchgeführt werden, damit die Ergebnisse verglichen werden können.

Literaturverzeichnis

- Abadá Capoeira Heilbronn e.V. (o. J.). *Philosophie der Abadá Capoeira*. Online in Internet: URL: <http://www.abada-capoeira.eu/abad%C3%A1-1/> (Stand: 28.08.2012).
- Amadio, A.C., Duarte, M. (1996). *Fundamentos Biomecânicos para a Análise do Movimento Humano*. São Paulo: Laboratório de Biomecânica da EEFÉ-USP.
- Assunção, M.R. (2005). *Capoeira: the History of an Afro-Brazilian Martial Art*. Oxon: Routledge.
- Ballreich, R., Baumann, W. (Hrsg.). (1988). *Grundlagen der Biomechanik des Sports. Probleme Methoden Modelle*. Stuttgart: Enke.
- Bonnefoy, A., Doriot, N., Senk, M., Dohin, B., Pradon, D., Chèze, L. (2006). A Non-Invasive Protocol to Determine the Personalized Moment Arms of Knee and Ankle Muscles. *Journal of Biomechanics*. 2007 (40), 1776-1785.
- Brennecke, A., Amadio, A.C., Serrão, J.C. (2005). Parâmetros Dinâmicos de Movimentos Seleccionados da Capoeira. *Revista portuguesa de ciência do desporto*, 5 (2), 153-159.
- Brinckmann, P., Frobin, W. & Leivseth, G. (2000). *Orthopädische Biomechanik*. Stuttgart; New York: Thieme.
- Brügemann, G.-P., Arampatzis, A., Emrich, F., Potthast, W. (2008). Biomechanics of Double Transtibial Amputee Sprinting Using Dedicated Sprinting Prostheses. *Sports Technology*. 1 (4-5), 220-227.
- Carvalho, P.C.V. (2010). *Capoeira, Arte-luta: uma Abordagem Pedagógica de Inclusão*. Teresina: Ipanema.
- DaCosta, L.P. (2006). *Cenário de Tendências Gerais dos Esportes e Atividades Físicas no Brasil*. Atlas do Esporte no Brasil. Rio de Janeiro: CONFED.
- Downey, G. (2005). *Learning Capoeira: Lessons in Cunning from an Afro-Brazilian Art*. New York: Oxford.
- Essien, A. (2008). *Capoeira Beyond Brazil: from a Slave Tradition to an International Way of Life*. Berkeley: Blue Snake Books.

- Ferro, L.L., Silva, F.B.M., Junior, T.P.S. (2011). *Periodização do Treinamento Desportivo: Proposta de um Macrociclo para Capoeiristas Desportivos*. Unveröffentlichte Seminararbeit, Institut für Sportwissenschaften, Universidade Federal do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro.
- Gomes, A.M.X.P (2012). *Iê, Volta ao Mundo, Camará*. Unveröffentlichte Seminararbeit, Institut für Kommunikations- und Medienwissenschaft, Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro.
- Hennig, E., Riehle, H. (1988). Loads on the human body during trampoline exercises. In de Groot, G., Hol-lander, A.P., Huijing, P.A. & van Ingen Schenau, G.J. (Eds.), *Biomechanics XI-B* (pp. 736-739). Amsterdam: Free University Press.
- Hoy, M.G., Zajac, F.E., Gordon, M.E. (1990). A Musculoskeletal Model of the Human Lower Extremity: The Effect of Muscle, Tendon, and Moment Arm on the Moment-Angle Relationship of Musculotendon Actuators at the Hip, Knee, and Ankle. *Journal of Biomechanics*. 23 (2), 157-169.
- Kassat, G. (1993). *Biomechanik für nicht Biomechaniker. Alltägliche bewegungstechnisch-sportpraktische Aspekte*. Bünde: Fitness-Contur.
- Kellis, E., Baltzopoulos, V. (1999). In Vivo Determination of the Patella Tendon and Hamstrings Moment Arms in Adult Males Using Videofluoroscopy During Submaximal Knee Extension and Flexion. *Journal of Biomechanics*. 1999 (14), 118-124.
- Kleindienst, F.I., Michel, K.J., Stief, F., Wedel, F., Campe, S., Krabbe, B. (2007). Vergleich der Gelenkbelastung der unteren Extremitäten zwischen den Bewegungsformen Nordic Walking, Walking und Laufen mittels Inverser Dynamik. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*. 58 (4), 105-111.
- Kloiber, M. (2008). *Biomechanische Analyse der Taekwondo-Technik Naeryo-chagi*. Unveröffentlichte Diplomarbeit, Institut für Sportwissenschaften, Prävention/Rekreation, Universität Wien. Wien.
- Knudson, D. (2003). *Fundamentals of biomechanics*. New York: Kluwer academic / Plenum Publishers.

- Kramers, I.A., Stüssi, E., Stacoff, A. (2008). Ganganalyse beim Gehen und Laufen. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*. 56 (2), 35-42.
- Krevolin, J.L., Pandy, M.G., Pearce, J.C. (2003). Moment Arm of the Patellar Tendon in the Human Knee. *Journal of Biomechanics*. 2004 (37), 785-788.
- Lewis, J.L. (1992). *Ring of Liberation: Deceptive Discourse in Brazilian Capoeira*. Chicago: Chicago.
- Liu, Y., Shih, S.-M., Tian, S.-L., Zhong, Y.-J., Li, L. (2009). Lower Extremity Joint Torque Predicted by Using Artificial Neural Network During Vertical Jump. *Journal of Applied Biomechanics*. 2009 (42), 906-911.
- Maganaris, C.N., Paul, J.P. (1999). In Vivo Human Tendon Mechanical Properties. *Journal of Physiology*. 521 (1), 307-313.
- McClay, J.S., Robson, J.R., Andriacchi, T.P., Frederick, E.C., Gross, T., Martin, P., Validant, G., Williams, K.R., Cavanagh, P.R. (1994). A Profile of Ground Reaction Forces in Professional Basketball. *Journal of Applied Biomechanics*. 10 (3), 223-236.
- McPherson, M., Pickett, W. (2010). Characteristics of Martial Art Injuries in a Defined Canadian Population: A Descriptive Epidemiological Study. *BMC Public Health*. 10 (795), 1-7.
- Mestre Camisa (Cardoso, J.T.C.) (2012). Persönliches Interview, geführt vom Verfasser. Cachoeiras de Macacu - Rio de Janeiro, 20.03.2012.
- Németh, G., Ohlsén, H. (1985). In Vivo Moment Arm Lengths for Hip Extensor Muscles at Different Angles of Hip Flexion. *Journal of Biomechanics*. 18 (2), 129-140.
- Neto, P.C.O. (2007). *O Perfil dos Escolares da Educação Infantil, Praticantes de Capoeira, em Relação às Variáveis Psicomotoras*. Unveröffentlichte Examensarbeit, Institut für Sportwissenschaften, Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Uruguaiana.
- Nigg, B.M., MacIntosh, B.R., Mester, J. (2000). *Biomechanics and biology of movement*. Champaign: Human Kinetics.
- Onori, P. (1988). *Sprechende Körper: Capoeira - ein Afrobrasilianischer Kampftanz*. St. Gallen: Diá.

- Robert, T., Chèze, L., Dumas, R. und Verriest, J.-P. (2006). Validation of Net Joint Loads Calculated by Inverse Dynamics in Case of Complex Movements: Application to Balance Recovery Movements. *Journal of Biomechanics*, 2007 (40), 2450-2456.
- Scheys, L., Desloovere, K., Suetens, P., Jonkers, I. (2011). Level of Subject-specific Detail in Musculoskeletal Models Affects Hip Moment Arm Length Calculation During Gait in Pediatric Subjects with Increased Femoral Anteversion. *Journal of Biomechanics*, 2011 (44), 1346-1353.
- Schwameder, H. (Hrsg.). (2004). *Biomechanische Analysen beim Berggehen*. Band 1: Spektrum Bewegungswissenschaft. Aachen: Meyer & Meyer.
- Signoreti, M.M, Parolina, E.C. (2009). Análise Postural em Capoeiristas da Cidade de São Paulo. Aspectos Fisiológicos e Biomecânicos. *Revista da Faculdade de Ciências da Saúde*. 2009 (6). 462-470.
- Silva, G.O. (1998). *Capoeira: do Engenho à Universidade*. São Paulo: Coordenadoria de Comunicação Social do Estado de São Paulo.
- Sobrinho, L. C. (2009). *Capoeira Infantil e o Desenvolvimento Neuropsicomotor em Crianças de 6 e 7 Anos de Idade: Lateralização, Equilíbrio e Coordenação Motora Global*. Unveröffentlichte Bachelorarbeit, Institut für Sportwissenschaften, Universidade Salgado de Oliveira. Campos dos Goytacazes.
- Sodré, M. (2002). *Mestre Bimba: Corpo de Mandinga*. Rio de Janeiro: Manati.
- Stefanyshyn, D.J., Nigg, B.M. (1997). Mechanical Energy Contribution of the Metatarsophalangeal Joint to Running and Sprinting. *Journal of Biomechanics*, 30 (11/12), 1081-1085.
- Thull, M.-C. (2006). *Kampf und Tanz: Ein ethnologischer Vergleich von Capoeira, Moringue und Danmyé in ehemaligen portugiesischen und französischen Kolonien*. Unveröffentlichte Magisterarbeit, Institut für Ethnologie, Johann Wolfgang Goethe-Universität. Frankfurt am Main.
- Tkak, C.M., Oliveira, A.S. (2006). O Efeito da Prática da Capoeira Regional no Perfil Motor de Crianças. *Revista Teoria e Prática da Educação*, 9 (2), 217-232.
- Tsaopoulos, D.E., Baltzopoulos, V., Maganaris, C.N. (2005). Human Patellar Tendon Moment Arm Length: Measurement Considerations

and Clinical Implications for Joint Loading Assessment. *Journal of Biomechanics*. 2006 (21), 657-667.

van Husen, M. (2005). *Belastungen der unteren Extremität im Handball und Volleyball: Eine Untersuchung zur Landung nach Sprungwürfen und Schmetterschlägen*. Unveröffentlichte Doktorarbeit, Institut für Humanwissenschaften (Erziehungswissenschaft, Psychologie und Sportwissenschaft), Technische Universität Darmstadt. Darmstadt.

Violetta, D.R. (1995). Belastungen im Volleyball aus physiologischer Sicht. In Dannemann, F. (Red.), *Belastung im Volleyball*. (FIVB Trainer Symposium, S. 39-51). Bremen.

Wesolowski, K. (2007). *Hard Play: Capoeira and the Politics of Inequality in Rio de Janeiro*. Dissertation, Depart of Anthropology and Education, Columbia University. New York.

Wick, D., Thielscher, W., Ohlert, H., Krüger, T., Fritzenberg, M. & Kittel, R. (Hrsg.). (2009). *Biomechanik im Sport. Lehrbuch der biomechanischen Grundlagen sportlicher Bewegungen* (2., überarb. und erw. Aufl.). Balingen: Spitta.

Willimczik, K., Sahre, E., Pachur, S., Wieling, M. (1991). Auswirkungen konditioneller Beanspruchung auf das Fertigkeiteniveau im Sport Basketball. In Daus, R., Mechling, H., Blischke, K. & Olivier, N. (Hrsg.), *Sportmotorisches Lernen und Techniktraining* (Band 2, S. 32-37). Schorndorf: Hofmann.