



universität  
wien

# MAGISTERARBEIT

Titel der Magisterarbeit

**Untersuchung der Sprunghöhe beim Volleyballangriff unter Berücksichtigung  
der Veränderung von Körperwinkeln bei steigender Belastung**

verfasst von

**Petra Wenzl, Bakk.rer.nat., Bsc**

angestrebter akademischer Grad

**Magistra der Naturwissenschaften (Mag.rer.nat.)**

Wien, 2015

Studienkennzahl lt. Studienblatt:

A 066 826

Studienrichtung lt. Studienblatt:

Magisterstudium Sportwissenschaft

Betreut von:

Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. Arnold Baca



## **Vorwort**

In den letzten 14 Jahren füllte meine große Leidenschaft, das Volleyballspielen einen Großteil meiner Freizeit aus. Aufgrund des großen Interesses an dieser Sportart suchte ich einen zu diesem Themengebiet passende Fragestellung für meine Magisterarbeit. In dieser langjährigen Zeit konnte ich viel Erfahrung in verschiedenen Mannschaften und Spielniveaus sowie auf unterschiedlichen Spielpositionen sammeln. Der Wechsel von der Position der Außenangreiferin (oder auch Hauptangreiferin genannt) zur Mittelblockerin stellte zu Beginn infolge der höheren Anzahl an Block- und Angriffssprüngen eine große Herausforderung dar. Durch diese persönliche Erfahrung wurden mir die unterschiedlichen physischen Anforderungen der VorderfeldspielerInnen noch bewusster.

Nach dem Abschluss meines Forschungspraktikums an der Abteilung für „Biomechanik und Bewegungswissenschaften“ kam ich ins Gespräch mit Michaela Haßmann, meiner Praktikumsbetreuerin und wissenschaftlichen Mitarbeiterin an dieser Abteilung, über ein mögliches Themengebiet für meine Magisterarbeit. Während dieser Unterhaltung kamen wir auf das Forschungsgebiet zu „Ermüdungserscheinungen“ zu sprechen. Des Weiteren stellte sich heraus, dass nur wenig Literatur über „Ermüdungserscheinungen bei Ganzkörperbewegungen“ zu finden ist. Aufgrund dieser Information und anschließender Literaturrecherche zog ich in Betracht, Testungen mit Volleyballspielerinnen unter zunehmender Sprungbelastung durchzuführen und mögliche Veränderungen in der Sprunghöhe oder bei bestimmten Körperwinkeln unter Ermüdung zu detektieren. Dank guter Kontakte zu Volleyballspielerinnen der ersten und zweiten österreichischen Bundesliga konnte ich meine Ideen realisieren und die nachfolgende Arbeit verfassen.

Viele Personen, ohne die es nicht möglich gewesen wäre meine Untersuchungen durchzuführen, haben mich auf akademischer, persönlicher und praktischer Ebene dabei unterstützt. Daher möchte ich mich bei folgenden Menschen herzlich bedanken:

Mein besonderer Dank gilt in diesem Zusammenhang Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. Arnold Baca und Michaela Haßmann, MSc für die fachliche Unterstützung bei der Planung und für ihr offenes Ohr bei auftretenden Fragen oder Problemen.

Ich möchte mich bei allen Probandinnen der Volleyballmannschaften SU Hotvolleys Ybbs, UVC Zöfa Mank und UVF Melk ganz herzlich für ihre disziplinierte Teilnahme an der Testung bedanken.

Außerdem ein großes Dankeschön an meine Teamkolleginnen von SU Hotvolleys Ybbs für ihre Unterstützung beim Aufbau und bei der Abwicklung der Testungen – „Well Done“ und Danke für eure großartige Freundschaft die letzten 2 Jahre.

Darüber hinaus bedanke ich mich ganz herzlich bei Nina für die technische Ausrüstung und bei Kati für die Organisation und Mithilfe bei allen Testtagen.

Ganz besonders möchte ich mich bei meiner Familie, im Speziellen bei meinen Eltern, für die Möglichkeit des Studierens, sowie auch bei meinem Bruder für die Unterstützung in allen Lebenssituationen bedanken.

Ein ebenso großes Dankschön an meinen Freund Lukas für die ermutigenden Worte, mentale Unterstützung und den starken Rückhalt in den letzten Jahren.

Mein ausdrücklicher Dank gilt auch meinen Freunden Julia, Carmen und Norbert für ihre langjährige, unterstützende und treue Freundschaft wie auch für die vielen unbezahlbaren und unvergesslichen Momente in den letzten Jahren.

## **Kurzfassung**

Der Angriffsschlag im Volleyball gilt als bestes offensives technisches Element um während des Wettkampfes Punkte zu machen. Um dabei den Ball am höchsten Punkt zu treffen, müssen die Angreifer/innen ihre maximale Sprunghöhe erreichen. Aus zahlreichen Studien geht hervor, dass die Ausholbewegung der Arme während des Anlaufs zum Absprung die Sprunghöhe positiv beeinflusst. Das Ziel dieser Studie war es, die Veränderungen der Sprunghöhe, des Schulterwinkels und des Hüftwinkels mit zunehmender Belastung zu untersuchen und einen möglichen Zusammenhang dieser drei Parameter zu finden.

Acht weibliche Mittelblockerinnen der 1. und 2. österreichischen Bundesliga nahmen an der Studie teil. Die Teilnehmerinnen führten dabei 90 Sprünge durch, wobei diese unterteilt wurden in 3x10 Block-Angriff-Block Kombinationen. Diese Anzahl an Sprüngen entspricht etwa der Belastung einer Mittelangreiferin innerhalb eines 5-Satz Matches. Alle Sprünge wurden mit Hilfe einer Kamera, Canon EOS 550D, aufgezeichnet und anschließend analysiert.

Bei der Auswertung zeigte sich eine signifikante Änderung der Sprunghöhe ( $p < 0.05$ ) unter der Gesamtbelastung. Für den Schulterwinkel wurden signifikante Veränderungen innerhalb der Serien mit jeweils 10 Block-Angriff-Block Sprüngen festgestellt. Des Weiteren ergab sich ein starker positiver Zusammenhang zwischen der Sprunghöhe und dem Schulterwinkel. Die Probandinnen gaben an, nach jeder Serie mehr erschöpft zu sein. Die Herzfrequenz zeigte aber keine signifikanten Veränderungen zwischen den Serien. Dies führt zur Annahme, dass die Spielerinnen peripher und nicht zentral ermüdet waren. Der Hüftwinkel zeigte keine signifikanten Änderungen während der Belastung. Dennoch korreliert er negativ mit dem Schulterwinkel. Das heißt, je kleiner die Ausholbewegung, desto aufrechter bleibt der Oberkörper vor dem Absprung.

Diese Ergebnisse stützen die Annahme, dass mit zunehmender Belastung die Sprunghöhe während eines Volleyballmatches abnimmt und dadurch die Erfolgswahrscheinlichkeit für den Angriffsschlag reduziert wird.

**Schlagwörter:** Ermüdung, Sprunghöhe, Körperwinkel, Volleyball

## **Abstract**

Since the spike is the most effective tactical and technical skill in volleyball, correlated with success, it is worth knowing how the performance changes during fatigue conditions. The role of backward arm swing on the jump performance is proved by several studies. The purpose of the present study was to examine if fatigue leads to alterations in the jump height, shoulder angle and hip angle and in addition if there are relationships between the jump height, the shoulder angle and the hip angle during a volleyball spike.

Eight female middle blockers of 1<sup>st</sup> and 2<sup>nd</sup> Austrian national league participated in the study and performed a fatigue protocol with 90 jumps (3x10 block-spike-block combinations) to realize nearly the number of jumps in a 5 set volleyball game. All performances were videotaped by a Canon EOS 550D camera.

The jump height showed significant differences ( $p < 0.05$ ) for the spike jumps. Additionally the shoulder angle revealed significant differences ( $p < 0.05$ ) within one trial (10 b-s-b combination) and was highly correlated with the jump height. All participants felt subjectively more tired after each trial although for the on the HRmax normalised heart rate there were no significant alterations observed within the trials. This leads to the assumption that the players were peripherally and not centrally fatigued. The hip angle showed no significant result within the trials neither after the three series. But it is highly negatively correlated with the shoulder angle, which means the upper body is in a more upright position before take-off.

In conclusion match-induced fatigue influences the players' vertical jump performance and arm swing motion and reduces spike efficiency and therefore success in multiset games.

**Keywords:** fatigue, jump height, body angles, volleyball

## Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	9
2. Begriffsbestimmung .....	12
3. Problem- und Fragestellung.....	14
3.1. Problemstellung .....	14
3.2. Fragestellung .....	15
3.3. Zielsetzung.....	15
4. Anforderungsprofil von VolleyballspielerInnen (insbesondere von MittelblockerInnen) 16	
4.1. Anthropometrische Charakteristika von VolleyballspielerInnen.....	16
4.2. Intensität und metabolische Belastung im Wettkampf.....	18
5. Allgemeine Beschreibung des Angriffsschlages.....	20
5.1. Schematische Darstellung der Angriffsbewegung .....	21
5.1.1. Der Anlauf .....	22
5.1.2. Erläuterung des Stemmschrittes .....	22
5.1.3. Der Sprung .....	23
5.1.4. Ausführung des Angriffsschlages.....	23
6. Allgemeine Beschreibung des Blocksprunges .....	24
6.1. Ausführung der Blockbewegung.....	24
6.2. Spielerische Anforderungen der BlockspielerInnen .....	25
7. Ermüdungserscheinungen bei körperlicher Aktivität.....	27
7.1. Periphere Ermüdung .....	28
7.2. Zentrale Ermüdung .....	28
7.3. Folgen von körperlicher Ermüdung bei sportlicher Aktivität .....	29
8. Hypothesen .....	32
8.1. Unterschiedshypothesen.....	32
8.2. Zusammenhangshypothesen .....	33
9. Methodik.....	34
9.1. Forschungsdesign.....	34
9.2. Stichprobe.....	34
9.2.1. Ein- und Ausschlusskriterien.....	35
9.2.2. Stichprobengröße .....	35
9.3. Untersuchungsdesign.....	36
9.3.1. Testprotokoll.....	36
9.3.1.1. Schematische Darstellung der Jump-and-Reach Tests.....	37
9.3.1.2. Schematische Darstellung des Ermüdungsprotokolls .....	38

9.4.	Instrumente und Datenerhebung.....	39
9.5.	Datenanalyse .....	40
9.6.	Statistische Analyse .....	41
10.	Ergebnisse .....	42
10.1.	Deskriptive Statistik .....	42
10.2.	Ergebnisse der Unterschiedshypothesen.....	47
10.3.	Ergebnisse der Zusammenhangshypothesen .....	47
11.	Diskussion.....	49
11.1.	Methodenkritik .....	52
12.	Zusammenfassung und Ausblick.....	54
	Literaturverzeichnis.....	57
	Abbildungsverzeichnis .....	64
	Tabellenverzeichnis .....	65
	Anhang .....	66
	Lebenslauf .....	88
	Erklärung .....	90

## 1. Einleitung

Volleyball entwickelte sich in den letzten Jahrzehnten zu einer der weltweit populärsten Sportarten und liegt mit rund 200 Millionen SportlerInnen nur knapp hinter den 250 Millionen FußballspielerInnen (Aagaard, Scavenius & Jørgensen, 1997; Dvorak et al., 2000). Mit zunehmendem Interesse an immer besseren Spitzenleistungen in allen Sportarten gab es in den letzten 30 Jahren auch im Volleyball große Fortschritte in der Entwicklung und Erforschung biomechanischer, physiologischer und trainingswissenschaftlicher Aspekte, um das Leistungsniveau stetig anzuheben (Kuhlmann, 2010). Zusätzlich zu den technischen Änderungen kam und kommt es immer wieder zu Veränderungen des Reglements, um das Spiel noch schneller und attraktiver zu machen (Mondal & Bhowmick, 2013). Volleyball charakterisiert sich durch schnelle und hoch intensive Bewegungen zwischen 3-40 Sekunden, wobei die durchschnittliche Dauer eines Ballwechsels bei zirka 12 Sekunden liegt, gefolgt von einer anschließenden Erholungspause von rund 12 Sekunden (Lidor & Ziv, 2010). Die Gesamtdauer eines Volleyballmatches liegt zwischen 60 und 90 Minuten (Sheppard, Gabbett, & Reeberg Stanganelli, 2009), je nachdem wie viele Sätze (3-5) gespielt werden müssen, sodass eine Mannschaft mit drei gewonnenen Sätzen als Sieger zählt. Sowohl bei offensiven (Angriffsschlag) als auch bei defensiven (Block, Verteidigung) Spielsituationen sind explosive und reaktive Bewegungen notwendig, um rechtzeitig die richtige Position zum Ball einnehmen zu können und einen positiven Punktabschluss zu erzielen. Die effektivsten und erfolgversprechendsten technischen Elemente einer Spielerin oder eines Spielers sind der Angriffsschlag und der Block, die für 80% der erreichten Spielpunkte verantwortlich sind (Trajkovic, Milanovic, Sporis, Milic, & Stankovic, 2012). Diese beiden von Vorderspielern auszuführenden Sprung-Aktionen haben ihren Ursprung meist in horizontal beschleunigten Bewegungen. Für den Angriffsschlag ist der Anlauf mit 2 oder 3 Schritten ausschlaggebend bevor die SpielerInnen die horizontale Geschwindigkeit mit Hilfe des Stemmschrittes in vertikale Geschwindigkeit umwandeln und somit vom Boden in Richtung des Balles nach oben abspringen. Auch beim Blocksprung können laterale Schritte entlang des Netzes für die Beschleunigung des Körpers in horizontaler Richtung eingesetzt werden, um eine möglichst große Sprunghöhe zu erreichen (Sheppard & Newton, 2012). Ebenso zeigen die Erkenntnisse von Lidor und Ziv (2010), dass die vertikale Sprunghöhe beim Angriff oder Block der wichtigste Parameter für erfolgreiche AngreiferInnen ist. Ein weiterer bedeutsamer Faktor für die Sprunghöhe beim Angriffsschlag ist eine gut koordinierte Arm-Ausholbewegung während des Anlaufes (Kuhlmann, Roemer, & Milani, 2008). Ashby und Heegaard (2002) zeigten in ihrer Studie auf, dass sich die Sprunghöhe mit zusätzlicher Armbewegung um 21% erhöhte und somit

um 1/5 größer war als ohne Armeinsatz. Als entscheidende Messgröße der Arm-Ausholbewegung stellte sich der Arm-Rückschwung heraus. Je weiter die Arme nach hinten geschwungen werden, desto länger ist der Beschleunigungsweg und desto mehr Energie kann auf den restlichen Körper übertragen werden, um eine möglichst hohe Sprunghöhe zu generieren (Hussain, Mohammad, & Khan, 2013; Li-Fang, Gin-Chang, Chiao-Wen, & Chen-Fu, 2008).

Neben den vielen wissenschaftlichen Erkenntnissen und Weiterentwicklungen der Spiel- und Ballsportarten im Bereich Technik und Taktik gibt es bis jetzt leider nur sehr wenige Forschungsarbeiten hinsichtlich Ermüdung während Ganzkörperbewegungen und in Spielsituationen. Einige Studien beschäftigten sich zwar mit Ermüdungserscheinungen bei isometrischen, konzentrischen oder exzentrischen Bewegungen, jedoch vorrangig bei isolierten Muskeln oder Muskelgruppen. Diese eingeschränkten Bewegungen entsprechen aber weder tierischer noch menschlicher Fortbewegungsmuster und können daher nicht generalisiert werden (Nicol, Avela, & Komi, 2006). Aufgrund der kurzen und intensiven Bewegungen kommt es vor allem in der Peripherie (Extremitäten) zur Ermüdung. Durch diesen Erschöpfungszustand können bei weiterer Belastung strukturelle und funktionelle Veränderungen, wie Schädigung von Muskelfasern oder ein ungleichmäßiges Zusammenspiel von Sehnen und Muskeln, auftreten. Diese Probleme verzögern wiederum die Muskelkontraktionsgeschwindigkeit und führen zu vermindertem Krafteinsatz während der Bewegung (Drinkwater, Lane, & Cannon, 2009; Meckel et al., 2015). Zudem beeinflussen diese mechanischen und neuromuskulären Dysbalancen die Koordination zwischen Armen und Beinen und können eine verminderte (Sprung-)Leistung bedingen (Pion et al., 2014). Da sowohl die offensiven Angriffssprünge, als auch die defensiven Blocksprünge leistungsbestimmende Faktoren im Wettkampf darstellen, werden diese effektiven technischen Elemente sehr häufig ausgeführt. Insbesondere werden die MittelblockerInnen mit einer Anzahl von bis zu 100 Sprüngen in einem 5-Satz-Match sehr beansprucht (Borras, Balius, Drobnic, & Galilea, 2011). Infolge der hohen Sprunganforderungen an die MittelblockerInnen meinen Sheppard et al. (2009), dass diese SpielerInnen eine besonders gute Ermüdungswiderstandsfähigkeit haben und an das Ausführen von Sprüngen in ermüdetem Zustand gewöhnt sind.

Aus diesen Studienerkenntnissen ergaben sich für die Studie dieser Diplomarbeit die Fragen, ob mit zunehmender Belastung in Mehrsatzpartien (4-5 Sätze) Ermüdungserscheinungen auftreten und ob diese Einfluss auf die Sprunghöhe haben. Des Weiteren wird untersucht, ob es einen Zusammenhang der drei Parameter – (a) des Schulterwinkels während des Armrückschwunges, (b) des Hüftwinkels und (c) der Sprunghöhe – unter zunehmender Belastung gibt.

Die vorliegende Diplomarbeit wird die Studie in den nächsten Abschnitten im Detail erklären und diskutieren. Nach einer kurzen Besprechung der Problem- und Fragestellung in Kapitel 3 (3.1 und 3.2) über den aktuellen Forschungsstand wird im Absatz 3.3 die Zielsetzung der Untersuchung festgelegt. Kapitel 8 enthält die detaillierteren Hypothesen die für die Testung und die statistische Auswertung notwendig sind. Der aktuelle Wissensstand der Themenbereiche Belastungsprofil im Volleyball, Angriffsschlagbewegung, Blocksprung und Ermüdungserscheinungen werden in den Literaturkapiteln 4, 5, 6 und 7 näher erläutert. Die gesamte Methodik mit Forschungsdesign, Stichprobengröße, Untersuchungsdesign, Instrumente, sowie Datenanalyse und statistische Auswertung, wird in den Unterkapiteln des Abschnittes 9 besprochen. Die Ergebnisse der Untersuchung und die Diskussion mit bisherigen Studienresultaten folgen in Kapitel 10 und 11 der Magisterarbeit. Eine Zusammenfassung der gewonnenen Erkenntnisse und ein Ausblick in noch zu erforschende Themenbereiche findet sich im Abschnitt 12 .

## **2. Begriffsbestimmung**

### *Sprunghöhe:*

Die Sprunghöhe wird in der vorliegenden Studie als Differenz der Körperschwerpunkts-Höhe im aufrechten Stand und dem höchsten Punkt in der Flugphase des Angriffs festgelegt. Sie ist bedingt durch die Höhe des Körperschwerpunktes und der vertikalen Geschwindigkeit beim Absprung (Feltner, Fraschetti, & Crisp, 1999). Sie determiniert auch den Abschlagwinkel des Balles, das Zeitfenster in dem der Ball getroffen werden kann und schlussendlich die Effektivität des Angriffs (Link & Lames, 2006).

### *Handlungshöhe:*

Als Handlungshöhe wird die Reichhöhe der Schlaghand während der Flugphase bezeichnet. Sie steht im direkten Zusammenhang mit der Sprunghöhe (Link & Lames, 2006).

### *Ermüdung:*

Ermüdung wird definiert als fortschreitende bewegungsinduzierte Abnahme der muskulären Kraftentwicklung oder das Unvermögen die ursprüngliche Kraft wieder aufzubringen (Fuller, Lomond, Fung, & Côté, 2009; Ribeiro, Santos, Gonçalves, & Oliveira, 2008; Ushiyama et al., 2011). Dieser progressive Leistungsverlust kann durch periphere oder zentrale Einflussfaktoren bedingt werden (Gandevia, 2001).

Periphere Ermüdung spielt sich auf der muskulären Ebene ab und ist definiert als Abnahme der Muskelkraftkapazität aufgrund von fehlerhaften Aktionspotenzialen oder Fehlern bei der Erregung zur Muskelkontraktion.

Zentrale Ermüdung entsteht im Gegensatz dazu aus Störungen in den Nervenbahnen die zu den Muskeln führen und dadurch einen Kraftverlust initiieren (Gibson & Noakes, 2004).

### *Propriozeption:*

Als Propriozeption wird die Wahrnehmung der Gelenks- und Körperbewegungen sowie die Position des Körpers oder einzelner Körpersegmente im Raum bezeichnet (Hiemstra, Lo, & Fowler, 2001). Bei propriozeptiven Wahrnehmungen handelt es sich um afferente Informationen, wie beispielsweise der Gleichgewichts-, Stellungs-, Bewegungs- oder der Kraftsinn, die von den Körperregionen zum Zentralnervensystem geleitet werden (Gruber, 2001). Diese ins Gehirn weitergeleiteten Informationen werden dort verarbeitet und als efferente Antwort zu den Muskeln geschickt, die wiederum alle weiteren Bewegungen steuern und ausgleichen (Hewett, Paterno, & Myer, 2002).

### *Neuromuskuläre Kontrolle:*

Neuromuskuläre Kontrolle ist die unbewusste efferente Antwort (vom Gehirn zu den Extremitäten) auf afferente Signale um die Gelenksstabilität bei dynamischen

Bewegungen zu sichern (Hewett, Myer, & Ford, 2004). Dabei kommt es zur Vorbereitung, Aktivierung oder Hemmung von Muskelfasern, um Gelenkbewegungen richtig durchzuführen und Verletzungen zu vermeiden (Shaw, Gribble, & Frye, 2008; Swanik, Lephart, Swanik, Stone, & Fu, 2004).

#### *Somatotyp:*

Der Somatotyp beschreibt eine Methode zur Bestimmung des Körperbautypes, also dem individuellen, körperlichen Erscheinungsbild. Diese charakteristischen Merkmale des menschlichen Körpers werden durch Berechnung von anthropometrischen Parametern klassifiziert und werden anschließend zur besseren Veranschaulichung graphisch dargestellt (siehe Abbildung 1 in Kapitel 4.1 ) (Carter, Ross, & Duquet, 1983). In der Klassifizierung gibt es drei grundlegend verschiedene Körperbautypen (Buffa, Succa, Garau, Marini, & Floris, 2005):

- Endomorph: Schwergewichtige Personen mit und hohem Anteil an Fettmasse
- Mesomorph: Personen mit hohem Anteil an gut entwickelter Muskelmasse
- Ectomorph: Leichtgewichtige Personen mit niedrigem Anteil an Fettmasse

Die beiden Begriffe Serie und Abfolge sind für das Verständnis der statistischen Auswertung relevant und werden wie folgt definiert:

#### *Serie:*

Der Begriff Serie wird in vorliegenden Arbeit als Aufeinanderfolge von 10 hintereinander ausgeführten Sprungkombinationen (Block-Angriff-Block) bezeichnet.

#### *Abfolge:*

Als Abfolge hingegen werden alle durchgeführten Sprünge inklusive Erholungszeit definiert. In der Abfolge werden somit 3 Serien mit jeweils 10 Sprungkombinationen absolviert.

### **3. Problem- und Fragestellung**

In dieser Magisterarbeit wird ein noch wenig erforschtes Themengebiet der Biomechanik und Trainingswissenschaft behandelt. Im Speziellen werden Ermüdungserscheinungen bei Ganzkörperbewegungen im Volleyball untersucht und mögliche Unterschiede und Zusammenhänge während zunehmender Belastung analysiert.

#### **3.1. Problemstellung**

Wie bereits zu Beginn erwähnt zählt Volleyball zu den weltweit meist gespielten Teamsportarten und ist somit in jeder Altersklasse und in unzähligen Leistungsniveaus wie Jugend-, Hobby-, National- und Internationalliga bis hin zu den Olympischen Spielen, vertreten. Aufgrund der stetigen Entwicklung und neuer trainingswissenschaftlicher Erkenntnisse in den strukturellen, technischen und taktischen Bereichen steigt das Leistungsniveau vor allem im Profisport und führt dazu, dass kontinuierlich Spitzenleistungen von den AthletInnen erwartet werden. Ein besonderes Augenmerk der Studien lag auf den kinematischen und mechanischen Aspekten verschiedener volleyballtypischer Bewegungen wie dem Block, dem Angriff oder dem Service in unterschiedlichen Ausführungstechniken (Forthomme, Croisier, Ciccarone, Crielaard, & Cloes, 2005; Hara, Shibayama, Takeshita, & Fukashiro, 2006; Marques, van den Tillaar, Gabbett, Reis, & González-Badillo, 2009). Viele Untersuchungen beschäftigten sich mit dem Armschwung als signifikantem Einflussfaktor bei vertikalen Sprüngen, mit biomechanischen Ursachen von Gelenks-, Muskel- und Bänderverletzungen oder anthropometrischen Unterschieden sowie Kraftdifferenzen bei SpielerInnen aus verschiedenen Ligen oder unterschiedlicher Feldpositionen (Lees, Vanrenterghem, & Clercq, 2004; Malousaris et al., 2008; Ribeiro et al., 2008).

Erst in den letzten Jahren erscheinen vermehrt Studien über mögliche physiologische oder kinematische Veränderungen des Bewegungsapparates im ermüdeten Zustand. Allgemein wurde festgestellt, dass es bei Sportarten, bei denen Bewegungen mit hoher Intensität ausgeführt werden müssen, schneller zu Koordinationsproblemen und in weiterer Folge zu Ungenauigkeiten im Bewegungsablauf kommt (Noakes & Gibson, 2004; Rienzo, Collet, Hoyek, & Guillot, 2012; Singh & Latash, 2011). Trotz zunehmender Erkenntnisse der körperlichen Auswirkungen bei Ermüdung ist die Forschung über Ermüdungserscheinungen bei Ganzkörperbewegungen noch sehr jung. In Bezug auf den Angriffsschlag im Volleyball könnte sich ein unkoordiniertes Zusammenspiel der Arm- und Beindynamik auf die Effektivität des Angriffes auswirken. Aus der vorhergehenden Recherche ergaben sich für die Studie dieser Magisterarbeit folgende Forschungsfragen.

### **3.2. Fragestellung**

Die Forschungsfragen lauten:

Treten mit zunehmender Belastung in Mehrsatzpartien (4-5 Sätze) Ermüdungserscheinungen auf, welche die Sprunghöhe beim Angriffsschlag beeinflussen?

Gibt es des Weiteren einen Zusammenhang zwischen dem maximalen Schulterwinkel während der Ausholbewegung, dem minimalen Hüftwinkel und der maximalen Sprunghöhe?

### **3.3. Zielsetzung**

Das Ziel dieser Diplomarbeit ist es, mögliche Veränderungen von Schulterwinkel (maximaler sagittaler Winkel zwischen Arm und dem als starr angenommenen Rumpf bei Ausholbewegung) und Hüftwinkel (minimaler sagittaler Winkel zwischen dem als starr angenommenen Rumpf und Oberschenkel) unter wettkampfähnlichen Bedingungen aufzuzeigen und zu prüfen, ob koordinative Probleme auftreten und somit die Sprunghöhe negativ beeinflusst ist.

#### **4. Anforderungsprofil von VolleyballspielerInnen (insbesondere von MittelblockerInnen)**

Jede Sportart wird durch die unterschiedlichen anthropometrischen und physiologischen Eigenschaften der ausführenden AthletInnen charakterisiert, die mit einigen Kraft-, Koordinations-, Schnelligkeits- und Ausdauerstest überprüft werden können. Diese Ergebnisse unterstützen die TrainerInnen und BetreuerInnen bei der Auswahl der SportlerInnen wie beispielsweise bei der Zuteilung von Spiel- und Feldpositionen in Team- und Ballsportarten. Eine Volleyballmannschaft besteht aus 12 SpielerInnen, wobei jeweils nur 6 AthletInnen aktiv am Spielfeld agieren dürfen. Jede Athletin/ jeder Athlet wird auf einer bestimmten Position eingesetzt und hat je nach Feldposition spezielle Aufgaben während eines Matches. Bei den VolleyballerInnen wird auf den Positionen zwischen AufspielerIn, AußenangreiferIn (oder HauptangreiferIn), DiagonalangreiferIn, MittelblockerIn und Libero/Libera unterschieden (Marques et al., 2009). Abhängig vom Einsatzgebiet werden andere physiologische, technische und taktische Anforderungen an die SportlerInnen gestellt. Für jede Position nutzen die SpielerInnen differenzierte Schritt- und Bewegungsmuster und dadurch auch auf unterschiedliche Weise die oberen und unteren Extremitäten, sowie auch andere metabolische Systeme (Schaal, Ransdell, Simonson, & Gao, 2013).

##### **4.1. Anthropometrische Charakteristika von VolleyballspielerInnen**

Studien zeigen, dass einer der wichtigsten körperlichen Parameter beim Volleyball die Körpergröße ist, die sich einerseits positiv auf die Länge der Körpersegmente auswirkt und andererseits entscheidend für die Leistung beziehungsweise die Effektivität der SpielerInnen ist (Carvajal et al., 2012; Malousaris et al., 2008; Marques et al., 2009; Sheppard et al., 2009). Die MittelblockerInnen sind meist die größten SpielerInnen, da sie mit einem hohen Block am Netz die erste Verteidigungslinie gegenüber gegnerischen Angriffen bilden und schnelle Bälle hart und in scharfen Winkel hinter das Netz schlagen müssen (Malousaris et al., 2008; Melrose, Spaniol, Bohling, & Bonnette, 2007; Nikolaidis, Afonso, Buško, et al., 2015).

Von jedem Menschen kann durch Berechnung des Somatotypes, der sich aus Körpergröße, Gewicht, Hautfaldendicke und Körperumfängen bestimmen lässt, das körperliche Erscheinungsbild erhoben werden. Dieser sogenannte Körperbautyp kann in drei große Gruppen (endomorph-Neigung zu Adipositas, mesomorph-muskulär gut entwickelt, ectomorph-eher schlank und schwächig), unterteilt werden (Carvajal et al., 2012). Der Großteil der Personen entspricht nicht exakt einer dieser Erscheinungsformen

sondern einer Mischform der drei Typen. VolleyballspielerInnen weisen im Allgemeinen den mesomorphen Körperbautyp auf, wobei sowohl Frauen als auch Männer eher mesomorph-ectomorphe Körperstatur besitzen und Frauen tendenziell etwas mehr in die mesomorph-endomorphe Richtung gehen (siehe Abbildung 1) (Bandyopadhyay, 2007; Gualdi-Russo & Zaccagni, 2001; Malousaris et al., 2008; Ziv & Lidor, 2009).

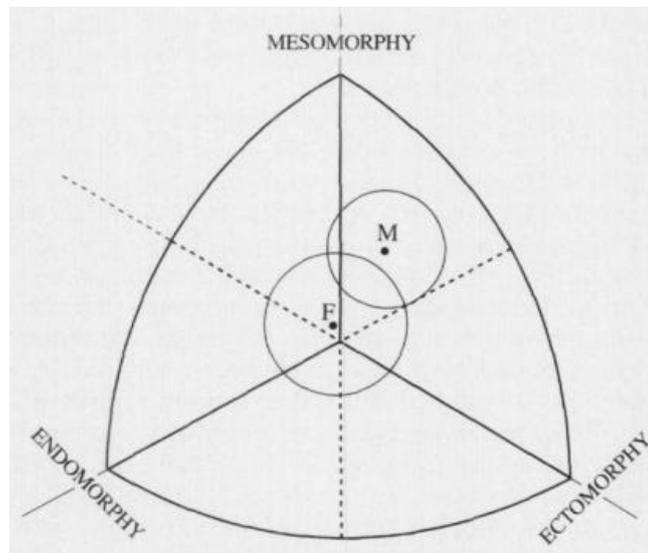


Abbildung 1: Somatotyp von männlichen (M) und weiblichen (F) VolleyballspielerInnen. Die Kreise zeigen die Streuung entsprechend der Standardabweichung. (Gualdi-Russo & Zaccagni, 2001)

Aus den somatotypischen Erkenntnissen lässt sich schließen, dass die Athletinnen wenig Fettmasse und einen hohen Anteil an fettfreier Masse (Muskeln, Sehnen, Bänder, Körperflüssigkeiten,...) haben (Bandyopadhyay, 2007; Maly, 2010). Des Weiteren zeigen Studien Unterschiede zwischen den SpielerInnen verschiedener Positionen. AngreiferInnen und im speziellen MittelblockerInnen sind meist nicht nur größer als AufspielerInnen und VerteidigungsspielerInnen sondern auch schwerer mit höheren Werten von fettfreier Masse (Melrose et al., 2007; Nikolaidis, Afonso, Buško, et al., 2015; Schaal et al., 2013; Sheppard et al., 2009). Abbildung 2 zeigt die Verteilung der Körperbautypen von Männern und Frauen abhängig von den Spielpositionen.

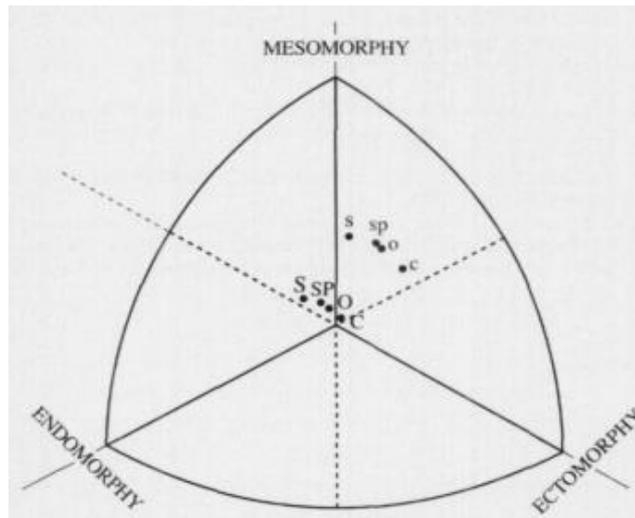


Abbildung 2: Mittlere Werte des Somatotyps von Männern (Kleinbuchstaben) und Frauen (Großbuchstaben) in Abhängigkeit der unterschiedlichen Positionen (S-Setter=AufspielerIn, SP-Spiker=HauptangreiferIn, O-Opposite=DiagonalangreiferIn, C-Center=MittelblockerIn) (Gualdi-Russo & Zaccagni, 2001)

Die Verteilung macht eine Verschiebung beider Geschlechter, in Bezug auf die Feldposition, von mesomorph-endomorph zu mesomorph-ectomorph von links nach rechts deutlich, wogegen die Männer in der Regel nicht im endomorphen Bereich liegen. Daraus ist ablesbar, dass MittelblockerInnen im Gegensatz zu AufspielerInnen schlanker, größer und muskulöser sind. Diese körperlichen Merkmale sind optimal um viele, schnelle und hohe Sprünge während eines Wettkampfmatches ausführen zu können.

#### 4.2. Intensität und metabolische Belastung im Wettkampf

Im Unterschied zu den AngreiferInnen, zu deren Aufgaben das Service, Angriffe, Blocksprünge und je nach Typ auch die Annahme zählen, werden von AufspielerInnen neben dem Service vor allem genaue Zuspiele und Feldverteidigungsmanöver erwartet. Die Herausforderungen des/der Liberos/Libera als Hinterfeldspieler sind meist bodennahe Verteidigungsaktionen ohne Sprünge (González et al., 2005; Schaal et al., 2013). Diese divergenten technischen Beanspruchungen führen auch zu anderen metabolischen und neuromuskulären Belastungen bei den AthletInnen. Daher spielen neben der Körpergröße auch Muskelkraft, Sprungkraft, Schnelligkeit, Beweglichkeit sowie aerobe und anaerobe Kapazität eine entscheidende Rolle für die Leistungsfähigkeit (Carvajal et al., 2012; Gabbett, Georgieff, & Domrow, 2007; Sheppard et al., 2008). Das physiologische Belastungsprofil von VolleyballerInnen wird daher näher erläutert.

Viele Jahre waren Wissenschaftler und Trainer der Ansicht, dass die metabolische Belastung im Volleyball vorwiegend im aeroben Bereich liegt. Die durchschnittliche Matchdauer von 90 Minuten und die meist nur kurzen intensiven Phasen gaben Grund zur Annahme, die SpielerInnen befänden sich hauptsächlich im aeroben oder anaeroben alaktaziden Energiestoffwechsel (Gabbett et al., 2007). In den vergangenen Jahren wurde die Belastung von VolleyballspielerInnen, die vorwiegend durch eine Kombination von schnellen Reaktionen mit darauffolgenden hoch intensiven seitlichen Bewegungen und Sprüngen und nur wenigen erholenden Ruhepausen dazwischen gekennzeichnet ist, immer mehr erforscht. Diese neueren Erkenntnisse zeigen, dass der anaerobe Stoffwechsel bei Wettkampfbelastung eine bedeutende Rolle spielt (Kasabalis, Douda, & Tokmakidis, 2005) und die SpielerInnen in hohen Herzfrequenzonen aktiv sind und ebenso in den laktaziden Bereich kommen (González et al., 2005). MittelblockerInnen werden von allen SpielerInnen bei offensiven und defensiven Sprungaktionen am meisten beansprucht und absolvieren pro Satz 20-30 Sprünge. Bei 5-Satz-Partien führen sie somit durchschnittlich 100 Block- und Angriffssprünge aus (Borras et al., 2011; S. G. S. Coleman & Lobietti, 2013; Meckel et al., 2015; Sheppard et al., 2009). Somit ist die Leistungsfähigkeit großteils von der anaeroben Fitness der AthletInnen abhängig und sollte im Training vor allem während der Saison berücksichtigt werden (Grgantov, Milic, & Katic, 2013; Meckel et al., 2015; Schaal et al., 2013). Dennoch ist ein gewisses Maß an aerober Kapazität notwendig, um einerseits eine bessere und schnellere Regeneration vom Training oder auch nach langen Ballwechseln zu haben und auch die Ermüdungswiderstandsfähigkeit in Mehrsatzpartien zu optimieren (Lidor & Ziv, 2010; Nikolaidis, Afonso, & Busko, 2015).

Die Belastungssteuerung über die Herzfrequenz ist seit langem eine bewährte Methode, da die Herzfrequenz einfach mittels Pulsgurt und Pulsuhr beim Training oder bei Untersuchungen überwacht werden kann. Neuere Studien zeigen auf, dass der Verlauf der Herzfrequenz während des Matches nicht wie angenommen relativ konstant bleibt, sondern starke Fluktuationen zwischen den Phasen der Belastung und den Pausen auftreten. Zudem liegt die Herzfrequenz im Bereich von 130-190 Schlägen/min, sodass immer wieder Spitzen bis zu 95% der maximalen Herzfrequenz (HFmax) erreicht werden (González et al., 2005; Häkkinen, 1993; Spence, Disch, Fred, & Coleman, 1980; Vitasalo et al., 1987). Trotzdem ist die metabolische Anforderung an die AthletInnen verschieden und von den Spielpositionen abhängig. González et al. (2005) untersuchten in ihrer Studie den Herzfrequenz- und Laktatverlauf bei Spielbelastung von männlichen Mittelblockern und Liberos (siehe Abbildung 3). Dabei stellte sich heraus, dass die Belastungswerte der Mittelblocker im Vergleich zu denen der Liberos (~31%) mehr als 50% der Zeit über der

aeroben/anaeroben Schwelle liegen. Die durchschnittliche Herzfrequenz von Mittelblockern lag bei 150 Schlägen/min und von Liberos bei 137 Schlägen/min.

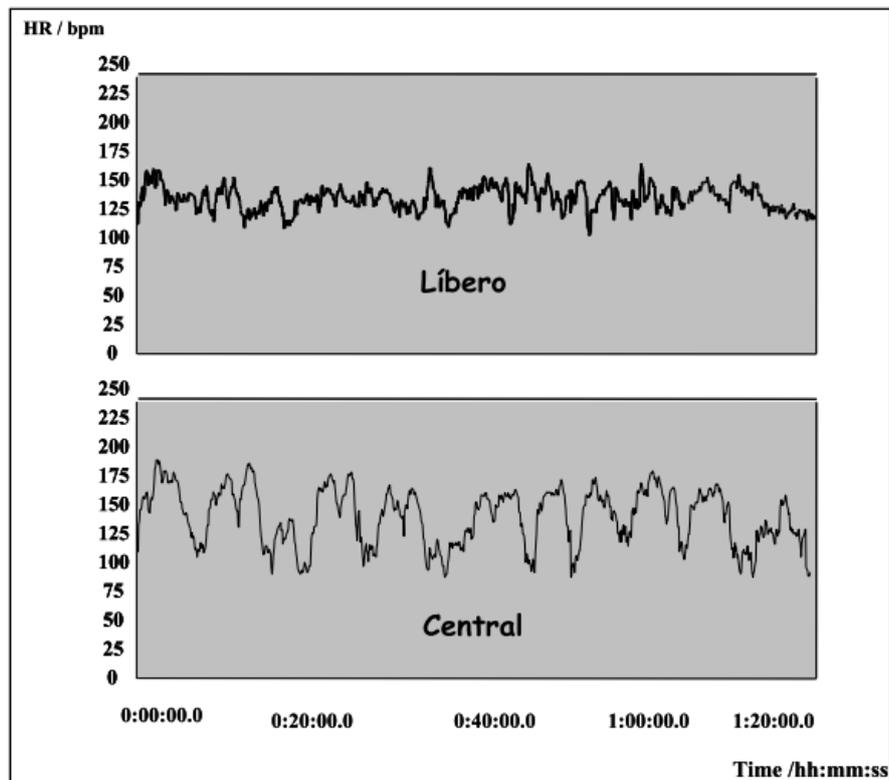


Abbildung 3: Charakteristischer Herzfrequenzverlauf von Mittelblockern und Liberos (González et al., 2005)

Diese Werte bestätigen auch die Erkenntnisse aus früheren Studien mit durchschnittlich 127-144 Schlägen/min (Dyba, 1982; Vittasalo et al., 1987). Aus diesem Belastungsprofil schlussfolgern viele Autoren, dass die metabolische Belastung vor allem bei MittelblockerInnen, vorwiegend aufgrund der intensiven Sprung- und Bewegungsanforderungen, sehr hoch ist und Volleyball sowohl aerobe als auch anaerobe Kapazitäten fordert (Cronin, Bressel, & Finn, 2008; Gabbett et al., 2007; Zhang et al., 2000). Da aber MittelblockerInnen an diese intensive Belastung mit vielen Blocksprüngen und auch Angriffssprüngen, die nur zur Täuschung des Gegners dienen, gewöhnt sind, haben sie eine höhere zentrale Ermüdungswiderstandsfähigkeit als andere SpielerInnen (Sheppard et al., 2009).

## 5. Allgemeine Beschreibung des Angriffsschlages

Ein perfekter Angriffsschlag, als effektivstes offensives Technikelement (Mondal & Bhowmick, 2013) mit mehreren Bewegungsphasen, hängt von verschiedenen

entscheidenden Einflussfaktoren ab. Neben der Sprunghöhe und dem Ziel, den Ball am höchstmöglichen Punkt zu treffen, spielt eine gut koordinierte Arm-Beinbewegung eine bedeutende Rolle (Hsieh & Heise, 2008; Tillman, Hass, Brunt, & Bennett, 2004). Ist die Sprunghöhe gut ausgeprägt und wird der Ball am höchsten Punkt getroffen, so vergrößert sich einerseits die Zeitspanne für den Schlag, sowie sich andererseits für die AngreiferInnen mehr Angriffsrichtungen und freie Stellen im gegnerischen Feld, für einen positiven Abschluss ergeben (Hussain et al., 2013). Im nächsten Unterkapitel 5.1 wird der Angriffsschlag als wichtigstes aber schwierigstes Technischelement (Li-Fang et al., 2008) näher beschrieben.

### 5.1. Schematische Darstellung der Angriffsbewegung

Voraussetzung für die komplexeste Handlungsbewegung im Volleyball, ist das Zuspiel von dem/der AufspielerIn und die richtige Lokalisation des Balles über dem Netz. Da diese Anforderung von einer zweiten Personen abhängt (Brown, 1998), ist es die Aufgabe der AngreiferInnen trotz Variabilität des Zuspiels ihre automatisierten Angriffsschläge in jeder Situation maximal auszuführen, um die höchstmögliche Sprunghöhe zu erreichen.

Der Angriffsschlag ist eine azyklische Bewegung und kann in drei große Phasen unterteilt werden. Der horizontale Anlauf, der vertikale Sprung sowie die anschließende Landung beschreiben diese drei Phasen (Forthomme et al., 2005). Abbildung 4 zeigt eine schematische Darstellung der einzelnen Phasen des Anlaufes und der Flugbeziehungsweise Schlagphase bei RechtshänderInnen mit einem 3-Schritte-Anlauf (links-rechts-links Rhythmus).

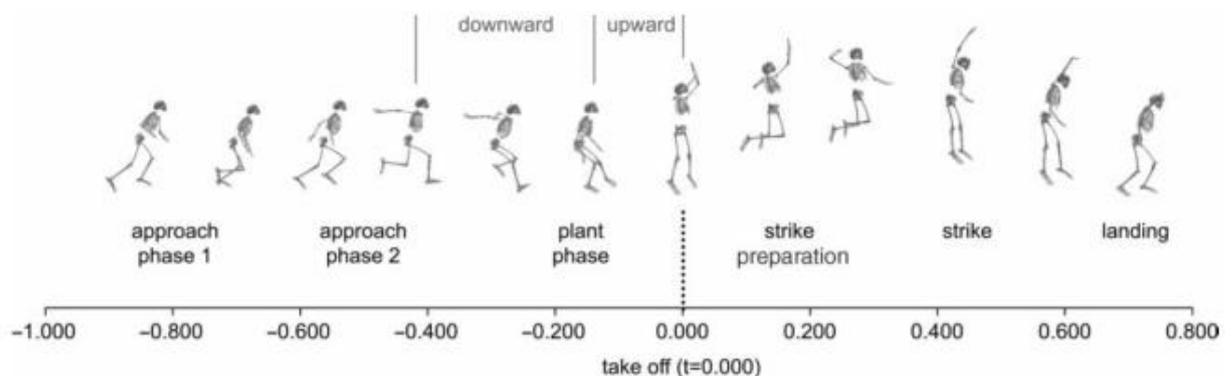


Abbildung 4: Schematische Darstellung der unterschiedlichen Phasen des Volleyballangriffsschlages (Approach=Anlauf; Plant Phase=Absprungphase; Strike=Schlag; Landing=Landung) (Tilp, Wagner, & Müller, 2008)

Die Phase vom Abheben des linken Fußes (erster Schritt) bis zum Kontakt beider Beine am Boden (letzter Schritt) wird als Anlaufphase definiert. Anlaufphase 1 und 2 werden durch das erste Aufsetzen des linken Fußes voneinander abgegrenzt. Die „plant“ Phase entspricht dem Zeitraum vom Bodenkontakt beider Beine bis hin zum beidbeinigen Absprung. Die gekennzeichneten „downward“ und „upward“ Abschnitte beschreiben die Zeitspanne von negativer und positiver Geschwindigkeit des Körperschwerpunktes.

Die Flugphase gliedert sich nochmals in die Vorbereitungsphase, mit dem Aufbau der Bogenspannung und der Ausholbewegung des rechten Armes, sowie in die Schlagphase, in der die Hand auf den Ball auftrifft, und anschließender beidbeiniger Landung (Tilp, Wagner, & Müller, 2008; Wagner, Tilp, Von Duvillard, & Mueller, 2009). Um ein besseres Verständnis der einzelnen Bewegungsabläufe zu bekommen, werden diese nun detaillierter beschrieben.

#### **5.1.1. Der Anlauf**

Das erste Schlüsselement eines perfekten Angriffs liegt bereits beim Beginn der Bewegung, beim Anlauf. Denn die richtige Stellung des Körpers zum Ball hängt von der Richtung und der Geschwindigkeit der Schrittfolge ab, die auf jedes Zuspiel angepasst werden muss. Der 3-Schritte-Anlauf wird mit einem Auftaktschritt des linken Beines zum Netz begonnen und mit dem rechten Bein fortgesetzt. In dieser Phase wird eine maximale horizontale Geschwindigkeit aufgebaut, die mit dem Aufsetzen der rechten Ferse, dem Stemmschritt, und dem Bestellen des linken Beines mit dem dritten Schritt, minimiert und in eine maximale vertikale Geschwindigkeit umgewandelt wird (Forthomme et al., 2005; Mondal & Bhowmick, 2013; Shahbazi, Mirabedi, & Gaeini, 2007).

#### **5.1.2. Erläuterung des Stemmschrittes**

Der Zweck des Stemmschrittes ist es, den Wechsel von der horizontalen Anlaufbewegung in den vertikalen Absprung einzuleiten. Mit dem zweiten Schritt werden beide Arme von vorne maximal nach hinten oben zurückgeschwungen und nach dem dritten Schritt erfolgt eine Flexion der Knie und der Hüften, sodass der Oberkörper nach vorne gebeugt und der Körperschwerpunkt nach hinten und unten verlagert wird (Kuhlmann, 2010). Weishoff (2002) beschreibt die Anlaufbewegung mit der Bedeutung der einzelnen Schritte näher. Der erste Schritt dient der Ausrichtung des Körpers in eine optimale Ausgangsposition. Der anschließende zweite Schritt ist sehr entscheidend. Er ist länger als der vorhergehende und bestimmt die Geschwindigkeit und den Absprungort der AthletInnen. Der dritte Schritt dient zum Adjustieren der Körperposition zum Ball.

Zu diesem Zeitpunkt hat der Körperschwerpunkt seinen Tiefpunkt erreicht und die Sprung- und Armmuskulatur ist in Vorspannung (Kuhlmann, 2010).

### **5.1.3. Der Sprung**

Der Absprung aus der tiefsten Position erfolgt beidbeinig mit zusätzlich zeitlich gut koordinierter Armschwung nach vorne oben. Dabei kommt es zu einer schnellen und explosiven Extension von Sprung-, Knie- und Hüftgelenk, die den Körperschwerpunkt maximal in vertikale Richtung beschleunigt. Der Armeinsatz führt zu einem zusätzlichen Impuls bei der Beschleunigung. Ziel ist es durch maximale Extension der Hüfte und den Schwung des Schlagarms hinter den Kopf eine Bogenspannung im Körper zu erzeugen, die wiederum für eine Beschleunigung des Armes bei der Ausführung des Schlages sorgt. Wie der Absprung sollte auch die Landung gleichzeitig mit beiden Beinen erfolgen (Coleman, Benham, & Northcott, 1993; Weishoff, 2002), auch um die Verletzungsgefahr von Knie und Sprunggelenk zu minimieren (Bisseling, Hof, Bredeweg, Zwerver & Mulder, 2008; Coleman & Lobietti, 2013).

### **5.1.4. Ausführung des Angriffsschlages**

In der Vorbereitungsphase zur Schlagausführung (siehe Abbildung 4) wird der Schlagarm (rechts) abduziert und nach außen rotiert hinter den Kopf geschwungen. Der Schwungarm bleibt auf Schulterhöhe und dient der Stabilisation. Der Ellbogen des rechten Armes wird dabei zirka 90° gebeugt und das Handgelenk befindet sich in Hyperextension. Durch die nachfolgende Auflösung dieser Vorspannung von proximal nach distal kommt es zu einer peitschenartigen Bewegung des Armes auf den Ball. Der Oberarm wird während des Vorschwingens adduziert und innenrotiert, das Ellbogengelenk ist gestreckt und das Handgelenk wird gebeugt, sodass die Hand von oben auf den Ball trifft (Mondal & Bhowmick, 2013). Die Schlaghärte beziehungsweise die Geschwindigkeit mit der der Ball ins gegnerische Feld geschlagen wird ist abhängig von der Sprunghöhe, der Handlungshöhe (Höhe des Balltreffpunktes) und der Genauigkeit mit der der Ball getroffen wird (Coleman et al., 1993; Sonnenbichler, 2000). Die Handlungshöhe ist deshalb wichtig, da nur ein Ball, der oberhalb der Netzkante von oben nach unten geschlagen wird, den Gegner unter Druck setzen kann (Weishoff, 2002).

## 6. Allgemeine Beschreibung des Blocksprunges

Der Block im Volleyball stellt, neben den offensiven Elementen wie Angriffsschlag und Service, ein wichtiges Element für den Punkterfolg dar und bildet die erste defensive Ebene zur Abwehr des gegnerischen Angriffs (Afonso, Marcelino & da Silva, 2010; Grgantov et al., 2013; Lobiatti, 2009). Ziel des/der Blockspielers/Blockspielerin ist es, mit einem vertikalen Sprung und dem Übergreifen der Arme über dem Netz den möglichen Schlagwinkel des gegnerischen Angreifers zu minimieren und einen gewissen Bereich des eigenen Spielfeldes, durch den entstehenden Blockschatten, für schnelle und harte Angriffsschläge abzudecken (Tilp, 2003).

### 6.1. Ausführung der Blockbewegung

Für die Ausführung des Blocksprunges, wie in Abbildung 5 ersichtlich, startet der Spieler in einer stabilen Position am Netz, wobei in der Ausgangsstellung die Knie leicht gebeugt sind und die Arme vor dem Oberkörper mit gebeugten Ellbogen nahe dem Netz gehalten werden. Die Blockbewegung entspricht einem vertikalen Sprung ohne Anlauf und ohne Ausholbewegung der Arme nach hinten, bei dem die Arme ganz gestreckt und fest angespannt werden.

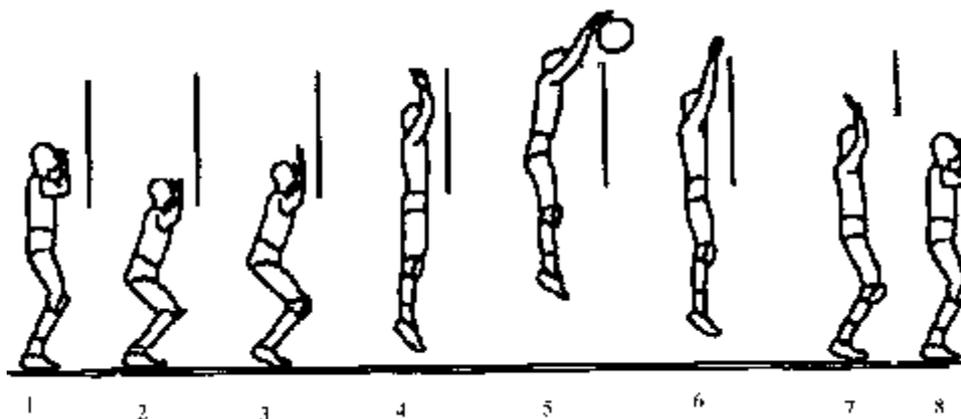


Abbildung 5: Ausführung des Blocksprunges (Quelle:

<http://www.sportunterricht.de/lksport/kuarbeit1.html> - Zugriff am 23.01.2015)

Ein voller Armschwung würde zwar die Sprunghöhe erhöhen, jedoch sprechen zwei entscheidende Aspekte dagegen. Erstens würden die BlockspielerInnen zu viel Zeit für die gesamte Bewegung mit Armeinsatz benötigen und wären für eine effektive Abwehr zu spät über dem Netz und zweitens ist aufgrund der nahen Position am Netz nicht genügend Platz für das Vorschwingen der Arme (Grgantov et al., 2013; Sattler, Sekulic, Hadzic, Uljevic & Dervisevic, 2012). Die Bewegung der Arme über die Netzkante erfolgt erst während der Flugphase, da ansonsten eine Berührung des Netzes fast unvermeidlich

wäre und dies als Fehler und Punkteverlust geahndet wird. Um einen Netzfehler durch diese aktive Armbewegung zu vermeiden, kommt es in weiterer Folge aufgrund der Drehimpulserhaltung zu einer Beugung des Hüftgelenks und einem Vorwärtsschwingen der Beine. Da die Masse der unteren Extremitäten größer als die der oberen Extremitäten ist, fällt die Ausgleichsbewegung mit den Beinen geringer aus und eine Behinderung oder Berührung des Gegners wird vermieden (Tilp, 2003). Außerdem verkleinert das Übergreifen mit gestreckten Armen den Winkel in dem der geschlagene Ball wieder ins gegnerische Spielfeld zurückprallt und vergrößert die Wahrscheinlichkeit für einen direkten Punktegewinn.

## **6.2. Spielerische Anforderungen der BlockspielerInnen**

Neben den anthropometrischen Parametern von SpielerInnen, wie Arme- und Beinlänge und somit einer höheren Reich- und Handlungshöhe oder dem körperlichen Trainingszustand, die für die spielerische Leistung in allen Elementen (Angriff, Block, Verteidigung) eine große Rolle spielen (Carvajal et al., 2012; Gualdi-Russo & Zaccagni, 2001), ist das Timing des Blocksprunges das Schlüsselement zum Erfolg (Amasay, 2008). Denn oft reicht es, nur mit den Händen und nicht auch mit den Armen über der Netzkante auf der gegnerischen Seite zu sein, um einen harten, stark nach unten geschlagenen Ball kontrolliert blockieren zu können. Einerseits bieten die Hände mit abgespreizten Fingern, im Vergleich zu den Unterarmen, eine größere Abwehrfläche für den geschlagenen Ball und andererseits kann die Richtung des abprallenden Balls mit den Handflächen besser vorgegeben werden. Dieses Timing der BlockspielerInnen wird bei jedem Ballwechsel und jedem Angriff des Gegners hart auf die Probe gestellt. Denn das Ziel der ZuspielerInnen ist es, so spät wie möglich anzuzeigen, welcher Angreifer oder welche Angreiferin (HauptangreiferIn, DiagonalangreiferIn oder MittelblockerIn) den nächsten Angriffsschlag ausführen wird, sodass die gegnerischen BlockerInnen so lange wie möglich warten müssen bevor sie sich auf die richtige Position zum Blockieren bewegen können. Da bei den meisten Angriffen ein Doppelblock, also ein Block mit zwei nebeneinander stehenden SpielerInnen, angestrebt wird, soll die Undurchsichtigkeit des Zuspiels zu verspäteten Reaktionen der BlockerspielerInnen und somit zu Lücken zwischen den Händen der BlockspielerInnen führen und dadurch die Erfolgswahrscheinlichkeit des Angriffs erhöhen (Afonso et al., 2010; Afonso, Mesquita, Marcelino & Coutinho, 2008; Mesquita & Graca, 2002).

Die höchsten Anforderungen werden beim Blocksprung an die MittelblockerInnen gestellt (Sheppard et al., 2009). Je nach Rotation und Aufstellung der gegnerischen Mannschaft

müssen zwei oder drei AngreiferInnen auf einer Spielfeldbreite von 9 Metern blockiert werden. Die Aufgabe erfordert eine gute Reaktion und schnelle seitliche Bewegungen bei Angriffen der HauptangreiferInnen oder DiagonalangreiferInnen (Amasay, 2008; Gabbett & Georgieff, 2007). Die Schwierigkeit liegt für die BlockspielerInnen darin, entweder solange zu warten bis das Aufspiel auf eine bestimmte Position kommt oder zu antizipieren oder auch zu spekulieren, von welcher Position der nächste Ball angegriffen wird. Wird die Bewegung vor dem Aufspiel initiiert, könnte der Block zu den eigenen MitspielerInnen geschlossen werden und den Angriff abschwächen. Bewegen sich die BlockerInnen jedoch zu früh, kann dies von den AufspielerInnen gesehen und ausgenutzt werden. Dies führt in weiterer Folge zu einem offenen Doppelblock und einer geschwächten Abwehr. Zusätzlich sollte der/die Mittelblocker/in einen möglichen schnellen Angriff von dem/der gegnerischen Mittelblocker/in abwarten und versuchen zu blockieren, da diese sehr schwierig für die VerteidigungsspielerInnen abzuwehren sind (Afonso & Mesquita, 2011). Die drei häufigsten Blockpositionen und die daraus resultierenden Blockschatten werden in Abbildung 6 dargestellt.

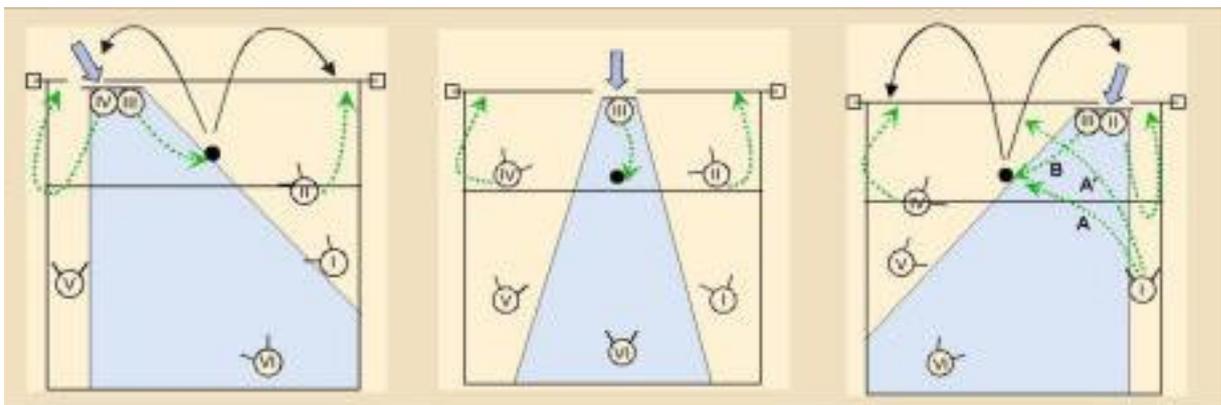


Abbildung 6: Schematische Darstellung der Blockpositionen für die HauptangreiferInnen (IV), MittelblockerInnen (III) und DiagonalangreiferInnen bzw. AufspielerInnen (II) (Quelle: <http://www.volleyball-trainieren.de/taktik.html> - Zugriff am 23.01.2015)

Schließen die MittelblockerInnen (Position III) den Block auf der Position IV (Abbildung 6 – Bild links), so wird durch den Blockschatten (hellblaue Fläche) des Doppelblocks das Spielfeld zur Hälfte abgedeckt und der Angriff kann nur mehr entlang der Linie (auf die Position V) oder in der scharfen Diagonalen (Position I und II) ausgeführt werden. Bei Schnellangriffen über die Mitte (Position III) kommt es aufgrund des hohen Angriffstempos meist nur zu einem Einzelblock (Abbildung 6 – Bild Mitte). Die Fläche des Blockschattens ist dadurch auch kleiner als bei einem Doppelblock. Findet der Doppelblock auf der

Position II statt, so entsteht die gespiegelte Situation zur vorher beschriebenen Position IV. Der Blockschatten deckt die Hälfte des Spielfeldes ab und der gegnerische Angriff kann nur mehr entlang der Line (Position I) oder in der scharfen Diagonalen auf die Positionen IV und V durchgeführt werden.

Die Landung nach dem Block sollte wie der Absprung gleichzeitig mit beiden Beinen erfolgen, um das Verletzungsrisiko aufgrund der hohen Kraftereinwirkung zu minimieren (Shahbazi et al., 2007). Während dieser Landephase wird die kinetische Energie des Körpers über die Beine in potentielle Energie umgewandelt. Dabei wirken große Kräfte auf die Muskulatur und die Gelenke der unteren Extremitäten (Tillman et al., 2004). Durch die intensiven Belastungen der Muskulatur, kann es im Laufe des Wettkampfes oder Trainings zu Ermüdungserscheinungen kommen, die zu einer Abnahme der Sprunghöhe führen können. Wie jedoch zuvor erläutert, bestimmt nicht nur die Sprunghöhe die Effektivität des Blockes sondern vor allem das richtige Timing und auch die richtige Schritttechnik für die seitlichen Bewegungen (Lobiatti, 2009). Daher gilt speziell für den Blocksprung durch plyometrische und reaktive Sprünge eine rasche Kraftentwicklung und die Aktionsschnelligkeit zu trainieren (Amasay, 2008).

## **7. Ermüdungserscheinungen bei körperlicher Aktivität**

Muskuläre Ermüdungserscheinungen während oder nach körperlicher Aktivität wurden in den letzten Jahren vermehrt untersucht, um einerseits die möglichen physiologischen Mechanismen zu verstehen und andererseits die Informationen zur Verbesserung der sportlichen Leistung beziehungsweise für die Verbesserung von Regenerationsprozessen nach intensiven Belastungen nutzen zu können. Obwohl viele dieser Studien aufzeigten, dass Bewegungen mit hoher Intensität zu Ermüdung und in weiterer Folge auch zu Koordinationsproblemen und Fehleranfälligkeit führen (Noakes & Gibson, 2004; Rienzo et al., 2012; Singh & Latash, 2011), können diese Ergebnisse nur bedingt für komplexe Bewegungen herangezogen werden. Denn diese Untersuchungen wurden meist bei isolierten Muskeln oder Muskelgruppen bei genau definierten Bewegungen durchgeführt und können daher nicht einfach auf Ganzkörperbewegungen umgelegt werden (Ribeiro et al., 2008). Aufgrund der Komplexität dieses Themenbereichs werden im weiteren Verlauf dieses Kapitels unterschiedliche Erscheinungsformen von körperlicher Ermüdung und deren Mechanismen näher beschrieben.

Muskuläre Ermüdung wird als fortschreitende, bewegungsinduzierte Abnahme der Krafterzeugungskapazität definiert und kann in periphere oder zentrale Ermüdung unterschieden werden (Enoka & Duchateau, 2008). Es gibt viele physiologische

Prozesse, die Ermüdungszustände bedingen und die wiederum von den Aktivitätsausübungen abhängen. Periphere Ermüdung entsteht durch Beeinträchtigungen der Reizleitung bei neuromuskulären Knotenpunkten an der Muskulatur, wohingegen zentrale Ermüdung durch Hemmung von Nervenzellen im Gehirn auftritt (Ushiyama et al., 2011).

### **7.1. Periphere Ermüdung**

Kurze und intensive sportliche Aktivitäten führen durch oftmaliges Wiederholen zu Ermüdung, die durch verminderte kontraktile Funktion der Skelettmuskulatur ausgelöst wird. Dies geschieht unabhängig von einer reduzierten Muskelaktivität, die das Zentralnervensystem steuert, und wird daher als periphere Ermüdung bezeichnet (Noakes & Gibson, 2004). Physiologisch gesehen kommt es zu Veränderungen des Metabolismus, da sich durch die hohe muskuläre Belastung der Stoffwechsel in der Muskulatur ändert, beispielsweise kommt es zu einem Anstieg des Laktatspiegels, und somit das physiologische Gleichgewicht in der Muskulatur beeinflusst wird (Gibson & Noakes, 2004). Diese Ermüdung führt nach Proske (2005) zur Beeinträchtigung der Propriozeptoren der Extremitäten, da die Schwelle für die Entladung der Muskelspindeln erhöht wird und diese wiederum für die Sensibilität der Gelenkpositionen verantwortlich sind. Ebenso berichtete Gandevia (2001), dass periphere Ermüdung durch Änderungen der afferenten und efferenten Nervenbahnen auf spinaler Ebene entsteht, wohingegen sich die zentrale Ermüdung auf supraspinaler Ebene abspielt. Beide Ebenen steuern die Motorik, wobei der spinale Teil für die Reflexe und der supraspinale Teil für die willkürliche Motorik zuständig ist. Die periphere Ermüdung hat somit ihren Ursprung in einem veränderten Metabolismus der Muskeln (Fuller et al., 2009).

### **7.2. Zentrale Ermüdung**

Die genauen Mechanismen von zentraler Ermüdung konnten noch nicht eindeutig begründet werden. Dennoch wird von vielen Wissenschaftlern angenommen, dass durch die zentrale Ermüdung bedingte muskuläre Kraftabnahme vom Gehirn gesteuert wird und aufgrund alterierender efferenter Signale vom Gehirn zu den Muskeln (Noakes & Gibson, 2004; Weir, Beck, Cramer, & Housh, 2006), die möglicherweise durch eine Konzentrationsänderung der Neurotransmitter im Gehirn bedingt sind (Gibson & Noakes, 2004), auftritt. Diese Form der Ermüdung setzt auch meist nach länger andauernder Belastung ein und könnte auch durch einen Mangel an Energiereserven (z.B. Kreatinphosphat) auftreten (Drinkwater et al., 2009).

### 7.3. Folgen von körperlicher Ermüdung bei sportlicher Aktivität

Sowohl periphere (muskuläre) als auch zentrale (neuronale) Ermüdung haben einen negativen Einfluss auf den muskulären Bewegungsapparat und dessen Leistungsfähigkeit (Lesinski, Prieske, Demps & Granacher, 2015). Sind einerseits die afferenten Nervenbahnen betroffen, entstehen propriozeptive Schwierigkeiten, sind andererseits die efferenten Nervenbahnen beeinträchtigt, kommt es zu Verzögerungen der Muskelreaktion (McLean et al., 2007). Diese efferente Antwort (wie Muskelkontraktion und in Folge Ausführung der Bewegung) auf eine afferente Information wird als neuromuskuläre Kontrolle bezeichnet (Gruber, 2001). Die Propriozeption bezieht sich sowohl auf die Wahrnehmung der Position als auch auf die Wahrnehmung der Bewegungsgeschwindigkeit, die durch verschiedene Rezeptoren ans Gehirn weitergeleitet werden (Hiemstra et al., 2001). In Abbildung 7 wird schematisch dargestellt, welche Systeme von neuromuskulärer Ermüdung beeinträchtigt werden. Eindeutig konnte in einigen Untersuchungen nachgewiesen werden, dass Ermüdung sowohl Einfluss auf die Wahrnehmungssensoren der Muskeln und Gelenke und ebenso direkt und indirekt auf den Output der Bewegung, also auf die neuromuskuläre Kontrolle hat. Abbildung 7 zeigt unter anderem auch, dass die Propriozeption in den ausführenden Körpersegmenten zumindest indirekt beeinflusst wird. Diese Unsicherheit, die im Artikel von Hiemstra et al. (2001) noch erwähnt wird, wurde von jüngeren Studien bereits belegt (Behrens, Mau-moeller, Wassermann & Bruhn, 2013; Miura et al., 2004; Shaw et al., 2008).

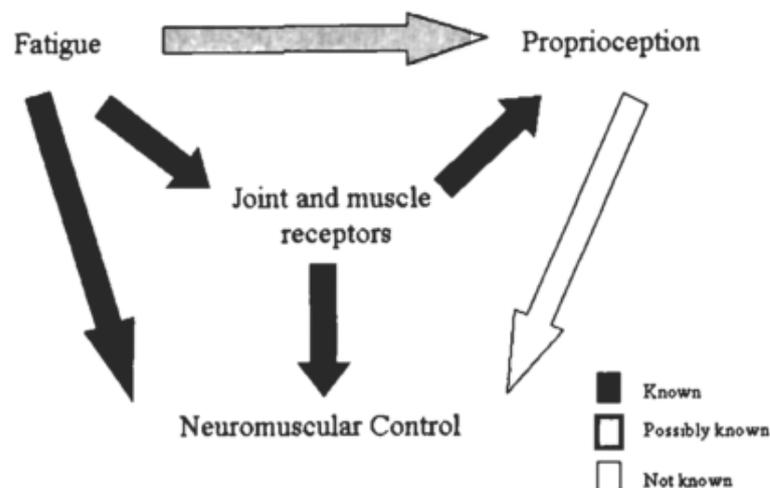


Abbildung 7: Mögliche Zusammenhänge zwischen neuromuskulärer Ermüdung, Propriozeption und neuromuskulärer Kontrolle (Hiemstra et al., 2001)

Generell kann man sagen, dass im ermüdeten Zustand das Zusammenspiel der intra- und intermuskulären Koordination gestört ist und dies unweigerlich zu veränderten

Gelenkpositionen und in weiterer Folge zu fehlerhaften oder falschen Bewegungsabläufen führt. Neben den bereits genannten negativen Effekten wie verminderter Muskelkraftkapazität und Fehleranfälligkeit, können auch Änderungen der Motorik und Koordinationsverluste während der Bewegung auftreten (Huffenus, Amarantini & Forestier, 2006). Beispielsweise kommt es zu Einschränkungen des Bewegungsumfanges (Range of Motion) in verschiedenen Gelenken oder auch langsameren Geschwindigkeiten während der Bewegungsausführung (Fuller et al., 2009).

All diese physiologischen Veränderungen und negativen Effekte, die bei langandauernder oder intensiver sportlicher Tätigkeit einsetzen und die Leistungsfähigkeit reduzieren, bringen auch ein gewisses Risiko für Verletzungen mit sich. Viele Wissenschaftler sind sich einig, sobald Ermüdungserscheinung auftreten, kommt es zu Beeinträchtigungen des neuromuskulären Systems und dadurch zu Ungenauigkeiten bei Bewegungen, die wiederum zu Verletzungen führen können (Drinkwater et al., 2009; Hiemstra et al., 2001; McLean et al., 2007; Ribeiro et al., 2008). Vor allem bei Sportarten mit intensiven und schnellen Bewegungen, wie beispielsweise Volleyball und Basketball, können falsche Gelenkpositionen beim Sprung oder bei der Landung zu Verletzungen im Sprung- oder Kniegelenk führen. Sprunggelenksverletzungen werden beim Basketball zu 58% und beim Volleyball zu 63% durch eine unsichere Landung verursacht. Shaw, Gribble und Frye (2008) meinen nach ihrer Untersuchung der Stabilität des Sprunggelenks nach und vor einem Ermüdungstest, dass Ermüdung negative Effekte auf die Erregung und Entladung der Muskelspindeln hat und dadurch zu einer Instabilität im Sprunggelenk führe. Denn die Impulsweiterleitung für die Muskelkontraktion werde durch Ermüdung verlangsamt und daher könnten weniger motorische Einheiten stimuliert werden, was eine abgeschwächte Muskelkontraktion zur Folge hat. Ribeiro et al. (2008) fanden in ihrer Studie heraus, dass bei Volleyballerinnen nach einer Wettkampfbelastung die Genauigkeit der Wahrnehmung der Kniegelenkposition signifikant reduziert war. Auch McLean et al. (2007) und Quammen et al. (2012) stellten fest, dass das Risiko für eine Knieverletzung, im speziellen eine Läsion des vorderen Kreuzbandes, unter Ermüdung erhöht ist.

Trotz dieser Erkenntnisse kann man nicht mit Sicherheit sagen, ob die motorischen Unsicherheiten entweder nur durch periphere oder nur zentrale Ermüdung auftreten. Denn propriozeptive Störungen können auch aus Änderungen im Zentralnervensystem entstehen und resultieren somit aus zentraler Ermüdung (Miura et al., 2004). Außerdem sollte beachtet werden, dass Bewegungen, die häufig ausgeführt werden und meist auch automatisiert sind, auch in ermüdetem Zustand mit einer gewissen Genauigkeit realisiert werden können. Denn der trainierte Körper besitzt auch die Fähigkeit sich bis zu einem gewissen Grad an die Belastungsbedingungen anzupassen und sogenannte

Kompensationsstrategien zu entwickeln, die es den SportlerInnen ermöglichen ihre beste Leistung möglichst lange abzurufen (Fuller et al., 2009; Hufenus et al., 2006; Singh & Latash, 2011). Darüber hinaus kommt es nie zu einer absoluten Ermüdung des Körpers, da die Skelettmuskulatur nie alle motorischen Einheiten gleichzeitig aktiviert, sondern immer Reserven zurückgehalten werden. Nicht zuletzt werden gerade bei Ganzkörperbewegungen unter Trainings- oder Wettkampfbedingungen, je nach Intensität und Aktivität, verschiedene metabolische Systeme im Körper beansprucht, die zu einer Interaktion aller Organe führen und somit die Ermüdungserscheinungen zu einem komplexen Prozess machen (Noakes, Gibson & Lambert, 2005).

## 8. Hypothesen

Die nachfolgenden Hypothesen beziehen sich auf Unterschiede und Zusammenhänge der untersuchten Parameter während des Ermüdungsprotokolls. Dabei beziehen sich die Annahmen auf die Daten innerhalb einer Serie als auch auf die Daten der gesamten Abfolge (bzgl. Serie und Abfolge siehe Kapitel 2 Begriffsbestimmung).

Die Grundhypothese beziehungsweise die biomechanische Annahme war, dass bei Sprüngen mit gut koordinierter Armbewegung beim Absprung eine deutlich höhere vertikale Geschwindigkeit des Körperschwerpunktes (KSP) und somit eine höhere Sprunghöhe erreicht werden kann als bei schlechter koordinierter Bewegung.

### 8.1. Unterschiedshypothesen

- H0.1 Die Sprunghöhen unterscheiden sich nicht innerhalb einer Serie.
- H1.1 Die Sprunghöhen unterscheiden sich innerhalb einer Serie.
  
- H0.2 Es gibt keinen Unterschied der Sprunghöhe während der gesamten Abfolge.
- H1.2 Es gibt einen Unterschied der Sprunghöhe während der gesamten Abfolge.
  
- H0.3 Es gibt keinen Unterschied des Schulterwinkels innerhalb einer Serie.
- H1.3 Es gibt einen Unterschied des Schulterwinkels innerhalb einer Serie.
  
- H0.4 Es gibt keinen Unterschied des Schulterwinkels während der gesamten Abfolge.
- H1.4 Es gibt einen Unterschied des Schulterwinkels während der gesamten Abfolge.
  
- H0.5 Es gibt keinen Unterschied des Hüftwinkels innerhalb einer Serie.
- H1.5 Es gibt einen Unterschied des Hüftwinkels innerhalb einer Serie.
  
- H0.6 Es gibt keinen Unterschied des Hüftwinkels während der gesamten Abfolge.
- H1.6 Es gibt einen Unterschied des Hüftwinkels während der gesamten Abfolge.
  
- H0.7 Es gibt keinen Unterschied der Herzfrequenz innerhalb einer Serie
- H1.7 Es gibt einen Unterschied der Herzfrequenz innerhalb einer Serie
  
- H0.8 Es gibt keinen Unterschied der Herzfrequenz während der gesamten Abfolge

- H1.8 Es gibt einen Unterschied der Herzfrequenz während der gesamten Abfolge

## **8.2. Zusammenhangshypothesen**

- H0.9 Es gibt keinen Zusammenhang zwischen dem Schulterwinkel und der Sprunghöhe während der gesamten Abfolge.
- H1.9 Es gibt einen Zusammenhang zwischen dem Schulterwinkel und der Sprunghöhe während der gesamten Abfolge.
  
- H0.10 Es gibt keinen Zusammenhang zwischen dem Hüftwinkel und der Sprunghöhe während der gesamten Abfolge.
- H1.10 Es gibt einen Zusammenhang zwischen dem Hüftwinkel und der Sprunghöhe während der gesamten Abfolge.
  
- H0.11 Es gibt keinen Zusammenhang zwischen dem Schulterwinkel und dem Hüftwinkel während der gesamten Abfolge.
- H1.11 Es gibt einen Zusammenhang zwischen dem Schulterwinkel und dem Hüftwinkel während der gesamten Abfolge.

## **9. Methodik**

### **9.1. Forschungsdesign**

Der nachfolgende Untersuchungsprozess für diese Diplomarbeit wurde von der Ethikkommission der Universität Wien genehmigt. Diese Studie wurde ausschließlich mit weiblichen Teilnehmerinnen aus der ersten und zweithöchsten österreichischen Volleyballliga (1. und 2. Bundesliga Damen) durchgeführt, um für diesen Leistungsbereich eine möglichst gute Aussagekraft zu erzielen. Da die Testbatterie zu einer körperlichen Ermüdung der Probandinnen führen sollte, wurden diese darüber informiert am Vortag keine Trainingseinheiten zu absolvieren, um für die Testung in physisch ausgeruhtem Zustand zu sein. Jede Spielerin startete mit ihrem individuellen 15-20 minütigem Aufwärmprogramm, sodass sie in der Lage war Block- und Angriffssprünge mit maximaler Intensität auszuführen. Vor dem Beginn der Messung wurde jeder Teilnehmerin das Testprotokoll erklärt und darauf hingewiesen alle Sprünge mit maximalem Einsatz zu absolvieren. Nach dem Aufwärmen führte jede Teilnehmerin 2 individuell bestmögliche Versuche für die Jump-and-Reach Testungen aus, die Referenzwerte für die Sprunghöhe liefern sollten, und startete nach einer 5 minütigen Pause das Ermüdungsprotokoll (Angriffs- und Blocksprungtestung). Die manuell gemessenen Referenzwerte dienen als Richtwerte zum Vergleich mit den Ergebnissen der Sprunghöhen, die mit Hilfe eines Videoanalyseprogramms ausgewertet wurden, um große Abweichungen bei der Bestimmung der Sprunghöhen zu vermeiden. Insgesamt wurden während dem Testprotokoll 90 Block- und Angriffssprünge durchgeführt, wobei es nach 30 Sprüngen 3 Minuten Erholungszeit gab, die unter Wettkampfbedingungen der Pause zwischen zwei Sätzen entspricht. Der Prozess stellte mit der Anzahl der Sprünge ein Mehrsatz-Wettkampfmatch (4-5 Sätzen) dar und sollte mögliche Ermüdungserscheinungen aufzeigen.

### **9.2. Stichprobe**

Die Teilnehmerinnen unterschieden sich in Leistungsniveau/Spielklasse (erste oder zweite österreichische Bundesliga), Alter, Größe und Gewicht und waren alle Rechtshänderinnen. Es war jedoch das Ziel, eine verhältnismäßig möglichst leistungshomogene Testgruppe zu haben um eine allgemein gültige Aussage treffen zu können.

### 9.2.1. Ein- und Ausschlusskriterien

Die Spielerinnen wurden nach ihrer Angriffsposition während des Wettkampfs ausgewählt und spielten alle in der ersten- oder zweithöchsten österreichischen Volleyballliga. Es wurden erwachsene Spielerinnen herangezogen, die ihre Spielposition als *Mittelblockerinnen* bereits mehrere Jahre ausübten und deshalb auch ein hohes Trainingsalter (10-20 Jahre) und mindestens 6 Trainingsstunden pro Woche aufweisen konnten.

Ausgeschlossen wurden Teilnehmerinnen, die zum Zeitpunkt der Erhebung durch Verletzung, Überbelastung oder Ähnliches in ihrer Leistungsfähigkeit beeinträchtigt waren. Linkshänderinnen wurden ebenfalls aus der Studie ausgeschlossen.

### 9.2.2. Stichprobengröße

Die Fallzahlschätzung für die Studie wurde mittels iterativen Verfahren nach Lieber (1990) durchgeführt und ergab für eine große Teststärke von 80% ( $P=0.10$ ;  $\beta=0.2$ ) eine Teilnehmerinnenzahl von 7 Personen. Das Signifikanzniveau der statistischen Tests wurde mit  $p=0.05$  festgelegt.

$$n = 2 \left( \frac{\sigma}{\delta} \right)^2 (t_{\alpha, \nu} + t_{2(1-P), \nu})^2$$

Die in der Formel verwendeten Variablen stehen für folgende Messgrößen:

Die Anzahl der Teilnehmerinnen entspricht  $n$ ,  $\sigma$  kennzeichnet die Standardabweichung (SD) der Grundpopulation,  $\delta$  steht für die zu erwartende Differenzen,  $\alpha$  beschreibt das Signifikanzniveau (Wahrscheinlichkeit einen Fehler Typ I zu begehen),  $\nu$  kennzeichnet die Freiheitsgrade,  $t_{\alpha, \nu}$  ist ein tabellarischer Wert, abhängig von  $\alpha$  und  $\nu$ , und  $P$  für die gewünschte Teststärke (Power).

Für das iterative Verfahren ist es notwendig zu Beginn den Stichprobenumfang zu schätzen um die Gleichung mit dieser Fallzahl aufzulösen und in weiteren Berechnungen eine immer genauere Fallzahlab-schätzung zu erreichen. Die anfängliche Stichprobengröße wurde mit  $n=10$  festgelegt. Die Berechnung der Freiheitsgrade  $\nu$  erfolgte mit der Gleichung (Lieber, 1990):

$$\nu = a(n - 1)$$

Wobei  $a=1$  die Anzahl der beteiligten Testgruppen beschreibt. Somit ergab sich für eine Gruppe und einer geschätzten Teilnehmerzahl von 10 Personen der Freiheitsgrad:

$$\nu = 1(10 - 1) = 9$$

In weiterer Folge wurde für  $v=11$ , dem Signifikanzniveau  $\alpha=0.05$  und der Power  $P=0.8$  die dazugehörigen t-Werte ( $t_{\alpha,v}$ ,  $t_{2(1-P),v}$ ) aus einer t-Tabelle abgelesen:

$$t_{\alpha,v} = 1,883$$

$$t_{2(1-P),v} = 0,883$$

Des Weiteren fehlen noch die Werte für Standardabweichung und erwartende Differenzen, die nicht exakt gekannt werden müssen, sondern deren Verhältnis ( $\sigma/\delta$ ) abgeschätzt wird (Lieber, 1990). Dieses Verhältnis wurde für die Sprunghöhe mit  $2/3$  und für die Winkel mit  $3/5$  geschätzt.

Aus der Formel ergaben sich für den Stichprobenumfang, berechnet für Sprunghöhe und Winkel, folgende Werte:

$$n = 2 \left(\frac{2}{3}\right)^2 (1,883 + 0,883)^2 \approx 6,55$$

$$n = 2 \left(\frac{3}{5}\right)^2 (1,883 + 0,883)^2 \approx 5,31$$

Beim wiederholten Berechnen mit  $n=11$  und den dazugehörigen t-Werten ( $t_{\alpha,v}=1,10115$ ,  $t_{2(1-P),v}=0,10116$ ) betrug die Fallzahl  $n\approx 6,112$  für die Sprunghöhe und  $n\approx 5,110$  für die Winkel. Somit war die geschätzte Stichprobengröße mit 10 Personen ausreichend.

Aufgrund von Verletzungen oder zeitlichen Problemen konnten nur 10 Teilnehmerinnen getestet werden, was aber laut den Ergebnissen der Fallzahlschätzung ausreichte.

### 9.3. Untersuchungsdesign

Da die Spielerinnen 3 verschiedenen Volleyballvereinen angehörten und unterschiedliche Trainingszeitpunkte hatten, fand die Datenaufzeichnung an mehreren Tagen statt. Der Testtag wurde so gewählt, dass am Vortag keine ungewöhnliche oder starke körperliche Belastung stattgefunden hat. Alle Sprünge wurden mit Hilfe einer Kamera der Marke Canon EOS 550D aufgenommen, um anschließend die gewünschten Parameter, wie Sprunghöhe, Arm- und Hüftwinkel, mittels Videoanalyseprogramm "Kinovea" Version 0.8.23 auszuwerten. Die Probandinnen wurden an bestimmten Gelenken mit Marker aus Kinesiotape ausgestattet, um die Daten aus den Videos analysieren zu können.

#### 9.3.1. Testprotokoll

Die Körperproportionen wie KSP-Höhe und Reichhöhe (Abstand vom Boden und nach oben gestreckter Hand) für die Kalibration und Referenzwerte wurden mittels Maßband

abgemessen. Für die Jump-and-Reach Tests wurde Magnesium auf die Finger der Schlaghand gebracht und anschließend je zwei Jump-and-Reach Versuche durchgeführt. Die Teilnehmerinnen sprangen zweimal ohne Armschwung und ohne Anlauf, das heißt aus der Squat-Position mit beiden Armen bereits in Hochhalte-Position (analog zum Blocksprung) und zweimal mit Anlauf und Armschwung, um bei maximaler Höhe die Wand mit ausgestreckter Hand zu berühren und Fingerabdrücke zu hinterlassen (siehe Abbildung 8). In weiterer Folge konnte aus der Differenz zwischen Abdruckhöhe und Reichhöhe die maximal mögliche Sprunghöhe ohne Ermüdung berechnet werden. Im Anschluss an diese Messungen erfolgte eine Pause von 5 Minuten in der den Testpersonen das Ermüdungsprotokoll erklärt wurde und ihnen Anweisungen zur Durchführung gegeben wurden. Das Protokoll bestand aus Kombinationen von Block- und Angriffssprüngen (siehe Abbildung 9), wobei doppelt so viele Block- wie Angriffssprünge absolviert wurden. Dabei hatten die Probandinnen 12 Sekunden Zeit um 3 kontrollierte Sprünge (Block-Angriff-Block) auszuführen, auf die 12 Sekunden Erholungszeit folgte. Diese 12 Sekunden Aktionsspanne ermöglichte den Spielerinnen für jeden Sprung die richtige Position einzunehmen (z. B.: Zeit die der Gegner braucht um den Ball wieder zurückgespielt) und ihn mit maximaler Kraft auszuüben. Das Verhältnis der Block- und Angriffssprünge, sowie die Dauer der Belastungs- und Entlastungsphase, ergaben sich aus der Videoanalyse von Wettkampfmatches. Dieser Belastungs-/Entlastungswechsel wurde 10 Mal hintereinander wiederholt und entspricht mit den je 12 Sekunden der durchschnittlichen Dauer eines Ballwechsels und der Pause zwischen zwei Ballwechseln. Nach einer Serie von 10 Sprungkombinationen folgte eine 3 minütige Erholungsphase, die der Satzpause während eines Wettkampfmatches entspricht. Der gesamte Prozess wurde 3 Mal ausgeführt und beinhaltete mit  $3 \times 30 = 90$  Sprüngen eine hohe Anzahl an hoch intensiven Bewegungsabläufen. Abbildung 10 zeigt den zeitlichen Ablauf des Ermüdungsprotokolls.

Die Blocksprünge wurden nicht zur statistischen Auswertung herangezogen, sondern dienten nur Realisierung einer möglichst wettkampfnahen Belastung.

#### **9.3.1.1. Schematische Darstellung der Jump-and-Reach Tests**

Es werden Referenzwerte für die maximale (absolute) Sprunghöhe der Teilnehmerinnen erhoben. Diese berechnen sich aus der Differenz zwischen Sprunghöhe und der Reichhöhe (1). Szenario (2) zeigt einen beidbeinigen Sprung aus dem Stand (Blocksprung) mit leicht gebeugten Knien. Szenario (3) zeigt den Sprung mit Anlaufschritten (Angriff).

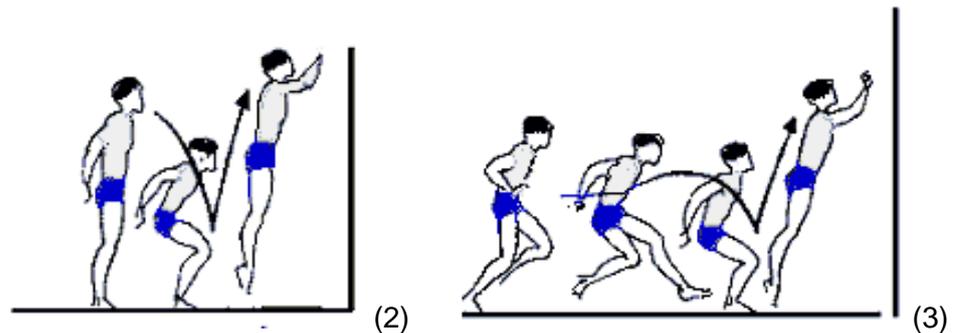
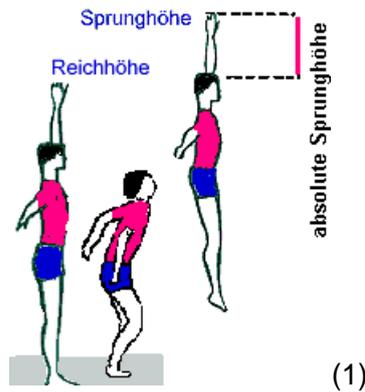


Abbildung 8: Ermittlung der Sprunghöhe: (1) Berechnung der absoluten Sprunghöhe, (2) und (3) zeigen die Jump-and-R reach Tests für den Blocksprung und den Angriff (<http://www.sportunterricht.de/lksport/bwegab12.html>; <http://www.sportunterricht.de/lksport/anfkra.html>)

### 9.3.1.2. Schematische Darstellung des Ermüdungsprotokolls

Skizziertes Volleyballfeld mit einer Größe von 9x9m. Probandin startet und blockt am Netz (B1), löst sich zu V1, macht einen Angriff am Netz (A1) und nochmals einen Blocksprung am Netz (B2).

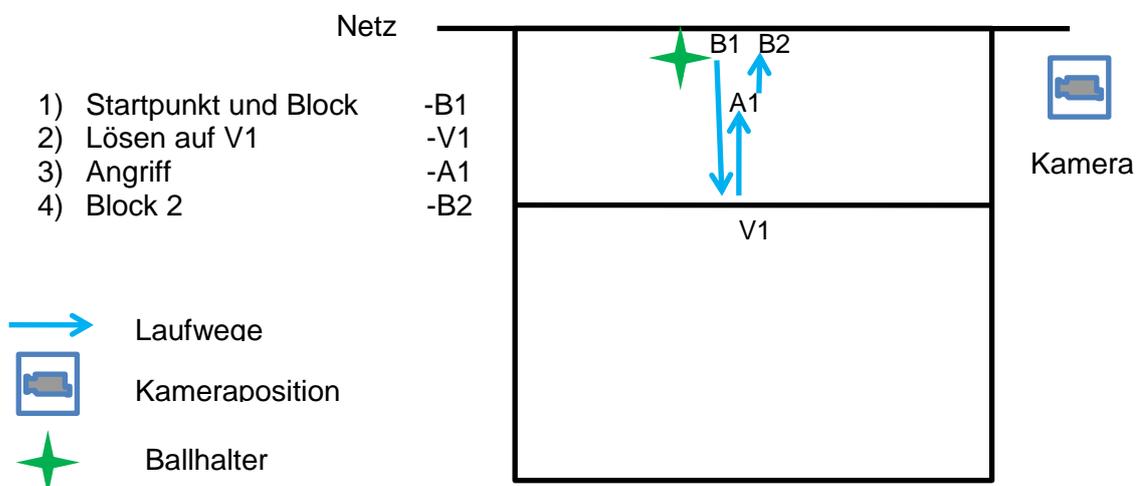


Abbildung 9: Skizze des Ermüdungsprotokolls (zwei Blocksprünge und Angriff)

Die zeitliche Abfolge der Block-Angriff-Block Kombination sowie die darauffolgenden Erholungspausen werden mit der nachfolgenden Skizze verdeutlicht.

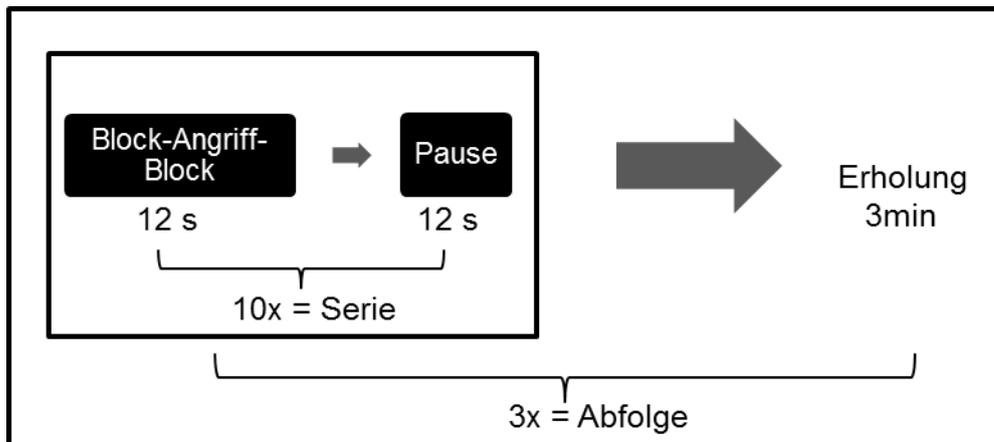


Abbildung 10: Zeitlicher Ablauf des Ermüdungsprotokolls

#### 9.4. Instrumente und Datenerhebung

Für die Videoaufnahmen wurde eine Kamera vom Typ Canon 550D verwendet, die im Abstand von 4m an der rechten Seite parallel zum Netz (vertikal zur Anlaufrichtung) ausgerichtet wurde. Die Aufnahmefrequenz betrug 25 Bilder/Sekunde. Die Spielerinnen trugen enganliegende Trainingskleidung, wobei das T-Shirt ärmellos und die Hose kurz und in dunkler Farbe war. Jede Probandin bekam auf der rechten Körperseite 6 Streifen aus pinkem Kinesiotape rund um die Gelenke und auf Hüfthöhe geklebt um den Kontrast zu erhöhen. Die schwarzen Markerpunkte wurden am Knie, an der Hüfte (Höhe spina iliaca anterior superior), am Handgelenk, dem Ellbogengelenk, am caput humeri des Oberarms sowie auf der Stirn, seitlich oberhalb der Augenbraue positioniert. Die Höhe der Spina iliaca anterior superior wurde als Hüfthöhe definiert und diente zur Kalibration bei der Videoanalyse. Der Schulterwinkel wurde als Winkel zwischen den Verbindungslinien von caput humeri – Handgelenk und caput humeri – spina iliaca definiert. Der Hüftwinkel wurde definiert als Winkel zwischen den Verbindungslinien spina iliaca – caput humeri und spina iliaca – Knie. Neben den Markern trugen die Spielerinnen einen Herzfrequenzgurt, der mit einem Computer synchronisiert wurde und die Herzfrequenzkurven während der Belastungs- und Erholungsphasen aufzeichnete, um mögliche Ermüdungserscheinungen feststellen zu können. Nach jeder Sprungserie wurden die Teilnehmerinnen gebeten, ihren momentanen Ermüdungsgrad auf einer subjektiven Skala von 1 bis 10 anzugeben, wobei 1 für keine Ermüdung spürbar und 10 für vollständige Erschöpfung steht. Als Signal für den Start und Stopp der Bewegung wurde ein akustisches Timing analog zum Shuttle Run verwendet. Um den Spielern als

optische Hilfe einen Ball auf Angriffshöhe zu positionieren und um etwaige Ungenauigkeiten durch einen aufgespielten Ball auszuschließen, standen Ballhalterinnen an der Seite der Schwunghand auf einer Erhöhung. Der Treffpunkt des Balles spielte dabei eine untergeordnete Rolle, da die relevanten Positionen für die Messung der bestimmten Parameter bereits vor dem Schlagzeitpunkt auftraten.

## **9.5. Datenanalyse**

Für die Referenzwerte der maximalen Sprunghöhe wurde die Differenz zwischen Reichhöhe und Abdruckhöhe nach dem Jump-and-Reach Test herangezogen. Als Körperproportionen wurden die Hüfthöhe und die Reichhöhe gemessen. Die Hüfthöhe wurde zur Normierung der Sprunghöhe auf KSP-Höhe im Stand herangezogen. Die Videos der einzelnen Probandinnen wurden Bild für Bild im Bewegungsanalyseprogramm „Kinovea“ der Version 0.10.23 abgespielt, um die Winkel und die Markerpunkte einzuzeichnen und die Werte der zu bestimmenden Parameter berechnen zu können (siehe Abbildung 11 (1) und (2)). Die Sprunghöhe beim Ermüdungsprotokoll wurde aus der Differenz der Hüfthöhe im Sprung und im Stand berechnet. Der Ursprung des Koordinatensystems wurde beim Marker der Hüfte (spina iliaca) im aufrechten Stand gesetzt. Die Sprunghöhe wurde dann mit Kinovea durch einen gesetzten Markerpunkt am höchsten Punkt der Hüfte während des Angriffssprunges ermittelt (siehe Abbildung 11 (3)). Von den jeweils 10 Sprüngen pro Serie wurden Mittelwerte aller Parameter, von den ersten drei, den nächsten vier und den letzten drei Sprüngen berechnet, um große Schwankungen auszuschließen und die Tendenzen besser erkennen zu können. Die Tendenzen der Sprünge aller 3 Serien wurden in der Auswertung als Abfolge bezeichnet. Für die Analyse der Zusammenhänge wurden von allen drei Parametern jeweils die Differenzen der einzelnen Serien gebildet und diese anschließend auf Korrelationen überprüft. Die Daten der Fragebögen, der gemessenen Körperproportionen, die Herzfrequenzen sowie die berechneten Parameter der Bewegungsanalyse wurden mit Hilfe der Statistik-Software SPSS Version 20 (Chicago, IL) deskriptiv aufbereitet beziehungsweise auf Zusammenhänge oder Unterschiede überprüft.



(1)



(2)



(3)

Abbildung 11: Bestimmung des Schulterwinkels (1) und des Hüftwinkels (2) sowie Berechnung der Sprunghöhe (3) mittels Kinovea

### 9.6. Statistische Analyse

Für die Berechnung der Unterschiede innerhalb einer Serie und der Abfolge wurde eine einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung durchgeführt. Für den Post-Hoc Test wurde die Bonferroni-Korrektur angewendet. Die Zusammenhänge zwischen den einzelnen Parametern wurden mittels Spearman-Korrelation analysiert. Das Signifikanzniveau wurde bei  $p \leq 0.05$  festgelegt.

## 10. Ergebnisse

Die soziodemographischen Merkmale, wie Alter, Geschlecht und Trainingsalter, der Athletinnen wurden aus den Fragebögen ermittelt. Die notwendigen leistungsbestimmenden Daten stammen aus der Auswertung des Videomaterials und wurden anschließend statistisch aufbereitet. Die daraus resultierenden Ergebnisse beziehen sich auf die Bewegungen des Angriffsschlages (Anlauf und Sprung) der acht Probandinnen aus der ersten und zweiten österreichischen Bundesliga.

Im weiteren Verlauf werden nun die Ergebnisse der Auswertungen in folgender Reihenfolge erläutert und tabellarisch oder graphisch dargestellt:

- Soziodemographische Daten
- Herzfrequenz und Borg-Skala zur subjektiven Erschöpfung
- Mittelwerte und Unterschiede der Sprunghöhe, des Arm- und Hüftwinkels
- Zusammenhänge der drei Parameter

### 10.1. Deskriptive Statistik

Die acht Probandinnen waren durchschnittlich  $25 \pm 5$  Jahre alt,  $176 \pm 4$  cm groß und das durchschnittliche Körpergewicht betrug  $69 \pm 3$  kg. Im Mittel hatten sie  $13 \pm 5$  Jahre Trainings- und Wettkampferfahrung (=Trainingsalter) und spielten  $7 \pm 1$  Stunden Volleyball in der Woche. Die Hüfthöhe der Teilnehmerinnen betrug  $105 \pm 4$  cm, gemessen vom Boden bis zur Höhe der spina iliaca superior anterior. Die Reichhöhe im Stand mit ausgestreckter Hand wurde im Durchschnitt mit  $227 \pm 5$  cm detektiert. Alle Athletinnen waren gesund, in guter körperlicher Verfassung, Rechtshänderinnen und Mittelblockerinnen. Keine der Spielerinnen berichtete über aktuelle Verletzungen oder Einschränkungen während der Testperiode.

Die Auswertung der subjektiven Skala von 1-10 (1=keine Ermüdung bis 10=totale Erschöpfung) für den momentanen Ermüdungszustand nach jeder Serie hat folgende Erkenntnisse gebracht. Nach der erste Sprungserie ergab sich in Bezug auf die Angaben aller Teilnehmerinnen ein Median von 4, gefolgt von einem Median von 6 nach dem zweiten Durchgang und nochmalig erhöhten Wert von 8 nach der dritten Serie.

Die Herzfrequenz (HF) der Teilnehmerinnen, die mögliche Anstrengungen des Herzkreislaufsystems anzeigen könnte, wies keine signifikanten Unterschiede in der gesamten Abfolge der Sprünge auf ( $p=0,655$ ). Ebenso konnten für die minimale ( $p=0,513$ ), maximale ( $p=0,172$ ) und die durchschnittliche ( $p=0,513$ ) Herzfrequenz keine Differenzen zwischen den einzelnen Serien festgestellt werden. Daher werden die

Hypothese H1.7 und H1.8 verworfen und die Nullhypothese für „keinen Unterschied in der Herzfrequenz“ für die gesamte Testung angenommen. Die maximale (max), minimale (min) und die durchschnittliche (ds) Herzfrequenz sowie die in Prozent der HF (max) berechnete HF und alle dazugehörigen Standardabweichungen (SD=standard deviation) sind in Tabelle 1 aufgelistet. Die aufgelisteten Mittelwerte unter den HF (max) und HF (min) Werte ergaben sich als durchschnittliche maximale oder minimale Herzfrequenzwerte für alle Probandinnen in den einzelnen Serien. Die Ergebnisse für HF (ds) und HF (ds in % HF max) zeigen ebenfalls einen Mittelwert für die durchschnittlich erreichte Herzfrequenz aller Teilnehmerinnen innerhalb der einzelnen Serien.

Tabelle 1: Maximale (max), minimale (min) und durchschnittliche (ds) Herzfrequenz (HF)

Serie	HF (max)		HF (min)		HF (ds)		HF (ds in % HF max)
	Mittelwert [1/min]	SD	Mittelwert [1/min]	SD	Mittelwert [1/min]	SD	Mittelwert [%]
1	179	7	118	10	153	7	85
2	180	6	121	10	155	7	86
3	179	4	120	11	154	7	86

Tabelle 2 zeigt die Serien-Mittelwerte (SM) des Arm- und Hüftwinkels sowie der Sprunghöhe innerhalb einer Serie (Serie = 10 Sprünge) auf. Die Serien-Mittelwerte wurden jeweils als Mittelwerte aus den Sprüngen 1-3→ A, 4-7→M und 8-10→E (A für Anfang, M für Mitte und E für Ende der Sprungserie) in jeder Serie berechnet, um Verfälschungen der Resultate durch Ausreißer zu vermeiden. Diese Serien-Mittelwerte wurden dann im Anschluss für alle weiteren Berechnungen und Auswertungen herangezogen.

Tabelle 2: Mittelwerte des Arm- und Hüftwinkels und der Sprunghöhe für jede Serie

Serien	SM*	Schulterwinkel		Hüftwinkel		Sprunghöhe	
		Mittelwert [°]	SD	Mittelwert [°]	SD	Mittelwert [cm]	SD
1	A1	103,2	6,6	118,6	4,5	48,9	2,6
	M1	104,5	6,1	118,1	5,1	48,6	2,0
	E1	100,2	6,8	117,1	4,7	49,7	2,0
2	A2	102,11	5,9	118,5	5,1	49,5	2,2
	M2	101,6	5,7	117,9	5,6	48,4	2,1
	E2	101,3	6,0	118,7	5,6	48,1	2,1
3	A3	101,4	6,1	118,1	5,9	49,4	2,2
	M3	101,4	6,3	117,0	6,4	48,0	2,0
	E3	99,3	5,7	117,5	6,2	47,8	1,8

*\*Mittelwerte der Sprünge 1-3→A, 4-7→M und 8-10→E innerhalb jeder Serie*

Die Mittelwerte sowie die Standardabweichung der drei Parameter aus allen Sprüngen der Spielerinnen innerhalb einer Serie sind in Tabelle 3 angeführt. Diese Werte wurden als Durchschnitt der Serien-Mittelwerte aus.

Tabelle 3: Mittelwerte der Parameter für jede Serie

Serie	Schulterwinkel		Hüftwinkel		Sprunghöhe	
	Mittelwert [°]	SD	Mittelwert [°]	SD	Mittelwert [cm]	SD
1	102,6	6,4	117,9	4,8	49,1	2,1
2	101,9	5,8	118,4	5,4	48,7	2,1
3	100,7	6,0	117,5	6,1	48,4	2,0

An den Werten ist erkennbar, dass sowohl die Sprunghöhe, als auch der Schulterwinkel mit zunehmender Belastung eine abnehmende Tendenz zeigen. Zur besseren Veranschaulichung zeigen die Boxplots in Abbildung 12, Abbildung 13 und Abbildung 14 die Werteverteilung und Entwicklung über die gesamte Testdauer auf. Die Boxplots bestehen aus der sogenannten „Box“, die färbig hervorgehoben ist, und aus zwei Armen, die durch horizontale Striche abgeschlossen werden. Die Box repräsentiert den Bereich von 50% der Werte, wobei der dicke schwarze Balken das 50%-Perzentil und somit den Median (den mittleren Wert) kennzeichnet. Die untere und obere Grenze der Box entsprechen dem 25% und 75% Perzentil. Die horizontalen Striche am Ende des oberen und unteren Armes entsprechen dem größten und kleinsten Wert des Datensatzes. Ausreißer werden durch kleine Kreise dargestellt und liegen um das 1,5-3fache der Boxhöhe unter der 25% Perzentile oder über der 75% Perzentile.

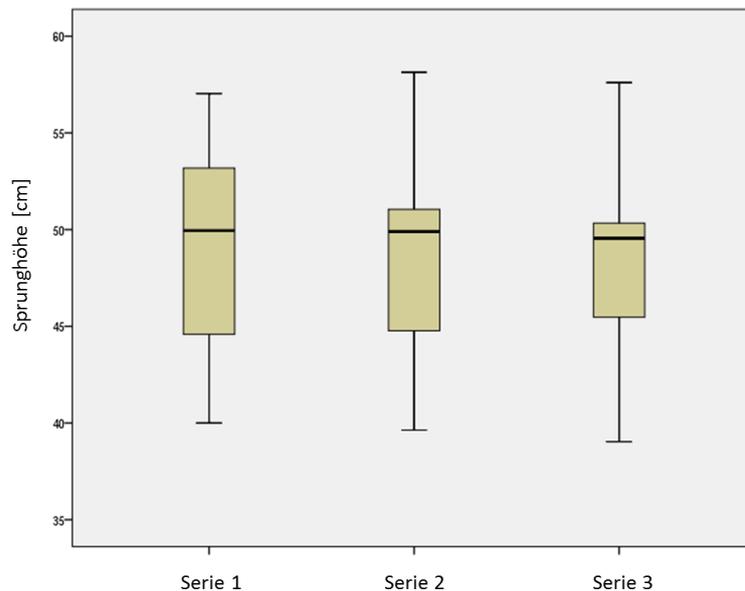


Abbildung 12: Boxplots der Sprunghöhe für alle drei Serien

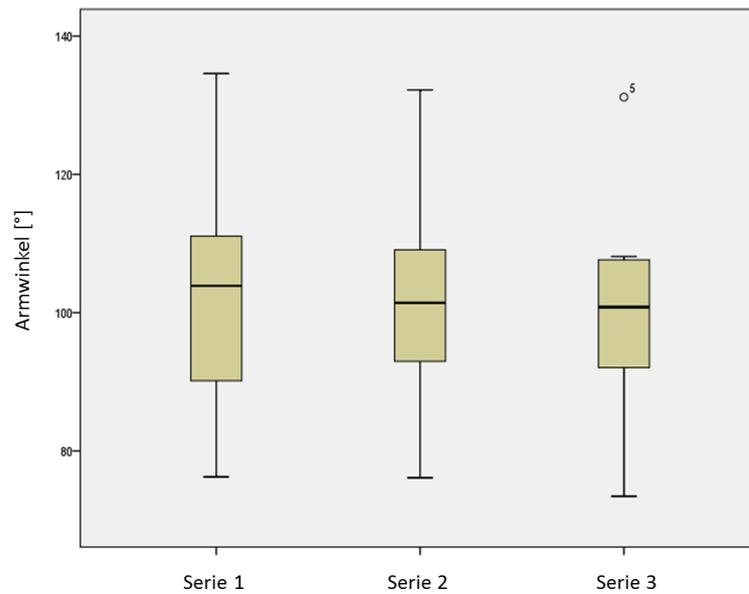


Abbildung 13: Boxplots des Schulterwinkels für alle drei Serien

Die Daten für Serie 3 zeigen keine starken Abweichungen in Relation zu den Werten der anderen Serien. Die veränderte Darstellung in Serie 3, kann daher leider nicht plausibel durch Ausreißer erklärt werden. Das Maximum, welches durch den obersten Querbalken angezeigt wird, betrug für Serie1 – Max1=135°, für Serie2 – Max2=132° und für Serie 3 – Max3=131°. Für weitere Werte siehe Datenmaterial im Anhang.

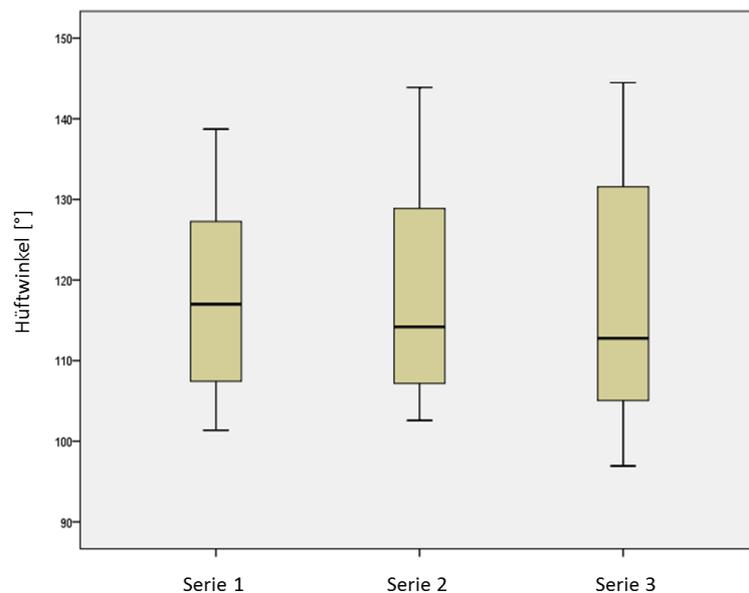


Abbildung 14: Boxplots des Hüftwinkels für alle drei Serien

## **10.2. Ergebnisse der Unterschiedshypothesen**

Für die Sprunghöhe beim Angriff stellte sich durch die statistische Analyse heraus, dass es innerhalb der Serien zu keinem signifikanten Unterschied kam ( $p=0,772$ ). Deshalb wird in diesem Fall die Null-Hypothese  $H0.1$  angenommen und  $H1.1$  verworfen. Jedoch konnte für die Sprunghöhe der gesamten Abfolge ein deutlicher Unterschied nachgewiesen werden. Mit einem p-Wert von  $p=0,012$  nahm die Sprunghöhe mit zunehmender Belastung eindeutig ab. Insofern wird die Hypothese  $H0.2$  verworfen und  $H1.2$  herangezogen.

Die statistische Auswertung des Schulterwinkels hat gezeigt, dass es innerhalb einer Serie einen Unterschied des Schulterwinkels mit der Signifikanz  $p=0,028$  gibt. Daher wird die  $H0.3$  Hypothese verworfen und  $H1.3$  Hypothese angenommen. Für die gesamte Abfolge aller Sprünge wurde keine signifikante Differenz des Schulterwinkels ermittelt. Dennoch weist der p-Wert ( $p=0,058$ ) eine starke Tendenz zur Signifikanz auf. Daraus ergibt sich, dass die  $H0.4$  Hypothese beibehalten wird.

Die Berechnungen des Hüftwinkels zeigten weder innerhalb der Serien ( $p=0,700$ ) noch für die gesamte Abfolge ( $p=0,581$ ) signifikante Differenzen. Da in beiden Fällen keine Unterschiede messbar waren, werden die Null-Hypothesen  $H0.5$  und  $H0.6$  beibehalten.

## **10.3. Ergebnisse der Zusammenhangshypothesen**

Die Zusammenhangshypothesen über die Korrelationen zwischen den drei leistungsrelevanten Parametern wurden mit Hilfe des Spearman-Rho Tests überprüft. Um eine generelle Aussage über die Werte aller Probandinnen machen zu können, wurden Differenzen der Mittelwerte der 1.Serie und der 3. Serie für jede Messgröße und jede Serie ermittelt. Diese Werte wurden anschließend auf Korrelationen getestet und führten zu folgenden Resultaten.

Zwischen Schulterwinkel und Hüftwinkel konnte ein signifikanter, stark negativer Zusammenhang nachgewiesen werden ( $p=0.001$ ,  $r=-0.929$ ). Dieses Ergebnis zeigt somit eine indirekte Wechselwirkung dieser bestimmten Körperwinkel wodurch die Annahme der  $H1.11$  Hypothese resultiert.

Ein signifikanter Zusammenhang konnte zwischen der Sprunghöhe und dem Schulterwinkel beobachtet werden ( $p=0.021$ ). Der Korrelationskoeffizient  $r=0.786$  zeigt eine starke und positive Wechselbeziehung der beiden ausschlaggebenden Kenngrößen beim Volleyballangriffsschlag. Aus diesem Grund wird die Null-Hypothese  $H0.9$  verworfen und die Hypothese  $H1.9$  angenommen.

Für eine Korrelation zwischen Sprunghöhe und Hüftwinkel konnte keine Signifikanz aber ein negativer Trend festgestellt werden ( $p=0.102$ ,  $r=-0.619$ ). In diesem Fall wird die  $H_0$ .10 Hypothese, für keinen Zusammenhang der beiden Variablen, beibehalten.

## 11. Diskussion

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse der zuvor beschriebenen Untersuchung in Bezug auf den in den Kapiteln 4,5,6 und 7 erläuterten Wissensstand diskutiert. Im Fokus stehen dabei die Veränderungen der Sprunghöhe, des Arm- und Hüftwinkels beim Volleyballangriffsschlag unter wettkampfählichen Bedingungen. Die Anzahl der Sprünge während der Testung mit 90 Blocks und Angriffen, entsprach der Belastung einer 5-Satz Partie im Volleyball. Die Studie sollte einerseits die drei oben genannten Parameter auf Differenzen im Verlauf der Testung überprüfen und andererseits mögliche Zusammenhänge dieser Messgrößen darstellen.

Die Abnahme der Sprunghöhe mit zunehmender Belastung lässt vermuten, dass die SpielerInnen im Laufe der Block-Angriff-Block Serien immer mehr ermüdeten. Diese Annahme wird durch die Ergebnisse der subjektiven Einschätzungsskala der Probandinnen mit höheren Medianwerten (4→6→8) nach den drei Serien unterstützt. Jedoch konnte bei den Auswertungen der Herzfrequenzwerte kein signifikanter Unterschied weder innerhalb der Serien noch für die gesamte Abfolge verzeichnet werden. Nach der Definition, dass Ermüdung eine bewegungs-induzierte verminderte Fähigkeit des neuromuskulären Systems zur Kraftentwicklung ist, die sowohl periphere als auch zentrale Einflussfaktoren hat (Enoka & Duchateau, 2008; Gandevia, 2001), kann aufgrund der Ergebnisse eine periphere Ermüdung angenommen werden. Des Weiteren würde dies auch mit der Behauptung von Sheppard, Gabbett, & Reeberg Stanganelli (2009) übereinstimmen, dass MittelblockerInnen länger widerstandsfähig gegenüber Ermüdung sind. Zusätzlich fallen auch die fürs Volleyball charakteristischen kurzen aber sehr intensiven Bewegungen in die Kategorie der körperlichen Aktivität, die eher zu peripheren als zentralen Ermüdung führen. Lesinski, Prieske, Demps, & Granacher (2015) zeigten in ihrer Studie mit einem Ermüdungsprotokoll von Volleyballern bei Countermovement- und Boxsprüngen, dass es zu einer signifikanten Abnahme der Beinmuskelaktivität kam und auch die Laktatkonzentration von zirka 1mmol/L auf durchschnittlich 8mmol/L anstieg. Dieser Laktatanstieg spricht für die periphere Ermüdung aufgrund von reduzierter Muskelkontraktionen (Grassi, Rossiter, & Zoladz, 2015). Da die Testresultate der vorliegenden Studie auch demonstrieren, dass mit zunehmender Anzahl an Sprüngen, die Sprunghöhe kleiner wird, könnten lange Ballwechsel mit einigen Blocks und Angriffen schneller zu einer Leistungsminderung der SpielerInnen führen. Um diese Belastungsspitzen, aber zumindest in den ersten Sätzen gut kompensieren und die Ermüdungserscheinungen so lang wie möglich hinauszögern zu können, spielt hier auch die von Nikolaidis et al. (2015) sowie Ziv & Lidor (2009) genannte aerobe Kapazität eine wichtige Rolle.

Eine gut koordinierte und maximale Ausholbewegung der Arme nach hinten oben beim Anlauf zum Volleyballangriffsschlag wirkt sich nachweislich positiv auf die Sprunghöhe aus (Ashby & Heegaard, 2002; Hsieh & Heise, 2008). Daher war es besonders interessant zu sehen, ob es bei zunehmender Ermüdung auch zu einem kleineren Winkel zwischen dem Arm beim Zurückschwingen und dem Oberkörper kommt. Die statistische Auswertung zeigte einen signifikanten Unterschied des Schulterwinkels innerhalb einer Serie. Im Gegensatz dazu, konnte keine Signifikanz bei den Differenzen des Schulterwinkels für die gesamte Abfolge nachgewiesen werden, dennoch zeigte sich eine deutliche Tendenz ( $p=0,058$ ) zur Verringerung des Winkels. Dies bedeutet, dass bei repetitiven Sprüngen innerhalb kurzer Zeit (z.B.: langer Ballwechsel oder mehrere längere Ballwechsel hintereinander) der Armeinsatz nicht mehr maximal ausgeführt wird. Betrachtet man nun, das Korrelationsergebnis zwischen der Sprunghöhe und dem Schulterwinkel, so ergibt sich ein starker positiver Zusammenhang der beiden Parameter ( $r=0,786$ ), wie es andere Untersuchungen bereits gezeigt haben. Vergleicht man die Ergebnisse für die Sprunghöhe und den Schulterwinkel stellt man fest, dass die Ermüdung bei den Armen früher einsetzt als bei der Sprunghöhe. Das führt zu der Erkenntnis, dass der abgeschwächte Armeinsatz in der ersten Zeit nach Aktivitätsbeginn noch durch die Beinmuskulatur ausgeglichen werden kann. Die Studie von Hara, Shibayama, Takeshita, & Fukashiro (2006) unterstützt diese Vermutung dahingehend, dass der positive Einfluss bei vertikalen Sprüngen mit Armschwung zu rund 34% von den Gelenken der oberen Extremitäten und zu rund 66% aus den Gelenken der unteren Extremitäten resultiert. Während dieser Kompensationsphase ist die Beinmuskulatur mehr beansprucht und muss mehr Arbeit verrichten. Außerdem können sich kleinere Muskeln, wie in der Armmuskulatur, schneller erholen als die größeren Beinmuskeln. Das würde auch erklären, warum der Schulterwinkel zwar innerhalb einer Serie abnimmt, jedoch keine eindeutigen Unterschiede für die gesamte Abfolge zu erkennen sind, da es in den Erholungspausen vermehrt zur Regeneration der Arme als der Beine kommt. Durch die periphere Ermüdung in den oberen Extremitäten treten einerseits muskuläre Schwächen auf und andererseits könnten auch Störungen der Propriozeptoren nur einer veränderten Wahrnehmung der Gelenkposition führen, die wiederum eine verminderte Ausholbewegung bedingen (Huffenus et al., 2006; McLean et al., 2007; Ribeiro et al., 2008). Dennoch kommt es in den Beinen nach einer längeren Belastungsdauer durch die schnellen, reaktiven und intensiven lateralen Bewegungen und die vertikalen Sprünge zur Ermüdung und infolgedessen zu reduzierter Muskelaktivität und propriozeptiven Störungen. In dieser geschwächten körperlichen Verfassung kommt es nicht nur zu einer Dysbalance der Muskulatur und einer reduzierten Leistungsfähigkeit sondern es entsteht ein erhöhtes Risiko für Verletzungen. Meist geschehen Verletzungen in der Landephase

und betreffen die unteren Extremitäten, wie Knie und Sprunggelenke (Bisseling et al., 2008; Tillman et al., 2004), aber auch Schulterverletzungen treten immer wieder auf (Forthomme et al., 2005). Um diese Verletzungen zu vermeiden, sollten Athleten nicht nur Kraftausdauertraining für eine längere Ermüdungswiderstandsfähigkeit der Muskeln durchführen, sondern auch neuromuskuläres Training für die zentral gesteuerte Motorik (Miura et al., 2004).

Bringt man jetzt noch den Hüftwinkels mit ins Spiel, so spiegelt sich die Komplexität der Angriffsschlagbewegung in der Komplexität der Analyse wider. Der Winkel zwischen Oberkörper und Oberschenkel zeigte bei der statistischen Auswertung keine signifikanten Unterschiede innerhalb einer Serie oder für die gesamte Abfolge des Ermüdungsprotokolls auf. Nichts desto trotz ergab sich bei der Korrelationsanalyse ein starker negativer Zusammenhang zwischen dem Schulterwinkel und dem Hüftwinkel. Das bedeutet, je größer der Schulterwinkel ist, desto kleiner ist der Hüftwinkel. Wird für den Armschwung nicht der maximal mögliche Bewegungsumfang erreicht, bleibt der Oberkörper in einer aufrechteren Position und dies führt in weiterer Folge zu einer geringeren Beschleunigung bei der Aufwärtsbewegung vor dem Absprung (Lees et al., 2004). Auch Hara et al. (2006) weisen in ihrem Artikel darauf hin, dass bei Vertikalsprüngen mit Armeinsatz die Hüftstrecker vermehrt aktiviert werden und das Drehmoment in der Hüfte größer wird. Daraus kann man schlussfolgern, dass der gesamte Rumpf einen wichtigen Körperteil für die Impulsübertragung von den Armen auf die Beinmuskulatur und -gelenke darstellt und dadurch ein bedeutender Einflussfaktor für die Sprunghöhe ist. Allerdings ist es sehr entscheidend, dass die Reihenfolge und Aktivierung der einzelnen Bewegungen der Arme, der Beine und des Oberkörpers gut koordiniert und synchronisiert sind, um eine maximale Sprunghöhe zu erreichen (Grgantov et al., 2013; Maly, 2010). Gibt es Abweichungen der zeitlichen Abfolge der einzelnen Bewegungen, so können sich die positiven Effekte der Kraftübertragung aufheben und die Sprunghöhe wird kleiner.

Da Frauen meist weniger gut trainierte Oberkörper und Arme als Männer haben, fällt der Armschwung bei Volleyballerinnen oft schwächer im Vergleich zu Volleyballern aus. Ebenfalls kommt es bei den weiblichen Spielerinnen häufiger zu unkoordinierten Bewegungsabläufen in den oberen Extremitäten (Maly, 2010). In Kombination mit peripherer Ermüdung, also mit verlangsamer Kontraktionsgeschwindigkeit der Muskulatur (Drinkwater et al., 2009) und in weiterer Folge auch koordinativen Schwierigkeiten (Pion et al., 2014), ist der Armschwung zusätzlich beeinflusst und die Effektivität des Angriffs wird negativ beeinträchtigt.

Trotz der oft guten Vergleichbarkeit von Untersuchungsergebnissen, wie beispielsweise Vertikalsprüngen mit und ohne Armbewegung, sollte beachtet werden, dass die Testmethoden und Messsysteme häufig unterschiedlich sind und dadurch auch die Resultate beeinflusst werden (Travis, Nicholas, Cronin, & Mcguigan, 2014). Darüber hinaus gibt es auch wie bei der vorliegenden Studie immer eine gewisse Fehlerwahrscheinlichkeit, die für die Interpretation und die Aussagekraft der Ergebnisse von Bedeutung sind.

### **11.1. Methodenkritik**

Jede Messung oder empirische Untersuchung weist bestimmte Schwächen und systematische Messfehler auf, die für ein aussagekräftiges Ergebnis möglichst gering gehalten werden sollten. In diesem Unterkapitel sollen die experimentellen Unsicherheiten dieser Magisterarbeit dargelegt werden, um die Ergebnisse der zuvor beschriebenen Studie richtig interpretieren zu können. Das Ziel jeder Studie ist es, mit den Ergebnissen einer Stichprobe, sprich einer gewissen Anzahl an ProbandInnen eine allgemeine Aussage über die Grundgesamtheit treffen zu können. Je größer die Stichprobe, umso besser können die Resultate auf die betreffende Personengruppe extrapoliert werden. Im weiteren Absatz werden die Schwächen des vorliegenden Untersuchungsszenarios genauer betrachtet.

Die Stichprobengröße von acht Personen liegt im Vergleich mit früheren Studien, die sich mit den Themenbereichen „vertikaler Sprung“, „Testungen von volleyballspezifischen Bewegungen“ oder „Ermüdungserscheinungen“ auseinandergesetzt haben, in derselben Größenordnung. Dennoch ist diese kleine Teilnehmerinnenzahl für statistische Auswertungen an der unteren Grenze.

Ein weiterer Schwachpunkt ist die niedrige Videoaufnahmefrequenz von nur 25 Bilder/Sekunde. Dies führte bei der Videoanalyse in Kinovea leider zu leicht unscharfen Standbildern, in denen die Körperwinkel eingezeichnet wurden und in denen Markerpunkte zur Bestimmung der Sprunghöhe gesetzt wurden. Diese Problematik führt vielleicht zu kleinen Verzerrungen im Datenmaterial. Da aber für alle Videos die gleichen Bedingungen herrschten, sollten die Werte innerhalb der Testgruppe vergleichbar sein. Trotzdem sollte dies bei der Interpretation im Hinterkopf behalten werden.

Wie in jeder Sportart oder bei automatisierten Techniken sollte trotz jahrelanger Erfahrung die Individualität der AthletInnen mit berücksichtigt werden. Trotz gleicher Schrittzahl beim Anlauf und gleichem Ergebnis (Ball wird geschlagen) wird der Volleyballangriffsschlag im Anlauf und in der Schlagbewegung individuell ausgeführt. Die

Zeitpunkte der maximalen Winkel oder der Sprunghöhe können sich somit zwischen den einzelnen Spielerinnen unterscheiden und möglicherweise Einfluss auf die Ökonomie und Effektivität der Gesamtbewegung haben. Zusätzlich könnte natürlich auch die nicht messbare Tagesverfassung der einzelnen Spielerinnen ihre momentane Leistungsfähigkeit beeinflusst haben.

Darüber hinaus sollte bedacht werden, dass das Videoanalyseprogramm Kinovea so wie jedes technische Hilfsmittel (Videokamera, Herzfrequenzgurt, Software zur Aufnahme der Herzfrequenz) eine gewisse Fehlerwahrscheinlichkeit hat.

Da die Spielerinnen nicht immer exakt im rechten Winkel zur Kamera angelaufen sind, kann auch die Bestimmung des Schulter- und Hüftwinkels für manche Sprünge ungenau sein.

## 12. Zusammenfassung und Ausblick

Insgesamt wurden für diese Masterarbeit acht Probandinnen im Rahmen einer Studie mit dem Ziel getestet, mögliche Veränderungen von Sprunghöhe, Schulterwinkel und Hüftwinkel beim Volleyballangriffsschlag unter zunehmender Belastung aufzuzeigen und dadurch leistungslimitierende Faktoren bei Ermüdung zu erkennen. Ebenso wurden diese drei leistungsrelevanten Parameter auf Korrelationen überprüft. Die Ergebnisse zeigen einen deutlichen negativen Einfluss der körperlichen Ermüdung auf die Leistungsfähigkeit im Volleyball. Als Hauptursache wird periphere Ermüdung vermutet, da diese vor allem bei wiederholten und sehr intensiven Belastungen zu Tage tritt. Die Erscheinungsform bedingt eine muskuläre Kraftabnahme der Arme und Beine, die für die Sprunghöhe eine entscheidende Rolle spielt. Dennoch kann nicht ganz ausgeschlossen werden, dass ebenso zentrale Ermüdungserscheinungen auftreten und zusätzlich die Leistung beeinträchtigen.

Da der Armschwung eine bedeutende Rolle für die Sprunghöhe spielt, sollten sich die TrainerInnen bewusst sein, dass sowohl koordinatives als auch kraftspezifisches Training den Armeinsatz beim Volleyballangriffsschlag optimieren kann und die Effektivität des Angriffs steigert. Insbesondere Frauen haben durch ihre weniger trainierte Oberkörper- und Armmuskulatur höhere Ressourcen zur Leistungssteigerung als ihre männlichen Kollegen. Durch gezieltes Krafttraining der oberen Extremitäten könnte somit auch die Sprunghöhe positiv beeinflusst werden. Des Weiteren sollte auch die Beinmuskulatur, im Speziellen die Kraftausdauer wie auch die Schnellkraft der unteren Extremitäten, trainiert werden, um die schnellen und explosiven Bewegungen während des Wettkampfes über einen möglichst langen Zeitraum ohne Leistungsverlust durchführen zu können. VolleyballspielerInnen befinden sich einen Großteil der Wettkampfzeit im aneroben Stoffwechsel und sollten daher besonders auf die Belastungen vorbereitet werden. Trotzdem gilt es die aerobe Kapazität nicht außer Acht zu lassen, um die Konzentrations- und Erholungsfähigkeit während der Spiele auf einem guten Level zu halten.

Diese neuen wissenschaftlichen Erkenntnisse über Ermüdungserscheinungen bei Ganzkörperbewegungen, speziell im Volleyball, ermöglichen den SpielerInnen und TrainerInnen mit neuen Ansätzen an der Verbesserung der Sprungleistung zu arbeiten und die Erfolgswahrscheinlichkeit bei Angriffen zu erhöhen.

Nichts desto trotz steht die Forschung über die komplexe Thematik „Ermüdung bei Bewegung“ erst am Anfang und weitere Untersuchungen sind nötig um detailliertere Informationen über die Entwicklung und Erscheinungsformen zu gewinnen. In weiterer Folge wird es auch entscheidend sein, nicht nur den Prozess der Ermüdung und die damit

verbundenen Auswirkungen zu erforschen, sondern auch Erkenntnisse über mögliche Mechanismen und Strategien zur Vermeidung oder Verzögerung zu erlangen. Diese Untersuchungen sollten in jeglichen Sportarten unter möglichst wettkampfgetreuen Bedingungen und Belastungen durchgeführt werden. Dadurch können einerseits präzisere Resultate erzielt werden und andererseits wird es gegebenenfalls einfacher sein, die Ergebnisse besser ins Training übertragen zu können.



## Literaturverzeichnis

- Aagaard, H., Scavenius, M., & Jørgensen, U. (1997). An epidemiological analysis of the injury pattern in indoor and in beach volleyball. *International Journal of Sports Medicine*, 18(3), 217–221.
- Afonso, J., Marcelino, R., & da Silva, Jose A. (2010). Analysis of the setter ' s tactical action in high-performance women ' s volleyball. *Kinesiology*, 42(1), 82–89.
- Afonso, J., & Mesquita, I. (2011). Determinants of block cohesiveness and attack efficacy in high-level women's volleyball. *European Journal of Sport Science*, 11(1), 69–75.
- Afonso, J., Mesquita, I., Marcelino, R., & Coutinho, P. (2008). The effect of the zone and tempo of attack in the block opposition, in elite female volleyball. In *World Congress of Performance Analyses of Sport VIII* (pp. 87–90).
- Amasay, T. (2008). Static Block Jump Techniques in Volleyball: Upright Versus Squat Starting Positions. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(4), 1242–1248.
- Ashby, B. M., & Heegaard, J. H. (2002). Role of arm motion in the standing long jump. *Journal of Biomechanics*, 35, 1631–1637.
- Bandyopadhyay, A. (2007). Anthropometry and body composition in soccer and volleyball players in West Bengal , India. *Journal of Physiological Anthropology*, 26(4), 501–505. <http://doi.org/10.2114/jpa2.26.501>
- Behrens, M., Mau-moeller, A., Wassermann, F., & Bruhn, S. (2013). Effect of Fatigue on Hamstring Reflex Responses and Posterior-Anterior Tibial Translation in Men and Women, 8(2). <http://doi.org/10.1371/journal.pone.0056988>
- Bisseling, R. W., Hof, A. L., Bredeweg, S. W., Zwerver, J., & Mulder, T. (2008). Are the take-off and landing phase dynamics of the volleyball spike jump related to patellar tendinopathy? *British Journal of Sport Medicine*, 42, 483–490. <http://doi.org/10.1136/bjism.2007.044057>
- Borras, X., Balius, X., Drobnic, F., & Galilea, P. (2011). Vertical Jump Assessment on Volleyball: A Follow-Up of three Season of a High-Level Volleyball Team. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(6), 1686–1694.
- Brown, S. (1998). Volleyball Training Apparatus and Method. USA.
- Buffa, R., Succa, V., Garau, D., Marini, E., & Floris, G. (2005). Variations of Somatotype in Elderly Sardinians. *American Journal of Human Biology*, 17(4), 403–411. <http://doi.org/10.1002/ajhb.20141>
- Carter, J. E. L., Ross, W. D., & Duquet, W. (1983). Advances in Somatotype Methodology and Analysis. *Yearbook of Physical Anthropology*, 26, 193–213.
- Carvajal, W., Betancourt, H., León, S., Deturnel, Y., Martínez, M., Echevarría, I., ... Serviat, N. (2012). Kinanthropometric Profile of Cuban Women Olympic Volleyball Champions. *Medical Education Cooperation with Cuba*, 14(2), 16–22.

- Coleman, S. G., Benham, A. S., & Northcott, S. R. (1993). A three-dimensional cinematographical analysis of the volleyball spike. *Journal of Sport Sciences*, 11(4), 295–302.
- Coleman, S. G. S., & Lobiatti, R. (2013). Landing Forces in Volleyball Spiking and Blocking. In *31 International Conference on Biomechanics in Sports* (pp. 1–4).
- Cronin, J. B., Bressel, E., & Finn, L. (2008). Augmented Feedback Reduces Ground Reaction Forces in the Landing Phase of the Volleyball Spike Jump. *Journal of Sport Rehabilitation*, 17, 148–159.
- Drinkwater, E., Lane, T., & Cannon, J. (2009). Effect of an Acute Bout of Plyometric Exercise on Neuromuscular Fatigue and Recovery in Recreational Athletes. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(4), 1181–1186.
- Dvorak, J., Junge, A., Chomiak, J., Graf-Baumann, T., Peterson, L., Rösch, D., & Hodgson, R. (2000). Risk factor analysis for injuries in football players. Possibilities for a prevention program. *The American Journal of Sports Medicine*, 28(5 Suppl), 69–74.
- Dyba, W. (1982). Physiological and activity characteristics of volleyball. *Volleyball Technical Journal*, 6(3), 33–51.
- Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue : what , why and how it influences muscle function. *The Journal of Physiology*, 586(1), 11–23.  
<http://doi.org/10.1113/jphysiol.2007.139477>
- Feltner, M. E., Frascchetti, D. J., & Crisp, R. J. (1999). Upper extremity augmentation of lower extremity kinetics during countermovement vertical jumps. *Journal of Sports Sciences*, 17(6), 449–466.
- Forthomme, B., Croisier, J.-L., Ciccarone, G., Crielaard, J.-M., & Cloes, M. (2005). Factors correlated with volleyball spike velocity. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(10), 1513–1519.
- Fuller, J. R., Lomond, K. V, Fung, J., & Côté, J. N. (2009). Posture-movement changes following repetitive motion-induced shoulder muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(6), 1043–1052.  
<http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.10.009>
- Gabbett, T., & Georgieff, B. (2007). Physiological and Anthropometric Characteristics of Australian Junior National, State, and Novice Volleyball Players. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(3), 902–908.
- Gabbett, T., Georgieff, B., & Domrow, N. (2007). The use of physiological , anthropometric , and skill data to predict selection in a talent-identified junior volleyball squad. *Journal of Sports Sciences*, 25(12), 1337–1344.  
<http://doi.org/10.1080/02640410601188777>
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue. *Physiological Reviews*, 81(4), 1725–1789.

- Gibson, A. S. C., & Noakes, T. D. (2004). Evidence for complex system integration and dynamic neural regulation of skeletal muscle recruitment during exercise in humans. *British Journal of Sport Medicine*, 38(6), 797–806. <http://doi.org/10.1136/bjism.2003.009852>
- González, C., Urena, A., Llop, F., García, J. M., Martín, A., & Navarro, F. (2005). Physiological Characteristics of Libero and Central. *Biology of Sport*, 22(1), 14–27.
- Grassi, B., Rossiter, H. B., & Zoladz, J. A. (2015). Skeletal Muscle Fatigue and Decreased Efficiency: Two Sides of the Same Coin? *Exercise & Sport Sciences Reviews*, 43(2), 75–83.
- Grgantov, Z., Milic, M., & Katic, R. (2013). Identification of Explosive Power Factors as Predictors of Player Quality in Young Female Volleyball Players. *Collegium Anthropologium*, 37(Suppl.2), 61–68.
- Gruber, M. (2001). *Die neuromuskuläre Kontrolle des Kniegelenks vor und nach einem spezifischen sensomotorischen Training beim unverletzten Sportler*. Universität Stuttgart.
- Gualdi-Russo, E., & Zaccagni, L. (2001). Somatotype, role and performance in elite volleyball players. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 41(2), 256–262.
- Häkkinen, K. (1993). Changes in physical fitness profile in female volleyball players during the competitive season. *Journal of Sports Science and Medicine and Physical Fitness*, 33, 223–232.
- Hara, M., Shibayama, A., Takeshita, D., & Fukashiro, S. (2006). The effect of arm swing on lower extremities in vertical jumping. *Journal of Biomechanics*, 39(13), 2503–2511.
- Hewett, T. E., Myer, G. D., & Ford, K. R. (2004). Decrease in Neuromuscular Control About the Knee with Maturation in Female Athletes. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 86(8), 1601–1608.
- Hewett, T. E., Paterno, M. V., & Myer, G. D. (2002). Strategies for Enhancing Proprioception and Neuromuscular Control of the Knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 402, 76–94. <http://doi.org/10.1097/01.blo.0000026962.51742.99>
- Hiemstra, L. A., Lo, I. K. Y., & Fowler, P. J. (2001). Effect of Fatigue on Knee Proprioception: Implications for Dynamic Stabilization. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 31(10), 598–605.
- Hsieh, C., & Heise, G. D. (2008). Arm swing of volleyball spike jump performance between advanced and recreational female players. In *Fourth North American Congress on Biomechanics*.
- Huffenus, A.-F., Amarantini, D., & Forestier, N. (2006). Effects of distal and proximal arm muscles fatigue on multi-joint movement organization. *Experimental Brain Research*, 170(4), 438–447. <http://doi.org/10.1007/s00221-005-0227-3>

- Hussain, I., Mohammad, A., & Khan, A. (2013). Videographical Analysis of Arm Swing on Spike Jump Performance of Two Different Functional Classes' Volleyball Players. *European Academic Research*, 1(6), 1035–1047.
- Kasabalis, A., Douda, H., & Tokmakidis, S. P. (2005). Relationship between Anerobic Power and Players of Different Ages. *Perceptual and Motor Skills*, 100, 607–614.
- Kuhlmann. (2010). *Identifizierung leistungsrelevanter Parameter für die biomechanische Leistungsdiagnostik am Beispiel des Angriffsschlages im Volleyball*.
- Kuhlmann, C. H., Roemer, K., & Milani, T. L. (2008). Bewegungsanalyse des Volleyballangriffsschlages, 87–90.
- Lees, A., Vanrenterghem, J., & Clercq, D. D. (2004). Understanding how an arm swing enhances performance in the vertical jump. *Journal of Biomechanics*, 37(12), 1929–1940.
- Lesinski, M., Prieske, O., Demps, M., & Granacher, U. (2015). Effects of fatigue and surface instability on neuromuscular performance during jumping. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, Early View*, 1–11.  
<http://doi.org/10.1111/sms.12548>
- Lidor, R., & Ziv, G. (2010). Physical and Physiological Attributes of Female Volleyball Players—A Review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(7), 1963–1973.
- Lieber, R. L. (1990). Statistical Significance and Statistical Power in Hypothesis Testing. *Journal of Orthopaedic Research*, 8, 304–309.
- Li-Fang, L., Gin-Chang, L., Chiao-Wen, S., & Chen-Fu, H. (2008). The Application of Range of Motion (ROM) and Coordination on Volleyball Spike. In *26 International Conference on Biomechanics in Sports* (pp. 690–693).
- Link, D., & Lames, M. (2006). Sprungtechniken im Beachvolleyball. *Leistungssport*, 36(5), 35–38.
- Lobietti, R. (2009). A Review of Blocking in Volleyball: From the Notational Analysis to Biomechanics. *Journal of Human Sport and Exercise*, 4(2), 93–99.
- Malousaris, G. G., Bergeles, N. K., Barzouka, K. G., Bayios, I. a., Nassis, G. P., & Koskolou, M. D. (2008). Somatotype, size and body composition of competitive female volleyball players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 11(3), 337–344.  
<http://doi.org/10.1016/j.jsams.2006.11.008>
- Maly, T. (2010). Body composition profile of elite women volleyball players. *International Journal of Volleyball Research*, 10(1), 14–19.
- Marques, M. C., van den Tillaar, R., Gabbett, T. J., Reis, V. M., & González-Badillo, J. J. (2009). Physical Fitness Qualities of Professional Volleyball Players: Determination of Positional Differences. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(4), 1106–1111.

- McLean, S. G., Felin, R. E., Suedekum, N., Calabrese, G., Passerallo, A., & Joy, S. (2007). Impact of fatigue on gender-based high-risk landing strategies. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(3), 502–514. <http://doi.org/10.1249/mss.0b013e3180d47f0>
- Meckel, Y., May-Rom, M., Ekshtien, A., Eisenstein, T., Nemet, D., & Eliakim, A. (2015). The Relationships among Two Repeated Activity Tests and Aerobic Fitness of Volleyball Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 1–22.
- Melrose, D. R., Spaniol, F. J., Bohling, M. E., & Bonnette, R. A. (2007). Physiological and Performance Characteristics of Adolescent Club Volleyball Players. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(2), 481–486.
- Mesquita, I., & Graca, A. (2002). Probing the strategic knowledge of an elite volleyball setter: A case study. *International Journal of Volleyball Research*, 5(1), 13–17.
- Miura, K., Ishibashi, Y., Tsuda, E., Okamura, Y., Otsuka, H., & Toh, S. (2004). The Effect of Local and General Fatigue on Knee Proprioception. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 20(4), 414–418. <http://doi.org/10.1016/j.arthro.2004.01.007>
- Mondal, P., & Bhowmick, S. (2013). A Comparison of Selected Biomechanical Parameters of Front Row Spike Between Short Set and High Set Ball. *International Journal of Physical Education, Fitness and Sports*, 2(1), 1–5.
- Nicol, C., Avela, J., & Komi, P. V. (2006). The Stretch-Shortening Cycle Neuromuscular Fatigue. *Sports Medicine*, 36(11), 977–999.
- Nikolaidis, P. T., Afonso, J., & Busko, K. (2015). Differences in anthropometry , somatotype , body composition and physiological characteristics of female volleyball players by competition level. *Sport Science for Health*, 11(1), 29–35. <http://doi.org/10.1007/s11332-014-0196-7>
- Nikolaidis, P. T., Afonso, J., Buško, K., Ingebrigtsen, J., Chtourou, H., & Martin, J. J. (2015). Positional Differences of Physical Traits and Physiological Characteristics in Female Volleyball Players - The Role of Age. *Kinesiology*, 47(1), 75–81.
- Noakes, T. D., & Gibson, A. S. C. (2004). Logical limitations to the “catastrophe” models of fatigue during exercise in humans. *British Journal of Sport Medicine*, 38(5), 648–649.
- Noakes, T. D., Gibson, A. S. C., & Lambert, E. V. (2005). From catastrophe to complexity: a novel model of integrative central neural regulation of effort and fatigue during exercise in humans: summary and conclusions. *British Journal of Sport Medicine*, 39(2), 120–124. <http://doi.org/10.1136/bjism.2003.010330>
- Pion, J., Franssen, J., Deprez, D., Segers, V., Vaeyens, R., Philippaerts, R., & Lenoir, M. (2014). Stature and jumping height are required in female volleyball, but motor coordination is a key factor for future elite success. *Journal of Strength and Conditioning Research*.
- Proske, U. (2005). What is the Role of Muscle Receptors in Proprioception? *Muscle & Nerve*, 31(6), 780–787.

- Quammen, D., Cortes, N., Lunen, B. L. Van, Lucci, S., Ringleb, S. I., & Onate, J. (2012). Two Different Fatigue Protocols and Lower Extremity Motion Patterns During a Stop-Jump Task. *Journal of Athletic Training, 47*(1), 32–41.
- Ribeiro, F., Santos, F., Gonçalves, P., & Oliveira, J. (2008). Effects of volleyball match-induced fatigue on knee joint position sense. *European Journal of Sport Science, 8*(6), 397–402.
- Rienzo, F. Di, Collet, C., Hoyek, N., & Guillot, A. (2012). Selective Effect of Physical Fatigue on Motor Imagery Accuracy. *PLoS ONE, 7*(10), 1–11.
- Sattler, T., Sekulic, D., Hadzic, V., Uljevic, O., & Dervisevic, E. (2012). Vertical Jumping Tests in Volleyball: Reliability, Validity, and Playing-Position Specifics. *Journal of Strength and Conditioning Research, 26*(6), 1532–1538.
- Schaal, M., Ransdell, L. B., Simonson, S. R., & Gao, Y. (2013). Physiologic Performance Test Differences in Female Volleyball Athletes by Competition Level and Player Position. *Journal of Strength & Conditioning Research, 27*(7), 1841–1850.
- Shahbazi, M. M., Mirabedi, A., & Gaeini, A. A. (2007). The Volleyball Approach: An Exploration of Run-Up Last Stride Length with Height and Deviation in Landing. In *XXV Annual Symposium of the International Society of Biomechanics in Sports (ISBS)*. (pp. 574–577).
- Shaw, M. Y., Gribble, P. a., & Frye, J. L. (2008). Ankle bracing, fatigue, and time to stabilization in collegiate volleyball athletes. *Journal of Athletic Training, 43*(2), 164–171. <http://doi.org/10.4085/1062-6050-43.2.164>
- Sheppard, J. M., Cronin, J. B., Gabbett, T. J., McGuigan, M. R., Etxebarria, N., & Ewton, R. U. (2008). Relative Importance of Strength, Power, and Anthropometric Measures to Jump Performance of Elite Volleyball Players. *Journal of Strength & Conditioning Research, 22*(3), 758–765.
- Sheppard, J. M., Gabbett, T. J., & Reeberg Stanganelli, L.-C. (2009). An Analysis of Playing Positions in Elite Men's Volleyball: Considerations for Competition Demands and Physiologic Characteristics. *Journal of Strength and Conditioning Research, 23*(6), 1858–1866.
- Sheppard, J. M., & Newton, R. U. (2012). Long-Term Training Adaptations in Elite Male Volleyball Players. *Journal of Strength and Conditioning Research, 26*(8), 2180–2184.
- Singh, T., & Latash, M. (2011). Effects of Muscle Fatigue on Multi-Muscle Synergies. *Experimental Brain Research, 214*(3), 335–350.
- Sonnenbichler, R. (2000). So wird's gemacht: Die hohe Kunst des Einbeinigen - Strukturanalyse Angriffstechniken, Teil 2. *Deutsche Volleyball-Zeitschrift, 1*, 20–24.
- Spence, D. W., Disch, J. G., Fred, H. L., & Coleman, A. E. (1980). Deskriptive profiles of highly skilled women volleyball players. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 12*(4), 299–302.

- Swanik, C. B., Lephart, S. M., Swanik, K. A., Stone, D. A., & Fu, F. H. (2004). Neuromuscular Dynamic Restraint in Women with Anterior Cruciate Ligament Injuries. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 425, 189–199. <http://doi.org/10.1097/01.blo.0000137294.71245.cf>
- Tillman, M. D., Hass, C. J., Brunt, D., & Bennett, G. R. (2004). Jumping and Landing Techniques in Elite Women's Volleyball. *Journal of Sports Science and Medicine*, 3, 30–36.
- Tilp, M. (2003). *Biomechanische Aspekte des Volleyballspiels – Sprung, Schlag und Ballflugbahn*. (Czwalina.2004, Ed.) *Sportwissenschaft und Sportpraxis* (Vol. 139). Hamburg: Zentgraf, Karen Langolf, Karlheinz.
- Tilp, M., Wagner, H., & Müller, E. (2008). Differences in 3D kinematics between volleyball and beach volleyball spike movements. *Sports Biomechanics*, 7(3), 386–97. <http://doi.org/10.1080/14763140802233231>
- Trajkovic, N., Milanovic, Z., Sporis, G., Milic, V., & Stankovic, R. (2012). The Effects of 6 Weeks of Preseason Skill-Based Conditioning in Physical Performance in Male Volleyball Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(6), 1475–1480.
- Travis, D., Nicholas, M., Cronin, J., & McGuigan, M. (2014). A Brief Review of Strength and Ballistic Assessment Methodologies in Sport. *Sports*, 44(5), 603–623. <http://doi.org/10.1007/s40279-014-0145-2>
- Ushiyama, J., Katsu, M., Masakado, Y., Kimura, A., Liu, M., & Ushiba, J. (2011). Muscle fatigue-induced enhancement of corticomuscular coherence following sustained submaximal isometric contraction of the tibialis anterior muscle. *Journal of Applied Physiology*, 110, 1233–1240. <http://doi.org/10.1152/jappphysiol.01194.2010>
- Vittasalo, J. T., Rusko, H., Pajala, O., Rahkila, P., Ahila, M., & Montonen, H. (1987). Endurance requirements in volleyball. *Canadian Journal of Applied Sport Science*, 12, 194–201.
- Wagner, H., Tilp, M., Von Duvillard, S. P. V., & Mueller, E. (2009). Kinematic Analysis of Volleyball Spike Jump. *International Journal of Sports Medicine*, 30(10), 760–765.
- Weir, J. P., Beck, T. W., Cramer, J. T., & Housh, T. J. (2006). Is fatigue all in your head? A critical review of the central governor model. *British Journal of Sport Medicine*, 40(7), 573–586. <http://doi.org/10.1136/bjism.2005.023028>
- Weishoff, P. (2002). Attacking. In C. (Hrsg. ). Shondell, D. & Reynaud (Ed.), *Volleyball Coaching Bible* (1st ed., pp. 199–226).
- Zhang, B. S., Dong, T. Z., Zhang, R., Jue, Y. W., Xin, X., Li, Y. X., & An, Q. (2000). Research on volleyball match patterns under the new FIVB rule. *Sport Science*, 20(2), 34–38.
- Ziv, G., & Lidor, R. (2009). Physical Attributes, Physiological Characteristics, On-Court Performances and Nutritional Strategies of Female and Male Basketball Players. *Sports Medicine*, 39(7), 547–568.

## Abbildungsverzeichnis

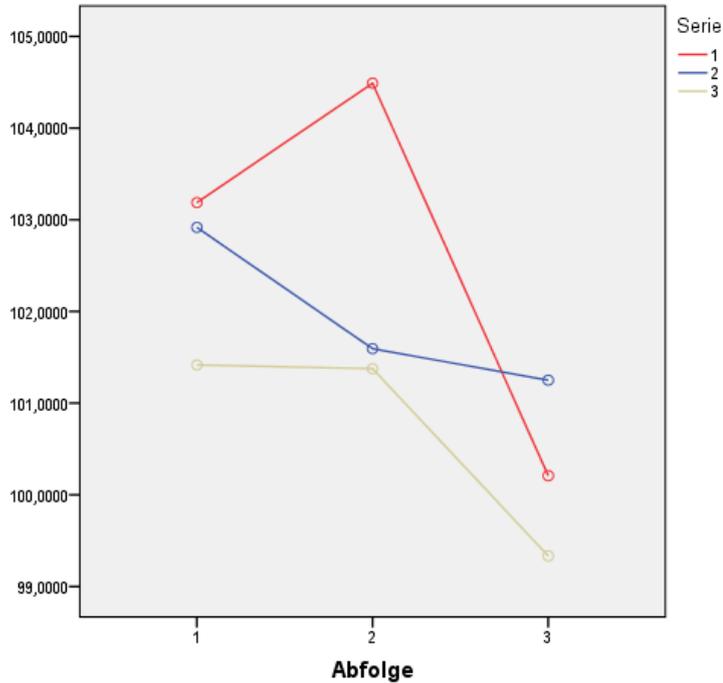
Abbildung 1: Somatotyp von männlichen (M) und weiblichen (F) VolleyballspielerInnen. Die Kreise zeigen die Streuung entsprechend der Standardabweichung. (Gualdi-Russo & Zaccagni, 2001) .....	17
Abbildung 2: Mittlere Werte des Somatotyps von Männern (Kleinbuchstaben) und Frauen (Großbuchstaben) in Abhängigkeit der unterschiedlichen Positionen (S-Setter=AufspielerIn, SP-Spiker=HauptangreiferIn, O-Opposite=DiagonalangreiferIn, C-Center=MittelblockerIn) (Gualdi-Russo & Zaccagni, 2001) .....	18
Abbildung 3: Charakteristischer Herzfrequenzverlauf von Mittelblockern und Liberos (González et al., 2005) .....	20
Abbildung 4: Schematische Darstellung der unterschiedlichen Phasen des Volleyballangriffsschlages (Approach=Anlauf; Plant Phase=Absprungphase; Strike=Schlag; Landing=Landung) (Tilp, Wagner, & Müller, 2008) .....	21
Abbildung 5: Ausführung des Blocksprunges (Quelle: <a href="http://www.sportunterricht.de/lksport/kuarbeit1.html">http://www.sportunterricht.de/lksport/kuarbeit1.html</a> - Zugriff am 23.011.2015).....	24
Abbildung 6: Schematische Darstellung der Blockpositionen für die HauptangreiferInnen (IV), MittelblockerInnen (III) und DiagonalangreiferInnen bzw. AufspielerInnen (II) (Quelle: <a href="http://www.volleyball-trainieren.de/taktik.html">http://www.volleyball-trainieren.de/taktik.html</a> - Zugriff am 23.011.2015) .....	26
Abbildung 7: Mögliche Zusammenhänge zwischen neuromuskulärer Ermüdung, Propriozeption und neuromuskulärer Kontrolle (Hiemstra et al., 2001).....	29
Abbildung 8: Ermittlung der Sprunghöhe: (1) Berechnung der absoluten Sprunghöhe, (2) und (3) zeigen die Jump-and-Reach Tests für den Blocksprung und den Angriff ( <a href="http://www.sportunterricht.de/lksport/bwegab12.html">http://www.sportunterricht.de/lksport/bwegab12.html</a> ; <a href="http://www.sportunterricht.de/lksport/anfkra.html">http://www.sportunterricht.de/lksport/anfkra.html</a> ) .....	38
Abbildung 9: Skizze des Ermüdungsprotokolls (zwei Blocksprünge und Angriff) .....	38
Abbildung 10: Zeitlicher Ablauf des Ermüdungsprotokolls.....	39
Abbildung 11: Bestimmung des Schulterwinkels (1) und des Hüftwinkels (2) sowie Berechnung der Sprunghöhe (3) mittels Kinovea .....	41
Abbildung 12: Boxplots der Sprunghöhe für alle drei Serien.....	45
Abbildung 13: Boxplots des Schulterwinkels für alle drei Serien .....	46
Abbildung 14: Boxplots des Hüftwinkels für alle drei Serien .....	46

## **Tabellenverzeichnis**

Tabelle 1: Maximale (max), minimale (min) und durchschnittliche (ds) Herzfrequenz (HF) .....	43
Tabelle 2: Mittelwerte des Arm- und Hüftwinkels und der Sprunghöhe für jede Serie.....	44
Tabelle 3: Mittelwerte der Parameter für jede Serie .....	44

## Anhang

### Profildiagramm Schulterwinkel innerhalb einer Serie und für alle 3 Serien = Abfolge



Die Abfolge in den Profildiagrammen zeigt die Serienmittelwerte (A-Anfang=1, M-Mitte=2 und E-Ende=3) für die drei Serien, die in unterschiedlichen Farben dargestellt werden, an.

Multivariate Tests<sup>a</sup>

Effekt		Wert	F	Hypothese df	Fehler df	Sig.
Serie	Pillai-Spur	,697	6,915 <sup>b</sup>	2,000	6,000	,028
	Wilks-Lambda	,303	6,915 <sup>b</sup>	2,000	6,000	,028
	Hotelling-Spur	2,305	6,915 <sup>b</sup>	2,000	6,000	,028
	Größte charakteristische Wurzel nach Roy	2,305	6,915 <sup>b</sup>	2,000	6,000	,028
Abfolge	Pillai-Spur	,613	4,753 <sup>b</sup>	2,000	6,000	,058
	Wilks-Lambda	,387	4,753 <sup>b</sup>	2,000	6,000	,058
	Hotelling-Spur	1,584	4,753 <sup>b</sup>	2,000	6,000	,058
	Größte charakteristische Wurzel nach Roy	1,584	4,753 <sup>b</sup>	2,000	6,000	,058
Serie * Abfolge	Pillai-Spur	,648	1,842 <sup>b</sup>	4,000	4,000	,284
	Wilks-Lambda	,352	1,842 <sup>b</sup>	4,000	4,000	,284

Hotelling-Spur	1,842	1,842 <sup>b</sup>	4,000	4,000	,284
Größte charakteristische Wurzel nach Roy	1,842	1,842 <sup>b</sup>	4,000	4,000	,284

a. Design: Konstanter Term Innersubjektdesign: Serie + Abfolge + Serie \* Abfolge

b. Exakte Statistik

#### Mauchly-Test auf Sphärizität<sup>a</sup>

Maß: MASS\_1

Innersubjektteffekt	Mauchly-W	Approximiertes Chi-Quadrat	df	Sig.	Epsilon <sup>b</sup>		
					Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Untergrenze
Serie	,237	8,643	2	,013	,567	,603	,500
Abfolge	,570	3,376	2	,185	,699	,820	,500
Serie * Abfolge	,077	13,887	9	,143	,493	,685	,250

Prüft die Nullhypothese, daß sich die Fehlerkovarianz-Matrix der orthonormalisierten transformierten abhängigen Variablen proportional zur Einheitsmatrix verhält.

a. Design: Konstanter Term  
Innersubjektdesign: Serie + Abfolge + Serie \* Abfolge

b. Kann zum Korrigieren der Freiheitsgrade für die gemittelten Signifikanztests verwendet werden. In der Tabelle mit den Tests der Effekte innerhalb der Subjekte werden korrigierte Tests angezeigt.

#### Tests der Innersubjekteffekte

Maß: MASS\_1

Quelle		Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.
Serie	Sphärizität angenommen	45,257	2	22,629	1,975	,176
	Greenhouse-Geisser	45,257	1,134	39,899	1,975	,200
	Huynh-Feldt	45,257	1,206	37,525	1,975	,198
	Untergrenze	45,257	1,000	45,257	1,975	,203
Fehler(Serie)	Sphärizität angenommen	160,397	14	11,457		
	Greenhouse-Geisser	160,397	7,940	20,201		
	Huynh-Feldt	160,397	8,442	18,999		
	Untergrenze	160,397	7,000	22,914		
Abfolge	Sphärizität angenommen	79,760	2	39,880	2,775	,097
	Greenhouse-Geisser	79,760	1,398	57,042	2,775	,121

	Huynh-Feldt	79,760	1,640	48,638	2,775	,111
	Untergrenze	79,760	1,000	79,760	2,775	,140
Fehler(Abfolge)	Sphärizität angenommen	201,172	14	14,369		
	Greenhouse- Geisser	201,172	9,788	20,553		
	Huynh-Feldt	201,172	11,479	17,525		
	Untergrenze	201,172	7,000	28,739		
	Sphärizität angenommen	32,390	4	8,098	,913	,470
Serie * Abfolge	Greenhouse- Geisser	32,390	1,972	16,422	,913	,423
	Huynh-Feldt	32,390	2,741	11,819	,913	,446
	Untergrenze	32,390	1,000	32,390	,913	,371
	Sphärizität angenommen	248,409	28	8,872		
	Greenhouse- Geisser	248,409	13,806	17,992		
Fehler(Serie* Abfolge)	Huynh-Feldt	248,409	19,184	12,949		
	Untergrenze	248,409	7,000	35,487		

### 1. Serie \* Abfolge

Schulterwinkel

Serie	Mittelwert	Standardfehler	95%- Konfidenzintervall	
			Untergrenze	Obergrenze
1 1	103,188	6,642	87,481	118,894
2	104,490	6,109	90,045	118,934
3	100,208	6,833	84,050	116,367
2 1	102,917	5,868	89,042	116,791
2	101,594	5,714	88,083	115,104
3	101,250	6,032	86,986	115,514
3 1	101,417	6,072	87,058	115,775

2	101,375	6,275	86,536	116,214
3	99,333	5,653	85,966	112,701

### 2. Serie

Schulterwinkel

Serie	Mittelwert	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall	
			Untergrenze	Obergrenze
1	102,628	6,416	87,456	117,801
2	101,920	5,823	88,152	115,689
3	100,708	5,960	86,616	114,800

### 3. Abfolge

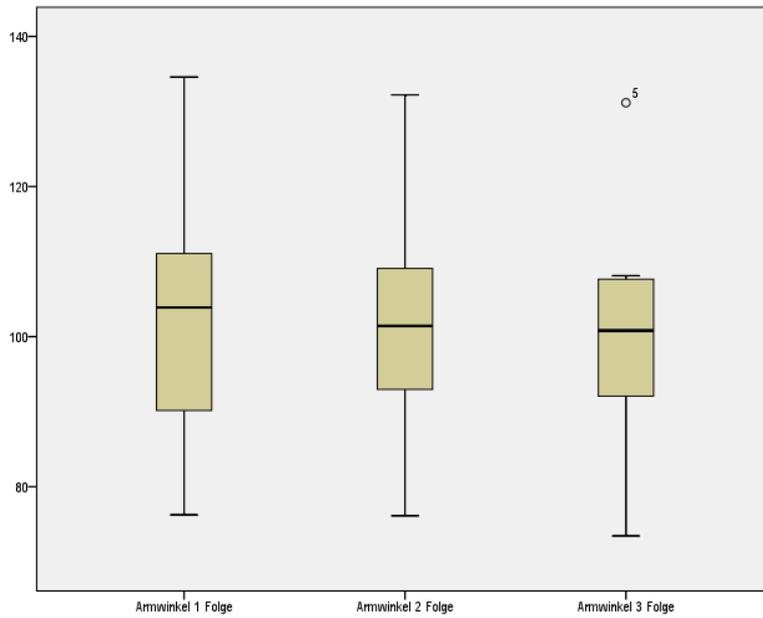
Schulterwinkel

Abfolge	Mittelwert	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall	
			Untergrenze	Obergrenze
1	102,507	6,170	87,917	117,097
2	102,486	6,006	88,285	116,687
3	100,264	6,057	85,940	114,588

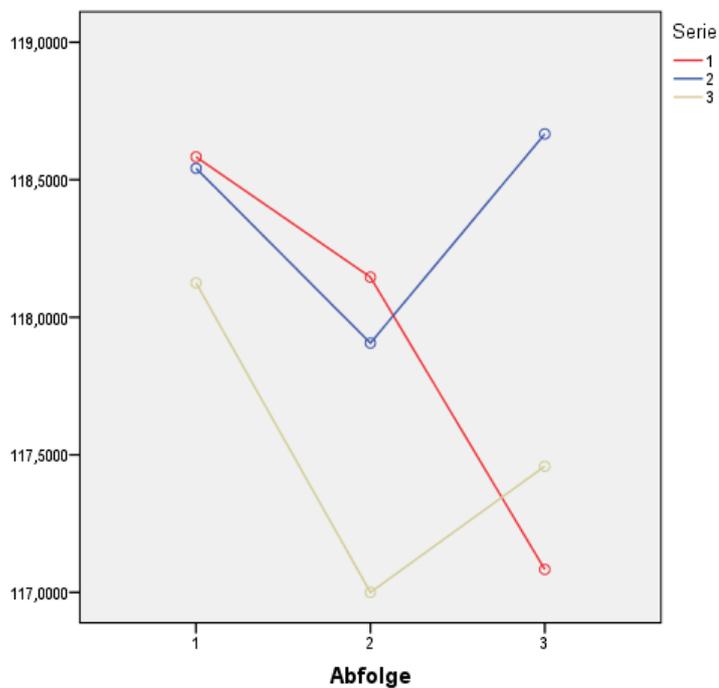
### Deskriptive Statistik

			Statistik	Standardfehler
Schulterwinkel 1 Folge	Mittelwert		102,6285	6,41639
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	87,4561	
		Obergrenze	117,8008	
	5% getrimmtes Mittel		102,3187	
	Median		103,8750	
	Varianz		329,360	
	Standardabweichung		18,14829	

	Minimum		76,25	
	Maximum		134,58	
	Spannweite		58,33	
	Interquartilbereich		25,81	
	Schiefte		,261	,752
	Kurtosis		,449	1,481
Schulterwinkel 2 Folge	Mittelwert		101,9201	5,82269
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	88,1517	
		Obergrenze	115,6886	
	5% getrimmtes Mittel		101,6690	
	Median		101,4306	
	Varianz		271,230	
	Standardabweichung		16,46906	
	Minimum		76,14	
	Maximum		132,22	
	Spannweite		56,08	
	Interquartilbereich		18,44	
	Schiefte		,385	,752
	Kurtosis		1,256	1,481
Schulterwinkel 3 Folge	Mittelwert		100,7083	5,95951
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	86,6163	
		Obergrenze	114,8003	
	5% getrimmtes Mittel		100,5309	
	Median		100,8056	
	Varianz		284,127	
	Standardabweichung		16,85605	
	Minimum		73,44	
	Maximum		131,17	
	Spannweite		57,72	
	Interquartilbereich		18,03	
	Schiefte		,253	,752



### Profildiagramm Hüftwinkel innerhalb einer Serie und für alle 3 Serien = Abfolge



Die Abfolge in den Profildiagrammen zeigt die Serienmittelwerte (A-Anfang=1, M-Mitte=2 und E-Ende=3) für die drei Serien, die in unterschiedlichen Farben dargestellt werden, an.

**Multivariate Tests<sup>a</sup>**

Effekt		Wert	F	Hypothese df	Fehler df	Sig.
Serie	Pillai-Spur	,112	,379 <sup>b</sup>	2,000	6,000	,700
	Wilks-Lambda	,888	,379 <sup>b</sup>	2,000	6,000	,700
	Hotelling-Spur	,126	,379 <sup>b</sup>	2,000	6,000	,700
	Größte charakteristische Wurzel nach Roy	,126	,379 <sup>b</sup>	2,000	6,000	,700
Abfolge	Pillai-Spur	,166	,595 <sup>b</sup>	2,000	6,000	,581
	Wilks-Lambda	,834	,595 <sup>b</sup>	2,000	6,000	,581
	Hotelling-Spur	,198	,595 <sup>b</sup>	2,000	6,000	,581
	Größte charakteristische Wurzel nach Roy	,198	,595 <sup>b</sup>	2,000	6,000	,581
Serie * Abfolge	Pillai-Spur	,709	2,431 <sup>b</sup>	4,000	4,000	,205
	Wilks-Lambda	,291	2,431 <sup>b</sup>	4,000	4,000	,205
	Hotelling-Spur	2,431	2,431 <sup>b</sup>	4,000	4,000	,205
	Größte charakteristische Wurzel nach Roy	2,431	2,431 <sup>b</sup>	4,000	4,000	,205

a. Design: Konstanter Term  
Innersubjektdesign: Serie + Abfolge + Serie \* Abfolge

b. Exakte Statistik

**Mauchly-Test auf Sphärizität<sup>a</sup>**

Maß: MASS\_1

Innersubjekteffekt	Mauchly-W	Approximiertes Chi-Quadrat	df	Sig.	Epsilon <sup>b</sup>		
					Greenhouse- Geisser	Huynh- Feldt	Untergrenze
Serie	,418	5,229	2	,073	,632	,708	,500
Abfolge	,221	9,047	2	,011	,562	,595	,500
Serie * Abfolge	,054	15,858	9	,082	,499	,697	,250

Prüft die Nullhypothese, daß sich die Fehlerkovarianz-Matrix der orthonormalisierten transformierten abhängigen Variablen proportional zur Einheitsmatrix verhält.

a. Design: Konstanter Term  
Innersubjektdesign: Serie + Abfolge + Serie \* Abfolge

b. Kann zum Korrigieren der Freiheitsgrade für die gemittelten Signifikanztests verwendet werden. In der Tabelle mit den Tests der Effekte innerhalb der Subjekte werden korrigierte Tests angezeigt.

**Tests der Innersubjekteffekte**

Maß: MASS\_1

Quelle		Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.
Serie	Sphärizität angenommen	8,545	2	4,273	,158	,856
	Greenhouse- Geisser	8,545	1,265	6,758	,158	,758
	Huynh-Feldt	8,545	1,415	6,039	,158	,783

Fehler(Serie)	Untergrenze	8,545	1,000	8,545	,158	,703
	Sphärizität angenommen	379,311	14	27,094		
	Greenhouse- Geisser	379,311	8,852	42,852		
Abfolge	Huynh-Feldt	379,311	9,905	38,293		
	Untergrenze	379,311	7,000	54,187		
	Sphärizität angenommen	8,021	2	4,011	1,117	,355
Fehler(Abfolge)	Greenhouse- Geisser	8,021	1,124	7,133	1,117	,332
	Huynh-Feldt	8,021	1,191	6,737	1,117	,334
	Untergrenze	8,021	1,000	8,021	1,117	,326
Serie * Abfolge	Sphärizität angenommen	50,261	14	3,590		
	Greenhouse- Geisser	50,261	7,871	6,385		
	Huynh-Feldt	50,261	8,335	6,030		
Fehler(Serie*Abfolge)	Untergrenze	50,261	7,000	7,180		
	Sphärizität angenommen	9,280	4	2,320	,413	,798
	Greenhouse- Geisser	9,280	1,995	4,652	,413	,669
Fehler(Serie*Abfolge)	Huynh-Feldt	9,280	2,790	3,327	,413	,732
	Untergrenze	9,280	1,000	9,280	,413	,541
	Sphärizität angenommen	157,192	28	5,614		
Fehler(Serie*Abfolge)	Greenhouse- Geisser	157,192	13,966	11,255		
	Huynh-Feldt	157,192	19,527	8,050		
	Untergrenze	157,192	7,000	22,456		

### 1. Serie \* Abfolge

Hüftwinkel

Serie		Mittelwert	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall	
				Untergrenze	Obergrenze
1	1	118,583	4,531	107,869	129,298
	2	118,146	5,125	106,026	130,266
	3	117,083	4,699	105,973	128,194
2	1	118,542	5,111	106,457	130,626
	2	117,906	5,581	104,708	131,104
	3	118,667	5,616	105,386	131,947
3	1	118,125	5,906	104,160	132,090
	2	117,000	6,399	101,870	132,130

3	117,458	6,232	102,721	132,195
---	---------	-------	---------	---------

### 2. Serie

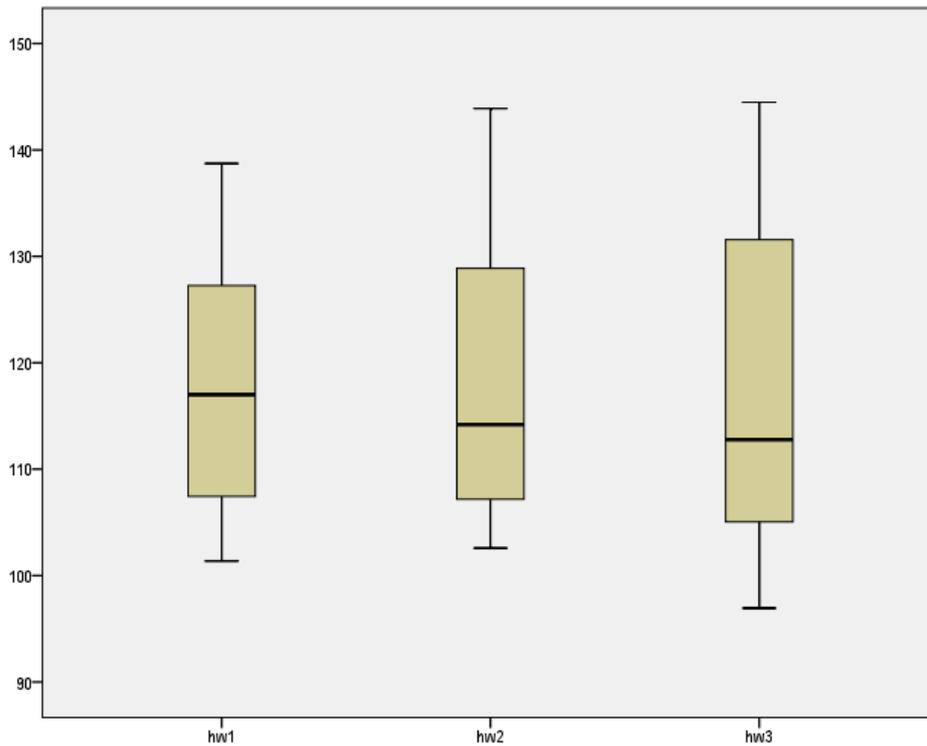
Hüftwinkel

Serie	Mittelwert	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall	
			Untergrenze	Obergrenze
1	117,938	4,764	106,673	129,202
2	118,372	5,390	105,627	131,116
3	117,528	6,149	102,988	132,067

### 3. Abfolge

Hüftwinkel

Abfolge	Mittelwert	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall	
			Untergrenze	Obergrenze
1	118,417	5,139	106,265	130,568
2	117,684	5,608	104,424	130,944
3	117,736	5,453	104,842	130,631

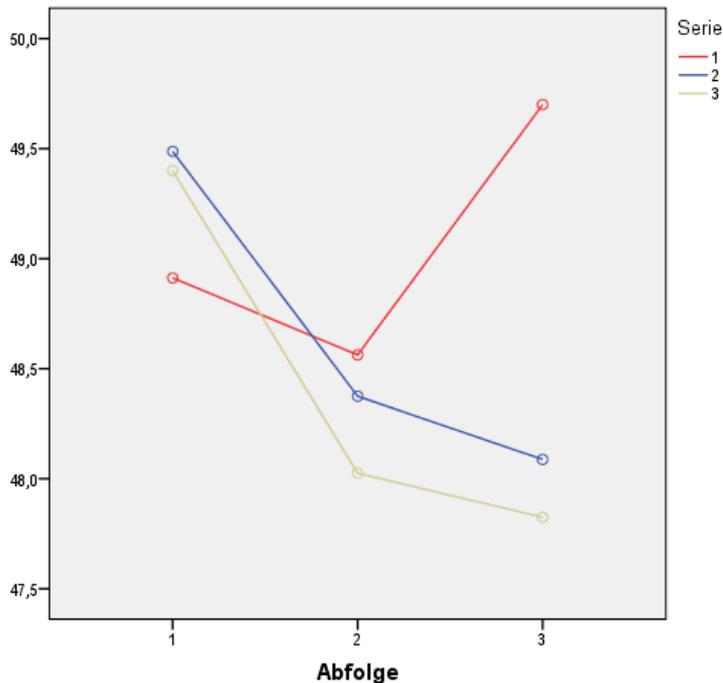


### Deskriptive Statistik

		Statistik	Standardfehler	
Hüftwinkel1	Mittelwert	117,9375	4,76391	
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	106,6726	
		Obergrenze	129,2024	
	5% getrimmtes Mittel	117,7037		
	Median	117,0000		
	Varianz	181,559		
	Standardabweichung	13,47438		
	Minimum	101,36		
	Maximum	138,72		
	Spannweite	37,36		
	Interquartilbereich	25,83		
	Schiefe	,522	,752	
	Kurtosis	-,725	1,481	

Hüftwinkel2	Mittelwert		118,3715	5,38962
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	105,6271	
		Obergrenze	131,1159	
	5% getrimmtes Mittel		117,8310	
	Median		114,1944	
	Varianz		232,384	
	Standardabweichung		15,24414	
	Minimum		102,58	
	Maximum		143,89	
	Spannweite		41,31	
	Interquartilbereich		28,24	
	Schiefe		,914	,752
	Kurtosis		-,441	1,481
	Hüftwinkel3	Mittelwert		117,5278
95% Konfidenzintervall des Mittelwerts		Untergrenze	102,9884	
		Obergrenze	132,0672	
5% getrimmtes Mittel			117,1744	
Median			112,7778	
Varianz			302,455	
Standardabweichung			17,39122	
Minimum			96,94	
Maximum			144,47	
Spannweite			47,53	
Interquartilbereich			31,88	
Schiefe			,772	,752
Kurtosis			-,732	1,481

### Profildiagramm Sprunghöhe innerhalb einer Serie und für alle 3 Serien = Abfolge



Die Abfolge in den Profildiagrammen zeigt die Serienmittelwerte (A-Anfang=1, M-Mitte=2 und E-Ende=3) für die drei Serien, die in unterschiedlichen Farben dargestellt werden, an.

#### Multivariate Tests<sup>a</sup>

Effekt		Wert	F	Hypothes e df	Fehler df	Sig.
Serie	Pillai-Spur	,083	,270 <sup>b</sup>	2,000	6,000	,772
	Wilks-Lambda	,917	,270 <sup>b</sup>	2,000	6,000	,772
	Hotelling-Spur	,090	,270 <sup>b</sup>	2,000	6,000	,772
	Größte charakteristisch e Wurzel nach Roy	,090	,270 <sup>b</sup>	2,000	6,000	,772
Abfolge	Pillai-Spur	,772	10,169 <sub>b</sub>	2,000	6,000	,012
	Wilks-Lambda	,228	10,169 <sub>b</sub>	2,000	6,000	,012
	Hotelling-Spur	3,390	10,169 <sub>b</sub>	2,000	6,000	,012
	Größte charakteristisch e Wurzel nach Roy	3,390	10,169 <sub>b</sub>	2,000	6,000	,012
Serie * Abfolge	Pillai-Spur	,632	1,721 <sup>b</sup>	4,000	4,000	,306
	Wilks-Lambda	,368	1,721 <sup>b</sup>	4,000	4,000	,306
	Hotelling-Spur	1,721	1,721 <sup>b</sup>	4,000	4,000	,306
	Größte charakteristisch e Wurzel nach Roy	1,721	1,721 <sup>b</sup>	4,000	4,000	,306

a. Design: Konstanter Term  
Innersubjektdesign: Serie + Abfolge + Serie \* Abfolge

b. Exakte Statistik

**Mauchly-Test auf Sphärizität<sup>a</sup>**

Maß: MASS\_1

Innersubjekteffekt	Mauchly-W	Approximierte s Chi-Quadrat	df	Sig.	Epsilon <sup>b</sup>		
					Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Untergrenze
Serie	,607	2,997	2	,223	,718	,852	,500
Abfolge	,149	11,434	2	,003	,540	,561	,500
Serie * Abfolge	,009	25,586	9	,003	,346	,404	,250

Prüft die Nullhypothese, daß sich die Fehlerkovarianz-Matrix der orthonormalisierten transformierten abhängigen Variablen proportional zur Einheitsmatrix verhält.

a. Design: Konstanter Term

Innersubjekt-design: Serie + Abfolge + Serie \* Abfolge

b. Kann zum Korrigieren der Freiheitsgrade für die gemittelten Signifikanztests verwendet werden. In der Tabelle mit den Tests der Effekte innerhalb der Subjekte werden korrigierte Tests angezeigt.

**Tests der Innersubjekteffekte**

Maß: MASS\_1

Quelle		Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.
Serie	Sphärizität angenommen	5,063	2	2,532	,512	,610
	Greenhouse-Geisser	5,063	1,436	3,527	,512	,555
	Huynh-Feldt	5,063	1,705	2,970	,512	,584
	Untergrenze	5,063	1,000	5,063	,512	,497
Fehler(Serie)	Sphärizität angenommen	69,212	14	4,944		
	Greenhouse-Geisser	69,212	10,049	6,887		
	Huynh-Feldt	69,212	11,932	5,801		
	Untergrenze	69,212	7,000	9,887		
Abfolge	Sphärizität angenommen	11,786	2	5,893	2,760	,098
	Greenhouse-Geisser	11,786	1,080	10,909	2,760	,137
	Huynh-Feldt	11,786	1,122	10,503	2,760	,135
	Untergrenze	11,786	1,000	11,786	2,760	,141
Fehler(Abfolge)	Sphärizität angenommen	29,890	14	2,135		
	Greenhouse-Geisser	29,890	7,562	3,952		
	Huynh-Feldt	29,890	7,855	3,805		
	Untergrenze	29,890	7,000	4,270		
Serie * Abfolge	Sphärizität angenommen	14,156	4	3,539	1,436	,248
	Greenhouse-Geisser	14,156	1,383	10,233	1,436	,273
	Huynh-Feldt	14,156	1,614	8,769	1,436	,273
	Untergrenze	14,156	1,000	14,156	1,436	,270
Fehler(Serie*Abfolg	Sphärizität	69,029	28	2,465		

e)	angenommen					
	Greenhouse-Geisser	69,029	9,683	7,129		
	Huynh-Feldt	69,029	11,300	6,109		
	Untergrenze	69,029	7,000	9,861		

### 1. Serie \* Abfolge

Sprunghöhe

Serie		Mittelwert	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall	
				Untergrenze	Obergrenze
1	1	48,913	2,557	42,867	54,958
	2	48,563	2,042	43,734	53,391
	3	49,700	1,987	45,002	54,398
2	1	49,488	2,239	44,194	54,781
	2	48,375	2,138	43,319	53,431
	3	48,088	2,056	43,225	52,950
3	1	49,400	2,176	44,254	54,546
	2	48,025	2,032	43,220	52,830
	3	47,825	1,843	43,467	52,183

### 2. Serie

Sprunghöhe

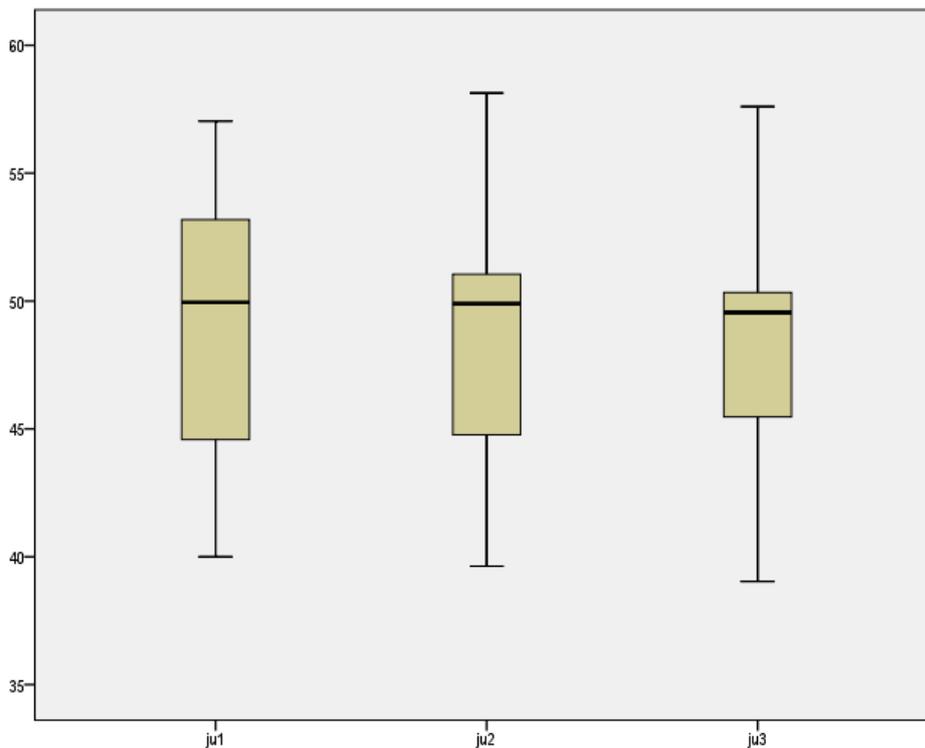
Serie	Mittelwert	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall	
			Untergrenze	Obergrenze
1	49,058	2,119	44,047	54,070
2	48,650	2,136	43,600	53,700
3	48,417	1,984	43,726	53,107

### 3. Abfolge

Sprunghöhe

Abfolge	Mittelwert	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall	
			Untergrenze	Obergrenze
1	49,267	2,263	43,915	54,619
2	48,321	1,997	43,599	53,042
3	48,538	1,909	44,024	53,051

### Boxplot Jump height for all three series (Folge=Series)



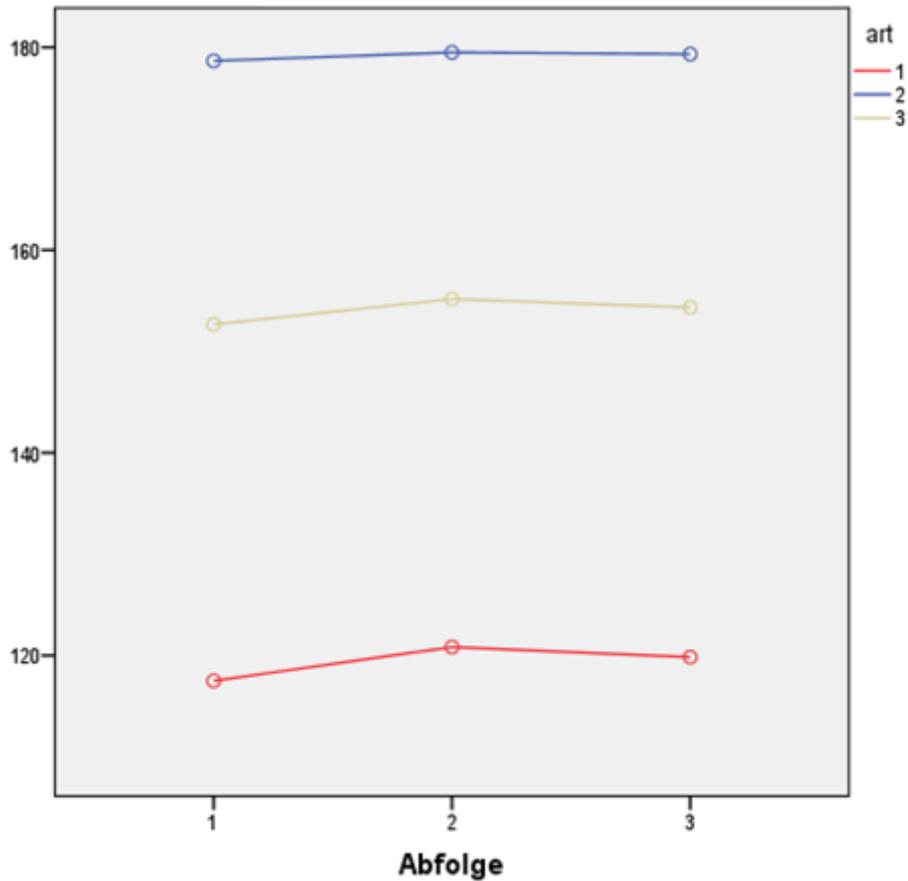
### Deskriptive Statistik

		Statistik	Standardfehler
ju1	Mittelwert	49,0583	2,11933
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts		
	Untergrenze	44,0469	
	Obergrenze	54,0698	
	5% getrimmtes Mittel	49,1185	
	Median	49,9500	
	Varianz	35,933	
	Standardabweichung	5,99438	

	Minimum		40,00	
	Maximum		57,03	
	Spannweite		17,03	
	Interquartilbereich		11,10	
	Schiefe		-,476	,752
	Kurtosis		-,689	1,481
ju2	Mittelwert		48,6500	2,13566
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	43,6000	
		Obergrenze	53,7000	
	5% getrimmtes Mittel		48,6241	
	Median		49,9000	
	Varianz		36,488	
	Standardabweichung		6,04055	
	Minimum		39,63	
	Maximum		58,13	
	Spannweite		18,50	
	Interquartilbereich		8,59	
	Schiefe		-,366	,752
	Kurtosis		,136	1,481
ju3	Mittelwert		48,4167	1,98370
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	43,7260	
		Obergrenze	53,1074	
	5% getrimmtes Mittel		48,4278	
	Median		49,5500	
	Varianz		31,481	
	Standardabweichung		5,61076	
	Minimum		39,03	
	Maximum		57,60	
	Spannweite		18,57	
	Interquartilbereich		6,47	
	Schiefe		-,282	,752

Kurtosis	,739	1,481
----------	------	-------

**Profildiagramm Herzfrequenz innerhalb einer Serie und für alle 3 Serien = Abfolge**



**Multivariate Tests<sup>a</sup>**

Effekt		Wert	F	Hypot hese df	Fehler df	Sig.
Abfolge	Pillai-Spur	,410	1,392 <sup>b</sup>	2,000	4,000	,348
	Wilks-Lambda	,590	1,392 <sup>b</sup>	2,000	4,000	,348
	Hotelling-Spur	,696	1,392 <sup>b</sup>	2,000	4,000	,348
	Größte charakteristische Wurzel nach Roy	,696	1,392 <sup>b</sup>	2,000	4,000	,348
art	Pillai-Spur	,981	105,448 <sup>b</sup>	2,000	4,000	,000
	Wilks-Lambda	,019	105,448 <sup>b</sup>	2,000	4,000	,000
	Hotelling-Spur	52,724	105,448 <sup>b</sup>	2,000	4,000	,000

	Größte charakteristische Wurzel nach Roy	52,724	105,448 <sup>b</sup>	2,000	4,000	,000
Abfolge * art	Pillai-Spur	,274	,189 <sup>b</sup>	4,000	2,000	,925
	Wilks-Lambda	,726	,189 <sup>b</sup>	4,000	2,000	,925
	Hotelling-Spur	,377	,189 <sup>b</sup>	4,000	2,000	,925
	Größte charakteristische Wurzel nach Roy	,377	,189 <sup>b</sup>	4,000	2,000	,925

a. Design: Konstanter Term  
Innersubjekt-design: Abfolge + art + Abfolge \* art

b. Exakte Statistik

### Mauchly-Test auf Sphärizität<sup>a</sup>

Maß: MASS\_1

Innersubjekt-effekt	Mauchly-W	Approximiertes Chi-Quadrat	df	Sig.	Epsilon <sup>b</sup>		
					Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Untergrenze
Abfolge	,283	5,054	2	,080	,582	,650	,500
art	,155	7,461	2	,024	,542	,575	,500
Abfolge * art	,032	11,788	9	,276	,492	,810	,250

Prüft die Nullhypothese, daß sich die Fehlerkovarianz-Matrix der orthonormalisierten transformierten abhängigen Variablen proportional zur Einheitsmatrix verhält.

a. Design: Konstanter Term  
Innersubjekt-design: Abfolge + art + Abfolge \* art

b. Kann zum Korrigieren der Freiheitsgrade für die gemittelten Signifikanztests verwendet werden. In der Tabelle mit den Tests der Effekte innerhalb der Subjekte werden korrigierte Tests angezeigt.

### Tests der Innersubjekteffekte

Maß: MASS\_1

Quelle		Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.
Abfolge	Sphärizität angenommen	46,815	2	23,407	,446	,652
	Greenhouse-Geisser	46,815	1,165	40,198	,446	,559
	Huynh-Feldt	46,815	1,300	35,999	,446	,578
	Untergrenze	46,815	1,000	46,815	,446	,534
Fehler(Abfolge)	Sphärizität angenommen	524,296	10	52,430		

	Greenhouse-Geisser	524,296	5,823	90,038		
	Huynh-Feldt	524,296	6,502	80,634		
	Untergrenze	524,296	5,000	104,859		
art	Sphärizität angenommen	32434,370	2	16217,185	222,741	,000
	Greenhouse-Geisser	32434,370	1,084	29922,950	222,741	,000
	Huynh-Feldt	32434,370	1,150	28203,196	222,741	,000
	Untergrenze	32434,370	1,000	32434,370	222,741	,000
Fehler(art)	Sphärizität angenommen	728,074	10	72,807		
	Greenhouse-Geisser	728,074	5,420	134,340		
	Huynh-Feldt	728,074	5,750	126,619		
	Untergrenze	728,074	5,000	145,615		
Abfolge * art	Sphärizität angenommen	10,074	4	2,519	,298	,876
	Greenhouse-Geisser	10,074	1,969	5,116	,298	,745
	Huynh-Feldt	10,074	3,239	3,111	,298	,840
	Untergrenze	10,074	1,000	10,074	,298	,608
Fehler(Abfolge*art)	Sphärizität angenommen	168,815	20	8,441		
	Greenhouse-Geisser	168,815	9,846	17,145		
	Huynh-Feldt	168,815	16,193	10,425		
	Untergrenze	168,815	5,000	33,763		

### 1. Abfolge

Herzfrequenz

Abfolge	Mittelwert	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall	
			Untergrenze	Obergrenze
1	149,611	7,169	131,184	168,038
2	151,833	6,753	134,475	169,192
3	151,167	6,440	134,6	167,

			11	722
--	--	--	----	-----

## 2. art

Herzfrequenz

art	Mittelwert	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall	
			Untergrenze	Obergrenze
1 low HF	119,389	8,129	98,492	140,286
2 high HF	179,167	5,381	165,335	192,999
3 average HF	154,056	6,760	136,679	171,432

## 3. Abfolge \* art

Herzfrequenz

Abfolge		Mittelwert	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall	
				Untergrenze	Obergrenze
1	1 low HF	117,500	8,362	96,006	138,994
	2 high HF	178,667	6,561	161,802	195,532
	3 average HF	152,667	7,032	134,591	170,742
2	1 low HF	120,833	7,888	100,555	141,111
	2 high HF	179,500	5,801	164,588	194,412
	3 average HF	155,167	6,997	137,180	173,154
3	1 low HF	119,833	8,616	97,686	141,980
	2 high HF	179,3	4,499	167,	190,

		33		767	899
	3 average HF	154,3 33	6,601	137, 364	171, 303

### Korrelationen

		daw3_1	daw2_1	daw3_2	dhw3_1	dhw2_1	dhw3_2	dju3_1	dju2_1	dju3_2
Spearman-Rho	daw3_1 Korrelationskoeffizient	1,000	,976	-,452	-,929	-,643	-,929	,786	,833	,262
	Sig. (2-seitig)		,000	,260	,001	,086	,001	,021	,010	,531
	N	8	8	8	8	8	8	8	8	8
daw2_1	Korrelationskoeffizient	,976	1,000	-,619	-,881	-,524	-,857	,833	,881	,357
	Sig. (2-seitig)	,000		,102	,004	,183	,007	,010	,004	,385
	N	8	8	8	8	8	8	8	8	8
daw3_2	Korrelationskoeffizient	-,452	-,619	1,000	,310	0,000	,238	-,548	-,548	-,405
	Sig. (2-seitig)	,260	,102		,456	1,000	,570	,160	,160	,320
	N	8	8	8	8	8	8	8	8	8
dhw3_1	Korrelationskoeffizient	-,929	-,881	,310	1,000	,738	,929	-,619	-,690	-,048
	Sig. (2-seitig)	,001	,004	,456		,037	,001	,102	,058	,911
	N	8	8	8	8	8	8	8	8	8
dhw2_1	Korrelationskoeffizient	-,643	-,524	0,000	,738	1,000	,619	-,071	-,381	,548
	Sig. (2-seitig)	,086	,183	1,000	,037		,102	,867	,352	,160
	N	8	8	8	8	8	8	8	8	8
dhw3_2	Korrelationskoeffizient	-,929	-,857	,238	,929	,619	1,000	-,738	-,619	-,262
	Sig. (2-seitig)	,001	,007	,570	,001	,102		,037	,102	,531

	N	8	8	8	8	8	8	8	8	8
dju3_1	Korrelations koeffizient	,786	,833	-,548	-,619	-,071	-,738	1,000	,786	,762
	Sig. (2- seitig)	,021	,010	,160	,102	,867	,037		,021	,028
	N	8	8	8	8	8	8	8	8	8
dju2_1	Korrelations koeffizient	,833	,881	-,548	-,690	-,381	-,619	,786	1,000	,333
	Sig. (2- seitig)	,010	,004	,160	,058	,352	,102	,021		,420
	N	8	8	8	8	8	8	8	8	8
dju3_2	Korrelations koeffizient	,262	,357	-,405	-,048	,548	-,262	,762	,333	1,000
	Sig. (2- seitig)	,531	,385	,320	,911	,160	,531	,028	,420	
	N	8	8	8	8	8	8	8	8	8

# Lebenslauf

## Angaben zur Person

Name	<b>Petra Wenzl</b>
Adresse	St.Ulrich 87 2183 St.Ulrich
Mobiltelefon	0043 676 9103775
E-Mail	Petra.wenzl@gmx.at
Staatsangehörigkeit	Österreich
Geburtsdatum	08.03.1991

## Ausbildung

Datum	November 2012 – November 2015
Institution	Magisterstudium der Sportwissenschaften an der Universität Wien
Datum	Oktober 2009 – April 2015
Institution	Bachelorstudium Physik an der Universität Wien
Datum	Oktober 2009 – November 2012
Institution	Bakkalaureatstudium der Sportwissenschaften an der Universität Wien
Datum	September 2005 – Juni 2009
Institution	Bundesoberstufenrealgymnasium Mistelbach
Abschluss	Matura mit ausgezeichnetem Erfolg
Datum	September 2001 – Juni 2005
Institution	Hauptschule Neusiedl/Zaya
Datum	September 1997 – Juni 2001
Institution	Volksschule Neusiedl/Zaya

## Auszeichnungen

Datum	Juni 2007
Art der Auszeichnung	Absolvierung des „Cambridge ESOL First Certificate in English“

## Berufserfahrung

Datum	seit Februar 2015
Institution	HealthPi – Kompetenzzentrum Bewegung
Nähere Angaben	Trainingstherapeutin

Datum	seit Mai 2014
Institution	PROFEX – Institut für Gesundheit & Sport
Nähere Angaben	Durchführung von Training und Diagnostik
Datum	Oktober 2013 – April 2014
Institution	PROFEX – Institut für Gesundheit & Sport
Nähere Angaben	Berufspraktikum
Datum	März 2012 – Juni 2014
Institution	Projekte „Kids-in-Motion“ und „Kinder gesund bewegen“
Nähere Angabe	Turnstunden, Bewegungsfeste und Ferienbetreuung von Kindern
Datum	Juli 2009
Institution	Autohaus Denzel
Nähere Angaben	Ferialarbeit

**Fortbildung**

Datum	September 2013
Institution	Österreichischer Volleyball Verband
Nähere Angaben	Ausbildung zum Übungsleiter für Volleyball
Datum	November 2012
Institution	Safa Austria
Nähere Angaben	Workshop – Kinesio Taping Fortbildung
Datum	September 2010
Institution	Herricht Privatlehranstalt
Nähere Angaben	Berufsausbildung Lehrgang für Massage

**Persönliche Fähigkeiten und Kompetenzen**

Muttersprache	Deutsch
	Englisch
	EDV-Kenntnisse
	Führerschein (Klasse B)

## **Erklärung**

Ich erkläre, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst habe und nur die ausgewiesenen Hilfsmittel verwendet habe. Diese Arbeit wurde daher weder an einer anderen Stellen eingereicht noch von anderen Personen vorgelegt.

Wien, 2015

---

Petra Wenzl, Bakk, Bsc