

Identifizierung leistungsrelevanter Parameter für die
biomechanische Leistungsdiagnostik am Beispiel des
Angriffsschlages im Volleyball

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

doctor rerum naturalium (Dr. rer.nat.)

an der Technischen Universität Chemnitz

Fakultät für Human- und Sozialwissenschaften

Vorgelegt von Claas H. Kuhlmann

Im April 2010

Datum des Promotionskolloquiums: 03.11.2010

Vorsitzender der Promotionskommission: Prof. Dr. Ditmar Brock

Erstgutachter: Prof. Dr. Thomas L. Milani

Zweitgutachter: Ass.Prof. Dr. Karen Roemer

Meinen Eltern

I Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
1.1	Labor vs. Wettkampf	1
1.2	Ziel der Untersuchung und Begründung	2
1.2.1	Die Position	2
1.2.2	Begründung für die Wettkampfanalyse	4
2	Literaturbesprechung und Ableitung der konkreten Fragestellung.....	6
2.1	Bewegungsphasen.....	6
2.2	Allgemeine Bewegungsbeschreibung des Angriffsschlages	7
2.2.1	Literaturrecherche zur sportmotorischen Bewegungsbeschreibung	7
2.2.2	Anlauf- und Absprunggestaltung	8
2.2.3	Stemmschrittgestaltung	9
2.2.4	Der Sprung	11
2.2.5	Schwungarmeinsatz und Schlagausführung	12
2.2.6	Ballkontakt	13
2.2.7	Landung	14
2.3	Stand der volleyballspezifischen Forschung	14
2.3.1	Taktische Untersuchungen	16
2.3.2	Koordinative Aspekte des Vertikalsprunges.....	21
2.3.3	Biomechanische Aspekte des Vertikalsprunges	22
2.3.4	Technikanalysen beim Volleyball	24
2.3.5	Modellierung von Sprungbewegungen	31
2.3.6	Ballparameter in Zuspiel und Angriff	33
2.3.7	Zusammenfassung der Literaturrecherche	37
2.4	Ableitung der Fragestellung.....	41
3	Methodik.....	44
3.1	Das Setup	44
3.1.1	Kamerafrequenz und Kamerasynchronisation	47
3.1.2	Messgenauigkeit bei unterschiedlichen Kamerafrequenzen	47
3.1.3	Kalibration und Koordinatensystem	48
3.2	Systemgenauigkeit der Bewegungsreproduktion.....	51

3.2.1	Winkelberechnung durch SIMI Motion	52
3.2.2	Interindividueller Vergleich unterschiedlicher Digitalisierer	53
3.2.3	Vergleich der Genauigkeit mit ähnlichen Studien	54
3.3	Die Stichprobe	54
3.3.1	Stichprobengröße	54
3.3.2	Einschränkung der Randbedingungen	55
3.3.3	Sicherung der Datenbasis	56
3.4	Manuelles Digitalisieren der Videobilder	56
3.5	Kinematisch-dynamische Grundlagen	59
3.6	Biomechanische Parameter	62
3.6.1	Bestimmung von Bewegungsparametern	62
3.6.2	Bestimmung von Parametern mit Hilfe des Körperschwerpunktes	66
3.7	Ballparameter	68
3.7.1	Berechnung der Flugzeit und der Flughöhe des Balles	68
3.7.2	Bestimmung der Fluggeschwindigkeit des Balles	68
3.7.3	Weitere berechnete Parameter	69
3.8	Datenbearbeitung und statistische Auswertung	70
3.8.1	Konvertierung in Ränge und in ordinalskalierte Daten	70
3.8.2	Statistische Verfahren	72
3.9	Methodenkritik	74
3.9.1	Stichprobengröße	74
3.9.2	Eingrenzung der Umgebungsbedingungen	75
3.9.3	Systemgenauigkeit	75
3.9.4	Zeitaufwand	76
3.9.5	Schwächen des verwendeten Modells	76
3.9.6	Kinematik und Kinetik	78
3.9.7	Statistische Tests	78
4	Ergebnisse und Diskussion	80
4.1	Einfluss der Ausholbewegung der Arme auf die Gesamtbewegung	82
4.1.1	Bedeutung der Parameter	82
4.1.2	Berechnung der Parameter	83
4.1.3	Ergebnisse	84

4.1.4	Diskussion der Ergebnisse	85
4.2	Sprunghöhe und Treffzeitpunkt	86
4.2.1	Bedeutung der Parameter	86
4.2.2	Berechnung der Parameter	87
4.2.3	Ergebnisse	87
4.2.4	Diskussion der Ergebnisse	88
4.3	Anlaufwinkel zum Netz	91
4.3.1	Bedeutung des Parameters	91
4.3.2	Berechnung des Parameters	92
4.3.3	Ergebnisse	92
4.3.4	Diskussion der Ergebnisse zum Anlaufwinkel	92
4.4	KSP Absenkgeschwindigkeit und Kniewinkel im Stemmschritt	93
4.4.1	Bedeutung der Parameter	93
4.4.2	Berechnung der Parameter	94
4.4.3	Ergebnisse	94
4.4.4	Diskussion der Ergebnisse	95
4.5	Closing Time, Bodenkontaktzeiten und KSP-Hubhöhe	100
4.5.1	Bedeutung der Parameter	100
4.5.2	Berechnung der Parameter	101
4.5.3	Ergebnisse	102
4.5.4	Diskussion der Ergebnisse	104
4.6	Fußaufsatztechnik	109
4.6.1	Bedeutung des Parameters	109
4.6.2	Berechnung des Parameters	110
4.6.3	Ergebnisse	112
4.6.4	Diskussion der Ergebnisse	113
4.7	Winkelgeschwindigkeiten der Gelenkwinkel der unteren Extremitäten beim Absprung (Impulsübertragung)	115
4.7.1	Bedeutung des Parameters	115
4.7.2	Berechnung der Parameter	118
4.7.3	Ergebnisse	119
4.7.4	Diskussion der Ergebnisse	123

4.7.5	Zusammenfassung der Ergebnisse.....	127
4.8	Verteilung der Teilimpulse zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes.....	128
4.8.1	Bedeutung des Parameters	128
4.8.2	Berechnung der Parameter	129
4.8.3	Ergebnisse.....	130
4.8.4	Diskussion der Ergebnisse	131
4.9	Impulsübertragung vom Oberkörper auf den Ball während der Schlagphase.....	133
4.9.1	Bedeutung der Parameter	133
4.9.2	Berechnung der Parameter	134
4.9.3	Ergebnisse.....	135
4.9.4	Diskussion der Ergebnisse	140
4.10	Arm-Rumpf-Winkel zum Zeitpunkt des Schlages	145
4.10.1	Bedeutung des Parameters	145
4.10.2	Berechnung der Parameter	146
4.10.3	Ergebnisse.....	150
4.10.4	Diskussion der Ergebnisse	150
4.11	Oberkörperbeugung	151
4.11.1	Bedeutung der Parameter	151
4.11.2	Berechnung der Parameter	152
4.11.3	Ergebnisse.....	152
4.11.4	Diskussion der Ergebnisse	153
4.12	Differenz zwischen der Abschlaghöhe und der KSP-Höhe während des Abschlages	
	153	
4.12.1	Bedeutung des Parameters	153
4.12.2	Berechnung der Parameter	155
4.12.3	Ergebnisse.....	156
4.12.4	Diskussion der Ergebnisse	157
4.13	Bewertung der übergreifenden Arbeitshypothesen und Nutzen	158
5	Zusammenfassung und Ausblick	160
5.1	Einfluss der Ausholbewegung der Arme auf die Gesamtbewegung.....	161
5.2	Sprunghöhe und Treffzeitpunkt.....	162
5.3	Anlaufwinkel zum Netz.....	163

Inhaltsverzeichnis

5.4	KSP-Absenkgeschwindigkeit und Kniewinkel im Stemmschritt.....	163
5.5	Closing Time, Bodenkontaktzeiten und KSP-Hubhöhe	165
5.6	Fußaufsatztechnik	166
5.7	Winkelgeschwindigkeiten der Gelenkwinkel der unteren Extremitäten beim Absprung.....	167
5.8	Verteilung der Teilimpulse zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes.....	168
5.9	Impulsübertragung vom Oberkörper auf den Ball während der Schlagphase.....	169
5.10	Armumpfwinkel beim Schlag	170
5.11	Oberkörperbeugung	171
5.12	Differenz Abschlaghöhe zu KSP-Höhe.....	172
5.13	Kritische Betrachtung der Methodik und Ausblick.....	172
6	Literatur.....	175
7	Wissenschaftliche Beiträge des Verfassers.....	203
8	Danksagung	205
9	Erklärung	206
10	Kurzer Lebenslauf insbesondere zum wissenschaftlichen Werdegang.....	207

II. Tabellenverzeichnis

TABELLE 1: PROZENTUALE VERTEILUNG DER PUNKTGEWINNE BEI DEN WM 2006/2002 DER HERREN	2
TABELLE 2: HÄUFIGKEITSVERTEILUNG DER ANGEWANDTEN ANGRIFFS-TECHNIKEN	17
TABELLE 3: ÜBERBLICK DER PROBANDENZAHLEN VON AUSGEWÄHLTEN STUDIEN	39
TABELLE 4: ZEITDIFFERENZ DES BLOCKIERENS DER ARME BIS ZUM LETZTEN ZEITPUNKT MIT BODENKONTAKT IN MS	84
TABELLE 5: KÖRPERSCHWERPUNKTDATEN UND SPRUNGHÖHEN	87
TABELLE 6: BODENKONTAKTZEITEN IM STEMMSCHRITT IN MS	103
TABELLE 7: FUßWINKEL IM STEMMSCHRITT UND ART DER ABSPRUNGTECHNIK	112
TABELLE 8: MITTELWERTE DER ZEITDIFFERENZ VON α_{MAX} IN DER ABSPRUNGPHASE UND MAXIMALE SPRUNGHÖHE	120
TABELLE 9: IMPULSÜBERTRAGUNG DER EINZELNEN BEINE	121
TABELLE 10: KORRELATIONSKOEFFIZIENTEN AUSGESUCHTER PARAMETERPAARE NACH KENDALLS TAU	121
TABELLE 11: MITTELWERTE DER ZEITDIFFERENZ VON $v_{MAX VERTIKAL}$ WÄHREND DER ABSPRUNGPHASE UND SPRUNGHÖHE	123
TABELLE 12: RELATIVE GEWICHTE DER KÖRPERTEILE DES MENSCHEN NACH FISCHER (1908)	129
TABELLE 13: ANSTEIGENDE RAUMGESCHWINDIGKEIT DER GELENKPUNKTE VON PROXIMAL NACH DISTAL	136
TABELLE 14: ANSTEIGENDE BEWEGUNGSGESCHWINDIGKEIT DER GELENKPUNKTE IN NETZRICHTUNG VON PROXIMAL NACH DISTAL	137
TABELLE 15: ZEITLICHE KOORDINATION DER MAXIMALEN GESCHWINDIGKEIT DER GELENKPUNKTE IN NETZRICHTUNG	139
TABELLE 16: KOORDINATION DER MAXIMALEN GELENKWINKELGESCHWINDIGKEITEN (α) DES SCHLAGARMES	139
TABELLE 17: KSP-HÖHE UND ABSCHLAGHÖHE SOWIE DIE HÖHENDIFFERENZ DIESER PARAMETER ZUM ZEITPUNKT DES ABSCHLAGES	156
TABELLE 18: AUSGEWÄHLTE KORRELATIONSKOEFFIZIENTEN	156
TABELLE 19: MESSWERTE DER PROBANDEN (1)	193
TABELLE 20: MESSWERTE DER PROBANDEN (2)	193
TABELLE 21: MESSWERTE DER PROBANDEN (3)	194
TABELLE 22: MESSWERTE DER PROBANDEN (4)	194
TABELLE 23: MESSWERTE DER PROBANDEN (5)	195
TABELLE 24: MESSWERTE DER PROBANDEN (6)	195
TABELLE 25: MESSWERTE DER PROBANDEN (7)	196
TABELLE 26: MESSWERTE DER PROBANDEN (8)	196
TABELLE 27: MESSWERTE DER PROBANDEN (9)	197
TABELLE 28: MESSWERTE DER PROBANDEN (10)	197
TABELLE 29: MESSWERTE DER PROBANDEN (11)	198
TABELLE 30: MESSWERTE DER PROBANDEN (12)	198
TABELLE 31: MESSWERTE DER PROBANDEN (13)	199
TABELLE 32: MESSWERTE DER PROBANDEN (14)	199
TABELLE 33: MESSWERTE DER PROBANDEN (15)	200
TABELLE 34: MESSWERTE DER PROBANDEN (16)	200
TABELLE 35: MESSWERTE DER PROBANDEN (17)	201
TABELLE 36: MESSWERTE DER PROBANDEN (18)	201

Verzeichnis der Tabellen und Abbildungen

TABELLE 37: MESSWERTE DER PROBANDEN (19)	202
TABELLE 38: MESSWERTE DER PROBANDEN (20)	202

III. Verzeichnis der Abbildungen

ABBILDUNG 1: PROZENTUALE ANGRIFFSVERTEILUNG VON BRA (WM HERREN 2006) UND IRI (JUGEND WM 2007)	3
ABBILDUNG 2: PHASENBILD EINES ANGRIFFSSCHLAGES AUFGENOMMEN MIT VICON NEXUS	7
ABBILDUNG 3: ZEITLICHER VERLAUF DER GESCHWINDIGKEIT VON SCHULTER-, ELLENBOGENGELENK UND MITTELHAND BEIM SCHMETTERSCHLAG	13
ABBILDUNG 4: VERTEILUNG DES ANGRIFFS IM KOMPLEX II NACH HAUPTKATEGORIEN (IN %) VON DEN OS 1992, DER WM 1994 UND DEN OS 1996	19
ABBILDUNG 5: ANGLEICHUNG DER SPIELKONZEPTION BEI DEN OLYMPISCHEN SPIELEN 2004	20
ABBILDUNG 6: SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DER OFFENEN ANGRIFFSWINKEL ABC UND AEF	21
ABBILDUNG 7: KAMERASETUP BEI DER EUROPALIGA IN BERLIN, 2006	45
ABBILDUNG 8: DIGITALKAMERA VOM TYP BASLER A602FC-2.....	46
ABBILDUNG 9: KALIBRATIONSSTAB (LINKS), BEFESTIGUNG AUF DEM STATIV (RECHTS).....	49
ABBILDUNG 10: SKIZZE DES KALIBRATIONSWÜRFELS.....	50
ABBILDUNG 11: 3D-KOORDINATENSYSTEM UND AUFGESPANNTE EBENEN	51
ABBILDUNG 12: ANORDNUNG DER MARKER AUF DEM RECHTEN WINKEL (NICHT MAßSTABGETREU).....	52
ABBILDUNG 13: „SCREENSHOT“ ANGRIFFSCHLAG IN SIMI MOTION MIT 9 KAMERAS. IN DER VORLIEGENDEN ARBEIT WURDEN JEDOCH NUR VIER KAMERAS AUSGEWERTET.	57
ABBILDUNG 14: DIGITALISIERUNG DER VIDEOBILDER	58
ABBILDUNG 15: SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DES ARBEITSABLAUFES DER VORLIEGENDEN STUDIE	59
ABBILDUNG 16: SKIZZE ZUR BERECHNUNG DER STEMMSCHRITTLÄNGE UND ZUR BILDUNG DER HÜFT- UND SCHULTERACHSE	64
ABBILDUNG 17: DARSTELLUNG EINES 4-PUNKTWINKELS AM BEISPIEL DES WINKELS ZWISCHEN HÜFTACHSE UND NETZ	64
ABBILDUNG 18: SKIZZE ZUR BERECHNUNG DES KNIIEWINKELS	65
ABBILDUNG 19: MODELL ZUR KÖRPERSCHWERPUNKTBERECHNUNG NACH HANAVAN (1964). QUELLE: EIGENE DARSTELLUNG IN ANLEHNUNG AN WILLIMCZIK (1989), S. 38	67
ABBILDUNG 20: VENN DIAGRAMM FÜR BIVARIATE ZUSAMMENHÄNGE	73
ABBILDUNG 21: VERTIKALE GESCHWINDIGKEIT DES KSP BEIM BALKONTAKT UND ZEITVERSATZ ZWISCHEN BALLKONTAKT UND MAXIMALER SPRUNGHÖHE.....	88
ABBILDUNG 22: MECHANISCHE EFFIZIENZ UND IEMG / KRAFT-VERHÄLTNIS AUS DER POSITIVEN ARBEITSPHASE WÄHREND ZWEIER BEDINGUNGEN MIT GRÖßERER KNIIEWINKELAMPLITUDE. QUELLE: KOMI (1985), S.261	98
ABBILDUNG 23: VERSCHIEDENE FUBWINKEL BEIM ABSPRUNG ZUM ANGRIFFSSCHLAG	110
ABBILDUNG 24: UNTERSCHIEDLICHER FUBAUFSATZ BEIM STEMMSCHRITT.....	111

Verzeichnis der Tabellen und Abbildungen

ABBILDUNG 25: BEISPIELHAFTER DARSTELLUNG DER FÜR DIE KOORDINATION UNTERSUCHTEN PHASE WÄHREND DES ABSPRUNGES BEIM ANGRIFSSCHLAG IM VOLLEYBALL	118
ABBILDUNG 26: UNTERSCHIEDLICHE KOORDINATION DER MAXIMALEN WINKELGESCHWINDIGKEITEN (ω_{MAX}) DER UNTEREN EXTREMITÄTEN BEIM ABSPRUNG	120
ABBILDUNG 27: MITTLERE PROZENTUALE VERTEILUNG DER TEILIMPULSE ÜBER 10 PROBANDEN ZUM LETZTEN ZEITPUNKT MIT BODENKONTAKT	130
ABBILDUNG 28: MITTLERE RELATIVE VERTEILUNG DER TEILIMPULSE ÜBER 10 PROBANDEN BEIM LETZTEN ZEITPUNKT MIT BODENKONTAKT	131
ABBILDUNG 29: DEFINITION DES SCHULTERACHSEN-HÜFTACHSENWINKELS (SAHAW). SCHEMATISCHE DARSTELLUNG IN TRANSVERSALER ANSICHT	135
ABBILDUNG 30: BEISPIEL EINES ZEITLICHEN VERLAUFES DER GESCHWINDIGKEITEN VON HÜFTE, SCHULTER, ELLENBOGEN UND HANDGELENK IN DER SCHLAGBEWEGUNG	138
ABBILDUNG 31: DARSTELLUNG DES ARMVEKTORS $S1E$, DES SCHULTERVEKTORS $S1S2$ SOWIE DER EBENE E_1 IM RAUM	147
ABBILDUNG 32: DARSTELLUNG DER SPANNVEKTOREN $S1E$ UND $N1$ SOWIE DER VIRTUELLEN EBENE E_2 IM RAUM	148
ABBILDUNG 33: DARSTELLUNG DER SPANNVEKTOREN $N2$ UND $S1H1$ SOWIE DER VIRTUELLEN EBENE E_3 IM RAUM.....	149
ABBILDUNG 34: GEOMETRISCHE DARSTELLUNG DER BESTANDTEILE DER EINZELNEN WINKEL. DIE VEKTOREN $N1$ UND $N3$ LIEGEN IN DER GLEICHEN EBENE WIE $S1E$ UND DIE EBENE $E2$. FÜR DIE BESSERE VERSTÄNDLICHKEIT SIND SIE LEICHT VERSETZT GEZEICHNET.	150
ABBILDUNG 35: SCHEMATISCHE DARSTELLUNG UNTERSCHIEDLICHER TECHNIKEN BEI DER OBERKÖRPERBEUGUNG	152
ABBILDUNG 36: ABHÄNGIGKEIT DER TREFFERFLÄCHE VON DER SCHLAGHÖHE UND VOM NETZABSTAND	154
ABBILDUNG 37: SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DER DIFFERENZ VON ABSCHLAGHÖHE UND KSP-HÖHE ($\Delta H_{KSP-HAND}$)	155

IV. Abkürzungsverzeichnis

a	Beschleunigung
a_{KSPmax}	maximale Beschleunigung des Körperschwerpunktes
ARW	Arm-Rumpf-Winkel
BKZ	Bodenkontaktzeit
$BKZ_{beidbeinig}$	Zeit, in der beide Beine gleichzeitig Bodenkontakt haben
$BKZ_{Beistellbein}$	Bodenkontaktzeit des Beistellbeines
BKZ_{Gesamt}	Bodenkontaktzeit der Gesamtbewegung
$BKZ_{Stemmbein}$	Bodenkontaktzeit des Stemmbeines
cm	Zentimeter
ebd.	ebenda (gleiche Quelle)
EBW	Ellenbogenwinkel
EBW_{max}	maximaler Ellenbogenwinkel
EBW_{min}	minimaler Ellenbogenwinkel
$FA_{Beistellbein}$	Fußachse des Beistellbeines
$FA_{Stemmbein}$	Fußachse des Stemmbeines
FANW	Fußachsennetzwinkel
$FANW_{Beistellbein}$	Winkel zwischen Fußachse des Beistellbeines und dem Netz
$FANW_{Stemmbein}$	Winkel zwischen Fußachse des Stemmbeines und dem Netz
g	Gramm
HA	Hüftachse
HANW	Winkel zwischen der Hüftachse und dem Netz
h_{KSP}	Höhe des Körperschwerpunktes
$h_{KSP BK Ende}$	Höhe des Körperschwerpunktes beim letzten Bild mit Bodenkontakt
$h_{KSP min}$	minimale Höhe des Körperschwerpunktes
Hz	Hertz
kg	Kilogramm
km/h	Kilometer pro Stunde
KSP	Körperschwerpunkt

Abkürzungsverzeichnis

KW_{Absprung}	Kniewinkel während des letzten Bildes mit Bodenkontakt
$KW_{\text{min links}}$	minimaler Kniewinkel des linken Beines
$KW_{\text{min rechts}}$	minimaler Kniewinkel des rechten Beines
m	Masse
m	Meter
mm.	Musculi
max.	maximal
Max.	Maximum
min.	minimal
Min.	Minimum
m/s	Meter pro Sekunde
ms	Millisekunde
r	Korrelationskoeffizient
r^2	Regressionskoeffizient
s	Sekunde
SA	Schulterachse
SAAW	Winkel zwischen der Schulterachse und dem Arm
SAHAW	Winkel zwischen der Schulterachse und der Hüfte
v	Geschwindigkeit
v_{Ball}	Ballgeschwindigkeit
$v_{\text{Fuß}}$	Fußgeschwindigkeit
$v_{\text{KSP Absenk}}$	Absenkgeschwindigkeit des Körperschwerpunktes
$v_{\text{KSP Absenkmax}}$	maximale Absenkgeschwindigkeit des Körperschwerpunktes
$v_{\text{KSP horizontal}}$	horizontale Geschwindigkeit des Körperschwerpunktes
$v_{\text{KSP horizontal Absprung}}$	horizontale Geschwindigkeit des Körperschwerpunktes während des Absprunges
$v_{\text{KSP horizontal Aufsatz Stemmbein}}$	horizontale Geschwindigkeit des Körperschwerpunktes während des Aufsatzes des Stemmbeines
$v_{\text{KSP vertikal}}$	vertikale Geschwindigkeit des Körperschwerpunktes
v_{max}	Maximalgeschwindigkeit
v_{maxHand}	Maximalgeschwindigkeit des Segmentschwerpunktes der Hand

Abkürzungsverzeichnis

$V_{\max\text{Oberarm}}$	Maximalgeschwindigkeit des Segmentsschwerpunktes des Oberarmes
$V_{\max\text{Unterarm}}$	Maximalgeschwindigkeit des Segmentsschwerpunktes des Unterarmes
vs.	versus
ZNS	Zentralnervensystem
$\Delta h_{\text{KSP-Hand}}$	Höhendifferenz zwischen Hand und Körperschwerpunkt zum Zeitpunkt des Abschlages
°	Grad
ω	Winkelgeschwindigkeit
ω_{ARWmax}	maximale Winkelgeschwindigkeit des Arm-Rumpf-Winkels
ω_{EBWmax}	maximale Winkelgeschwindigkeit des Ellenbogenwinkels
ω_{HANW}	maximale Winkelgeschwindigkeit des Hüftachsennetzwinkels
ω_{SAHAWmax}	maximale Winkelgeschwindigkeit des Winkels zwischen der Schulterachse und der Hüftachse

1 Einleitung

Volleyball ist eines der meist gespielten Sportspiele der Welt. Es spielen weltweit ca. 200 Millionen Menschen Volleyball (AAGAARD, SCAVENIUS & JORGENSEN, 1997; BRINER & KACMAR, 1997). Zum Vergleich spielen ca. 250 Millionen Menschen weltweit Fußball (DVORAK, GRAF-BAUMANN, PETERSON & JUNGE, 2000). In den letzten drei Jahrzehnten hat das Volleyballspiel u.a. durch Einsatz wissenschaftlicher Methoden aus den Bereichen Physiologie, Trainingswissenschaft und Biomechanik ein hohes Leistungsniveau erreicht.

Im Laufe der Zeit haben verschiedene „Volleyballschulen“ die komplexen technischen und taktischen Aspekte des Spieles optimiert. Dies geschah auch aufgrund zunehmender wissenschaftlicher Betrachtung dieses Spieles. Durch den intensiven internationalen Wissensaustausch hat sich die Sportart auf einem hohen technischen Niveau unabhängig von verschiedenen Staaten oder „Schulen“ angeglichen. Biomechanische Bewegungsanalysen sind in dieser Sportart allerdings selten und in der Literatur nur in geringer Zahl vertreten, obwohl die sportliche Technik einen hohen Stellenwert hat und für den Spielerfolg wichtig ist.

Ein Großteil der Untersuchungen, die sich mit Bewegungsanalysen im Volleyball beschäftigt haben, wie z.B. TOKUYAMA, OHASHI, IWAMOTO, TAKAOKA & OKUBO (2005), fand unter Laborbedingungen statt. Felduntersuchungen sind seltener und fanden dann zumeist beim Training oder bei weniger wichtigen Spielen statt. Es gibt nur wenige Untersuchungen, die sich mit Bewegungsanalysen in der Sportart Volleyball während eines hochrangigen Wettkampfes beschäftigten. Hier sind beispielsweise COLEMAN, BENHAM & NORTHCOTT (1993) oder TILLMAN, HASS, BRUNT & BENETT (2004) zu nennen. Von diesen genannten Autoren beschäftigten sich jedoch nur COLEMAN ET AL. (1993) ausführlich mit der biomechanischen Bewegungsanalyse des Volleyballangriffsschlages im dreidimensionalen Raum.

1.1 Labor vs. Wettkampf

Aufgrund der unterschiedlichen Umgebungsbedingungen unterscheiden sich die Bewegungsabläufe während hochrangiger Wettkämpfe erheblich von Bewegungsabläufen im Labor. Während im Labor keine oder nur wenige Störfaktoren auftreten, muss während

eines Wettkampfes von einer Vielzahl von Störgrößen, wie zum Beispiel der Position des gegnerischen Blocks, der Anzahl der Blockspieler oder unvorhersehbarer Bewegungen des Gegners ausgegangen werden. Weiterhin ist in einem Labor für Bewegungsanalysen nicht unbedingt ausreichend Raum, um einen optimalen Anlauf ausführen zu können. Auch die vertikale Raumbegrenzung kann eine entscheidende Einschränkung darstellen. So können hohe Pässe in einem herkömmlichen Labor oftmals wegen der geringeren Deckenhöhe nicht durchgeführt werden. Es ist dementsprechend von einer Adaptation der Spieler an die entsprechende Umgebung auszugehen. Zudem ist anzunehmen, wie unten (Kapitel 1.2.2 *Begründung für die Wettkampfanalyse*) näher ausgeführt wird, dass die Motivation der Spieler im Labor eine andere ist als im Wettkampf. Es kann daher nicht zwingend angenommen werden, dass eine im Labor ausgeführte Bewegung auch der Bewegungsausführung während eines Wettkampfes entspricht. Wegen des hohen Aufwandes von Wettkampfanalysen wurden in der Literatur allerdings bevorzugt Laboranalysen durchgeführt. In dieser Untersuchung soll ein Beitrag dazu geleistet werden, diese Lücke zu schließen und weiterführende Erkenntnisse durch die Analyse des Angriffsschlages während eines Wettkampfes zu erarbeiten.

1.2 Ziel der Untersuchung und Begründung

1.2.1 Die Position

Der Angriff stellt innerhalb der Verteilung der Punktelemente das mit Abstand punktträchtigste Spielelement dar und liegt bei den Medaillengewinnern der zurückliegenden WM 2006 bei den Herren zwischen 59 % und 65 %. Gegenüber der WM 2002 ist der Anteil nach einem Rückgang der Eigenfehlerquote um 3 % weiter angestiegen (KUHLMANN, ROEMER, ZIMMERMANN, MILANI & FRÖHNER, 2008).

Tabelle 1: Prozentuale Verteilung der Punktgewinne bei den WM 2006/2002 der Herren

Teams Platz 1-3	Angriff		Block		Aufschlag	
	Pkt.	%	Pkt.	%	Pkt.	%
BRA	97	59	17	10	7	4
POL	90	59	15	10	5	3
BUL	124	65	19	10	7	4
Ges. WM 06		60		11		4
Ges. WM 02		57		10		4

Quelle: KUHLMANN ET AL. (2008)

1 Einleitung

Der durchschnittliche Punktanteil der Elemente Block (10 %) und Aufschlag (4 %) ist deutlich geringer als der durchschnittliche Punktanteil des Angriffes und des Anteiles „Fehler Gegner“ (25 %).

Das Angriffsergebnis als Resultat direkter Erfolge/Fehler oder von Erhalt/Abgabe der Initiative korreliert in hohem Maße mit dem Spielergebnis und entscheidet wesentlich über Sieg oder Niederlage.

Eine Analyse der Angriffsverteilung am Netz hebt die Bedeutung der Angriffsposition IV hervor, auf welcher der Hauptanteil aller Angriffe abgeschlossen wird. Bei den Senioren liegt er bei ca. 30-40 %. Brasilien spielte im Jahr 2006 als Weltmeister 35 % aller Angriffe über diese Position (Abbildung 1). Im Nachwuchsbereich kann der Anteil bis zu 50 % betragen. Die iranische Mannschaft als Jugendweltmeister 2007 vollzog 43 % aller Angriffe auf Position IV (KUHLMANN ET AL., 2008). Bei der WM 2006 war der Angriffsschlag – wie eingangs bereits angesprochen – das mit Abstand punktrichtigste Spielelement. Bei den Herrenmannschaften wurden bei der genannten WM zwischen 59% und 65% der Angriffsschläge positiv mit Punkterfolg abgeschlossen (ZIMMERMANN & FRÖHNER, 2007). Bezogen auf die unterschiedlichen Spielerprofile, tragen beide Außenangreifer in mehr als 90 % der Angriffshandlungen mit ihrem technisch-taktischen Handlungsprofil die Hauptlast auf dieser Position (KUHLMANN ET AL., 2008).

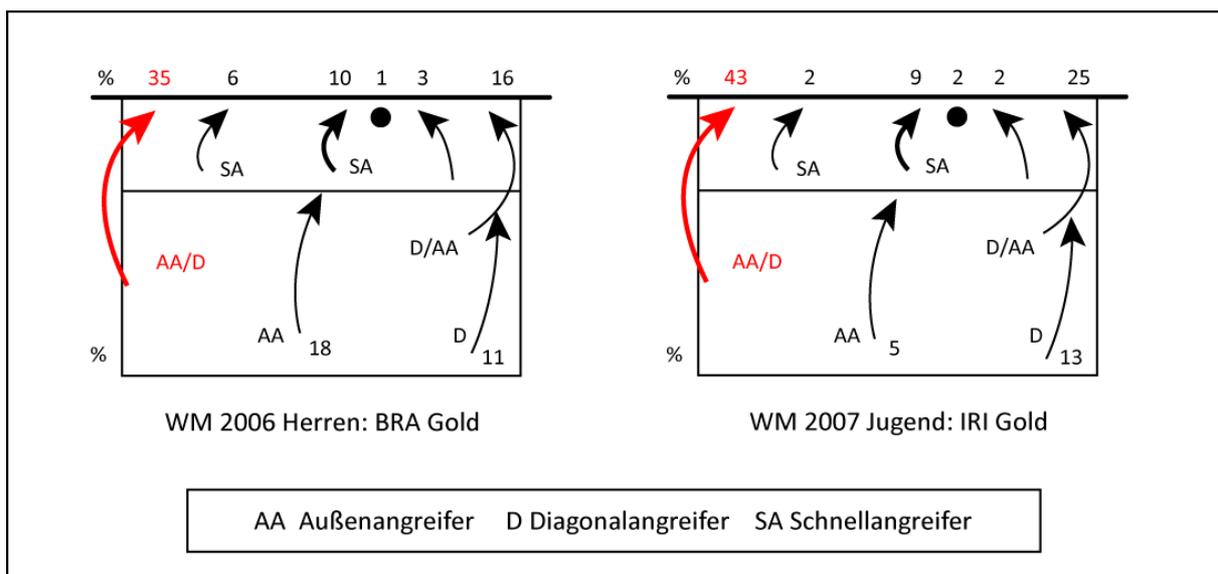


Abbildung 1: Prozentuale Angriffsverteilung von BRA (WM Herren 2006) und IRI (Jugend WM 2007)

Quelle: eigene Darstellung nach: KUHLMANN ET AL., 2008

Ausgehend von der Position im Spielfeld und möglichen vorangegangenen Handlungen wie Annahme, Block oder Abwehr, wählt der Angreifer auf Position IV eine dem Pass adäquate Anlaufgestaltung in Bezug auf Schrittlänge, Schrittzahl, Anlaufgeschwindigkeit und Anlaufrythmus, so dass er mit dem Absprung eine möglichst optimale Stellung zum Ball einnimmt. Auf der Grundlage der Passart und Passqualität sowie der entstehenden Blockkonstellation entscheidet sich der Spieler für eine situationsangepasste und Erfolg versprechende Schlagtechnik. Die Passart wird wiederum von der Annahmequalität und dem Zuspielort beeinflusst. Die Passart kann in ihrer Geschwindigkeit, ihrer Flugparabel und dem Winkel zum Netz sehr unterschiedlich ausfallen.

Zunehmend vielfältigere und differenziertere Absprungsvarianten und Schlagbewegungen kennzeichnen die grundsätzliche Entwicklung der Angriffstechnik. Die Anforderungen an einzelne Bewegungsphasen des Angriffes, wie Anlauf- und Absprungsgestaltung oder Schlagausführung, unterscheiden sich dabei in den verschiedenen Spielerprofilen sowie auf den Netzpositionen zum Teil wesentlich. Auffallend sind in der Absprungsgestaltung beispielsweise hin- und weggesprungene Angriffe sowie in der Schlagausführung zunehmende Differenzierungen in der Schlaggeschwindigkeit und Schlagbewegungen mit Richtungsänderung.

Aus trainingsmethodischer Sicht sind daher alle Angriffe auf Position IV bei ausgewählten Passarten von besonderem Interesse. Aufgrund der oben beschriebenen Leistungsdichte im internationalen Volleyball muss bereits bei jungen Spielern ein systematisches Techniktraining erfolgen, damit die individuell maximale Leistungsausprägung optimal gefördert werden kann. Durch hochsensible Messsysteme können heute Parameter gemessen werden, die mit bloßem Auge kaum zu erkennen sind, aber Leistungsrelevanz besitzen können. Diese Parameter werden im Rahmen der vorliegenden Arbeit auf ihre Relevanz hin überprüft.

1.2.2 Begründung für die Wettkampfanalyse

Eine Wettkampfbewegung kann sich grundlegend von einer Bewegung unterscheiden, die im Labor ausgeführt wird. Hochmotivierte Profispieler in einem internationalen Wettkampf werden versuchen, ihr maximales Können abzurufen, um den Wettkampf zu gewinnen. Diese Bewegungen können daher als „Ist-Stand“ der Bewegungstechnik angesehen werden.

In der internationalen Literatur sind nur wenige Untersuchungen zur Analyse der Wettkampfbewegung bekannt (z.B. COLEMAN ET AL., 1993). Es ist Ziel der vorliegenden Untersuchung, die aus trainingsmethodischer Sicht notwendigen Erkenntnisse biomechanisch zu erschließen und leistungsrelevante Parameter aus der Wettkampfbewegung von professionellen Sportlern zu identifizieren. Aus diesem Grunde wurde auf Wettkampfanalysen von Profisportlern bei internationalen Turnieren zurückgegriffen. Diese Erkenntnisse können später prozessbegleitend im Nachwuchstraining eingesetzt werden, um die Effektivität des Angriffes weiter zu steigern.

Es wird dabei auf dreidimensionale Videoanalysen zurückgegriffen. In den später dargestellten Einzelstudien werden unterschiedliche Parameter unter Zuhilfenahme wissenschaftlicher Methoden auf ihre Relevanz für die Handlungshöhe und Schlaghärte überprüft. Mit der dargestellten Untersuchungsreihe soll daher auch das allgemeine sportwissenschaftliche Verständnis für die Bewegung des Volleyballangriffsschlages und das Wissen um seine Zusammenhänge verbessert sowie ein Fundus an biomechanischen Erkenntnissen für die Optimierung des Volleyballangriffsschlages erarbeitet und bereitgestellt werden.

2 Literaturbesprechung und Ableitung der konkreten Fragestellung

Dieses Kapitel gibt im ersten Teil anhand der existierenden Literatur eine genaue Bewegungsbeschreibung des Volleyballangriffsschlages wieder. Diese Beschreibung ist in die wesentlichen Funktionsphasen der Bewegung gegliedert und gibt über die genaue Darstellung der Bewegung hinaus ebenfalls einen Überblick über die wichtigste Literatur zu diesem Thema. Der zweite Teil dieses Kapitels stellt den Stand der Literatur bezüglich wissenschaftlicher Untersuchungen zum Volleyballangriffsschlag und zu nahen Themengebieten, wie Sprunganalysen und biomechanischer Modellierung von Sprungbewegungen, etc., dar. Dieser zweite Teil soll einen thematisch geordneten Überblick über die in der Vergangenheit durchgeführten Untersuchungen zu den genannten Themengebieten geben.

2.1 Bewegungsphasen

Im Allgemeinen werden Sprungbewegungen in den Sportspielen selten aus einer Ruheposition heraus ausgeführt. Überwiegend werden Sprünge mit einer Anlaufbewegung verbunden. Sprünge in den Sportspielen sind zielorientiert. Sie werden mit taktischen Absichten verknüpft. Die taktischen Absichten, die in den Sportspielen mit einem Sprung verbunden werden, bestehen zum größten Teil darin

- die Aktion eines Gegenspielers zu stören
- selbst in Ballbesitz zu gelangen
- eine Angriffsaktion auszuführen (KOLLATH, 1996).

Sprungbewegungen sind azyklische Bewegungen und können in verschiedene Bewegungsphasen oder Funktionsphasen unterteilt werden. Die gängige Einteilung erfolgt in die Bewegungsphasen Anlauf, Absprung, Flugphase und Landung (GÖHNER, 1987). Analog hierzu wird die nachfolgende Bewegungsbeschreibung gegliedert. Um eine deutlichere Darstellung zu erreichen, werden die oben genannten vier Bewegungsphasen in der vorliegenden Untersuchung jedoch in noch detailliertere Teilbewegungen oder Funktionsphasen gegliedert (s. Kapitel 2.2 *Allgemeine Bewegungsbeschreibung des Angriffsschlages*).

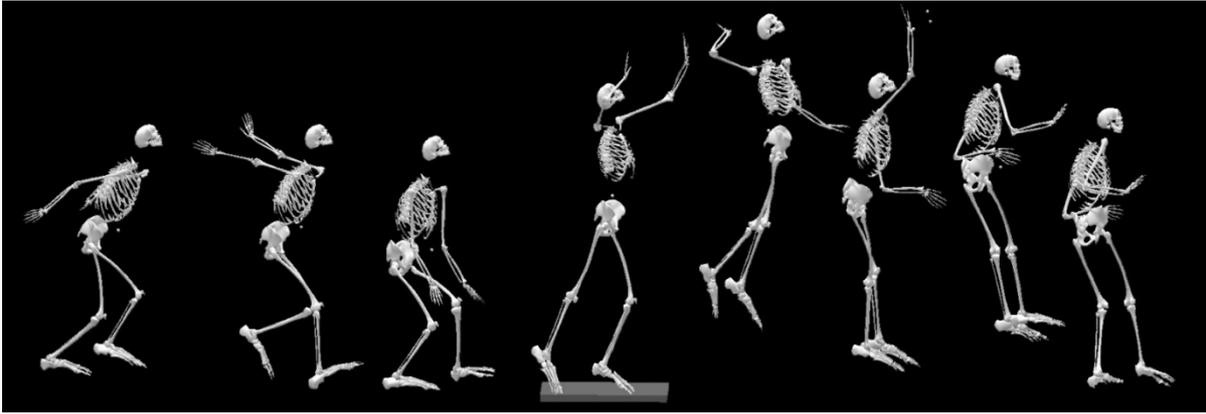


Abbildung 2: Phasenbild eines Angriffsschlages aufgenommen mit Vicon Nexus

2.2 Allgemeine Bewegungsbeschreibung des Angriffsschlages

Im folgenden Abschnitt soll die Bewegung des Angriffsschlages in seinen einzelnen Teilhandlungen beschrieben werden. Hierzu wird zunächst die vorhandene Literatur zu diesem Thema dargestellt.

2.2.1 Literaturrecherche zur sportmotorischen Bewegungsbeschreibung

Der Angriffsspieler befindet sich zum Zeitpunkt des Zuspielen in einer Bereitschaftsstellung hinter der Angriffslinie. Mit einem Auftaktschritt bewegt er sich in Richtung Netz in den Angriffsraum. Dieser Orientierungsschritt wird von Rechtshändern mit dem linken Bein, von Linkshändern mit dem rechten Bein ausgeführt. Durch den nachfolgenden Stemmschritt gelangt der Angreifer an seinen Absprungort und versucht, die horizontale Geschwindigkeit des Körperschwerpunktes (KSP) aus dem Anlauf in vertikale Geschwindigkeit für den Absprung und eine – je nach Taktik – optimale Höhe umzusetzen. Für den Stemmschritt setzt der rechte Fuß mit der Ferse auf. Die Arme werden für eine Ausholbewegung nach hinten oben geführt. Das Knie wird gebeugt, und der KSP wird nach hinten verlagert und abgesenkt. Anschließend wird das linke Bein etwa schulterbreit neben den Stemmfuß gesetzt. Dieser Schritt wird im deutschen Sprachgebrauch „Beistellschritt“ genannt. Der KSP hat kurz nach dem Fußaufsatz des Beistellbeines seinen absoluten Tiefpunkt erreicht, die Sprungmuskulatur wird durch diese Ausholbewegung in Vorspannung versetzt. Der Absprung erfolgt beidbeinig, wobei die Arme nach vorne oben geschwungen werden. Zur Erhöhung der Sprunghöhe wird ein Armblock als Impulsübertragung eingesetzt. Der richtige

Zeitpunkt für diesen Armblock ist aus biomechanischer Sicht kurz vor Ende des Bodenkontaktes der Füße. Nach dem Absprung wird der Schlagarm gebeugt hinter den Kopf geführt, während der andere Arm zur Stabilisierung auf Schulterhöhe gebracht wird. Durch die Rückführung von Schulter und Schlagarm wird der Körper in eine Bogenspannung überführt, welche durch das aktive Vorbringen von Schulter und Beinen bei dem Anflug des Balles aufgelöst wird. Der Ellenbogen wird peitschenartig gestreckt. Der Ball wird von hinten oben mit gestrecktem Arm von der Hand getroffen. Durch einen betonten Handgelenkeinsatz wird ein geradliniges Abwärtsschlagen des Balles ins gegnerische Feld forciert. Dabei wird ein Angriffsschlag als „frontal“ bezeichnet, wenn der Spieler den Ball in Verlängerung seiner Anlaufrichtung schlägt. Die Schlagrichtung, „longline“ oder „diagonal“, ist dann nach PAPAGEORGIOU & SPITZLEY (2000) abhängig von der Anlaufrichtung. Die Landung des Sprunges sollte beidbeinig erfolgen (COLEMAN ET AL., 1993; SONNENBICHLER, 1999; WEISHOFF, 2002; TILMANN ET AL., 2004; MEUSEL, 2006).

Der Angriff ist eine komplexe Bewegung und wird individuell verschiedenartig ausgeführt, um dem Ball verschiedene Geschwindigkeiten und Flugrichtungen zu verleihen. Für ein besseres Verständnis werden die Elemente der Anlauf- und Absprunggestaltung, des Schwungarmeinsatzes, die Schlagausführung sowie die Landung des Angriffes in den verschiedenen Ausführungsmöglichkeiten dargestellt und erläutert.

2.2.2 Anlauf- und Absprunggestaltung

Ziel des Angreifers ist es, durch den Absprung mit dem gesamten Körper eine maximale Höhe und speziell beim Hinterfeldangriff eine Weite zu erreichen, um eine optimale und effektive Stellung zum Ball einzunehmen. Nach OLIVIER (1981) ist der Absprung eine Schlüsselstelle und beeinflusst den gesamten weiteren Bewegungsablauf des Angriffsschlages. Der Absprung ist demnach ein leistungsrelevanter Teil der Gesamtbewegung (ebd.). Die Energie, die benötigt wird, um eine optimale Position zum Ball einzunehmen, wird durch den Anlauf als kinematische Energie aufgebracht. Die horizontale Geschwindigkeit wird durch den Stemmschritt so in eine vertikale Richtung umgelenkt, dass eine möglichst hohe und – wenn notwendig - weite Flugkurve des KSP erzielt wird. Flughöhe und Flugweite sind dabei von der Geschwindigkeit und der Richtung des KSP beim Absprung abhängig (SONNENBICHLER, 1999).

Ziel des Anlaufes und der Absprunggestaltung ist es, eine optimale Stellung des Angreifers zum Ball zu erreichen und die Sprunghöhe zu maximieren. Weiterhin wird versucht, den Ball zum Zeitpunkt der maximalen Sprunghöhe zu treffen.

2.2.3 Stemmschrittgestaltung

Die Hauptaufgabe des Stemmschrittes ist die Überführung von horizontaler Geschwindigkeit des KSP in vertikale Geschwindigkeit. Der Stemmschritt beim Angriffsschlag kann auf unterschiedliche Weise durchgeführt werden. Zwei Haupttechniken haben sich über die Jahre herausgebildet. Die eine Technikvariante ist das Einstemmen oder die „Step-close-Technik“ (COUTTS, 1982). Hierbei erfolgt ein Schrittrhythmus in der Form von rechts-links-rechts-links bei Rechtshändern und links-rechts-links-rechts bei Linkshändern. WEISHOFF (2002) bezeichnet diese Technik als „Three-step-approach“, weil sie der Meinung ist, dass der dritte und der vierte Schritt bei dieser Technik nahezu gleichzeitig ausgeführt werden sollten und man daher die letzten zwei Schritte als einen Schritt bezeichnen könnte.

Durch ein langes dynamisches Einstemmen über die Ferse des Stemmbeines wird der KSP weit abgesenkt. Die bewusste Betonung des Fersen-Zehen-Kontaktes der Füße führt zu einem relativ langen Stemmschritt. Je größer die Schrittlänge wird, umso deutlicher ist das Aufsetzen des Fußes auf der Ferse zu beobachten. Beim schnellen Nachsetzen wird das Beistellbein am eingestemmt Bein vorbeigeführt. Durch das Aufsetzen des Beistellbeines wird die hauptsächlich horizontale Vorwärtsbewegung des KSP gestoppt, die kinetische Energie überträgt sich auf die Hüfte und bewirkt eine Rotation des KSP um den Bodenkontaktpunkt und dadurch ein Anheben des KSP. Durch geeigneten Einsatz von Beinen und Hüfte wird diese Rotation in eine Translation in vertikale Richtung überführt. Die genaue Bewegungsrichtung des KSP wird über die Koordination der Beinwinkel bestimmt. Der lange Stemmschritt ermöglicht nicht nur eine stärkere Rückwärtsverlagerung des KSP, sondern auch eine Verlängerung des Beschleunigungsweges für den Schwung- und Schlagarm. Da die Maximierung des Beschleunigungsweges der Arme eine ungünstige Vorwärtsrotation des Oberkörpers erzeugt, wird diese durch das Vorführen der Beine ausgeglichen (TILP, 2004). Durch das Eindrehen des nachgeführten Beistellbeines ergibt sich eine leichte Schrittstellung. Je weiter das Beistellbein vor oder zumindest neben den KSP gebracht werden kann, desto besser kann die Schlagarmschulter aufgedreht und in eine optimale

Position zum heranfliegenden Ball gebracht werden. So kann einerseits eine bessere Stabilisierung erreicht und andererseits der mögliche Schlagwinkel vergrößert werden. Diese Technik wird insbesondere dort angewendet, wo maximale Sprunghöhen erzielt werden sollen. Dieses ist vor allem beim Angriff über die Außenpositionen und beim Außenblocksprung gegen einen hohen Angriff der Fall (SONNENBICHLER, 1999; MEUSEL, 2006). WEISHOFF (2002) fasst diese Bewegung kurz zusammen. Sie gibt an, dass der erste Schritt den KSP vorwärts bewegt und den Angreifer in eine gute Ausgangsposition und Ausgangslage bringt, um den zweiten Schritt zu beginnen. Der zweite Schritt ist schneller und länger als der erste. Hier werden die Geschwindigkeit, die Höhe und die Trajektorie des Systems beeinflusst und ausgerichtet. Der dritte Schritt, bei dem sie – wie oben beschrieben – Schritt drei und vier zusammenfasst, wäre der kritischste, weil hier der Sportler die letzten Veränderungen vornehmen kann und die „Feinabstimmung“ des Sprunges und die Ausrichtung zum Ball endgültig erfolgt. Nach WEISHOFF (2002) sollte der dritte Schritt (rechtes Bein oder Stemmbein) mit einem Winkel von ca. 45° zum Netz mit der Ferse zuerst aufgesetzt werden. Dann sollte über den Vorfuß abgerollt werden. Der linke Fuß wird kurz danach mit der Fußspitze zuerst und senkrecht zum Netz aufgesetzt. Hier widerspricht die Autorin der gängigen Literatur, die eine Fußstellung des Beistellbeines beschreibt, die etwa parallel mit der Netzkante sein soll oder eine parallele Fußstellung bis zu einem leicht eingedrehten Winkel der beiden Beine beim Absprung empfiehlt. Die Abbildungen bei WEISHOFF (2002) zeigen jedoch wieder genau diese Technik, so dass von einem Fehler in der schriftlichen Technikbeschreibung ausgegangen wird.

Eine weitere Variante ist das Einspringen oder die „Hoptechnik“ (COUTTS, 1982). Diese zeichnet sich durch eine Flugphase und eine anschließende kurze Bodenkontaktzeit aus. Durch das Auftreffen auf dem Boden wird die Sprungmuskulatur in eine erhöhte Vorspannung gebracht, aus welcher ein schneller Sprung resultiert. Das Einspringen und Abspringen läuft dabei nur über die Fußballen ab, wobei die Wadenmuskulatur stark beansprucht wird. Durch das kurze Einspringen wird der Körper bewusst in eine Rücklage gebracht und der KSP schnell und kurz abgesenkt. Diese Technikvariante ist besonders bei Schnellangriffen von Vorteil (SONNENBICHLER, 1999; MEUSEL, 2006). Beide Technikvarianten haben gemeinsam, dass die Arme zum Zeitpunkt der Beinstreckung zurückgeführt werden, eine Extension der Schulter wird durchgeführt (COLEMAN ET AL., 1993).

COUTTS (1982) definiert dazu die so genannte „Closing Time“, die Zeitspanne zwischen dem Aufsatz des Stemmbeines und des Beistellbeines. Bei der klassischen „Step-Close-Technik“ gibt es einen zeitlichen Versatz zwischen dem Aufsatz des Beistellbeines und des Stemmbeines. Diese Technik ist nach LINK & LAMES (2006) primär bei Außenangreifern in der Halle vorzufinden. Die „Hop-Technik“, welche häufig von Mittelangreifern bevorzugt wird, zeichnet sich durch ein beidbeiniges Einspringen und ein nahezu gleichzeitiges Aufsetzen des Stemm- und Beistellbeines aus. Dieses führt auf dem Hallenboden „... zu einer kürzeren Bodenkontaktzeit, durchschnittlich höheren Bodenreaktionskräften und einem größeren Kraftmaximum bei gleich bleibendem Impuls und gleicher resultierender Sprunghöhe.“ (ebd.). Diese beiden Unterscheidungen stimmen mit den oben aufgeführten unterschiedlichen Stemmschritten überein.

Generell unterscheiden sich die Bewegungsmuster beim Anlauf des Angriffsschlages, da Parameter, wie Schnelligkeit und Geschwindigkeit des Angreifers, Passart und Passgenauigkeit, das Angriffstempo und Rechts- oder Linkshändigkeit des Angreifers, den Anlauf direkt beeinflussen.

2.2.4 Der Sprung

Die Autoren NICHOLLS (1973), COLEMAN ET AL. (1993) und WEISHOFF (2002) sind sich einig, dass bereits während der letzten Schritte des Anlaufes die Schulter des Schlagarmes zurückgeführt wird. Vor dem Verlassen des Bodens soll sich der Sportler nach WEISHOFF (2002) in einer sitzenden Position befinden. Sie schreibt wörtlich „... the more bend in the legs, the higher the jump...“ (WEISHOFF, 2002, S.210). NICHOLLS (1973) empfiehlt explizite Winkel für die Gelenke der Hüfte, des Knies und des Sprunggelenkes von 95°, 100° und 80° in dieser Phase. Der KSP soll nach COLEMAN ET AL. (1993) hinter der Linie sein, die die Fersen miteinander verbindet, um die Horizontalgeschwindigkeit des KSP abzubremsen und die exzentrische Belastung zu fördern und dadurch den Sprung vorzubereiten. Im Anschluss wird eine schnelle Extension von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk durchgeführt und damit der KSP vertikal beschleunigt. Gleichzeitig mit der schnellen Extension von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk wird der Schulterwinkel weiter geöffnet. Die linke Schulter ist bei Rechtshändern zu diesem Zeitpunkt näher am Netz als die rechte Schulter. Bei Linkshändern entsprechend umgekehrt. Nach dem Absprung werden die Arme über den Kopf geführt und

die Schlagposition eingenommen. Wie die Angreifer springen, hängt von den oben beschriebenen Parametern ab. Ein Vorderfeldangreifer springt in der Regel eher vertikal, ein Hinterfeldangreifer stärker horizontal ab.

2.2.5 Schwungarmeinsatz und Schlagausführung

Die positive Wirkung des Schwungholens durch die Arme beim Absprung ist in verschiedenen Studien untersucht und bestätigt worden (z.B.: LEES & BARTON, 1996; FELTNER, FRASCHETTI & CRISP, 1999).

Der Armschwung beim Volleyballangriffsschlag soll es dem Angreifer ermöglichen, den Ball am höchstmöglichen Punkt zu treffen und seine maximale Schlagkraft zu entwickeln. Nach WEISHOFF (2002) ist der Armschwung hoch individuell:

„Although some [arm swings] are not biomechanically perfect, all have been successful for elite athletes. What may work for one athlete may not work for another, and what causes pain in some athletes may not cause pain in others.“ (WEISHOFF, 2002, S. 210).

Trotzdem soll hier eine kurze allgemeine Beschreibung der Grundbewegung erfolgen.

Das dynamische Vorschwingen beider lang gestreckter Arme erfolgt dicht am Körper vorbei und zeitgleich mit dem Abspringen. Eine günstige Ausgangsposition für den Angriffsschlag wird nach dem Absprung durch die Überstreckung der Hüfte, die Rotation des Oberkörpers und die Zurücknahme des Schlagarmes mit einem hohen Ellbogen erreicht. Der Unterarm und das Handgelenk werden dabei in Richtung Schulter und Kopf nach hinten geführt. Diese Bewegungen erzeugen einen Teildrehimpuls und müssen laut Impulserhaltungsgesetz ausgeglichen werden. Da der Athlet keinen Kontakt zur Spielfläche hat, erfolgt dies durch eine Hüftstreckung und eine Flexion der Kniegelenke. Bei der Schlagausführung wird diese Bogenspannung wieder aufgelöst. Der Angreifer bringt zuerst die Schulter, dann den Schlagarm dynamisch mit einer aktiven Streckung des Ellbogengelenkes nach vorn. Bei lang gestrecktem Arm wird das Handgelenk beim Auftreffen der Hand auf den Ball abgewinkelt. Die Bewegung des Schlagarmes wird durch das kontralaterale Bein und das gleichzeitige Absenken des Schwungarmes ausgeglichen. Diese Überkreuzkoordination ist reflexgesteuert (TILP, 2004). Zu diesen allgemeingültigen Bewegungsmerkmalen der Schlagausführung

kommen noch Besonderheiten bei der Ausführung verschiedener Angriffsschläge, wie zum Beispiel dem Lob, dem verdeckten Angriffsschlag oder dem Angriff in Drehrichtung, hinzu. Diese technischen Besonderheiten hat SONNENBICHLER (2000) detailliert dargestellt.

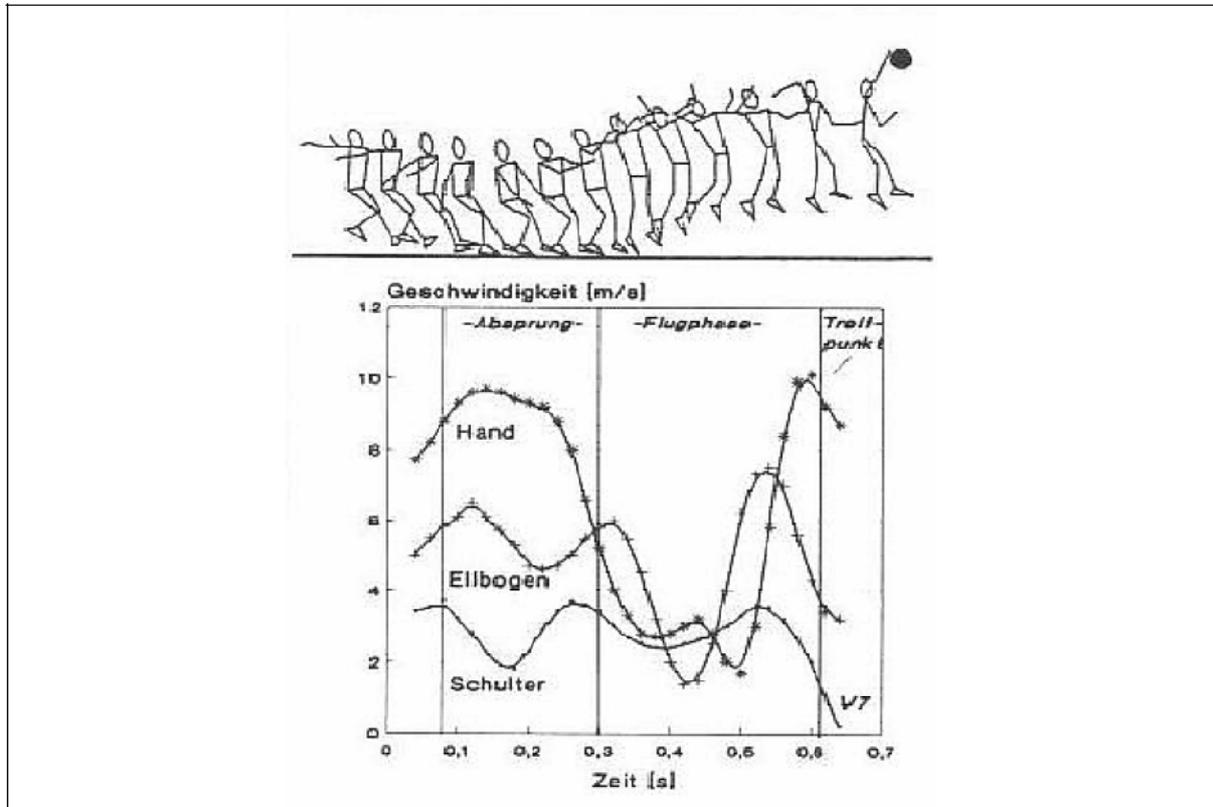


Abbildung 3: Zeitlicher Verlauf der Geschwindigkeit von Schulter-, Ellenbogengelenk und Mittelhand beim Schmetterschlag

Quelle: KOLLATH (1996), S.164

2.2.6 Ballkontakt

Die aus der Schlagauführung resultierende Ballgeschwindigkeit, die so genannte Schlaghärte, ist abhängig von der Handlungshöhe, der Schlagtechnik (Kraft, Peitscheneffekt) und der Genauigkeit, mit der der Spieler den Ball trifft (SONNENBICHLER, 2000). Die Handlungshöhe wird mit aufgeführt, weil nur ein Schlag, bei dem der Ball oberhalb der Netzkante getroffen wird, in direkter Linie nach unten in das gegnerische Spielfeld geschlagen werden kann. Dabei wird der Gegner durch die erhöhte Geschwindigkeit des Balles und der Zielgenauigkeit unter Druck gesetzt. Ein Ball, der unterhalb der Netzkante geschlagen wird, verliert durch seine Flugkurve beträchtlich an Geschwindigkeit und damit

an Härte. HEUCHERT (1978) merkt dazu an, dass es das Ziel sei, den Ball im höchstmöglichen Punkt zu treffen. Objektive Verluste ergeben sich aber u.a. aus der Notwendigkeit, den Ball mit einem Arm-Rumpf-Winkel (ARW) von 150-170° zu treffen. Dadurch verringere sich die Handlungshöhe zwangsläufig um 5-13 cm. Der Peitscheneffekt erklärt sich als ein „sequentielles Zeitmuster“ (KORTMANN, 1999, S. 3), bei dem zuerst der Rumpf (WEISHOFF, 2002), dann das Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenk während der Schlagphase nacheinander ihre Geschwindigkeitsmaxima erreichen. Sobald die Schulter ihre maximale Geschwindigkeit erreicht hat, beginnt sie langsamer zu werden und begünstigt damit das Geschwindigkeitsmaximum des Ellenbogens. Unmittelbar vor dem Ballkontakt erreicht dann das Handgelenk seine höchste Geschwindigkeit. KORTMANN (1999) wie auch SONNENBICHLER (2000) geben die effektive Ausführung dieser Sequenz als wichtigen Punkt zur Erreichung hoher Ballgeschwindigkeiten an. Der Ballkontakt findet vor der Frontalebene des Spielers statt. Die Schulter ist maximal gestreckt. Der Arm rotiert nach dem Ballkontakt weiter und wird erst seitlich des Körpers gestoppt (WEISHOFF, 2002).

2.2.7 Landung

Nach WEISHOFF (2002) sollte die Landung mit beiden Beinen erfolgen, da hier die Verletzungsgefahr geringer ist als bei der einbeinigen Landung. Je weiter ein Angreifer bei der Landung in den Knien federt, desto mehr Kraft kann er absorbieren. Allerdings nimmt hier mit zunehmender Beugung der Knie die Zeit zu, die der Angreifer benötigt, um wieder einsatzbereit zu sein. Bei der zunehmenden Geschwindigkeit in dem Sportspiel Volleyball ist daher ein starkes Beugen der Knie nicht möglich. Daher wird ein Teil der Kraft über den passiven Bewegungsapparat absorbiert, was einen weiteren Grund für Verletzungen bei der Landung darstellen könnte.

2.3 Stand der volleyballspezifischen Forschung

Im Volleyball ist die Sprunghöhe generell von besonderer Bedeutung, da die Sprunghöhe und die Handlungshöhe unmittelbar miteinander verbunden sind. Als Sprunghöhe wird in diesem Zusammenhang die Differenz der KSP-Höhe zwischen Anlauf und höchstem Punkt in der Flugphase bezeichnet. Die Handlungshöhe beschreibt die Reichhöhe der Schlaghand. Je größer die Handlungshöhe ist, desto größer ist auch die taktische Variabilität der Spieler (LINK & LAMES, 2006). Bereits HEUCHERT (1978) beschreibt das Ziel, dass der Ball beim Angriffsschlag

mit einem hohen Pass im höchstmöglichen Punkt getroffen werden soll. Daher ist eine Steigerung der Sprunghöhe von vorrangigem Interesse, denn die maximal mögliche Handlungshöhe eines Spielers ist direkt von der Sprunghöhe abhängig. Eine optimale Sprunghöhe wird nur erreicht, wenn die Horizontalgeschwindigkeit in Vertikalgeschwindigkeit umgewandelt wird und wenn der Kraftvektor der Bodenreaktionskraft möglichst in vertikaler Richtung am KSP angreift. Letzteres ist beim Vertikalsprung optimal gegeben.

Der Vertikalsprung ist Bestandteil vieler sportlicher Bewegungsabläufe. Daher wurden die biomechanischen Parameter des Vertikalsprunges bereits von vielen Autoren untersucht. Allerdings waren die meisten dieser Untersuchungen nicht sportartspezifisch, da die Sprünge aus einer standardisierten Startposition, wie dem Squat Jump oder dem Counter Movement Jump, durchgeführt wurden. Diese standardisierte Startposition erlaubte auf der einen Seite eine Vereinfachung der Datenanalyse, da die Erhebung der Daten gut kontrolliert werden konnte und Störvariablen gut ausgeschaltet werden konnten. Auf der anderen Seite konnten die sportartspezifischen Bedingungen bei diesem Verfahren nicht komplett reproduziert werden.

Die folgende Literaturanalyse stellt den aktuellen Stand zu den Themen Vertikalsprung und Ausholbewegung beim Vertikalsprung sowie zum Volleyballangriffsschlag dar. Sie wird thematisch in verschiedene Bereiche unterteilt. Zunächst werden taktische Untersuchungen beim Volleyball betrachtet, da diese nicht direkt eine detaillierte Bewegungsanalyse zum Ziel haben, aber ein grundlegendes Verständnis für die hier betrachtete Bewegung vermitteln. Anschließend werden weitere kognitive Aspekte des Vertikalsprunges vermittelt, woran sich die spezielleren biomechanischen Aspekte des Vertikalsprunges anschließen. Diese Grundlagen führen dann zur Technikanalyse beim Volleyball. Im weiteren Verlauf werden einige Studien zur Modellierung von Sprungbewegungen vorgestellt. Um die Darstellung der Literatur zu vervollständigen und abzurunden, werden abschließend noch Arbeiten diskutiert, die sich mit Ballparametern in Zuspiel und Angriff beschäftigen.

So ergibt sich für die Struktur der Literaturbesprechung folgende Reihenfolge:

- taktische Untersuchungen
- koordinative Aspekte des Vertikalsprunges
- biomechanische Aspekte des Vertikalsprunges
- Technikanalyse beim Volleyball
- Modellierung von Sprungbewegungen
- Ballparameter in Zuspiel und Angriff

2.3.1 Taktische Untersuchungen

Im Folgenden werden Publikationen besprochen, die taktische Veränderungen in der Spielweise untersuchten.

Schon Ende der siebziger Jahre merkte HEUCHERT (1978) an, dass die Sprungbewegungen in den Sportspielen (Volleyball, Basketball, Handball und Fußball) an Effektivität zunehmen und daher die Bedeutung der Sprungbewegungen in den Sportspielen steigt. Der Autor analysierte die Häufigkeit von Sprungbewegungen im Volleyball und deren Effektivität. Laut HEUCHERT (1978) sprang ein Volleyballangreifer zwischen 100 und 150 Mal in einem 5-Satz-Spiel. Ein Drittel dieser Sprunghandlungen waren Angriffe und zwei Drittel waren Blocksprünge. Über 50% aller Technikhandlungen der Angriffsspieler entfielen auf Sprunghandlungen. 46% aller Angriffe führten direkt zum Punkterfolg, während nur 11% aller Blocksprünge sofort zum Punkterfolg führten. PAPAGEORGIU & SPITZLEY (2000) bezifferten die Sprunghäufigkeit von Außen- und Diagonalangreifern mit ca. 75 Sprüngen pro Stunde Spielzeit.

Zur Quantifizierung des Parameters „Sprunghöhe“ führte HEUCHERT (1978) den Begriff „reale Sprunghöhe“ ein. Die reale Sprunghöhe entspricht der Erhöhung des KSP (ebd.). Der Autor berechnet die reale Sprunghöhe für die Spielsportart Volleyball aus der Differenz zwischen Sprungreichhöhe und Reichhöhe im Stand. Laut HEUCHERT (1978) nehmen die Sprunghöhen in den Spielsportarten pro Olympiazzyklus um 4-6 cm zu. Dieses entspricht einer jährlichen Zuwachsrate von 1-1,5 cm im Mannschaftsdurchschnitt. Weiter stellte HEUCHERT (1978) fest, dass speziell in der Sportart Volleyball eine stetige Leistungssteigerung bei Sprüngen mit

Anlauf erfolgte, andererseits eine Stagnation in der Leistungsentwicklung bei Sprüngen aus dem Stand zu erkennen war.

PAPAGEORGIU & SPITZLEY (1986) veröffentlichten eine Untersuchung, welche die angewandten Spieltechniken und deren Varianten bei den Olympischen Spielen 1984 quantitativ wiedergaben. Bei 10.949 Aktionen von sieben verschiedenen Nationalmannschaften setzte sich der Angriff mit 22,8 Prozent an die Spitze der Häufigkeitsverteilung, dicht gefolgt vom Zuspiel mit 21,5 Prozent. Die Autoren gingen noch detaillierter vor. So wurden die Angriffstechniken nach ihren Häufigkeiten, wie in Tabelle 1 dargestellt, aufgegliedert. Der frontale Angriff war der am häufigsten genutzte Angriff bei den Olympischen Spielen 1986. Dabei stellte sich heraus, dass die Position IV am häufigsten als Angriffsort gewählt wurde. Die Positionen 3 und 2 folgten mit 29,7 und 18,1 Prozent. Der Anteil der Hinterfeldangriffe betrug zu dieser Zeit 11,2 Prozent.

Tabelle 2: Häufigkeitsverteilung der angewandten Angriffstechniken

Angriffstechnik	Häufigkeit absolut	Häufigkeit prozentual
Spike frontal	1435	57,6
Spike mit Drehung	587	23,5
Spike Handgelenk	44	1,8
Drive frontal	49	2,0
Angriffsfinte	251	10,1
Stellerfinte	73	2,9
Dankeball	54	2,2
Gesamt	2493	100,0

Quelle: Papageorgiou & Spitzley (1986), S. 88

PAPAGEORGIU & LEITZGEN (1986) analysierten anhand von Videoaufzeichnungen des „5. Nationenturniers der Damen“ in Bremen im Jahr 1984 die Häufigkeit und Effektivität der Angriffskombinationen. Im Bereich der einfachen Angriffe, das bedeutet, dass der Angreifer mit seinem Anlauf erst nach dem Zuspiel begann, wurden mehr als die Hälfte der Angriffe (59,1%) über die Position IV abgeschlossen. Der frontale Pass nahm mit einer Häufigkeit von 86,2 Prozent die Spitzenposition ein. Das hohe Zuspiel war, wie auch bei den Herren, sehr effektiv. Sowohl die Herren als auch die Damen konnten bei den einfachen Angriffen durch ein hohes Zuspiel über die linke Seite am meisten punkten. Aus diesen Gründen werden im

Folgenden nur quantitative Untersuchungen der Herrenmannschaften verwendet und in die Betrachtung einbezogen.

PAPAGEORGIU & TIMMER (1990) untersuchten die Sprunghäufigkeit im Wettkampf bei 13 Herren-Bundesligaspielen der Saison 1986/1987. Sie registrierten in insgesamt 20 Sätzen 3561 Sprünge. Nach den genannten Autoren ist jeder zweite Sprung im Wettkampf ein Blocksprung. Die Mittelblocker führen, bezogen auf die Spielsituation, die meisten Sprünge aus. Im statistischen Mittel führen sie 89 Sprünge pro Stunde effektiver Spielzeit aus. Pro Netzpassage entspricht dieser Wert acht Sprüngen in einer mittleren zeitlichen Dichte von 20s. Zum Vergleich springen Basketballer etwa 85-95 mal, Fußballer 15-20 mal und Handballer 4-5 mal pro Spiel (KOLLATH, 1996). Dem genannten Autor zufolge ist Volleyball das Sportspiel mit der größten Sprunghäufigkeit.

Zehn Jahre nach PAPAGEORGIU & LEITZGEN (1986) veröffentlichten FRÖHNER ET AL. (1996) eine Zusammenfassung des technisch-taktischen Leistungs- und Entwicklungsstandes im internationalen Spitzenvolleyball. Von den genannten Autoren wurden die technisch-taktischen Entwicklungen über einen längeren Zeitraum untersucht. Eine Analyse der Angriffsgestaltung nach einer gegnerischen Aufgabe (Komplex I) zeigte, dass die Abstimmung zwischen dem ersten Angreifer, welcher versucht, einen Blockspieler an sich zu binden, und dem zweiten Angreifer durch Fähigkeiten des Zuspielers ergänzt wurde. Dieser ist nun bemüht, die Zuspielrichtung und den Zuspielort möglichst spät erkennbar zu machen. Des Weiteren wurde die Vielfalt im Angriffspiel auf maximal zwei Angriffsvarianten eingegrenzt. 70 bis 80 Prozent aller Angriffe wurden über die erste Angriffswelle, über die Außenpositionen 4/2 und über die Position 1 aus dem Hinterfeld abgeschlossen. Beim Angriffsaufbau nach eigenem Aufschlag (Komplex II) wurden hauptsächlich hohe und halbhohes Pässe auf die Position IV gestellt. Die Verteilung und die Entwicklung des Angriffes im Komplex II seit den Olympischen Spielen 1992 werden in der Abbildung 4 dargestellt. Die Ursache dieser Entwicklung lag in der Qualität der Annahme des Balles. Die Abwehr der meisten Bälle in das Mittelfeld bedingte das Zuspiel nach außen. Die „Spieler auf diesen Positionen tragen damit die Hauptverantwortung für die Effektivität in diesem Spielkomplex“ (FRÖHNER ET AL., 1996, S. 98).

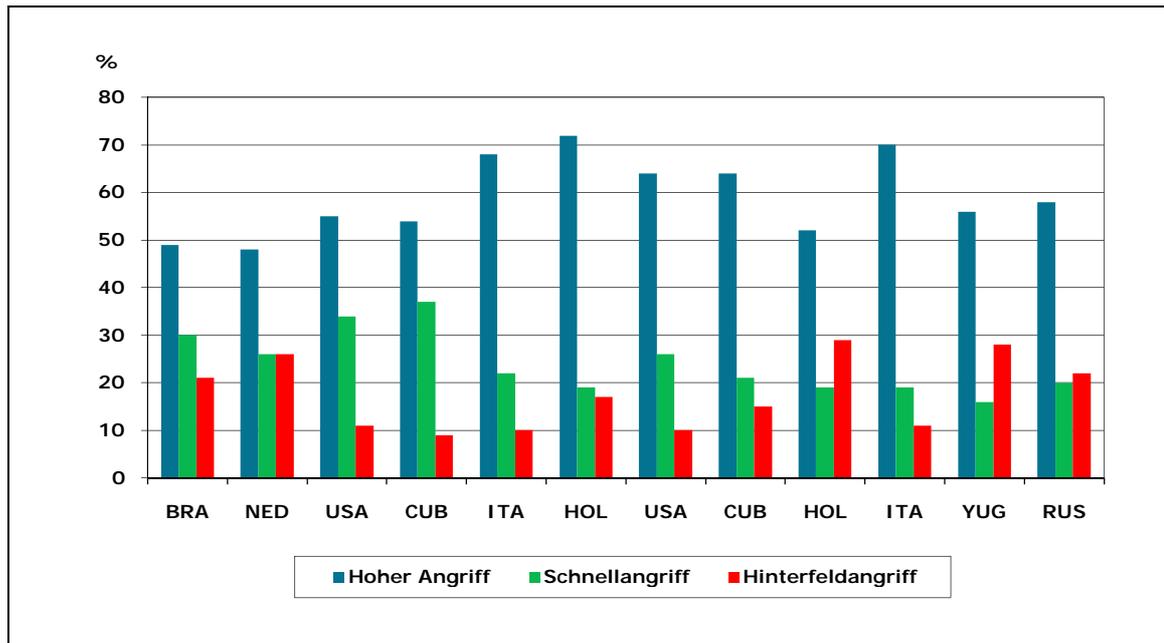


Abbildung 4: Verteilung des Angriffs im Komplex II nach Hauptkategorien (in %) von den OS 1992, der WM 1994 und den OS 1996

Quelle: Eigene Darstellung nach: FRÖHNER ET AL. (1996)

Zahlen zur Passverteilung im Leistungsvolleyball der Herren erhob ZIMMERMANN (2005). Die quantitative Auszählung der drei Erstplatzierten bei den Olympischen Spielen 2004 sicherte die Vergleichbarkeit auf höchstem Niveau des Volleyballspieles. Wie die Abbildung 5 verdeutlicht, ähnelten sich die Häufigkeiten der Passverteilungen unter Berücksichtigung individueller Besonderheiten der Mannschaften. Der Außenangriff setzte sich mit 30, 31 bzw. 35 Prozent deutlich von allen anderen Angriffen der drei aufgeführten Mannschaften ab (ZIMMERMANN, 2005).

Die aktuellsten Zahlen zur Passverteilung im Spitzenvolleyball der Herren wurden von KUHLMANN ET AL. (2008) dargestellt. Die quantitative Auszählung der Angriffsverteilung am Netz bei der Weltmeisterschaft im Jahre 2006 und der Jugendweltmeisterschaft im Jahre 2007 hebt die Bedeutung der Angriffsposition IV hervor, auf der der Hauptanteil aller Angriffe abgeschlossen wird. Die Autoren bezifferten für die WM 2006 den durchschnittlichen Punktanteil des Blockes auf 10%, den des Aufschlages auf 4%, den des Angriffes auf 59% und den Anteil für „Fehler Gegner“ auf 25%. Die Analyse der Angriffsverteilung bei der WM 2006 am Netz ergab, dass bei diesem Turnier 30 bis 40% aller Angriffe über die Position IV gespielt wurden. Als Weltmeister des Jahres 2006 spielte Brasilien 35% aller Angriffe über diese Position. Im Nachwuchsbereich stieg der prozentuale

Anteil der Angriffsschläge weiter an und kann bis zu 50% betragen. Im Jahr 2007 hat die iranische Jugendmannschaft 43% aller Angriffe über die Position vier gespielt.

Bezogen auf die unterschiedlichen Spielerprofile tragen beide Außenangreifer in mehr als 90% der Angriffshandlungen mit ihrem technisch-taktischen Handlungsprofil die Hauptlast auf dieser Position.

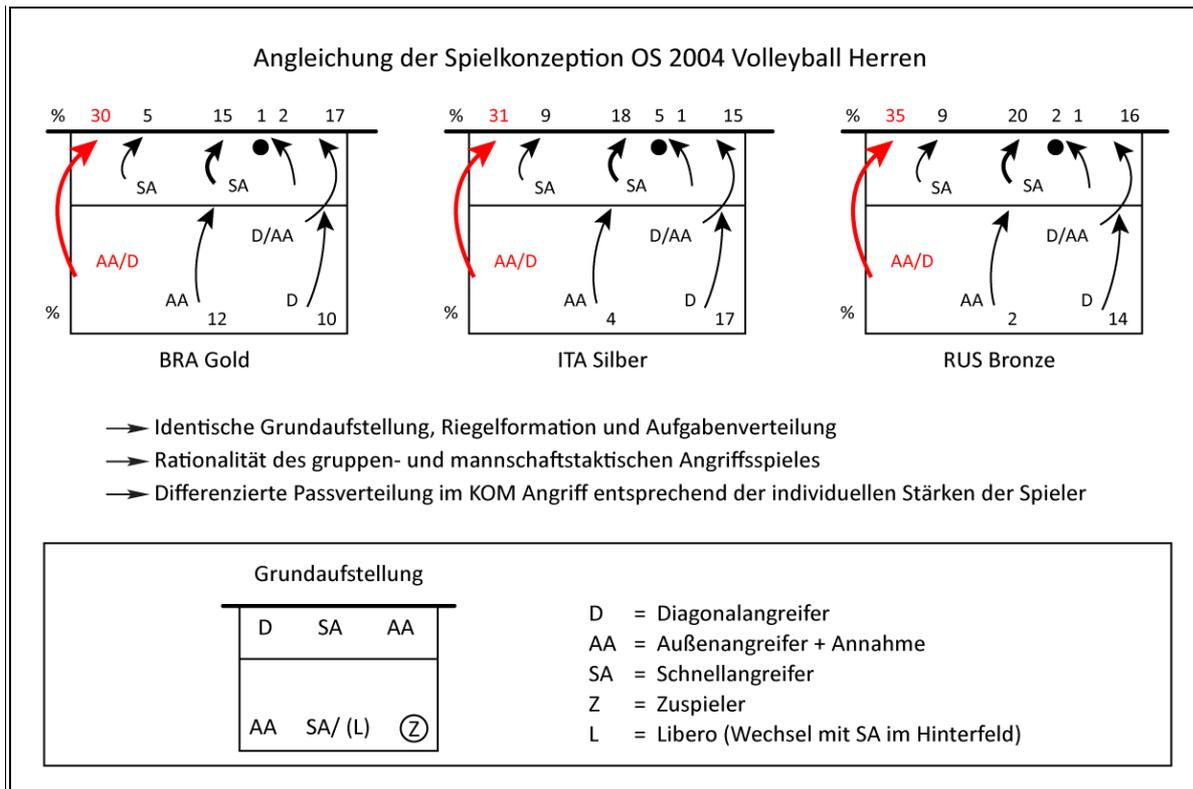


Abbildung 5: Angleichung der Spielkonzeption bei den Olympischen Spielen 2004

Quelle: Eigene Darstellung nach ZIMMERMANN (2005)

Eine Erklärung für die große Häufigkeit des Angriffes über die Außenpositionen fanden KAO ET AL. (1994) durch eine Simulationsstudie. Sie berechneten den optimalen Abschlagort für einen Angriffsschlag gegen einen Zweierblock. Als „optimal“ wurde dabei jener Punkt definiert, von dem der Angreifer aus 3m Höhe den größtmöglichen offenen Angriffswinkel gegen einen zentralen Doppelblock hatte. Der offene Angriffswinkel addierte sich aus dem Winkel ABC, welcher die offene Diagonale beschreibt, und dem Winkel AEF, der die offene Linie darstellt (s. Abbildung 6). Der optimale Abschlagort befindet sich demnach mit einem offenen Schlagbereich von 30° in einem Bereich, der zwischen 1,6 m bis 2,5 m hinter der

Mittellinie und 0 m bis 1,5 m von der Seitenlinie entfernt liegt. Aufgrund der Symmetrie gilt dieses sowohl für die Position 2 als auch für die Position IV.

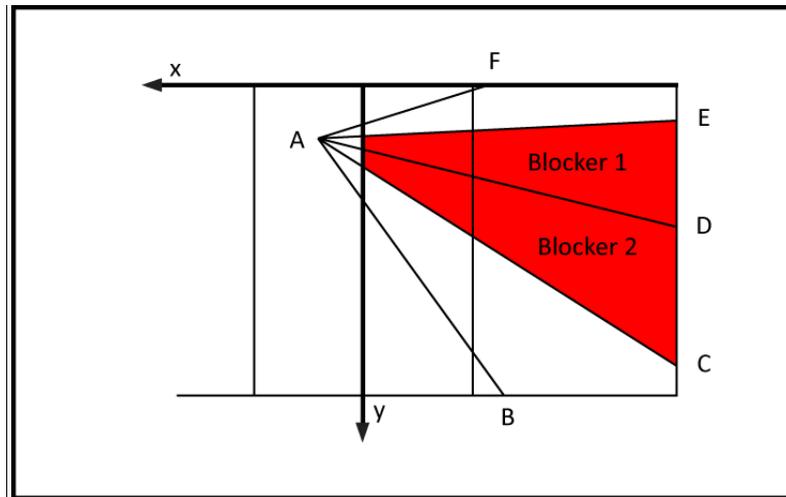


Abbildung 6: Schematische Darstellung der offenen Angriffswinkel ABC und AEF

A = Position des Angreifers, Blockschatten rot unterlegt

Quelle: Eigene Darstellung nach RIESNER (2007)

Betrachtet man die Ergebnisse der oben angeführten Untersuchungen im taktischen Bereich in zeitlicher Reihenfolge, zeigt sich eine Veränderung der Spielweise über die Jahre. Das Spiel wird schneller, und der Anteil an Angriffen über die Position IV nimmt zu und deren Effektivität steigt. Die Bedeutung dieser Position steigt entsprechend an. Eine eingehende dreidimensionale biomechanische Analyse des Angriffes über die Position IV erscheint daher notwendig.

2.3.2 Koordinative Aspekte des Vertikalsprunges

Die koordinativen Aspekte des Vertikalsprunges wurden von Autoren wie BOBBERT & VAN INGEN SCHENAU (1988) und VAN INGEN SCHENAU (1989) bereits vor über 20 Jahren untersucht. Die Ergebnisse dieser Studien zeigten, dass die eingelenkigen Muskeln so viel Energie wie möglich vor dem Absprung umsetzen müssen, um eine optimale Sprunghöhe zu erreichen. Weiter müssen die zweigelenkigen Muskeln (z.B. *mm. rectus femoris*) diese Energie von Gelenk zu Gelenk weiterleiten, damit die Energie optimal genutzt werden kann. Dieses erfolgt durch eine sequentielle Aktivierung der Muskulatur, von proximal nach distal. Die

maximalen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten erfolgen jedoch gleichzeitig ca. 20 ms vor dem Verlassen des Bodens.

Weitere Arbeiten im Bereich Koordination beim Vertikalsprung zeigen, dass das zentrale Nervensystem (ZNS) in der Lage ist, kontrollierte Bewegungen zu produzieren, um eine maximale Sprunghöhe zu erreichen. LE PELLE & MATON (2002) erklären in ihrer Studie, dass eine kontrollierte Bewegung in horizontaler Richtung stattfinden müsse, um eine maximale Vertikalhöhe zu erreichen. Diese Bewegung in horizontaler Richtung verursache eine Impulsoptimierung und folglich eine optimale Sprunghöhe. Nach den genannten Autoren ist die Amplitude dieser kontrollierten Bewegung abhängig vom Ziel des Sprunges.

In Laborstudien zeigt sich, dass die erforderliche Energie bei zweigelenkigen Muskeln von Gelenk zu Gelenk weitergeleitet werden muss, um eine optimale Sprunghöhe beim Vertikalsprung zu erreichen. Dieses erfolgt durch eine sequentielle Aktivierung der Muskulatur von proximal nach distal. Die maximalen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten erfolgen jedoch gleichzeitig. Ob dieses in gleichem Maße für den Angriffsschlag zutrifft und entsprechend im Wettkampf auch so durchgeführt wird, ist für eine Vergrößerung der Sprunghöhe beim Angriffsschlag eine wichtige Fragestellung.

2.3.3 Biomechanische Aspekte des Vertikalsprunges

Es gibt eine große Anzahl an Studien in der Literatur, die sich mit biomechanischen Aspekten, Variablen des Sprunges und mit Sprungtechniken beschäftigten. Allerdings gibt es nur wenige Untersuchungen, welche die Ausholbewegung der Arme betrachten.

Den Einfluss der Armbewegung beim Counter-Movement-Jump untersuchten Autoren wie FELTNER, FRASCHETTI & CRISP (1999), HARMAN ET AL. (1990) und LEES & BARTON (1996). Die Ergebnisse zeigten für Sprünge mit einer gut koordinierten Armbewegung beim Abheben eine signifikant höhere vertikale Geschwindigkeit des KSP als bei Sprüngen mit weniger gut koordinierter Armbewegung. Außerdem wurde gezeigt, dass durch veränderte Gelenkwinkelverläufe die Muskulatur höhere Gelenkmomente erzeugen konnte, was letztlich auch zu einer höheren Bodenreaktionskraft führte.

ASHBY & HEEGAARD (2002) untersuchten den Einfluss der Armbewegung beim Weitsprung aus einer stehenden Ausgangsposition. Hier führte der Armeinsatz zu einer erhöhten Geschwindigkeit beim Abheben, zu einer größeren Horizontalverlagerung des KSP vor dem Abheben und zu einer besseren Positionierung des KSP bei der Landung.

HUSTON, VIIBERT, ASHTON-MILLER & WOJTYS (2001) benutzten ein zweidimensionales Bewegungsanalysesystem, um Unterschiede in der Knieflexion zwischen Herren und Damen bei Drop-Jump-Landungen aus unterschiedlichen Höhen zu untersuchen. Sie stellten fest, dass es signifikante geschlechtsspezifische Unterschiede bei der Knieflexion während der Landung gibt. Der größte Unterschied ergab sich bei einer Landung aus 60 cm Höhe. Hier landeten die Herren mit einem Kniewinkel von 16°, während die Damen mit einem Kniewinkel von 7° landeten. Aber auch bei Landungen aus 40 cm Höhe konnten Unterschiede festgestellt werden. Die Damen landeten hier ebenfalls mit deutlich gestreckteren Knien als die Herren. Bei dem maximalen Winkel der Knieflexion nach der Landung ergab sich kein geschlechtsspezifischer Unterschied.

DECKER ET AL. (2003) und SALCI ET AL. (2004) untersuchten die Unterschiede bei den Landungsstrategien zwischen männlichen und weiblichen Probanden. Durch die Analyse von Variablen wie Hüft- und Kniewinkel, Winkelgeschwindigkeiten und Drehmomenten der Oberschenkelmuskulatur wurde festgestellt, dass die weiblichen Probanden andere Landungsmuster zeigten als die männlichen Probanden. Die Damen landeten aufrechter als die Herren. Dieses Phänomen wurde dadurch erklärt, dass durch die geringere Kraft der vorderen Oberschenkelmuskulatur der Damen die Energie nicht so effektiv von dieser absorbiert werden konnte. Hieraus resultierte eine geringere Kniebeugung. Diese geringere Kniebeugung wurde auch als Ursache für die größere Anzahl an Verletzungen des vorderen Kreuzbandes bei den Damen angenommen.

CAMPOS & MENZEL (2003) sowie GAJEWSKI & WIT (1996) zeigten mit ihren Studien, dass auch anthropometrische Parameter die Durchführung und Ergebnisse von Vertikalsprüngen beeinflussen können. Parameter, wie beispielsweise die Flexibilität des Schultergelenkes, können die Ergebnisse des "Jump-and-Reach-Tests" verändern. Dieses erscheint besonders interessant, da beim „Jump-and-Reach-Test“, ähnlich wie beim Volleyball-Angriffsschlag, zusätzlich zur Aufgabe, eine maximale Sprunghöhe zu erreichen, die koordinative Anforderung zu erfüllen ist, mit der Hand im höchsten Punkt ein Ziel zu treffen.

DOWLING & VAMOS (1993) und ARAGON-VARGAS & GROSS (1997) wiesen darauf hin, dass auch die koordinativen Fähigkeiten erfasst werden müssen, um die Sprungbewegung besser verstehen zu können.

Bei Sprüngen mit gut koordinierter Armbewegung wird beim Absprung eine signifikant höhere vertikale Geschwindigkeit des KSP erreicht als bei Sprüngen mit weniger gut koordinierter Armbewegung. Dies führt zu einer höheren Sprunghöhe und damit zu einer größeren maximal möglichen Handlungshöhe bei Sprüngen mit gut koordinierter Armbewegung. Auch Parameter wie die Flexibilität des Schultergelenkes beeinflussen die maximal mögliche Handlungshöhe.

Die meisten Untersuchungen zu biomechanischen Parametern bei Sprüngen wurden im Labor durchgeführt. Es wurden nur wenige Felduntersuchungen veröffentlicht. Untersuchungen mit volleyballspezifischen Sprüngen, egal ob Labor- oder Feldstudien, sind in diesem Zusammenhang ebenfalls nur in geringer Anzahl vorhanden. Daher ist es notwendig, Studien durchzuführen, die unterschiedliche biomechanische Parameter betrachten und auch zu Bewegungsabläufen wie der Armausholbewegung exakte Daten liefern, um diese Bewegungsabläufe zu optimieren.

2.3.4 Technikanalysen beim Volleyball

Die bisherige spezifische Forschung zum Thema Bewegungsanalyse beim Volleyballsprung und zum Angriffsschlag im Volleyball ist zum größten Teil deskriptiver Art und unterscheidet sich damit grundlegend von der vorliegenden Arbeit. Eine dreidimensionale biomechanische Bewegungsanalyse des Angriffsschlages ist bisher nur von COLEMAN ET AL. (1993) durchgeführt worden. In diesem Abschnitt werden die wichtigsten Veröffentlichungen für diesen spezifischen Themenbereich in historischer Reihenfolge genannt.

So haben SAMSON & ROY (1976) eine Untersuchung zur den Winkelgeschwindigkeiten von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk durchgeführt und festgestellt, dass die meisten Spieler die maximale Winkelgeschwindigkeit des Sprunggelenkes erst erreichen, wenn kein Bodenkontakt mehr besteht. Sie vermuten, dass die Spieler eine höhere vertikale Geschwindigkeit des KSP erzielen könnten, wenn die Bewegungen der unteren Extremitäten

besser koordiniert würden. Die Methodik der Studie ist nicht klar beschrieben. Es scheint sich jedoch um eine zweidimensionale Analyse zu handeln, die mit nur einer Kamera durchgeführt wurde. An der Studie nahmen 11 Probanden teil, die der nationalen kanadischen Spitze angehörten.

HEUCHERT, VOIGT & WITTMANN (1978) veröffentlichten eine spezifische Untersuchung zum Absprung im Volleyball. Sie stellten fest, dass es einen Zusammenhang zwischen der Länge des letzten Schrittes vor dem Absprung und der Sprunghöhe bei 10- bis 12-jährigen Volleyballern gibt. Je länger dieser Schritt, desto größer die Sprunghöhe. Ab einer Schrittlänge von mehr als zwei Metern verringerte sich die Sprunghöhe jedoch wieder. Die größten Sprunghöhen wurden bei Schrittlängen zwischen 180 und 200 cm gemessen. Die Autoren stellten fest, dass mit der Vergrößerung des Schrittes auch eine Zunahme der Anlaufgeschwindigkeit und ein verstärktes Absenken des KSP verbunden waren. Eine genaue Darstellung dieses Zusammenhanges, wie z.B. die Berechnung eines Korrelationskoeffizienten, wurde nicht veröffentlicht. Weiterhin stellten die Autoren fest, dass eine Abhängigkeit zwischen Sprunghöhe und Kniewinkel besteht. Bei einem Kniewinkel von 93° bzw. 94° werden die höchsten Sprunghöhen erreicht, bei einem Winkel von 124° werden nur noch geringere Sprunghöhen erreicht. Ebenso wie bei der Schrittlänge werden keine exakten Zahlenwerte zu den Zusammenhängen dargestellt. Weiterhin muss berücksichtigt werden, dass es sich bei den Probanden um 10- 12-jährige Nachwuchsspieler handelte. Die Erkenntnisse der Studie können nicht ohne weiteres auf internationale Spitzenspieler übertragen werden.

NEEF & HEUCHERT (1978) konnten mit Hilfe mathematischer Modellrechnungen nachweisen, dass sich die Wahrscheinlichkeit für den Erfolg eines Angriffsschlages mit zunehmender Handlungshöhe von Angreifer und Block vergrößert. Als Hauptursache für dieses Phänomen ermittelten die Autoren die Vergrößerung der Teiltreffflächen neben dem Block. Als trainingspraktische Folgerung aus dieser Erkenntnis weisen sie darauf hin, dass die weitere Steigerung der Sprunghöhe ein notwendiger Faktor für ein erfolgreiches Spiel ist. Hieraus ergibt sich die Notwendigkeit, aktuelle Techniken zu überprüfen und Möglichkeiten zu erarbeiten, wie die Sprunghöhe und die Handlungshöhe weiter gesteigert werden können.

COUTTS (1980) hat die Bodenreaktionskräfte von acht Spielern der kanadischen Herrennationalmannschaft untersucht. Er zeigte, dass eine hohe interindividuelle Variabilität

in einigen biomechanischen Parametern bestand, obwohl die Stichprobe in Bezug auf die Leistungsfähigkeit sehr ähnlich war.

OLIVIER (1981) stellte in einer Untersuchung mit 151 Spielern fest, dass die günstigste Variante für die Absprungtechnik die Kombination von Zweitaktaufsatz und der Schrittfolge rechts-links für rechtshändige und links-rechts für linkshändige Spieler ist. Weiterhin stellte er fest, dass der Absprung als leistungsrelevanter Bestandteil der Gesamtbewegung des Angriffsschlages gesehen werden muss. Eine grundlegende dreidimensionale Analyse des Angriffsschlages, die auch den Anlauf und den Absprung umfasst, ist daher die konsequente Fortführung der volleyballspezifischen Forschung.

COUTTS (1982) hat zwei unterschiedliche Sprungtechniken beschrieben und untersucht. Einerseits die „Hop-Technik“, andererseits die „Step-close-Technik“, die nach PRSALA (1982) das erste Mal im Jahr 1967 in der Literatur beschrieben wurde. Das Ziel von COUTTS (1982) war es, Variablen der Bodenreaktionskraft zu finden, die sich bei einem Vergleich dieser Techniken signifikant unterscheiden. Es wurden insgesamt 15 Variablen der Bodenreaktionskraft untersucht. Es konnten keine signifikanten Vorteile einer Technik gegenüber der anderen Technik in Bezug auf die Sprunghöhe erkannt werden. Jedoch wurde erwähnt, dass die Hop-Technik durch die hohen Kraftspitzen und den größeren muskulären Einsatz schneller zu einer Ermüdung führen könnte. Dieses wiederum könnte zu einer höheren Verletzungswahrscheinlichkeit führen. Auf der anderen Seite könnte die Hop-Technik durch die relative Schnelligkeit taktische Vorteile in manchen Spielsituationen bringen.

Im gleichen Jahr, in dem COUTTS (1982) die Studie über Bodenreaktionskräfte veröffentlichte, erschien von PRSALA (1982) eine detaillierte Beschreibung einer aus seiner Sicht optimalen Technik. Ebenfalls enthalten ist hier eine Beschreibung diverser Technikfehler. Beides, sowohl Technikbeschreibung als auch die Beschreibung der Technikfehler, ist in unterschiedliche Phasen, die Anlaufphase, Vorbereitungsphase, Schlagphase und die Landung gegliedert. So wird beispielsweise dargestellt, dass nur ein kleiner Teil der Spieler in der Lage ist, ein exaktes Timing des Sprunges auszuführen. Der Hauptgrund hierfür liege darin, dass der Anlauf bereits inkorrekt ausgeführt werde. Dieses wiederum wurde damit begründet, dass fälschlicher Weise der maximale Sprung und die maximale Schlagkraft überbetont würden. Auch die „Step-close-Technik“ würde eine gute Technikentwicklung

verhindern. Die Hop-Technik wäre der „Step-close-Technik“ bei der Schulung vorzuziehen. Eine Begründung erfolgt in dem Artikel jedoch nicht. Es bleibt bei einer Meinungsäußerung, die nicht anhand von Daten belegt wurde. Bei der Fehlerbesprechung stellt PRSALA (1982) fest, dass es einer der häufigsten Fehler sei, zu früh zu springen und daher den Ball zu verfehlen. Weit weniger häufig würde zu spät abgesprungen. Dieser Fehler sei allerdings leichter durch eine Flexion im Ellenbogen auszugleichen als das zu frühe Springen. Dieses wurde von dem Autor mit der natürlichen Angst begründet, zu spät zu kommen und im nachhinein Fehler nicht mehr korrigieren zu können.

Die Koordination des Armzuges beim Angriffsschlag wurde von QUADE (1988) eingehend betrachtet. Er kam zu dem Ergebnis, dass die Koordination der Armbewegung für die Schlaghärte wichtiger ist als die Geschwindigkeit der Hand während des Balltreffzeitpunktes. Es ergab sich keine Korrelation von Handgeschwindigkeit und Ballgeschwindigkeit. Dieses wurde mit der Theorie begründet, dass der Schlagarm kurz vor dem Balltreffzeitpunkt versteift werde. Durch die Erhöhung der Masse müsse sich bei gleichem Impuls die Geschwindigkeit verringern. Wie viele Probanden untersucht wurden und welcher Leistungsklasse die Probanden angehörten, wurde nicht dokumentiert. Auch über das methodische Vorgehen wurde in der Studie nicht berichtet.

Elf Jahre nach COUTTS (1982) untersuchten VIITASALO & HÄMÄLÄINEN (1993) Bodenkontaktzeiten bei unterschiedlichen Sprüngen. Sie wählten Volleyballangriffsschläge, Blocksprünge und Drop Jumps aus verschiedenen Höhen sowie das Hürdenlaufen aus. Bei der Auswertung der Bodenkontaktzeiten konnten sie nachweisen, dass bei den Blocksprüngen die längsten Bodenkontaktzeiten mit 337-589 ms erreicht wurden. Beim Angriffsschlag und dem Hürdenlauf wurden Bodenkontaktzeiten von 254–329 ms erreicht. Die kürzesten Bodenkontaktzeiten wurden bei den Drop Jumps mit 212–225 ms gemessen. Hingegen waren die auftretenden Kräfte bei den Drop Jumps signifikant ($p < 0,01$) höher als bei den anderen Sprüngen. Die Autoren folgerten, dass es für das Volleyballtraining nicht sinnvoll sei, Drop Jumps aus einer Höhe von mehr als 45 cm durchzuführen, weil die auftretenden exzentrischen Kräfte dann so groß würden, dass kein zusätzlicher Nutzen für das Volleyballtraining zu erwarten sei.

COLEMAN ET AL. (1993) haben die kinematischen Aspekte des Volleyballangriffsschlages erstmals während eines Wettkampfes mit dem Ziel analysiert, nicht nur die

Bewegungstechnik zu beschreiben, sondern auch Zusammenhänge zwischen den oberen Extremitäten und der Schlaghärte sowie den unteren Extremitäten und der Sprunghöhe festzustellen. Hierfür analysierten sie je einen Angriffsschlag von 10 Angreifern. Die Ergebnisse wiesen darauf hin, dass ein enger Zusammenhang zwischen der vertikalen Geschwindigkeit des KSP beim Absprung und der maximalen Sprunghöhe bestehe ($r = 0,78$; $p < 0,01$). Bei der Analyse der Winkelgeschwindigkeiten von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk ergaben sich keine signifikanten Korrelationen zur Sprunghöhe. Beziehungen zwischen der Winkelkinematik des Schlagarmes und der Ballgeschwindigkeit nach dem Auftreffen der Schlaghand wurden ebenfalls analysiert. Es konnte jedoch nur eine signifikante Korrelation zwischen dem Betrag der Winkelgeschwindigkeit des rechten Humeruswinkels und der Schlaghärte ($r = 0,75$; $p < 0,01$) ermittelt werden. Eine signifikante Korrelation zwischen der Schlaghärte und den Winkelgeschwindigkeiten von Ellenbogen und Handgeschwindigkeit konnte nicht nachgewiesen werden. Auch die Oberkörperverwringung als Winkel zwischen Schulterachse und Hüftachse wurde betrachtet. Eine signifikante Korrelation zur Schlaghärte konnte jedoch ebenfalls nicht detektiert werden. Die Autoren begründen dieses damit, dass unterschiedliche Schlagrichtungen von Diagonal bis Longline betrachtet wurden. Bei den unterschiedlichen Richtungen träten jedoch auch unterschiedliche Winkelgeschwindigkeiten der Oberkörperverwringung sowie anderer Körperwinkel auf. Aus diesem Grunde konnten die Autoren keinen signifikanten Zusammenhang zwischen Schlaghärte und Oberkörperverwringung ermitteln. Weiterhin betrachteten die Autoren in ihrer Studie die Absprungtechnik. Alle untersuchten Probanden verwendeten die bereits beschriebene Step-Close Technik. Von allen während dieses Wettkampfes gefilmten Angreifern verwendete nur ein Sportler die Hop-Technik. Die Autoren folgerten daher, dass der Vorteil, den COUTTS (1982) der Hop-Technik zuschreibt, entweder nicht existiere oder aber von internationalen Spielern nicht wahrgenommen werde. Die Autoren beschreiben weiterhin einige Limitationen ihrer Studie. Aufgrund technischer Probleme war es nicht möglich, Anlauf und Absprung adäquat auszuwerten, da die Kameras eine zu lange Anlaufzeit benötigten. Weiterhin war es nicht möglich, die Kameras zu synchronisieren, was möglicherweise zu Messfehlern führte. Auch war die Geschwindigkeit der Kameras variabel, sie schwankte zwischen 98 und 98,8 Hz. Abschließend wurden Schwierigkeiten bei den Glättungs- und Filterroutinen beschrieben. Alle diese angesprochenen Probleme könnten nach Meinung der Autoren zu Fehlern in den Ergebnissen geführt haben.

DUFEK & ZHANG (1996) haben die Landestrategien beim Blocksprung mit Probandinnen einer Division I NCAA Volleyballmannschaft (n=7) in einer Längsschnittstudie über eine Saison untersucht. Es wurde ein System von zwei AMTI-Kraftmessplatten mit je 1000 Hz und eine Videokamera für die Videoaufzeichnung von der rechten Seite mit 200 Hz herangezogen. Es konnten drei abhängige Variablen identifiziert werden, welche den Aufprall bei der Landung abbilden können. Diese Variablen sind die erste und die zweite vertikale Kraftspitze sowie der Wert für die Auslenkung des Kniewinkels. Auch die Sprunghöhe wurde zusätzlich ermittelt. Während einer Saison wurden zu drei Zeitpunkten diese Daten aufgenommen und miteinander verglichen. Mit Hilfe der univariaten ANOVA konnte ein signifikanter Unterschied in der Auslenkung des Kniewinkels ($p < 0,05$) über die drei Messzeitpunkte im Saisonverlauf ermittelt werden, während es keine signifikanten Änderungen in der Sprunghöhe gab. Daher gehen die Autoren von einer Veränderung der Landemuster über den Saisonverlauf aus. Mit Hilfe der multiplen Regression wurde herausgefunden, dass die erste Kraftspitze am besten durch die Winkelgeschwindigkeit des Sprunggelenkes vorhergesagt werden konnte, während 98,3% der Varianz der zweiten Kraftspitze durch den Bremskraftstoß erklärt werden konnte. Für das Bewegungsausmaß der Knie konnte kein signifikanter Prädiktor gefunden werden. Ein signifikanter Zusammenhang zwischen der Auslenkung des Kniewinkels und der zweiten Kraftspitze wurde ermittelt. Dieses zeigten auch Untersuchungen von DUFEK & BATES (1990) sowie von DE VITA & SKELLY (1992). Sie fanden heraus, dass ein direkter Zusammenhang zwischen der Kniegelenkssteifigkeit und der vertikalen Bodenreaktionskraft besteht.

WEISHOFF (2002) veröffentlichte eine detaillierte Bewegungsbeschreibung des Angriffsschlages aus Trainersicht. Hier wird die von PRASLA (1982) geforderte Hop-Technik nicht mehr empfohlen.

SALCI, KENTEL, HEYCAN, AKIN & KORKUSUZ (2004) verglichen Bewegungsstrategien der Herren und Damen bei Landungen von Blocksprüngen und Angriffsschlägen auf College-Niveau an 8 männlichen und 8 weiblichen Probanden. Die Untersuchung wurde unter Laborbedingungen durchgeführt. Die Probanden sollten eine Landung aus einem Blocksprung oder einem Angriffsschlag simulieren. Dazu sprangen sie von einer Plattform aus 40 bzw. 60 cm Höhe auf eine Kraftmessplatte. Eine Übertragung der Bewegung in die Praxis erscheint jedoch durch den Versuchsaufbau schwierig. Es kann nicht angenommen werden, dass der

Bewegungsablauf beim Springen von einer Plattform dem Bewegungsablauf gleicht, der bei der Ausführung eines richtigen Schlages oder Blocks ausgeführt wird. Die Auswahl der Probandinnen und Probanden entsprach einer niedrigeren Spielklasse. Folgerungen auf den Bewegungsablauf von internationalen Spitzenspielern sollten aufgrund der Datenbasis der genannten Studie nicht abgeleitet werden, waren aber auch nicht die Intention der Studie.

TILMAN, HAAS, BRUNT & BENETT (2004) untersuchten Absprung- und Landetechniken bei Damenmannschaften durch Auszählung von Videoaufnahmen. Sie zeigten, dass im Damenvolleyball die Mehrzahl der Sprünge mit beiden Füßen ausgeführt wurde. Genauso verhielt es sich bei den Landungen. 35% der Landungen wurden mit dem linken Fuß zuerst ausgeführt, während 10% mit dem rechten Fuß zuerst ausgeführt wurden. Die übrigen Landungen – also die Mehrheit – wurden mit beiden Füßen gleichzeitig ausgeführt. Die Autoren stellten fest, dass diese Ergebnisse für Trainer nützlich sein können, um die Bewegungstechnik anzupassen, damit das Verletzungsrisiko für die Athleten sinkt.

TOKUYAMA, HIROTSUGU, IWAMOTO, TAKAOKA & OKUBO (2005) versuchten, sich mit Laboranalysen dem Angriffsschlag im Volleyball zu nähern. Sie entwickelten ein System, mit dem sie die Bewegung der unteren Extremitäten während der Sprungbewegung analysieren und vergleichen konnten. Sie nutzen hierfür das Vicon-Bewegungsanalysesystem mit sechs Kameras und ein individuell erstelltes Markerset mit 13 Markern. Ihre Ergebnisse zeigen, dass das von ihnen entwickelte System die Individualität der Angriffsschläge für die unteren Extremitäten „zufriedenstellend“ reproduzieren kann. Sie zeigten an sechs Probandinnen auf regionalem Niveau, dass die intraindividuelle Variabilität in der Bewegungsausführung zwischen zwei Messungen signifikant kleiner war als die interindividuelle Variabilität. Jedoch erscheint das verwendete Markerset mit 13 Markern der hochkomplexen Bewegung nicht vollständig gerecht zu werden. Mit einer höheren Anzahl an Markern an geeigneteren anatomischen Körperpunkten (anatomical landmarks) und einer größeren Anzahl an betrachteten Parametern, wäre die Bewegungsreproduktion sicherlich noch genauer und zufriedenstellender ausgefallen.

Fünfundzwanzig Jahre nach PRSALA (1982) und fünf Jahre nach WEISHOFF (2002) veröffentlichte der aktuelle Trainer der Herrennationalmannschaft der USA, McCUTCHEON (2007), eine weitere detaillierte Technikbeschreibung des Angriffsschlages, die sich in einigen Punkten von der Beschreibung PRSALAS (1982) unterscheidet. So wird von

MCCUTCHEON (2007) die Verwendung der „Step-close-Technik“ nicht nur nicht mehr angezweifelt, sondern explizit empfohlen. Die Hop-Technik findet bei MCCUTCHEON (2007) keinerlei Beachtung für das Volleyballspiel in der Halle.

SHAHBAZI, MIRABEDI & GAEINI (2007) untersuchten den Einfluss der Schrittlänge auf die Sprunghöhe. Sie konnten bei 14 Spielern auf nationalem Niveau unter Laborbedingungen nur geringe Zusammenhänge feststellen. Eine Empfehlung für internationalen Spitzensport konnte ebenfalls nicht gegeben werden.

Es gibt nur wenige Untersuchungen, die sich mit biomechanischen Analysen des Volleyballangriffsschlages während eines hochrangigen Wettkampfes beschäftigen. In diesem Bereich ist einzig COLEMAN ET AL. (1993) zu nennen. Die genannten Autoren hatten mit diversen Limitationen bzgl. der verwendeten Technik und des Testaufbaus zu kämpfen. Auch TILMAN ET AL. (2004) haben Felduntersuchungen durchgeführt, sich dabei allerdings auf die Auszählung von Häufigkeiten von verschiedenen Techniken beschränkt. Eine weitergehende biomechanische Analyse haben diese Autoren nicht durchgeführt. Nahezu alle anderen Studien zum Themenbereich wurden im Labor durchgeführt, oder es fehlt eine detaillierte Beschreibung des Vorgehens. Aus heutiger Sicht kann jedoch nicht abgeschätzt werden, wie stark sich die Bewegungen im Labor von realen Wettkampfbewegungen unterscheiden. Aus diesem Grunde ist eine exakte biomechanische Analyse der Wettkampfbewegung im Spitzensport notwendig, um einen Fundus an biomechanischen Erkenntnissen zu sammeln und bereitzustellen. Diese Erkenntnisse können dann in das Nachwuchstraining einfließen.

2.3.5 Modellierung von Sprungbewegungen

Die Bestimmung von Parametern, wie Muskelkräften, Gelenkwinkeln und Gelenkmomenten, ist eine weitere Art, sich der Analyse sportlicher Bewegungen zu nähern. Allerdings ist es sehr schwierig, diese Parameter direkt zu bestimmen, da invasive Methoden für die Datenaufnahme benötigt werden, was aus ethischen Gründen nicht möglich ist. In diesem Bereich kommt die Modellierung zum Tragen. Durch die Anwendung der Computersimulation können sowohl die oben genannten Parameter berechnet, als auch

verschiedene Ausgangsbedingungen simuliert werden. Der Nachteil der Simulation ist ein hoher zeitlicher Aufwand.

Autoren wie SELBIE & CALDWELL (1996), NAGANO, ISHIGE & FUKASHIRO (1998), SPÄGELE, KISTNER & GOLLHOFER (1999) sowie NAGANO ET AL. (2005) beschäftigten sich mit dem Thema Modellierung beim Vertikalsprung. SPÄGELE ET AL. (1999) haben in ihrer Arbeit ein Modell (*multi-phase control technique*) für die Vertikalsprungsimulation entwickelt und vorgestellt. Nach diesen Autoren ist das menschliche Muskelsystem von einer nicht-linearen dynamischen Muskelkontraktion gekennzeichnet. Deswegen sind geeignete Simulationsmodelle erforderlich, um die Reize oder Muskelkontraktionen optimal zu reproduzieren.

NAGANO, ISHIGE & FUKASHIRO (1998) präsentierten in ihrer Arbeit eine neue Methode für die Berechnung von Kräften und Gelenkleistungen der unteren Extremitäten beim Vertikalsprung. Die Autoren wiesen darauf hin, dass ein geeignetes biomechanisches Modell der Muskulatur nicht nur die Simulation der Muskelmechanik erlaube, sondern auch Hinweise über die Muskelsteuerung geben könne.

NAGANO ET AL. (2005) untersuchten den Einfluss der Beugemuskulatur des Knies auf die maximale Sprunghöhe. Durch den Vergleich von zwei Modellen („Extensors Only“ vs. „All Muscles“) der unteren Extremitäten, stellten die genannten Autoren fest, dass die beugende Beinmuskulatur eine wichtige Rolle beim maximalen Vertikalsprung mit Ausholbewegung spielt. Die Berechnungen des „All Muscles“-Modells führten zu höheren Sprunghöhen als die Berechnungen des „Extensor Only“-Modells. Ca. 13% der benötigten Energie wird nach Berechnungen des „All Muscles“-Modells von diesen Muskeln erbracht, wobei zwischen den Modellen große Unterschiede beim Energieoutput der einzelnen Muskeln verzeichnet wurden.

SELBIE & CALDWELL (1996) berechneten in ihrer Studie die Auswirkung von 125 verschiedenen Ausgangspositionen auf die maximale Sprunghöhe. Durch Computersimulation wurden kinetische und kinematische Parameter von einem 4-Segment-Körpermodell berechnet. Dadurch konnte gezeigt werden, dass die getesteten Ausgangspositionen keinen signifikanten Einfluss auf die maximale Sprunghöhe beim Vertikalsprung hatten.

ROEMER, KUHLMANN & MILANI (2007) quantifizierten mit der Modellierungssoftware „alaska“ und der „Dynamic Tracking Methode“ (ROEMER, MAISSER & WOLF, 2001) erstmals die

Bewegungsabläufe des Schultergelenkes im Angriffsschlag. ROEMER, KUHLMANN & MILANI (2008) erweiterten diesen Ansatz um die Verwendung von Quaternionen, um das gleiche Ziel zu erreichen und die Genauigkeit der Ergebnisse noch weiter zu verbessern.

Mit Hilfe von Modellierung wurden bisher zum größten Teil nur Studien durchgeführt, die sich im Bereich der Grundlagenforschung bewegen. Volleyballspezifische Modellierungsstudien sind hingegen selten. So wurde erstmals von ROEMER ET AL. (2007) der Bewegungsablauf des Schultergelenkes während eines Angriffsschlages mit Hilfe einer Modellierung quantifiziert.

2.3.6 Ballparameter in Zuspiel und Angriff

Das Ziel eines Ballkontaktes im Volleyball ist es in der Regel, dem Ball die gewünschte Bewegungsrichtung, Geschwindigkeit und den gewünschten Drall zu geben. Die Parameter lassen sich unter dem Begriff Ballkinematik zusammenfassen. Die Ballkinematik ist dabei abhängig von der Kinetik der Körperteile des Spielers. Die Art des Zusammenhanges (Kinetik des Spielers – Kinematik des Balles) ist durch die Länge der Kontaktzeit zwischen dem Ball und dem Körperteil determiniert.

Ein Stoßvorgang liegt vor, wenn die Kontaktzeit zwischen dem Ball und dem Körperteil sehr kurz ist (max. 0,01-0,03s). Im Sportspiel Volleyball wird der Ball bei dem Angriffsschlag nach dieser Definition mit dem Körperteil „Hand“ gestoßen. Das obere Zuspiel im Volleyball wird allerdings von den Stoßhandlungen ausgegrenzt (WILLIMCZIK, 1989).

Der Zuspieler stellt das Bindeglied zwischen den Annahme- und Abwehrspielern sowie den Angreifern dar. Er ist an fast jedem Spielzug beteiligt und hat für den Angriffsaufbau eine spielentscheidende Funktion. Auf die Wichtigkeit des Zuspieles haben schon Autoren wie KOBRLER & NEUBERG (1977) hingewiesen. Sie zählten das Zuspiel aus technischer sowie aus taktischer Sicht zu den schwierigsten Spielhandlungen des Volleyballspieles, da die Möglichkeiten für den Steller von der Ausführungsgüte der vorausgegangenen Spielhandlung, der geplanten nachfolgenden Aktion, dem Angriffsschlag und dem Verhalten der gegnerischen Spieler, besonders der Blockbildung, bestimmt werden. Sie gingen von einem engen direkten Abhängigkeitsverhältnis zwischen dem Herausstellen des Balles

einerseits und der Annahme, dem Angriffsschlag und dem gegnerischen Block andererseits aus.

Über 20 Jahre später bestand an den Annahmen von KOBLE & NEUBERG (1977) kein Zweifel mehr. Dieses bestätigten Autoren wie PAPAGEORGIOU & SPITZLEY (2000) in der Beschreibung des Handlungsrahmens des Zuspielers. So sei es möglich, die Schwächen in der Genauigkeit des ersten Passes auszugleichen und die Stärken der eigenen Angreifer sowie die Schwächen der gegnerischen Mannschaft auszunutzen.

Das Zuspiel entwickelte sich im Laufe der Zeit weiter. Bis in die fünfziger Jahre wurde mit geradem, fixiertem Handgelenk gespielt. Ab den Sechzigern wurde die Bewegung durch den aktiven Handgelenkeinsatz weich und federnd. Als die Blockstrategien immer erfolgreicher und die Angriffe dadurch weniger effektiv wurden, war es wichtig, den Gegner über Abspielrichtung und Passart möglichst lange im Unklaren zu lassen. Die Technik des „Schleifenzuspielens“ mit aktivem Daumeneinsatz entwickelte sich daraufhin in den achtziger Jahren. Die Ballkontaktzeit konnte hierdurch bis zum Limit des Reglements ausgereizt werden, so dass die Zuspieltechnik, gerade noch den Regeln entsprechend, als „nicht gehalten“ definiert werden konnte (DANNEMANN & SONNENBICHLER, 1987).

Die Technik des Pritschens hat sich so weiterentwickelt, dass es möglich wurde, auch Bälle mit hohen Geschwindigkeiten anzunehmen und vor allem gezielt weiterzuspielen. IWOLOW (1964) wies erstmals auf die Unterscheidungsmerkmale und Besonderheiten des Zuspielens nach der Abwehr im Vergleich zum einfachen Zuspiel hin, welche mit dem Ausgleich der Geschwindigkeit beim Treffen des Balles auf die Hände und der Flugphase des Balles zusammenhängen. Seit dieser Zeit haben sich noch weitere Autoren mit verschiedenen Ballparametern beschäftigt:

Die Einflüsse auf die Flugbahn eines Balles untersuchten TILP (2003) sowie COOK & GOFF (2006) näher. Dabei bestätigten beide Autoren die Abhängigkeit der annähernd parabelförmigen Ballflugbahn vom Abflugort, Abflugwinkel und von der Anfangsgeschwindigkeit des Balles. Sowohl COOK & GOFF (2006) als auch TILP (2003) gaben dazu noch die Rotationsgeschwindigkeit an. TILP (2003) beschränkte diese nur auf die höheren Ballgeschwindigkeiten und klammerte das obere Zuspiel davon aus.

Untersuchungen zur Ballgeschwindigkeit nach dem Auftreffen der Schlaghand führten verschiedene Autorengruppen durch. So dokumentieren FRÖHNER ET AL. (1978) gemessene mittlere Ballgeschwindigkeiten von 89,5 km/h. Die schnellste von diesen Autoren gemessene Ballgeschwindigkeit betrug 105 km/h. Sie erwarten aber mögliche Ballgeschwindigkeiten bis zu 130 km/h. TOYADA (zitiert nach FRÖHNER ET AL. (1978)) ermittelte mittlere Ballgeschwindigkeiten von ca. 97 km/h, während NELSON (zitiert nach FRÖHNER ET AL. (1978)) mittlere Ballgeschwindigkeiten von 98 km/h ermittelte. COLEMAN ET AL. (1993) gaben die mittleren Ballgeschwindigkeiten beim Volleyballangriffsschlag ebenfalls mit ca. 97 km/h an, während FORTHOMME ET AL. (2005) eine mittlere Ballgeschwindigkeit von 100,9 km/h angaben. Alle ermittelten Ballgeschwindigkeiten beim Angriffsschlag liegen in einem Bereich von ca. 85 – 105 km/h. Diese Streuung von ca. 20km/h ergibt sich möglicherweise aus den möglichen Unterschieden der technischen und taktischen Ausführung. Generell zeigte sich, dass die im Wettkampf gemessenen Ballgeschwindigkeiten geringer waren als die Ballgeschwindigkeiten, die im Labor gemessen wurden. Das ist ein Indiz dafür, dass taktische Varianten, die im Labor keine Rolle spielen, zu einer Verringerung der Ballgeschwindigkeit im Wettkampf führen.

Im Folgenden sollen Faktoren dargestellt werden, die gemäß der Literatur einen Einfluss auf die Ballgeschwindigkeit haben können. COLEMAN ET AL. (1993) stellten neben einer Korrelation der Vertikalgeschwindigkeit des KSP zum Zeitpunkt des Absprunghöhe mit der Sprunghöhe von $r=0,78$ ($p<0,01$) eine signifikante Korrelation zwischen der Ballgeschwindigkeit nach dem Schlag und den maximalen Winkelgeschwindigkeiten im Schlagarm fest. Die maximale Winkelgeschwindigkeit des rechten Oberarmes vor dem Schlag korrelierte mit der Ballgeschwindigkeit nach dem Schlag signifikant ($r=0,75$; $p<0,01$).

Während COLEMAN ET AL. (1993) keinerlei Verbesserungsvorschläge unterbreiteten, ging TILP (2003) auf Möglichkeiten der Erhöhung der Ballgeschwindigkeit näher ein. Er diskutierte den Versuch, durch eine Versteifung der Hand den Energieverlust während der Impulsübertragung auf den Ball zu verringern. Dieser Ansatz wurde bereits von QUADE (1988) beschrieben. QUADE (1988) und TILP (2003) schlagen vor, die Ballgeschwindigkeit durch eine Erhöhung der schlagenden Masse zu vergrößern. Diese Erhöhung der Masse kann durch eine geeignete Aktivierung der Muskulatur der Hand und des Armes erfolgen, bei der die Körpersegmente Oberarm, Unterarm und Hand zu einem schlagenden Objekt mit größerer

Masse verschmelzen. Eine Vergrößerung der Masse steigert bei gleichbleibender Geschwindigkeit den Impuls. Damit wird aber auch das Trägheitsmoment erhöht. Denn je weiter die Massen von der Drehachse entfernt sind, desto größer ist das benötigte Drehmoment (TILP, 2003).

Da diese Art der Geschwindigkeitserhöhung des Balles zu Lasten der Steuerungsmöglichkeit des Schlages geht und gezielte Schläge im Spitzenvolleyball aufgrund der Effektivität notwendig sind, fand TILPS (2003) Vorschlag in der Literatur wenig Anklang. Aus der Überlegung, dass sich der Impuls eines Objektes als das Produkt seiner Masse und Geschwindigkeit definiert, ergaben sich weitere Ansatzpunkte.

Entsprechend der gefundenen Korrelation von COLEMAN ET AL. (1993) ergab sich ein Ansatz aus der Geschwindigkeitserhöhung der schlagenden Hand. Hohe Handgeschwindigkeiten können durch das Aneinanderreihen von Rumpf-, Oberarm-, Unterarm- und Handbewegungen erzielt werden. Das sequenzielle Erreichen der Maximalgeschwindigkeit von Schulter, Ellenbogen und Hand ist die Folge. Diese Aneinanderreihung gewährleistet eine optimale Impulsübertragung, die zu hohen Ballgeschwindigkeiten führt (KOLLATH, 1996; TILP, 2003).

Es gibt nur wenige Studien bezüglich verschiedener Ballparameter in den Sportspielen. METHA (1985) untersuchte beispielsweise die Aerodynamik von Bällen aus den Sportspielen Cricket, Baseball und Golf. Bezüglich des Volleyballspieles analysierten ISHII & MINAGAWA (1978) den Pass und die Abspielbewegung unter Verwendung unterschiedlich schwerer Bälle genauer. Sie versuchten herauszufinden, ob sich die Bewegung und die Länge des Passes aufgrund des unterschiedlichen Ballgewichtes verändern. Die Ergebnisse zeigten, dass sich die Ballbewegung in der Phase des Ballkontaktes im Vergleich zwischen den unterschiedlich schweren Bällen nicht veränderte. Diese Ballbewegung innerhalb des Ballkontaktes scheint daher nicht mit dem Ballgewicht zu korrelieren. Weiterhin zeigte sich, dass die Kontaktzeit mit zunehmendem Ballgewicht länger wurde. An der Untersuchung nahmen zehn Probandinnen teil. Die Bewegungen wurden mit einer einzigen Videokamera aufgenommen. Eine dreidimensionale Analyse war entsprechend nicht möglich. Eine Diskussion der oben dargestellten Ergebnisse findet nur am Rande statt.

Einflussfaktoren mit Wirkung auf die Flugbahn des Balles wurden von verschiedenen Autoren untersucht und beschrieben. Die parabelförmige Flugbahn des Zuspieler ist abhängig von Abflugort, Abflugwinkel und der Abfluggeschwindigkeit des Balles. Weiterhin kann die Rotationsgeschwindigkeit des Balles ebenfalls einen Einfluss auf die Flugbahn haben.

Im Wettkampf gemessene Ballgeschwindigkeiten lagen unterhalb der Werte für Labormessungen. Dieses ist ein Indiz für Veränderungen in der technischen Ausführung zwischen Laborbewegungen und Wettkampfbewegungen. Daher ist es notwendig, den Bewegungsablauf des Angriffsschlages unter Wettkampfbedingungen genau zu analysieren, um einen Fundus an biomechanischen Erkenntnissen über diese Bewegung zu gewinnen. Mit diesen Erkenntnissen aus der Wettkampfanalyse wäre es möglich, einen Messplatz zur Technikdiagnostik im Labor zu entwickeln, der die als leistungsrelevant eingestuften Parameter messen, auswerten und schnell darstellen kann. Daraufhin kann eine Laborbewegung mit der Wettkampfbewegung verglichen und Abweichungen von der Wettkampfbewegung festgestellt werden. Dieses eröffnet die Möglichkeit, die Labordaten in ein Wertesystem einordnen und die technische Ausführung entsprechend bewerten zu können.

2.3.7 Zusammenfassung der Literaturrecherche

Die diskutierte Literatur zeigt, dass die volleyballspezifische Forschung noch Raum für Entwicklungen hat. Viele der Untersuchungen, welche die Sprungleistung im Allgemeinen analysierten, vernachlässigten die sportartspezifischen Bedingungen, wie z.B. den Anlauf. Diese sehr variablen Bedingungen spiegeln sich in der Technik und in dem Erfolg der Aktionen während des Spieles wider und müssen deswegen in der sportartspezifischen Bewegungsanalyse betrachtet werden.

Bei der Literaturrecherche zeigt sich, dass es nur wenige Untersuchungen zum Thema Bewegungsanalyse im Volleyball während eines Wettkampfes gibt. Viele Untersuchungen belegen jedoch, dass Sprünge einen hohen Anteil an den unterschiedlichen Bewegungen im Volleyball haben. Als leistungslimitierende biomechanische Parameter wurden die Handlungshöhe beim Angriffsschlag (NEEF & HEUCHERT, 1978) und die Schlaghärte - also die

resultierende Ballgeschwindigkeit - (SONNENBICHLER, 2000; WEISHOFF, 2002) bezeichnet. Keine Untersuchung geht jedoch darauf ein, wie man diese Teilbewegungen, die als leistungslimitierende Parameter bezeichnet werden, optimieren kann. Neue Erkenntnisse oder Untersuchungsergebnisse hierzu werden an den genannten Stellen nicht veröffentlicht.

COLEMAN ET AL. (1993) haben die erste und bislang einzige umfassende dreidimensionale Wettkampfanalyse des Volleyballangriffsschlages veröffentlicht. Aufgrund technischer Probleme, die sie selbst sehr deutlich und kritisch diskutierten, konnten sie jedoch den Anlauf nicht adäquat auswerten. Auch waren die zwei verwendeten Kameras nicht synchronisiert und liefen nicht mit der gleichen Geschwindigkeit, was zu weiteren Ungenauigkeiten bei der Auswertung führte. Aus diesem Grunde gibt es bisher kaum gesicherte Daten der Anlaufbewegung des Volleyballangriffsschlages von Position IV während eines Wettkampfes.

Weiterhin fällt auf, dass ein großer Teil der aufgeführten Untersuchungen mit sehr kleinen Stichproben durchgeführt und oftmals das methodische Vorgehen nicht deutlich beschrieben wurde, so dass ein Leser nicht immer nachvollziehen kann, wie die Daten entstanden sind und oft nur schlecht abschätzen kann, wie groß eventuelle Fehlerquellen sein können. In Tabelle 3 wird ein Teil der Untersuchungen und deren Stichprobengröße dargestellt.

Tabelle 3: Überblick der Probandenzahlen von ausgewählten Studien

Autor	Jahr	Gruppierung	Probandenzahl
Ashby & Heegard	2002	allgemeine Laborstudie	3
Bobbert & van Ingen Schenau	1989	allgemeine Laborstudie	10
Coleman et al.	1993	3D-Bewegungsanalyse im Wettkampf	10
Coutts	1980	volleyballspezifische Laborstudie	8
Decker et al.	2003	allgemeine Laborstudie	12 / 9
Dufek & Bates	1990	allgemeine Laborstudie	3
Dufek & Zhang	1996	volleyballspezifische Laborstudie	7
Hara et al.	2006	allgemeine Laborstudie	5
Huston et al.	2001	allgemeine Laborstudie	10 / 10
Jones et al.	2003	allgemeine Laborstudie	12
Link & Lames	2006	volleyballspezifische Studie ohne Wettkampf	30
Nagano et al.	1998	allgemeine Laborstudie	6
Pandy & Zajac	1991	allgemeine Laborstudie	5
Salci et al.	2004	volleyballspezifische Laborstudie	8 / 8
Samson & Roy	1976	volleyballspezifische Laborstudie	11
Tillmann et al.	2004	Wettkampfanalyse Volleyball	4 Mannschaften aus der NCAA Division IA (Damen)
Tilp et al.	2008	volleyballspezifische Laborstudie	8
Tokuyama et al.	2005	volleyballspezifische Laborstudie	6

Tabelle 3 zeigt ausgewählte Studien mit den zugehörigen Probandenzahlen. Zur besseren Übersicht wurden die Studien in verschiedene Gruppen eingeteilt:

1. Allgemeine Laborstudien bezeichnen Studien, die sich mit einem themanahen Ziel beschäftigten, z.B. Studien zu verschiedenen Aspekten bei Vertikalsprüngen. Diese Art Studien sind jedoch nicht volleyballspezifisch und nur im Labor unter kontrollierten Bedingungen durchgeführt worden.
2. Volleyballspezifische Laborstudien beschäftigten sich mit einer volleyballspezifischen Fragestellung und wurden ebenfalls im Labor durchgeführt.
3. Wettkampfanalysen im Volleyball beschäftigten sich mit taktischen Analysen oder mit einer groben Bewegungsanalyse im Sinne von z.B. einer quantitativen Erfassung von Sprungleistungen oder verschiedenen Landetechniken bei Sprüngen im Wettkampf.

4. 3D-Bewegungsanalysen sind die hier am seltensten vertretene Gruppe und befassten sich mit einer detaillierten dreidimensionalen Bewegungsanalyse im Wettkampf unter biomechanischen Gesichtspunkten.

Ein generelles Problem zeigt sich, wenn bei den unterschiedlichen Studien auf die Zahl der Probanden geachtet wird. Wie bereits erwähnt, wurden viele Studien mit sehr kleinen Stichproben durchgeführt. Teilweise sind Untersuchungen mit nur drei Probanden publiziert. Eine statistische Auswertung mit derart kleinen Stichproben ist zumindest problematisch. Positiv hebt sich davon die Wettkampfanalyse von COLEMAN ET AL. (1993) ab. Hier wurde mit zehn Probanden gearbeitet, was – wie später genauer erläutert wird – etwa 10% der Grundgesamtheit aller Außenangreifer auf höchstem internationalem Niveau beträgt. Jedoch wurde dort nicht erwähnt, ob die Probanden alle die gleiche Spielcharakteristik hatten oder auch z.B. Mittelblocker aufgenommen wurden, die im Verlauf des Spieles einen Außenangriff absolvierten. Die Umgebungsbedingungen wurden nicht standardisiert, weshalb sich im Verlauf der Studie Probleme bei der Auswertung ergaben (ebd.).

Die Position IV ist die Position, auf der die meisten Angriffe gespielt werden. Der prozentuale Anteil des Punktgewinnes ist hier ebenfalls am höchsten. Aus diesen Gründen ist die Position IV die Schlüsselposition für den Angriff beim Volleyball.

Die Umgebungsbedingungen zwischen einem Angriffsschlag in einem Wettkampf und einem Angriffsschlag in einer Laborstudie unterscheiden sich erheblich. Auch die Ballgeschwindigkeit nach dem Schlag ist in Laborstudien höher als in Wettkampfanalysen. Es wird daher angenommen, dass sich der Bewegungsablauf im Labor von dem Bewegungsablauf in einem Wettkampf unterscheidet. In der Literatur ist jedoch nur eine einzige Studie mit einer biomechanischen Analyse des Angriffsschlages beim Volleyball bekannt. Diese zeigt jedoch große Ungenauigkeiten und technische Limitationen beim Setup, wie z.B. unterschiedliche Geschwindigkeiten der Kameras. Diese Limitationen werden von den Autoren selbst sehr kritisch diskutiert.

Die Probandenzahl ist in den meisten der angeführten Studien sehr gering. Es sind Studien mit nur 3 Probanden veröffentlicht. Eine derart niedrige Probandenzahl ist nach statistischen Kriterien nicht ausreichend um gesicherte Erkenntnisse zu veröffentlichen.

Zusammenfassend zeigt sich, dass eine dreidimensionale Wettkampfanalyse des Angriffsschlages von der Position IV bei einem hochrangigen Turnier mit hoher Datengenauigkeit, einer größeren Probandenzahl mit hohem technischen Niveau und unter standardisierten Umgebungsbedingungen in der internationalen Literatur nicht veröffentlicht ist.

2.4 Ableitung der Fragestellung

Dem Stand der Literatur entsprechend, ergab sich die Notwendigkeit weiterer biomechanischer Untersuchungen, um die leistungslimitierenden Zusammenhänge bei der Absprungbewegung besser verstehen zu können. Gerade für eine Sportart wie Volleyball, deren Spielergebnis maßgeblich von gut koordinierten Sprüngen – sei es Aufschlag, Block oder Angriff – abhängt, ist die Kenntnis der Zusammenhänge bezüglich der Koordination der Teilkörperbewegungen zueinander essentiell.

Aufgrund der großen Häufigkeit der Angriffe über die Position IV ist diese Position eine Schlüsselstelle im Angriff (ZIMMERMANN, 2005; KUHLMANN ET AL., 2008) und die Analyse des Angriffsschlages eine logische Schlussfolgerung aus der beschriebenen Literatur. Ziel der vorliegenden Arbeit ist es daher, eine spezifische und detaillierte Bewegungsanalyse des Volleyballangriffsschlages von der Position IV unter Wettkampfbedingungen durchzuführen, um weitere Erkenntnisse über diese Bewegung zu gewinnen. Die beschriebenen Ungenauigkeiten vorhergehender Studien sollten unter Zuhilfenahme moderner Hochgeschwindigkeitskameras und entsprechender Software verbessert werden. Diese Technik ermöglicht eine exaktere dreidimensionale Bewegungsanalyse als alle bisher veröffentlichten Studien zu diesem Thema. Die Probandenzahl sollte bei vertretbarem Aufwand möglichst hoch gewählt werden. Mit einer solchen Untersuchung kann die Lücke in der Literatur im Bereich der biomechanischen Bewegungsanalyse der Wettkampfbewegung verkleinert werden.

2.4 Ableitung der Fragestellung

Die vorliegende Arbeit soll also eine biomechanische Bewegungsanalyse des Angriffsschlages im Volleyball mit folgenden Kriterien und Alleinstellungsmerkmalen liefern:

- Analyse des Angriffsschlages von Position IV, der wichtigsten Position im Volleyball
- Eine Bewegungsanalyse unter Wettkampfbedingungen
- Verwendung von modernen Hochgeschwindigkeitskameras, die extern getriggert sind und alle mit der gleichen Geschwindigkeit laufen
- Eine höhere Genauigkeit der Daten als alle bisher im internationalen Raum veröffentlichten Wettkampfanalysen eines Angriffsschlages im Volleyball von Position IV
- Eine Probandenzahl, die etwa 10% der Grundgesamtheit aller Außenangreifer auf höchstem internationalem Niveau beträgt und damit höher ist als die meisten der veröffentlichten Studien im internationalen Vergleich

Ausgehend von der in der Literatur dargestellten These, dass die Handlungshöhe und die Schlaghärte die wesentlichen Parameter sind, die den Erfolg des Angriffes bedingen (u.a.: NEEF & HEUCHERT, 1978; SONNENBICHLER, 2000; WEISHOFF, 2002; LINK & LAMES, 2006), sollen in der folgenden Arbeit Parameter gefunden werden, die mit Handlungshöhe und Schlaghärte korrelieren, um dann – in der späteren Anwendung - den Focus im Training auf diese Parameter richten zu können.

Aus diesem Ansatz lassen sich die übergeordneten Arbeitshypothesen für die vorliegende Arbeit ableiten:

H₀: Mit Hilfe von kinematischen, markerlosen Videoanalysen einer Wettkampfbewegung lassen sich keine Bewegungsparameter finden, die mit den leistungslimitierenden Parametern „Handlungshöhe“ und „Schlaghärte“ zusammenhängen.

H₁: Mit Hilfe von kinematischen, markerlosen Videoanalysen einer Wettkampfbewegung, lassen sich Bewegungsparameter finden, die mit den leistungslimitierenden Parametern „Handlungshöhe“ und „Schlaghärte“ zusammenhängen.

Ziel dieser Arbeit ist es die oben genannten übergeordneten Arbeitshypothesen zu überprüfen. Um dieses Ziel zu erreichen, werden mehrere Einzelstudien durchgeführt. Es handelt sich hierbei um Korrelationsanalysen, um den Zusammenhang zwischen den

2.4 Ableitung der Fragestellung

unterschiedlichen Prädiktorvariablen und den Kriteriumsvariablen (Handlungshöhe und Schlaghärte) festzustellen. Zur besseren Übersicht werden die jeweiligen spezifischen Zusammenhangshypothesen in den entsprechenden Teiluntersuchungen formuliert, und getestet. Die Ergebnisse werden ebenfalls in den jeweiligen Teiluntersuchungen dargestellt und erläutert.

3 Methodik

Diese Arbeit beschäftigt sich mit der Analyse des Volleyballangriffsschlages während eines Wettkampfes. Die bei den Wettkämpfen aufgenommenen Videobilder werden manuell digitalisiert, und danach werden 3D-Koordinaten für definierte Körperpunkte berechnet. Diese Daten werden herangezogen, um die später erläuterten Parameter zu berechnen. Nach der Berechnung der einzelnen Parameter wird eine statistische Auswertung vorgenommen. Der hier zusammengefasste Ablauf soll im Folgenden detailliert erläutert werden.

Es wird davon ausgegangen, dass sich die Angriffsbewegung eines Spielers im Wettkampf von der Angriffsbewegung in einem Labor unterscheidet. Aus diesem Grunde wurden Wettkampfbewegungen ausgewählt. Es handelt sich daher um eine Felduntersuchung.

Die Beschreibung der Vorgehensweise gliedert sich in verschiedene Abschnitte. Zunächst wird das Setup beschrieben, welches für die Videoaufnahmen während der Volleyballspiele des Europaligaturniers in Berlin verwendet wurde. In diesem Zusammenhang wird auch die Probandenstichprobe für diese Untersuchung skizziert. Im Anschluss daran wird beschrieben, wie die einzelnen Kameras kalibriert wurden und wie die Datenbereitstellung aus den Videos durchgeführt wurde. Ein kurzer Abschnitt beschäftigt sich mit der Genauigkeit der hier beschriebenen Systeme, um später die Daten in dem entsprechenden Kontext diskutieren zu können. Anschließend werden grundlegende Berechnungen und Formeln dargestellt. Für eine bessere Übersicht werden spezielle Berechnungen, die nur für wenige spezifische Parameter notwendig sind, bei der Besprechung der einzelnen Parameter in Kapitel 4 erläutert.

3.1 Das Setup

Rund um das Spielfeld eines Europaligaturniers in Berlin wurden insgesamt sieben Kameras positioniert. Hierbei handelte es sich um drei digitale BASLER-Kameras vom Typ A602fc-2 (Abbildung 8) mit einer Aufnahmefrequenz von 100 Hz, eine digitale VOSSKÜHLER High-Speed-Kamera mit variabler Aufnahmefrequenz bis 800 Hz sowie drei herkömmliche Videokameras der Firma Panasonic. Zur Auswertung wurden die vier High-Speed Kameras

jeweils mit einer Aufnahme­frequenz von 100 Hz herangezogen. Die herkömmlichen Videokameras wurden lediglich als Redundanz eingesetzt.

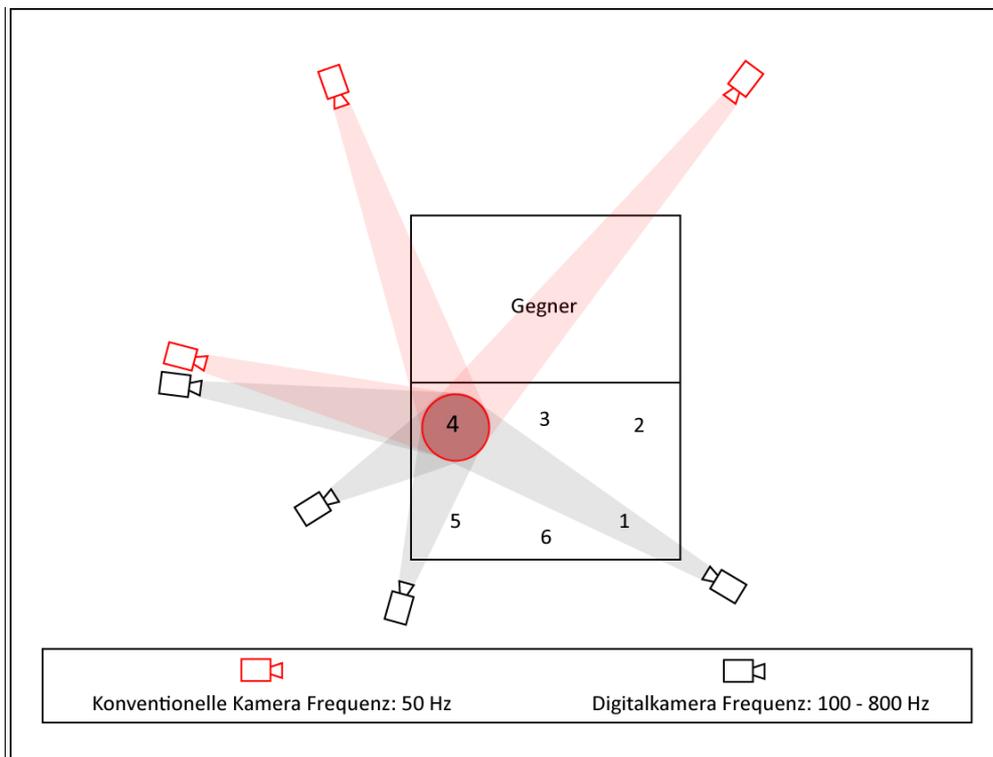


Abbildung 7: Kamerasetup bei der Europaliga in Berlin, 2006

Das hier dargestellte Setup konnte für die Aufnahmen in Berlin umgesetzt werden. Die ursprüngliche Planung, in jeder Ecke des Feldes eine Kamera zu positionieren, konnte nicht umgesetzt werden. Aufgrund eines polizeilichen Sperrbereiches konnte auf der gegnerischen Seite keine der digitalen Kameras so positioniert werden, dass sie für eine Auswertung hätte herangezogen werden können. Die konventionellen Kameras konnten vor dem Spiel mit polizeilicher Genehmigung auf einer Empore aufgestellt werden. Während der Spiele konnte keine Bedienung dieser Kameras erfolgen. Ein Kassettenwechsel durfte nur zwischen den Spielen von vorher benannten Personen durchgeführt werden. Der Abstand der Kameras vom Spielfeld wird in obiger Abbildung durch die unterschiedlichen Positionen der Kameras in der Abbildung dargestellt.



Abbildung 8: Digitalkamera vom Typ Basler A602fc-2

Die digitalen Kameras wurden gleichzeitig von einem PC über eine spezielle Software angesteuert und getriggert. Das Triggersignal wurde elektronisch erzeugt. Die Bildfrequenz für die jeweiligen Aufnahmen wurde bei allen digitalen Kameras über die zugehörige Software ebenfalls elektronisch reguliert. Die Triggeregenauigkeit und die Frequenzgenauigkeit wurden im Voraus in einer eigenen Untersuchung im Labor überprüft, bei der sich keine praxisrelevanten Ungenauigkeiten ergaben.

Die VOSSKÜHLER-Kamera wurde gesondert von einem eigenen PC gesteuert, weil zur Ansteuerung dieser Kamera ein eigenes Softwaretool verwendet werden musste. Zum Bearbeiten der Videos aus den unterschiedlichen Systemen wurden diese im Nachhinein mittels der Methode des „Event-Trigger“ gleichgerichtet. Eine theoretische Ungenauigkeit von maximal der Hälfte der Bildfrequenz wurde beim Event-Trigger in Kauf genommen.

Der Terminus „Event-Trigger“ bezeichnet die Möglichkeit, im Nachhinein die Videos Bild für Bild zu betrachten und in jedem Video ein Bild zu definieren, in welchem ein bestimmter Zeitpunkt exakt zu erkennen ist. Hierfür kann z.B. ein Fußaufsatz oder das letzte Bild mit Bodenkontakt eines Fußes verwendet werden. Auch andere „Events“, wie der Zeitpunkt, zu dem die Hand den Ball trifft, können verwendet werden. Wichtig ist, dass in allen verwendeten Videos dieses definierte „Event“ eindeutig erkennbar ist. Das entsprechende Bild eines jeden Videos wird dann verwendet, um die Videos gleichzusetzen.

3.1.1 Kamerafrequenz und Kamerasynchronisation

In dieser Studie wurden Hochgeschwindigkeitskameras der Firma BASLER, Typ A602fc-2 verwendet. Bei der Aufnahme wurden diese Kameras extern getriggert. Hierfür wurde nicht die Software SIMI-Motion verwendet, weil in Bezug auf die Frequenzgenauigkeit in der Ansteuerung der Kameras von Ungenauigkeiten berichtet wurde. Ein eigener vorhergehender Test bestätigte diese Ungenauigkeiten, ohne sie jedoch exakt zu quantifizieren. Aus diesem Grunde wurde für die Ansteuerung der Basler Kameras die Software VICON NEXUS verwendet. Ein ebenfalls durchgeführter Test zeigte eine mittlere Verzögerung der Kamerasignale um 0,47s. Zwischen den einzelnen BASLER-Kameras konnte kein Frequenzunterschied oder zeitlicher Versatz festgestellt werden. Da während der Wettkämpfe die Kameras ohnehin frühzeitig und manuell ausgelöst wurden, spielt eine zeitliche Verzögerung von rund einer halben Sekunde hier keine Rolle. Die Datenqualität wurde hierdurch in keiner Weise beeinträchtigt. Bei anderen, zukünftigen Studien sollte aber das Setup entsprechend angepasst werden, wenn z.B. mit einer Auslöseautomatik gearbeitet werden soll. Der Hersteller der Software berichtete zwischenzeitlich, dass dieser Fehler in neueren Versionen der Software beseitigt wurde und der angesprochene zeitliche Versatz bei den BASLER-Kameras nicht mehr auftritt. Eine Überprüfung dieser Aussage fand im Rahmen der vorliegenden Untersuchung jedoch nicht statt, weil die neue Software noch nicht zur Verfügung stand.

Die VOSSKÜHLER Kamera wurde über ein eigenes Softwaresystem gesteuert. Die externen Trigger von BASLER-Kameras auf der einen Seite und VOSSKÜHLER-Kameras auf der anderen Seite wurden manuell bedient. Sie konnten daher nicht exakt gleichzeitig ausgelöst werden. Daher mussten die BASLER-Videos und die VOSSKÜHLER-Videos im Nachhinein über ein „Eventtrigger“ angeglichen werden. Die Methode des Eventtriggers sowie die Vor- und Nachteile dieser Methode wurden oben bereits beschrieben.

3.1.2 Messgenauigkeit bei unterschiedlichen Kamerafrequenzen

Die oben beschriebenen Kamerasysteme können mit unterschiedlichen Frequenzen genutzt werden. Es war zu erwarten, dass bei unterschiedlichen Frequenzen auch eine unterschiedliche Genauigkeit des Datenmaterials erreicht würde. Da mit höherer Frequenz mehr Informationen in gleicher Zeit gespeichert werden, war zu erwarten, dass die

Messgenauigkeit mit höherer Frequenz zunehmen würde. Gleichzeitig steigt aber der Aufwand bei der Digitalisierung.

In einer Laboruntersuchung vor den eigentlichen Wettkampfaufnahmen wurde untersucht, welche Kamerafrequenz sich für diese Untersuchung am besten eignet. Das Hauptaugenmerk lag dabei auf einer optimalen Kombination von Genauigkeit der Daten auf der einen Seite und Aufwand bei der Datenaufbereitung (manuelle Digitalisierung) auf der anderen Seite. Hierzu wurden Objekte mit definierten Winkeln bei unterschiedlichen Frequenzen und Bewegungsgeschwindigkeiten gefilmt. Die Betrachtung der Winkelberechnung zeigt bei einer Aufnahme­frequenz von 50 Hz einen mittleren Winkel von $89,53 \pm 0,66^\circ$ und bei einer Kamerafrequenz von 100 Hz einen mittleren Winkel von $89,67 \pm 0,31^\circ$. Bei steigender Frequenz nähert sich der berechnete Winkel dem realen Winkel an, während die Standardabweichung sinkt. Bei zunehmender Aufnahme­frequenz >100 Hz (nur bei den VOSSKÜHLER-Kameras möglich), verlängert sich die Bearbeitungszeit erheblich, die Genauigkeit erhöht sich jedoch nur noch gering. Aus diesem Grunde wurde für die eigentliche Untersuchung des Volleyballangriffsschlages eine Frequenz von 100 Hz verwendet, um eine gewisse Ökonomie des Arbeitsablaufes gewährleisten zu können. Das entspricht der maximalen Frequenz der BASLER-Kameras. Die maximale Frequenz der VOSSKÜHLER-Kameras wurde nicht genutzt.

Neben der Aufnahme­frequenz haben auch die Objektiv­eigenschaften sowie die Kameraauflösung erheblichen Einfluss auf die Qualität der Videobilder (CHIARI ET AL., 2004). Da diese vom Testleiter nicht direkt beeinflusst werden können, soll in diesem Rahmen nicht näher darauf eingegangen werden.

3.1.3 Kalibration und Koordinatensystem

Zur Auswertung der Videodaten musste ein Bezugssystem hergestellt werden, über das sich die 3D-Koordinaten der einzelnen Körperpunkte abbilden lassen. Aus diesem Grunde wurde ein dreidimensionales Koordinatensystem eingeführt. Die Achsen dieses Koordinatensystems wurden mit der Seitenlinie, der Mittellinie und der Netzantenne gleichgesetzt. Der Ursprung lag im Schnittpunkt der linken Seitenlinie und der Mittellinie. Zur Kalibration der verschiedenen Kameras reichen jedoch Marker auf diesen Linien nicht aus. Aus diesem Grunde wurde ein spezielles Kalibrationssystem entwickelt. Hierzu wurde ein

Stab, der die Raumdiagonale eines Würfels mit der Kantenlänge von 2m repräsentiert, in einem exakten Winkel auf einem Stativ fixiert (s. Abbildung 9). Die Länge des Stabes wurde mit der Formel $d = \sqrt{3}a$ berechnet. An jedem Ende dieses Stabes wurde je ein Marker angebracht. Diese Marker repräsentieren je einen Eckpunkt des Kalibrationswürfels. Das gravitationsbedingte Durchbiegen des Stabes wurde durch eine spezielle Biegecharakteristik vermieden.



Abbildung 9: Kalibrationsstab (links), Befestigung auf dem Stativ (rechts)

Das Stativ verfügt über einen Winkelmesser. Durch das Drehen des Stabes um jeweils exakt 90° werden die acht Eckpunkte des Kalibrationswürfels von den Markern dargestellt und können mit der Bewegungsanalysesoftware „SIMI-Motion“ auf den jeweiligen Videobildern markiert werden. Zwei weitere Marker auf dem Stab repräsentieren die Eckpunkte eines weiteren Würfels mit einer Kantenlänge von 1m (s. Abbildung 10). Die einzelnen Markierungen werden gespeichert und in das Bild mit der nächsten Stabposition importiert. Die Punkte aller Stabpositionen können dann miteinander zu Würfeln verbunden werden. Durch dieses System entstehen in der Software zwei ineinander liegende Würfel mit insgesamt 16 Eckpunkten. Mit Hilfe eines softwareinternen DLT-Algorithmus werden die 3D-Koordinaten dieser 16 Eckpunkte berechnet. Diese werden zunächst in einem Koordinatensystem dargestellt, welches seinen Ursprung in der linken unteren Ecke des Kalibrationswürfels hat (s. Abbildung 11).

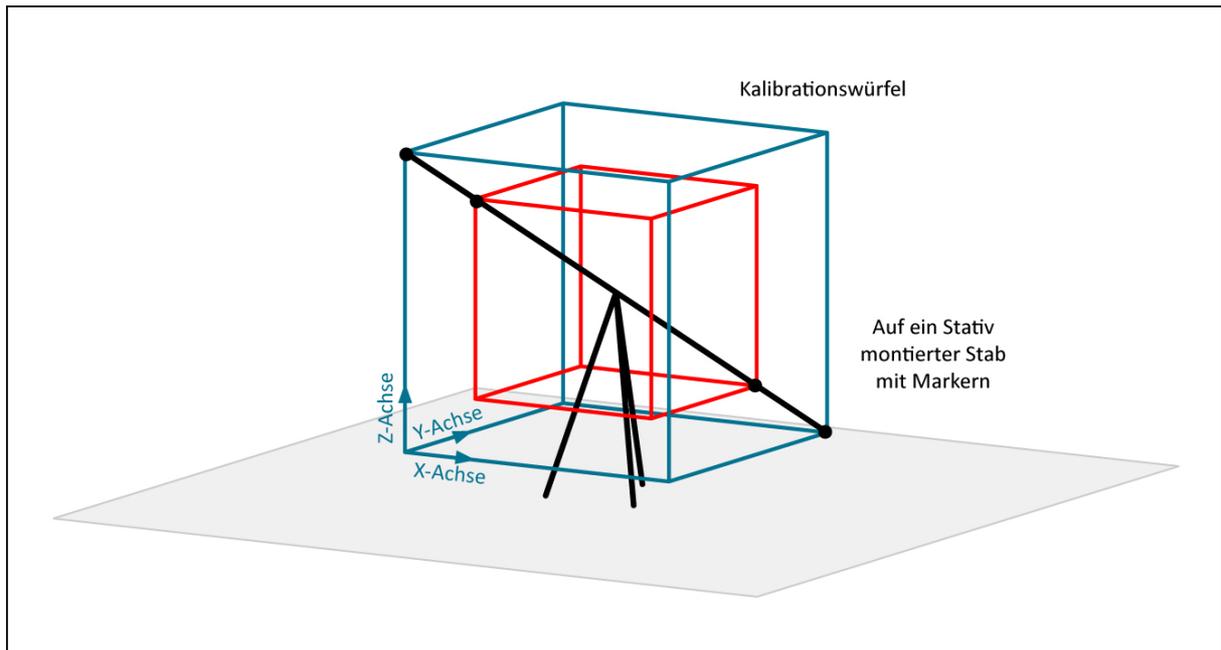


Abbildung 10: Skizze des Kalibrationswürfels

Es wurde angenommen, dass es genauer sei, die Position der Kalibrationswürfel frei zu wählen und später umzurechnen, als zu versuchen, die Kalibrationswürfel exakt zu positionieren. Aus diesem Grunde wurde in einem zweiten Schritt eine Koordinatentransformation durchgeführt. Hierzu wurden mittels einer Dreipunkt-Ebenengleichung drei Ebenen aufgespannt. Wie die drei Ebenen lokalisiert sind, ist in Abbildung 11 dargestellt. Mit der Hesse'schen Normalform für die Abstandsberechnung eines Punktes zur Ebene, konnte die genaue Raumposition in Bezug zum Netz, zur Seitenlinie und zum Hallenboden ermittelt werden. Durch die Fixierung der Koordinatensysteme konnten Schwierigkeiten, wie LINK & LAMES (2006) bei der Ermittlung der Sprunghöhe darstellten, vermieden werden, da ein festes Bezugssystem bestand, welches keinen äußeren Einflüssen unterlag.

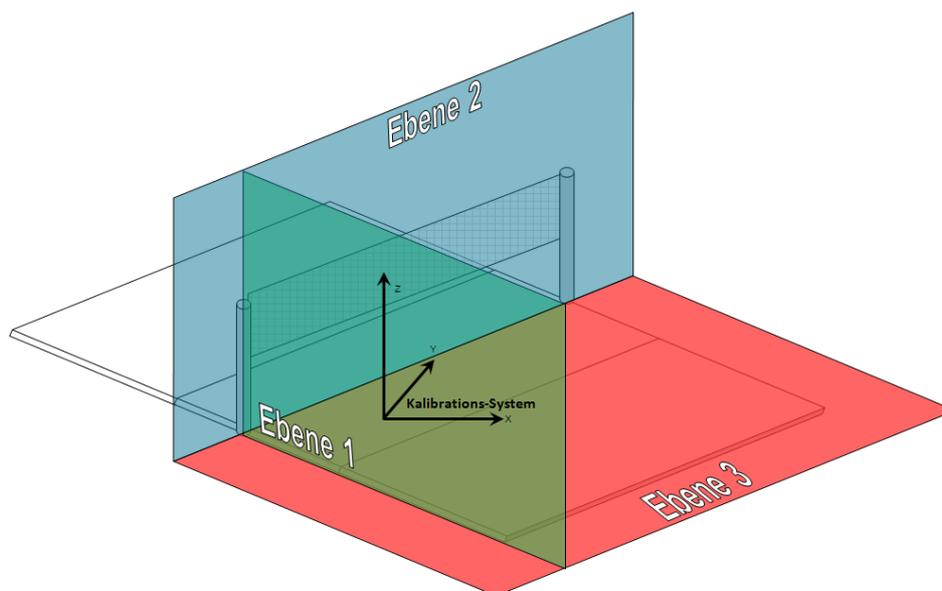


Abbildung 11: 3D-Koordinatensystem und aufgespannte Ebenen

Mit den transformierten 3D-Koordinaten und der zugehörigen Zeit konnten sämtliche Bewegungsparameter errechnet werden. So wurde beispielsweise die maximale Sprunghöhe durch Subtraktion der KSP-Höhe im letzten Bild mit Bodenkontakt von der maximalen KSP-Höhe in der Flugphase ermittelt. Es wurden hierfür also die Abstände des KSP zu Ebene 3 in z-Richtung ermittelt. Die Daten, die sich auf den KSP beziehen, wurden anhand des HANAVAN-KSP-Modells ermittelt (HANAVAN, 1964). Die Berechnung einiger ausgewählter Parameter wird in Kapitel 3.6 *Biomechanische Parameter* erläutert.

3.2 Systemgenauigkeit der Bewegungsreproduktion

Die verwendete Software SIMI MOTION wurde extern evaluiert (unveröffentlichte Studie, SIMI GMBH). Aus diesem Grunde kann grundsätzlich auf eine Evaluierung der Software in diesem Kontext verzichtet werden. Einige Teilaspekte, die auch vom Testaufbau und von dem Bediener der Software abhängen können, wurden trotzdem untersucht.

Die Genauigkeit der Bewegungsreproduktion wurde überprüft. Hierfür wurden markierte Punkte auf dem Spielfeld mit bekannten Positionen, also auch mit bekannten 3D-Koordinaten verwendet. Der Vergleich zwischen den realen, bekannten Koordinaten und der Berechnung der 3D-Koordinaten ergab einen Wert für die Abweichung der Bewegungsreproduktion von der Realität. Anhand dieser Abweichung können genaue

Aussagen über die Systemgenauigkeit getroffen werden. Diese Überprüfung ergab folgenden systembedingten Fehler:

x-Richtung: 9.9 ± 7.7 mm

y-Richtung: 4.7 ± 1.4 mm

z-Richtung: 8.3 ± 4.4 mm

3.2.1 Winkelberechnung durch SIMI Motion

In einem Laborversuch wurde die Genauigkeit der Winkelberechnung von SIMI Motion überprüft. Ein konstruierter Winkel (s. Abbildung 12) von exakt 90° und den Kantenlängen von jeweils 1m wurde von der Bewegungsanalysesoftware SIMI Motion über einen definierten Zeitraum berechnet und mit den realen Werten verglichen. Bei einer Bildfrequenz von 100 Hz gab SIMI für diesen Winkel den Wert $89,44 \pm 0,19^\circ$ an. Es konnte gezeigt werden, dass die Genauigkeit der 3D-Bewegungsanalysesoftware mit Zunahme der Kamerafrequenz (max. 100 Hz) gesteigert werden konnte (LINDNER, 2007).

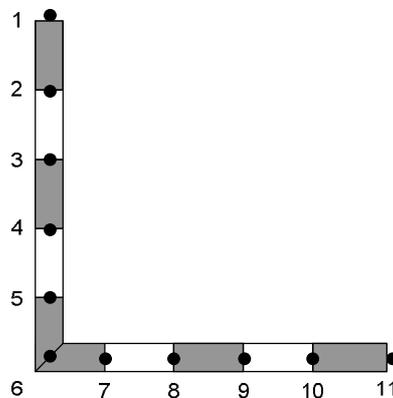


Abbildung 12: Anordnung der Marker auf dem rechten Winkel (nicht maßstabsgetreu)

Quelle: LINDNER (2007)

Diese ermittelten Werte sind für die Bewegungsanalyse einer Ganzkörperbewegung innerhalb eines relativ großen Aufnahmevervolumens hinreichend genau, müssen jedoch bei der Betrachtung und Interpretation beachtet werden. Auch entsprechen diese Werte der Genauigkeit anderer Bewegungsanalysesysteme, die durch andere Untersuchungen getestet

wurden (VAN DER LINDEN, CARLSON & HUBBARD 1992; EHARA, 2002; KADABE & STIENE, 2004), und sind daher für den Vergleich mit anderen Studien ebenfalls geeignet.

Trotz dieser Vorabstudie wurde die Software nur zur Bereitstellung der 3D-Koordinaten genutzt. Sämtliche hier betrachteten Parameter wurden aus diesen Koordinaten in Eigenarbeit berechnet. Die Möglichkeiten zur softwareinternen Berechnung weiterer Parameter wurden nicht genutzt.

3.2.2 Interindividueller Vergleich unterschiedlicher Digitalisierer

Um Trackingfehler innerhalb eines Versuches gering zu halten, wurde jeder Angriffsschlag immer von derselben Person digitalisiert. Eine Person hat grundsätzlich alle zugehörigen Videos einer Bewegung komplett getrackt. Ein Wechsel der Digitalisierer innerhalb einer Bewegung hat nicht stattgefunden.

„Tracken“ oder „manuelles Digitalisieren“ bedeutet in diesem Zusammenhang manuelles Markieren der notwendigen anatomischen Punkte im Videobild. Über diese Markierungen in jedem kalibrierten Video werden die zugehörigen 3D-Koordinaten berechnet. (Siehe hierzu auch die Online-Hilfe von SIMI-Motion.)

Da nicht alle ausgewerteten Angriffsschläge von einer Person digitalisiert werden konnten, sondern mehrere Personen in die manuelle Digitalisierung der Videos involviert waren, musste eine Reliabilitätsstudie bezüglich der interindividuellen Genauigkeit bei dem Prozess der Digitalisierung vorgenommen werden. Hierzu wurden dieselben Videos einer standardisierten Aufnahme als Testvideos von allen Bearbeitern einzeln und unabhängig voneinander getrackt. Es wurden von ausgesuchten standardisierten Winkeln und Segmenten die Winkel- und Segmentlängenänderungen für jeden Digitalisierer einzeln berechnet und miteinander verglichen. Die Ergebnisse zeigten für einen Winkel von 90° eine mittlere Abweichung über alle Digitalisierer von $-0,53 \pm 0,45^\circ$. Zwischen den Digitalisierern ergaben sich Differenzen von $0,07 \pm 0,06^\circ$.

Die Berechnung der Fehlergröße in Bezug auf eine Segmentlängenänderung, die auf gleiche Weise durchgeführt wurde, ergab eine mittlere Segmentlängenänderung über alle Digitalisierer von $-0,62 \pm 1,1$ cm. Zwischen den Digitalisierern wurden Differenzen von $0,13 \pm 0,09$ cm berechnet.

3.2.3 Vergleich der Genauigkeit mit ähnlichen Studien

Um die oben beschriebenen Werte besser bewerten zu können, sollen in diesem Abschnitt einige Vergleichswerte aus anderen Studien dargestellt werden.

3.2.3.1 Systemgenauigkeit

Die einzige Studie in der Literatur, die in Bezug auf Ziel, Setup und Aufnahmevolumen vergleichbar ist, wurde von COLEMAN ET AL. (1993) durchgeführt. Die Autoren gaben die Systemgenauigkeit wie folgt an:

x-Richtung: $16,1 \pm 1,3$ mm

y-Richtung: $11,0 \pm 0,6$ mm

z-Richtung: $12,4 \pm 0,7$ mm

Die vorliegende Studie hat also eine größere Systemgenauigkeit als die einzige vergleichbare Studie, die in der Literatur veröffentlicht wurde.

3.3 Die Stichprobe

Die Datenaufnahme für diese Studie fand während eines Europaligaturniers im Herbst 2006 in Berlin statt. Für diese Untersuchung wurden Angriffe von Spielern aus den Nationalmannschaften von Deutschland, Estland, Kroatien und den Niederlanden über die Position vier aufgenommen und ausgewertet. Alle Spieler waren Rechtsschläger, hatten die gleiche Spielercharakteristik und spielten in ihren Mannschaften auf vergleichbaren Positionen. Die Probanden hatten ein mittleres Gewicht von $92,0 \pm 5,25$ Kg und eine mittlere Größe von $198,8 \pm 4,4$ cm.

3.3.1 Stichprobengröße

Die Stichprobe betrug $n=10$ professionelle Spieler aus den Nationalmannschaften unterschiedlicher Nationen. Jede Nation besitzt zwei bis drei Spieler mit der oben beschriebenen Charakteristik. Insgesamt spielen ca. 30 bis 40 Nationen weltweit auf diesem Niveau. Das bedeutet, es gibt weltweit eine Grundgesamtheit von ca. 80 bis 120 Außenangreifern der hier untersuchten Leistungsklasse. Werden 10 Spieler betrachtet, entspricht das ca. 10% der Grundgesamtheit. Eine Stichprobengröße von 10% der

Grundgesamtheit wird generell nur von wenigen anderen Studien erreicht und erlaubt relativ gute Rückschlüsse auf die Grundgesamtheit.

Eine geringe Grundgesamtheit ist im Spitzensport üblich, da weltweit nur wenige Athleten in der Lage sind, Ausnahmeleistungen zu vollbringen. Studien im Spitzensport müssen zwangsläufig mit einer relativ kleinen Stichprobengröße auskommen. Die hier verwendete Datenbasis ist weltweit nahezu einzigartig. Lediglich COLEMAN ET AL. (1993) haben ebenfalls mit einer Datenbasis von $n = 10$ Probanden einer ähnlichen Leistungsklasse gearbeitet. Jedoch fand diese Untersuchung mit deutlich weniger aufwendiger Technik und zahlenmäßig weniger und nicht synchronisierten Kameras statt. Auch die Systemgenauigkeit von COLEMAN ET AL. (1993) ist geringer als die in der vorliegenden Studie (siehe Kapitel 3.2.3 *Vergleich der Genauigkeit mit ähnlichen Studien*). Außer COLEMAN ET AL. (1993) ist weltweit keine weitere vergleichbare Studie mit einer so großen Probandenzahl im Spitzenvolleyball bekannt.

3.3.2 Einschränkung der Randbedingungen

Für eine bessere Vergleichbarkeit der Bewegungen wurden weitere Einschränkungen der Randbedingungen getroffen:

Der Ballflugwinkel nach dem Schlag durfte 110° bis 150° zum Netz betragen. Das entspricht einem Diagonalschlag in Richtung der Position fünf auf dem gegnerischen Feld. Der Pass für alle ausgesuchten Bewegungen ist immer halbhoch und ohne Kombination gestellt worden. Durch den sauberen Pass war es möglich, den Anlauf gut vorzubereiten. Schnelles oder unsauber koordiniertes Anlaufen, welches aus einem Notpass oder einer schlechten Annahme resultierte, wurde von der Betrachtung ausgeschlossen. Alle Probanden verwendeten die „Step-Close-Technik“, die von COUTTS (1982) beschrieben wurde. Die optimale Angriffsposition wurde von KAO, SELLENS & STEVENSON (1994) ermittelt. Sie fanden mittels mathematischer Berechnung heraus, dass die optimale Treffposition 1,6 m bis 2,5 m hinter dem Netz und 0 m bis 1,5 m neben der Seitenlinie liegt. Daher wurde diese Schlagposition als weiteres Auswahlkriterium verwendet. Für die vorliegende Studie wurden nur Bewegungen berücksichtigt, die diese Bedingungen erfüllten.

Diese Studie wurde im Feld mit Profispielern während eines Wettkampfes durchgeführt. Diese Vorgehensweise ermöglicht eine genaue Darstellung der aktuell auf internationalem

Niveau eingesetzten Spieltechnik. Die Analyse dieser Probanden ermöglicht daher trotz der geringeren Anzahl eine genauere Aussage über leistungsrelevante Parameter als es eine Laboruntersuchung mit Probanden unterer Spielklassen ermöglicht, auch wenn bei unteren Spielklassen eine höhere Stichprobengröße erreicht werden könnte. Aus dem gleichen Grund rechtfertigt sich der Aufwand. Eine Laboruntersuchung könnte schneller und leichter durchgeführt und ausgewertet werden als diese Wettkampfanalyse. Jedoch kann die tatsächliche Spieltechnik bei diesem hohen technischen Niveau der Spieler nicht dargestellt werden.

3.3.3 Sicherung der Datenbasis

Während der Wettkämpfe wurden sämtliche Angriffe von Position IV aufgenommen. Zu diesem Zeitpunkt wurde nicht nach Spielern oder Passart differenziert. Durch den Wechsel der Spielseite nach jedem Satz konnten von jeder an dem Turnier teilnehmenden Mannschaft die entsprechenden Angriffe aufgezeichnet werden. Erst nach Beendigung der Aufzeichnung wurden die Videos gesichtet. Aus allen aufgezeichneten Videos wurden die Angriffe, welche sämtliche oben beschriebenen Kriterien erfüllten, zur Auswertung ausgewählt.

Um sicherzustellen, dass für diese Arbeit nur Probanden und Angriffe verwendet wurden, die den oben beschriebenen Kriterien entsprechen, wurden die Videos nach einer Vorauswahl externen Experten vorgelegt. Diese bestätigten die Einhaltung aller genannten Kriterien für jedes der verwendeten Videos. Dieses Expertenrating sicherte auch die Auswahl der Spieler mit der entsprechenden Spielercharakteristik.

3.4 Manuelles Digitalisieren der Videobilder

Das bei der Europaliga in Berlin gewonnene Videomaterial beträgt circa 78 Gigabyte. Die ausgesuchten Angriffsschläge wurden mittels SIMI Motion manuell digitalisiert. Für die Auswertung einer Bewegung wurden, wie in Kapitel 3.1 *Das Setup* dargestellt, jeweils vier digitale Kameras herangezogen.

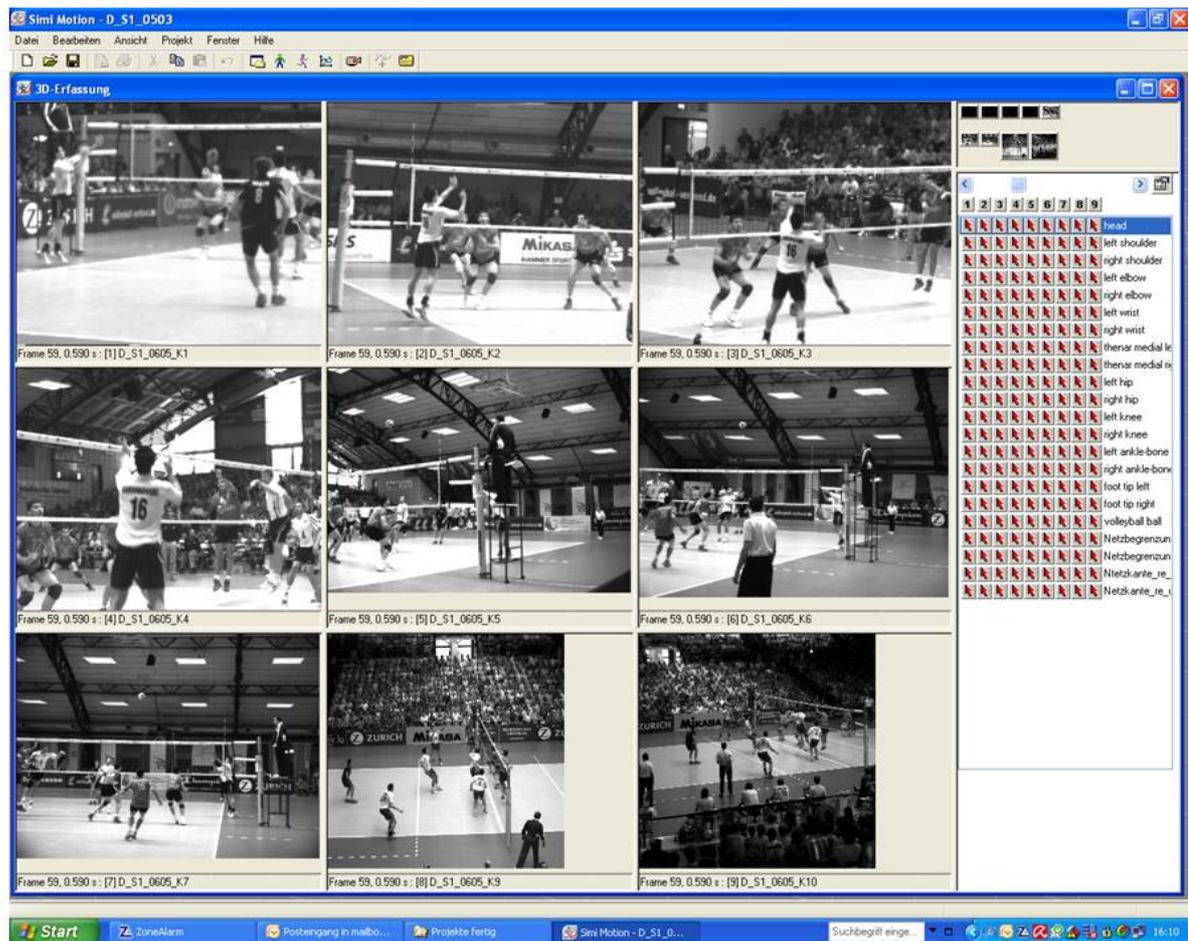


Abbildung 13: „Screenshot“ Angriffsschlag in SIMI Motion mit 9 Kameras. In der vorliegenden Arbeit wurden jedoch nur vier Kameras ausgewertet.

Während des Importierens der Daten in die Software wurde die dargestellte Bewegung auf das notwendige Zeitfenster eingegrenzt. Der Anlauf, der Stemmschritt, der Absprung, die Ausholbewegung sowie der Schlag umfassen eine Ablaufdauer von circa 1,5 - 2 Sekunden. Die 18 einzeln und von Hand zu markierenden Gelenkpunkte im Videobild, Fußspitze (li/re), Sprunggelenk (li/re), Knie (li/re), Hüftgelenk (li/re), Schulter (li/re), Ellenbogen (li/re), Handgelenk (li/re), Mittelhandknochen (li/re), Kopf und Ball ergeben ein wie in Abbildung 14 gezeigtes Modell des Spielers. Zusätzlich wird noch die Position des Netzes festgehalten.

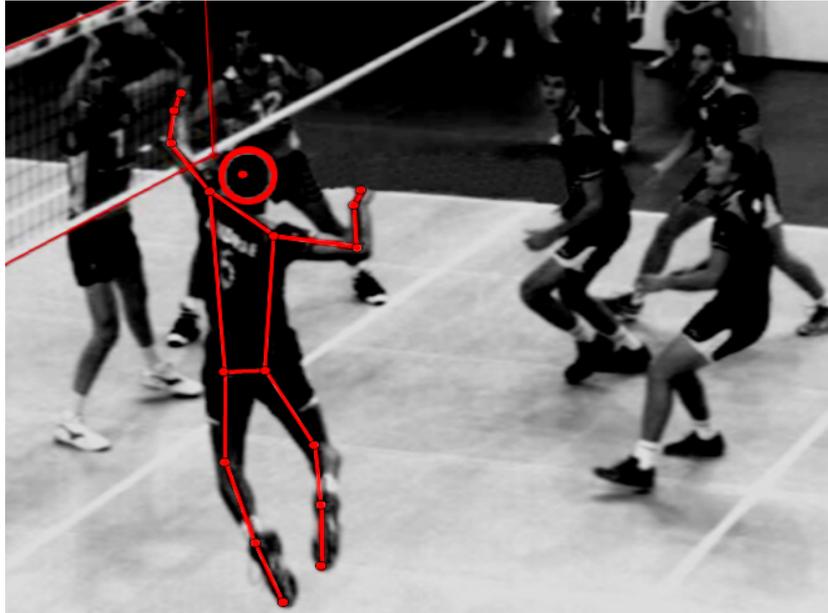


Abbildung 14: Digitalisierung der Videobilder

Diese Markierungen müssen in jedem einzelnen Videobild manuell durchgeführt werden. Pro Kamera und Bewegung sind etwa 150 Bilder auf diese Weise zu markieren. Insgesamt wurden für jede Bewegung ca. 12.600 Punkte von Hand pixelgenau digitalisiert. Fehlerkorrekturen sind hier nicht eingerechnet. Der große Aufwand für diese Methode kann hieraus in etwa abgeschätzt werden.

In Abbildung 15 wird der Arbeitsablauf der vorliegenden Studie schematisch zusammengefasst. Es wurden diverse Angriffsschläge von der Position IV mit Hochgeschwindigkeitskameras aufgenommen. Von den gefilmten Angriffsschlägen wurden zehn Angriffsschläge ausgewählt, die den genannten Rahmenbedingungen entsprachen. Die Bilder von vier Hochgeschwindigkeitskameras wurden für jeden Angriffsschlag manuell digitalisiert und die 3D-Koordinaten für jeden markierten Körperpunkt berechnet. Aus diesen 3D-Koordinaten wurden diverse Parameter für jeden der Probanden berechnet. Die Parameter, die einen Korrelationskoeffizienten von mindestens $r=0.7$ oder größer hatten, wurden ausgewählt, analysiert und im Rahmen dieser Arbeit dargestellt.

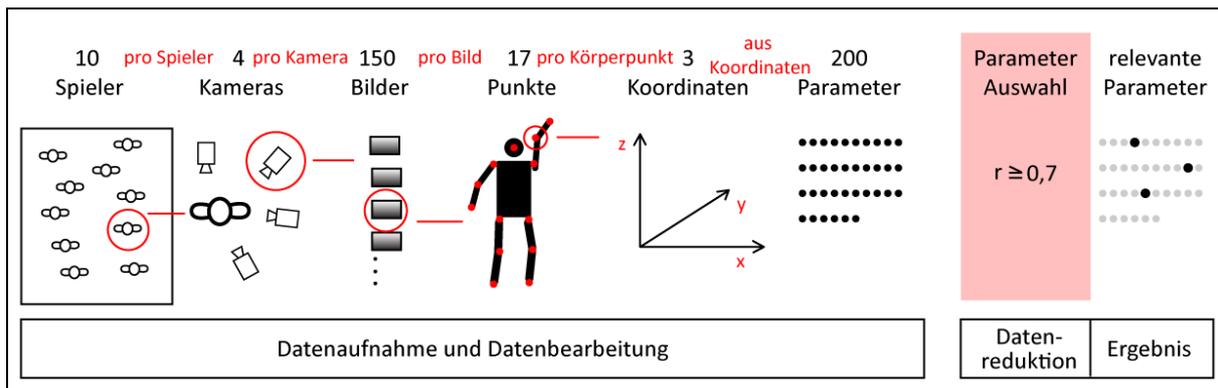


Abbildung 15: Schematische Darstellung des Arbeitsablaufes der vorliegenden Studie

3.5 Kinematisch-dynamische Grundlagen

In den Sportspielen ist die Bewegungsgeschwindigkeit der Sportler verhältnismäßig gering. Sie beträgt nach KOLLATH (1996) weniger als 5 m/s. Aus diesem Grunde kann der Luftwiderstand bei der Analyse von Sprungbewegungen in den Sportspielen vernachlässigt werden. Die Bewegungsanalyse kann daher nach einfachen physikalischen Gesetzmäßigkeiten erfolgen.

Wird zur Beschleunigung des KSP ein Anlauf durchgeführt, ändert sich die Bewegungsgeschwindigkeit des KSP. Für die Beschleunigungsarbeit gilt:

$$W_k = \frac{m}{2} \cdot (v_2^2 - v_1^2)$$

Formel 1

Um eine möglichst hohe Sprunghöhe zu erreichen, muss die horizontale Bewegungsrichtung des KSP aus dem Anlauf in eine vertikale Bewegungsrichtung umgelenkt werden. Um den Abstand des KSP vom Boden zu vergrößern, muss Hubarbeit verrichtet werden. Diese wird von der Körpermasse m , der Erdbeschleunigung g und der Hubhöhe h bestimmt.

$$W_p = m \cdot g \cdot h$$

Formel 2

In einer Zeitspanne Δt muss eine Kraft F auf den Körper wirken, um die Körpermasse m beschleunigen zu können. Dieses ist Voraussetzung für einen auszuführenden Sprung. Die Beschleunigung a führt zu einer Geschwindigkeitsänderung $\Delta v = v_2 - v_1$. Hier gilt:

$$F = m \cdot a = m \cdot \frac{(v_2 - v_1)}{\Delta t}$$

Formel 3

Auf die Körpermasse m wirkt durch den Abstoß vom Boden ein Impuls p :

$$p = m \cdot v$$

Formel 4

Durch eine Geschwindigkeitsänderung des KSP ändert sich auch sein Impuls:

$$\Delta p = m \cdot \Delta v$$

Formel 5

Da eine Geschwindigkeitsänderung die Folge einer Krafteinwirkung ist, besteht ein enger Zusammenhang zwischen der Kraft F , die den KSP beschleunigt, und der Impulsänderung Δp . Wird Δv in Formel 5 durch das Produkt von Beschleunigung des KSP (a) und Dauer der Krafteinwirkung (Δt) ersetzt, ergibt sich:

$$\Delta p = m \cdot a \cdot \Delta t = F \cdot \Delta t$$

Formel 6

Als Kraftstoß wird das Produkt aus der Kraft F und der Zeitdauer Δt bezeichnet. Die den KSP beschleunigende Kraft verändert sich bei nahezu allen sportlichen Bewegungen im Verlauf der Wirkungszeit. Durch Integration über die Zeit Δt kann der Kraftstoß berechnet werden, wenn die Kraft F nicht konstant ist:

$$\Delta p = \int_{t_1}^{t_2} F(t) dt = m \cdot (v_2 - v_1)$$

Formel 7

Durch einen Kraftstoß in entsprechender Richtung wird der KSP beschleunigt. Die maximale Höhe des KSP während der Flugphase ist in der Vertikalen von der Abfluggeschwindigkeit v_{0y} und der Erdbeschleunigung g abhängig.

$$h_{max} = \frac{v_{oy}^2}{2g}$$

Formel 8

Nachdem die maximale KSP-Höhe h_{max} erreicht ist, wird der KSP durch die Erdbeschleunigung g gleichmäßig abwärts beschleunigt. Der zurückgelegte Weg, die Fallhöhe h , ist dabei abhängig von der Fallzeit t :

$$h = \frac{1}{2}g \cdot t^2$$

Formel 9

Die Fallgeschwindigkeit v steht in Abhängigkeit von der Fallzeit t und der Fallhöhe h :

$$v = g \cdot t = \sqrt{2 \cdot g \cdot h}$$

Formel 10

Wird der Körper als Mehrsegmentsystem dargestellt, so ist dessen Gesamtimpuls p als die Summe der Teilimpulse p_i seiner Segmentmassen m_i definiert. Die Segmentmassen sind konstante Größen. Daher ist der Betrag des Gesamtimpulses wesentlich von den Geschwindigkeiten der einzelnen Segmente v_i abhängig.

$$p = \sum_{i=1}^n p_i = \sum_{i=1}^n m_i \cdot v_i$$

Formel 11

Der Impulserhaltungssatz besagt, dass der Gesamtimpuls nach Betrag und Richtung konstant bleibt, wenn keine äußeren Kräfte auf den Körper einwirken. Er verdeutlicht, warum die Veränderung eines Teilimpulses keinen Einfluss auf den Gesamtimpuls eines menschlichen Körpers in der Flugphase hat. Erhöht sich ein Teilimpuls, so bewirkt eine gleichzeitige Verringerung eines anderen Teilimpulses die konstante Erhaltung des Gesamtimpulses (KOLLATH, 1996).

3.6 Biomechanische Parameter

In diesem Abschnitt wird die Berechnung einiger ausgesuchter Parameter mit Hilfe von Vektoralgebra und analytischer Geometrie beispielhaft dargestellt. Im Speziellen werden hier Merkmale der Bewegungsausführung betrachtet.

3.6.1 Bestimmung von Bewegungsparametern

Um eine sportliche Bewegung zu analysieren, müssen verschiedene Bewegungsparameter bestimmt werden. Diese sind je nach Bewegung unterschiedlich. Auch spielt es eine Rolle, ob die Bewegungen im Labor oder im Feld, z.B. während eines Wettkampfes, aufgenommen werden, da im Labor andere Messsysteme eingesetzt werden können als im Feld. So kann im Labor z.B. auf eine Kraftmessplatte zur Bestimmung von Bodenreaktionskräften zugegriffen werden. Folglich können kinetische Daten erhoben werden. Auch können markerbasierte Systeme für die Bewegungsanalyse eingesetzt werden. Beides ist während eines Wettkampfes nicht möglich. Aus diesem Grunde konnte in dieser Untersuchung kein Parameter zur Beschreibung der Kinetik betrachtet werden. Die vorliegende Untersuchung beschränkt sich daher auf die Analyse und die Auswertung kinematischer Daten.

Im folgenden Abschnitt wird exemplarisch an einigen Beispielen die Berechnung für verschiedene Parameter dargestellt. Es wird darauf verzichtet, sämtliche Rechenschritte für alle Parameter darzustellen, da sich viele Parameter in der Berechnung ähneln. Die Rechenschritte werden in chronologischer Reihenfolge zum Auftreten der Parameter wiedergegeben. So werden Parameter aus dem Bereich des Anlaufes vor den Parametern der Flugphase beschrieben.

3.6.1.1 Bestimmung exakter Zeitpunkte aus den Videobildern

Es gibt Parameter, die nicht eindeutig aus den 3D-Koordinaten bestimmbar sind. Hierzu gehören die Zeitpunkte von Fußaufsätzen in der Anlaufphase, der exakte Balltreffzeitpunkt, das letzte Bild mit Bodenkontakt etc.. Diese Werte müssen visuell mit Hilfe der Videobilder ermittelt werden. Es ist mit der Software SIMI-Motion möglich, ein Video in Einzelbildern Bild für Bild vorwärts oder rückwärts ablaufen zu lassen. Jedes Bild bekommt eine fortlaufende Nummer. Über diese Bildnummerierung wird die verstrichene Zeit von Beginn des Videos angezeigt. Mit dieser Funktion können die oben genannten Zeitpunkte der

Einzelbilder exakt bestimmt werden. Im Anschluss können sämtliche 3D-Koordinaten zu jedem beliebigen Zeitpunkt errechnet werden. Mit den berechneten 3D-Koordinaten können weitere Berechnungen erfolgen.

3.6.1.2 Bestimmung der „Closing Time“

Die von COUTTS (1982) besprochene „Closing Time“ wird über die zeitliche Differenz vom Aufsetzen des Stemmbeines bis zum Aufsetzen des Beistellbeines bestimmt. Die Zeitpunkte wurden als erste Berührung des jeweiligen Beines mit dem Boden festgelegt. Sie kann als ein Maß für die verwendete Sprungtechnik genutzt werden. Die Zeitpunkte werden für jeden Fuß einzeln so ermittelt, wie es in Kapitel 3.6.1.1 *Bestimmung exakter Zeitpunkte aus den Videobildern* beschrieben wurde. Da die Kamerafrequenz bekannt ist, kann die Differenz aus den zwei Zeitpunkten gebildet und hierdurch die Closing Time ermittelt werden.

3.6.1.3 Berechnung der Stemmschrittlänge

Im direkten Zusammenhang mit der „Closing Time“ ist die Länge des Stemmschrittes zu berücksichtigen. Durch beide Parameter lässt sich der Anlauf genauer betrachten. Um die Stemmschrittlänge (r) zu berechnen, wurden die Koordinaten des rechten und linken Sprunggelenks K_1 und K_2 (Abbildung 16) gewählt. Die Koordinaten der ebenfalls markierten Fußspitzen sind für diesen Zweck ungeeignet, da jeder Angreifer vor dem Absprung eine individuell unterschiedliche Fußstellung und daher auch eine individuell unterschiedliche Stellung der Fußlängsachsen zueinander aufweist, welche den Wert beeinflusst.

$$\overrightarrow{K_1K_2} = \overrightarrow{OK_2} - \overrightarrow{OK_1}$$

$$r = |\overrightarrow{K_1K_2}| = \sqrt{(x_{K_2} - x_{K_1})^2 + (y_{K_2} - y_{K_1})^2 + (z_{K_2} - z_{K_1})^2}$$

Formel 12

Die Länge des Stemmschrittes entspricht dem Betrag des Vektors $\overrightarrow{K_1K_2}$ (Abbildung 16).

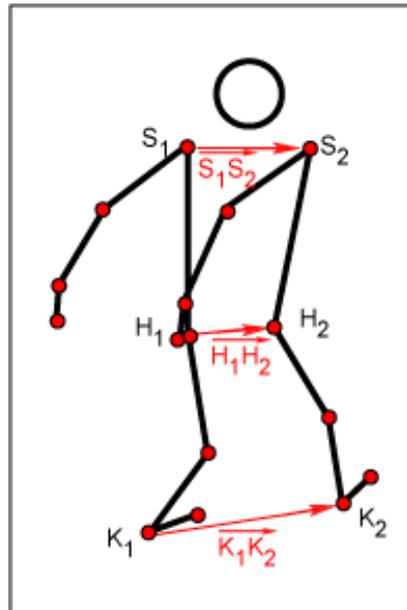


Abbildung 16: Skizze zur Berechnung der Stemschrittlänge und zur Bildung der Hüft- und Schulterachse

3.6.1.4 Berechnung des Winkels von der Hüftachse zum Netz

Für die Ermittlung diverser Parameter werden Winkelberechnungen durchgeführt. Es wird darauf verzichtet, die Berechnung für jeden einzelnen Winkel exakt zu beschreiben, da die Rechenmethode sich wiederholt. Der Winkel zwischen der Hüftachse und dem Netz soll exemplarisch zur Beschreibung einer 4-Punkt-Winkelberechnung dienen.

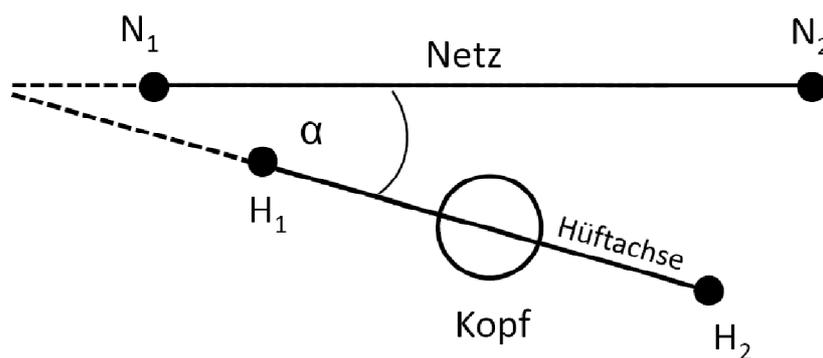


Abbildung 17: Darstellung eines 4-Punktwinkels am Beispiel des Winkels zwischen Hüftachse und Netz

Der Vektor der Hüftachse wird aus den beiden Hüftpunkten H_1 und H_2 (Abbildung 16) gebildet. Der Hüftachsenvektors $\overrightarrow{(H_1H_2)}$ und der Netzvektor $\overrightarrow{(N_1N_2)}$ schließen den gesuchten

Winkel α zwischen Hüftachse und Netz (HANW) ein. Der Cosinussatz beschreibt einen Winkel zwischen zwei Vektoren:

$$\cos \alpha = \frac{\overrightarrow{H_1 H_2} \cdot \overrightarrow{N_1 N_2}}{|\overrightarrow{H_1 H_2}| \cdot |\overrightarrow{N_1 N_2}|}$$

Formel 13

Der Cosinussatz kann für diese Berechnung angewendet werden, um den Winkel α zwischen der Hüftachse des Spielers und dem Netz zu berechnen (s. Abbildung 17).

Auf die gleiche Weise werden andere 4-Punkt-Winkel berechnet, wie zum Beispiel der Winkel β zwischen der Schulterachse und der Hüftachse (Schulterachsen-Hüftachsenwinkel = SAHAW) oder der Winkel γ zwischen Schulterachse und Netz (Schulterachsen-Netzwinkel = SANW).

3.6.1.5 Berechnung des Kniewinkels

Als Beispiel für die Berechnung eines Winkels mit drei Punkten wird der Kniewinkel aufgeführt. Die Vektoren \vec{o} und \vec{u} repräsentieren in der Abbildung 18 den Ober- und Unterschenkel. Der Winkel δ , den beide Vektoren aufspannen, ist der Kniewinkel (KW). Der Winkel zwischen den hier genannten Vektoren wird, wie oben beschrieben, berechnet.

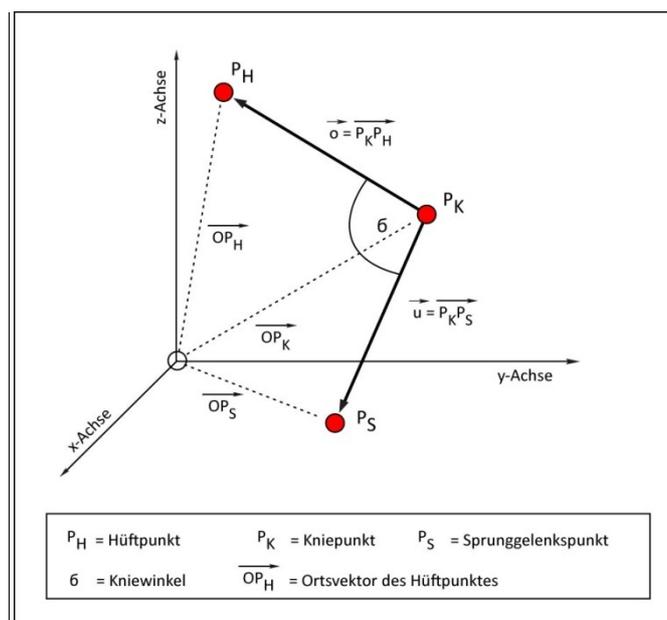


Abbildung 18: Skizze zur Berechnung des Kniewinkels

Die Winkelberechnungen für weitere Parameter erfolgen nach den Rechenschritten:

$$\cos \delta = \frac{\vec{o} \cdot \vec{u}}{|\vec{o}| \cdot |\vec{u}|}$$

Formel 14

$$\delta (\text{Grad}) = \frac{\arccos(\cos \delta) \cdot 180^\circ}{\pi}$$

Formel 15

3.6.2 Bestimmung von Parametern mit Hilfe des Körperschwerpunktes

Der KSP bietet sich als vereinfachtes Abbild des Gesamtkörpers an, wenn die translatorische Gesamtbewegung beschrieben werden soll. Der KSP kann wie folgt definiert werden:

„Für ein System von Massenpunkten oder starrer Teilkörper definierter Punkt, der sich nach den Gesetzen der Mechanik so bewegt, als ob die gesamte Masse des Systems in ihm vereinigt wäre und alle auf das System einwirkenden äußeren Kräfte an ihm angreifen würden. Der Bewegungszustand des KSP kann demnach nur durch äußere Kräfte verändert werden.“ (RÖTHIG, BECKER, CARL, KAYSER & PROHL, 1992, 259).

Es gibt verschiedene Verfahren zur Bestimmung des KSP. Das Modell von HANAVAN (1964) ist ein individualisiertes anthropometrisches Modell, welches dynamisch an den Sportler angepasst werden kann. Die Abbildung 19 zeigt die 15 Segmente, die den menschlichen Körper abbilden. Die Segmente sind idealisierte mathematische Körper, zum Beispiel Zylinder und Kegelstümpfe, mit bekannter Massenverteilung und bekannten Trägheitsparametern. Die Individualisierung erfolgt über verschiedene anthropometrische Parameter, die für die Probanden individuell bestimmt werden.

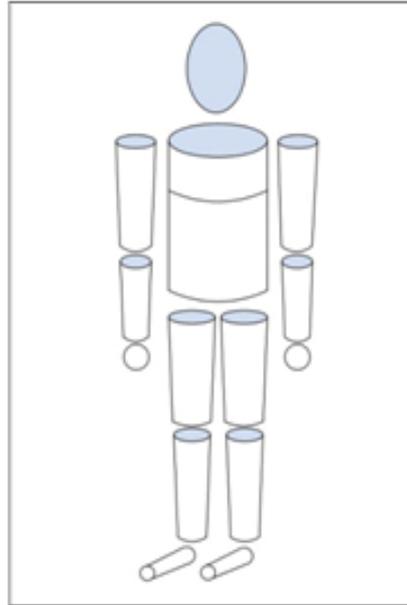


Abbildung 19: Modell zur Körperschwerpunktberechnung nach HANAVAN (1964).
Quelle: eigene Darstellung in Anlehnung an WILLIMCZIK (1989), S. 38

Die Bewegungsanalysesoftware SIMI-Motion ermöglicht neben anderen Modellen eine Berechnung des KSP nach HANAVAN. Eine individuelle Anpassung dieses Modells ist für jeden Probanden mit Hilfe dieser Software auf der Grundlage der anthropometrischen Daten des jeweiligen Probanden möglich. Daher werden für diese Untersuchung die Koordinaten des KSP und der KSP selbst nach dem Modell von HANAVAN mit individueller anthropometrischer Anpassung berechnet. Diese Daten werden mit Hilfe der Koordinatentransformation an die definierten Ebenen angepasst (s. Kapitel 3.1.3 *Kalibration und Koordinatensystem*). Auf diese Weise stehen für die Berechnung der Sprunghöhe sowie für die Bestimmung des Anlaufwinkels zum Netz vergleichbare Daten des KSP zur Verfügung.

3.6.2.1 Berechnung der Sprunghöhe und zugehöriger Parameter

Die Sprunghöhe wird aus dem Höhenunterschied des KSP zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes der Füße und dem höchsten Wert des KSP in der Flugphase ermittelt. Betrachtet wird dabei nur die Höhenkoordinate z . Der Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes der Füße wird, wie es in Kapitel 3.6.1.1 *Bestimmung exakter Zeitpunkte aus den Videobildern* beschrieben wurde, bestimmt. Der höchste Punkt des KSP wurde über den Maximalwert für die z -Koordinate des KSP bestimmt. Zur Berechnung des KSP wurde das oben beschriebene KSP-Modell nach HANAVAN verwendet. Durch Subtraktion des KSP-Wertes zum Zeitpunkt des

letzten Bildes mit Bodenkontakt von dem maximalen KSP-Wert wurde die Sprunghöhe ermittelt.

Weiterhin wurden der Zeitpunkt des Ballkontaktes sowie die KSP-Höhe zu diesem Zeitpunkt festgestellt. Nun konnten die Werte für die maximale Sprunghöhe und für die KSP-Höhe während des Schlages von einander subtrahiert werden und die Differenz von KSP-Höhe zum Zeitpunkt des Schlages und maximaler KSP-Höhe ermittelt werden. Zusätzlich wurde die vertikale Geschwindigkeit des KSP zum Zeitpunkt des Ballkontaktes aus den 3D-Koordinaten berechnet.

3.7 Ballparameter

3.7.1 Berechnung der Flugzeit und der Flughöhe des Balles

Um den Betrag der Ballflugzeit bestimmen zu können, müssen Start- und Endpunkte des Ballfluges definiert und festgelegt werden. Als Beginn der Zeitmessung wurde der Umkehrpunkt des Balles in den Händen des Zuspielers bestimmt, da dieser Punkt aus den z-Koordinaten des Balles mit geringem Fehler bestimmbar ist. Es wurde auch das erste Videobild des Balles ohne Kontakt zum Zuspieler als Startpunkt in Erwägung gezogen. Die Fokussierung der Kameras auf die Außenposition 4 und die Anpassung der Hände und Finger an die Form des Balles im oberen Zuspiel lässt die genaue Bestimmung dieses Zeitpunktes jedoch nur schwer zu. Während der Umkehrpunkt anhand der Koordinaten genau bestimmbar ist, ist der Zeitpunkt des letzten Ballkontaktes des Zuspielers in den 3D-Koordinaten nicht nachweisbar. Als Endpunkt zur Berechnung der Flugzeit wurde der Zeitpunkt des Ballkontaktes des Angriffsspielers definiert. Daraus ergab sich das Zeitintervall von der Geschwindigkeitsumkehr des Balles beim Stellen bis zum Ballkontakt des Angreifers während des Angriffsschlages als Parameter für die Flugzeit.

3.7.2 Bestimmung der Fluggeschwindigkeit des Balles

Die Ermittlung der Geschwindigkeit des Balles zu verschiedenen Zeitpunkten lässt sich für jede Koordinatenrichtung aus der allgemeinen Formel:

$$v = \dot{s} = \frac{s(t_2) - s(t_1)}{t_2 - t_1}$$

$$s \cong x, y, z$$

Formel 16

berechnen. Aus der anfänglich erläuterten Tatsache, dass eine Beeinflussung der Ballflugbahn durch den Zuspüler nach dem Umkehrpunkt nicht ausgeschlossen werden kann, wird der zurückgelegte Weg (s) des Balles wie folgt ermittelt:

In Bild 1 und Bild 7, nachdem der Ball die Hände des Stellers verlassen hat, werden die Koordinaten des Balles berechnet. Der Abstand dieser Ballkoordinaten von Bild 1 zu Bild 7 wird berechnet. Der zurückgelegte Weg (s) des Balles wird also aus dem durchschnittlichen Abstand von jeweils 6 Bildern ermittelt. Die Zeitkomponente t lässt sich durch die Aufnahmefrequenz der Kameras von 100 Hz bestimmen. Die vergangene Zeit zwischen zwei Bildern beträgt 1/100 s. Die Zusammenfassung der Einzelgeschwindigkeiten zur resultierenden Fluggeschwindigkeit des Balles im dreidimensionalen Raum erfolgt über folgende Rechnung:

$$v_{xyz} = \sqrt{v_x^2 + v_y^2 + v_z^2}$$

Formel 17

3.7.3 Weitere berechnete Parameter

Die in dieser Arbeit berechneten Parameter lassen sich auf Winkelberechnungen, Längenberechnungen und Differenzrechnungen zurückführen, wie sie oben beschrieben wurden. Daher kann auf eine detaillierte Beschreibung der Berechnung einzelner Parameter verzichtet werden. Im Anhang sind ca. 90 der wichtigsten im Rahmen dieser Arbeit berechneten Parameter aufgelistet. Wegen des hohen Umfanges, werden allerdings nicht alle der im Rahmen dieser Studie berechneten Parameter im Anhang aufgeführt.

3.8 Datenbearbeitung und statistische Auswertung

In diesem Abschnitt werden die Datenbearbeitung, die Konvertierung in ordinalskalierte Werte und die jeweiligen statistischen Testverfahren beschrieben. Auf Vorteile und Nachteile der verwendeten statistischen Testverfahren wird nur kurz und überblickartig eingegangen.

3.8.1 Konvertierung in Ränge und in ordinalskalierte Daten

Rangkorrelationskoeffizienten stellen ein parameterfreies Maß für Korrelationen dar. Sie messen also, wie gut eine beliebige monotone Funktion einen Zusammenhang zwischen zwei Variablen beschreiben kann. Annahmen über eine Wahrscheinlichkeitsverteilung werden hierbei nicht getroffen. Auch benötigt ein Rangkorrelationskoeffizient nicht die Annahme, dass eine lineare Beziehung zwischen den Variablen besteht. Diese Eigenschaften machen den Rangkorrelationskoeffizienten robuster gegen Ausreißer und somit geeigneter für im statistischen Sinne kleinere Stichproben. In dieser Arbeit wurde eine Stichprobengröße von zehn Probanden ausgewertet. Dieses ist aus Sicht eines Statistikers eine kleinere Stichprobe. Aus diesem Grunde wurde in dieser Arbeit durchgehend mit Rangkorrelationen gearbeitet. Für die statistische Auswertung ist es daher notwendig, auch bei intervallskalierten Werten von Parametern, die Daten in Ränge zu konvertieren. Hierüber können Reihenfolgen einzelner Segmente oder Teilkörperbewegungen und Reihenfolgen von Winkelgeschwindigkeiten unterschiedlicher Gelenke zueinander überprüft werden. Das Vorgehen wird im Folgenden exemplarisch für den Parameter „maximale Winkelgeschwindigkeit der unteren Extremitäten“ (ω_{\max}) beschrieben.

Der Mittelwert des Zeitintervalls vom Auftreten der mittleren maximalen Gelenkwinkelgeschwindigkeit eines Gelenkpaars ($\omega_{\text{Gelenk mid max}}$) bis zum Absprung wurde berechnet. Hier wird die Berechnung für das Knie dargestellt. Für die Gelenkpaare von Hüfte und Sprunggelenk wurde analog verfahren.

Zur Berechnung von $\omega_{\text{Knie mid max}}$ wurde der Zeitpunkt der maximalen Kniewinkelgeschwindigkeit des rechten Knies ($\omega_{\text{Knie rechts max}}$) und der Zeitpunkt der maximalen Gelenkwinkelgeschwindigkeit des linken Knies ($\omega_{\text{Knie links max}}$) berechnet. Das Zeitintervall bis zum letzten Bild mit Bodenkontakt wurde für beide Werte berechnet. Aus

beiden Werten für das Zeitintervall wurde der Mittelwert berechnet. Dieser Wert wurde $\omega_{\text{Knie mid}}$ genannt. Mit $\omega_{\text{Knie mid}}$ wurde diese Berechnung weitergeführt. $\omega_{\text{Knie mid}}$ wurde als positiv definiert, wenn dieser Wert zeitlich vor dem Absprung (letztes Bild mit Bodenkontakt) lag. Wenn $\omega_{\text{Knie mid}}$ zeitlich nach dem Absprung lag, wurde der Wert als negativ definiert. Als "0" wurde der Wert dann definiert, wenn $\omega_{\text{Knie mid}}$ exakt zeitgleich mit dem Absprung auftrat.

Es wurde für diese Arbeit definiert, dass eine chronologische Reihenfolge dann vorliegt, wenn der zeitliche Abstand der maximalen Winkelgeschwindigkeit von einem Gelenk zu dem anderen Gelenk mindestens 10 ms beträgt. Dieser Wert wurde gewählt, weil die Kameras mit 100 Hz liefen und daher eine kleinere zeitliche Auflösung nicht dargestellt werden konnte. Trotzdem kann ein Mittelwert kleiner als dieses Intervall werden, also z.B. zwischen 0 ms und 10 ms liegen, wenn einer der beiden Werte Null ist. Ist der zeitliche Abstand vom Auftreten einer maximalen Winkelgeschwindigkeit eines Gelenkes bis zum Auftreten einer maximalen Winkelgeschwindigkeit des nächsten Gelenkes kleiner als 10 ms, wurde definiert, dass die maximale Winkelgeschwindigkeit in beiden Gelenken gleichzeitig abläuft. Wenn in einer solchen Kette drei Gelenke beteiligt waren und bei zweien die maximale Winkelgeschwindigkeit gleichzeitig ablief, bei dem dritten jedoch zeitlich versetzt erfolgte, dann wurde definiert, dass die größeren Muskelgruppen die kleineren Muskelgruppen dominieren. Die Entscheidung fiel dann zugunsten des Wertes für den zeitlichen Versatz zwischen den Gelenken, an deren Bewegung die größeren Muskelgruppen beteiligt waren, aus.

Wenn auf diese Weise für einen Parameter eine chronologische Reihenfolge gefunden wurde, dann wurde in einer Tabelle der Parameter für diesen Angriffsschlag auf „+“ gesetzt. Wurde eine gleichzeitige Abfolge gefunden, wurde in der Tabelle für diesen Parameter ein „-“ eingesetzt. Zeigten die Daten eine Abfolge von distal nach proximal, wurde in die Tabelle eine „0“ eingesetzt. Dieses Vorgehen wurde unter anderem für folgende Parameter verwendet:

- Maximale Winkelgeschwindigkeit der unteren Extremitäten
- Maximale Winkelgeschwindigkeit der oberen Extremitäten
- Sprunghöhe (bei „+“ gleiche oder größere Sprunghöhe als der Mittelwert der Stichprobe; bei „-“ kleinere Sprunghöhe als der Mittelwert der Stichprobe)

3.8.2 Statistische Verfahren

In diesem Abschnitt werden kurz und überblickartig die wichtigsten verwendeten statistischen Verfahren beleuchtet. Eine genauere Betrachtung kann u.a. in BORTZ (1993) oder VINCENT (2005) nachgelesen werden.

Wie bereits in Kapitel 3.8.1 *Konvertierung in Ränge und in ordinalskalierte Daten* beschrieben wurde, wird wegen der besseren Eignung für kleinere Stichproben in dieser Arbeit durchgängig mit Rangkorrelationskoeffizienten gearbeitet. Auch für intervallskalierte Parameter wurden Rangkorrelationskoeffizienten berechnet. Wenn eine Konvertierung in ordinalskalierte Werte erfolgen musste, geschah dieses nach dem in Kapitel 3.8.1 *Konvertierung in Ränge und in ordinalskalierte Daten* beschriebenen Verfahren.

KENDALLS Korrelationstest (in der vorliegenden Studie auch: „KENDALLS Tau“) eignet sich vor allem für kleine Stichproben mit ordinalskalierten Werten. KENDALLS Korrelationstest ist zudem etwas konservativer als SPEARMANS Rho. Das bedeutet, dass er etwas später einen ausreichenden Wert ($r \geq 0,7$) für den Korrelationskoeffizienten ausgibt als der Korrelationstest von SPEARMAN. Dieses liegt daran, dass KENDALLS Tau nur die relative Anordnung der Ränge nutzt. KENDALLS Tau wird empfohlen, wenn die Daten nicht normal verteilt sind, die Skalen eine ungleiche Teilung aufweisen oder die Stichprobengrößen sehr klein sind (BORTZ, 1993; VINCENT, 2005; WWW.WIKIPEDIA.DE, am 20.3.2010).

Aus diesen genannten Gründen wurde in der vorliegenden Arbeit bei der Berechnung von Korrelationskoeffizienten durchgehend auf KENDALLS Tau zurückgegriffen. Entsprechend konnte auf einen Test der Daten auf Normalverteilung verzichtet werden. Warum der kritische Wert $r = 0,7$ für einen Korrelationskoeffizienten in dieser Arbeit als ausreichend definiert wurde, wird im folgenden Abschnitt erläutert.

3.8.2.1 Der kritische Wert für den Korrelationskoeffizienten

Der Volleyballangriffsschlag ist eine sehr komplexe Bewegung. Aus diesem Grunde werden in dieser Arbeit viele unterschiedliche Parameter berechnet. Eine Übersicht der wichtigsten im Rahmen der vorliegenden Studie berechneten Parameter findet sich im Anhang. Aufgrund der Parametervielfalt können in dieser Arbeit nicht sämtliche Parameter dargestellt und diskutiert werden. Die Arbeit beschäftigt sich mit der Identifizierung leistungsrelevanter

Parameter. Die wichtigsten Punkte sind hierbei die Steigerung der Sprunghöhe und der Schlaghärte (NEEF & HEUCHERT, 1978). Entsprechend werden mit wenigen Ausnahmen nur Parameter dargestellt und diskutiert, die einen Korrelationskoeffizienten zur Sprunghöhe oder zur Schlaghärte von $r \geq 0,7$ aufweisen. Dieser Wert wurde gewählt, da ungefähr ab diesem Wert gilt: $r^2 \geq 0,5$. Das bedeutet, dass ca. 50% der Varianz der Kriteriumsvariable aus der entsprechenden Prädiktorvariable erklärt werden können (Abbildung 20).

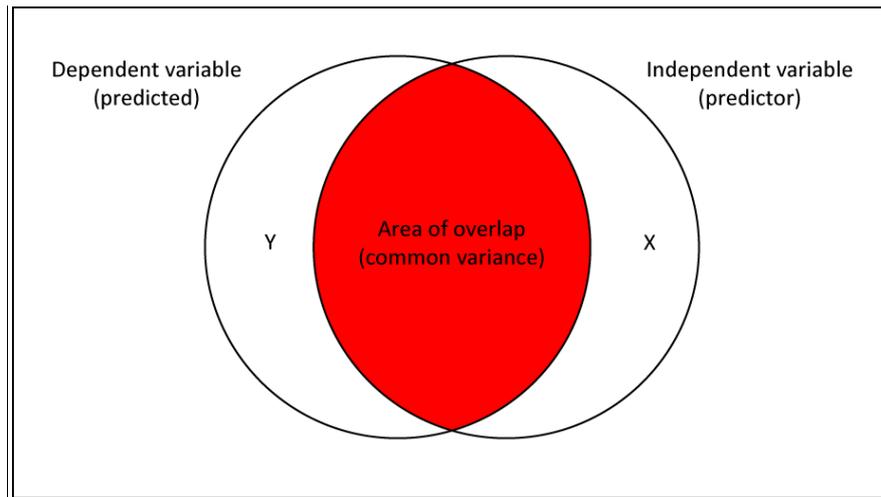


Abbildung 20: Venn Diagramm für bivariate Zusammenhänge

Quelle: VINCENT, 2005, S. 104.

Die statistischen Hypothesen werden aufgrund dieser Definition getestet. Die jeweilige H_0 -Hypothese (Es besteht kein Zusammenhang) wird bei einem Wert für den Korrelationskoeffizienten von $r < 0,7$ angenommen und bei einem Wert $r \geq 0,7$ verworfen. Die jeweilige H_1 -Hypothese (Es besteht ein Zusammenhang) wird bei einem Wert von $r < 0,7$ verworfen und bei einem Wert für den Korrelationskoeffizienten von $r \geq 0,7$ angenommen. Aufgrund der Stichprobengröße wird auf die Angabe von Signifikanzen in dieser Arbeit grundsätzlich verzichtet. Daher wird in den formulierten H_0 - und H_1 -Hypothesen auch nie der Terminus „statistisch signifikant“ verwendet. Die Formulierung für die jeweilige H_1 -Hypothese lautet daher: „Es gibt einen Zusammenhang...“ und nicht „Es gibt einen statistisch signifikanten Zusammenhang...“. Entsprechendes gilt auch für die jeweilige H_0 -Hypothese.

3.9 Methodenkritik

In diesem Abschnitt sollen bekannte Schwächen der vorliegenden Untersuchung dargestellt werden, um die Ergebnisse richtig bewerten zu können, ohne die Gültigkeit der vorliegenden Studie in Frage zu stellen.

3.9.1 Stichprobengröße

Die Statistik wird im allgemeinen als ein Werkzeug verwendet, um Rückschlüsse aus dem Ergebnis eines Tests mit einer verhältnismäßig geringen Zahl an Probanden im Vergleich zur Grundgesamtheit ziehen zu können. Da aufgrund der Größe der Grundgesamtheit nicht alle Vertreter dieser Grundgesamtheit getestet werden können, sollen anhand eines Tests mit wenigen Probanden zutreffende Aussagen über die Grundgesamtheit getroffen werden können. Ist die Grundgesamtheit klein, kann mit weniger Probanden ein größerer prozentualer Anteil erfasst werden. Die Aussagefähigkeit der Untersuchung auf die Grundgesamtheit kann sich erhöhen.

Die vorliegende Untersuchung umfasst je einen Angriffsschlag von 10 unterschiedlichen Spielern auf internationalem Niveau. Diese Zahl ist im Vergleich mit der internationalen Literatur in ihrer Größe zwar nahezu einmalig hoch, unter statistischen Gesichtspunkten jedoch niedrig. Diverse statistische Tests können bei einer so geringen Probandenzahl nicht oder nur eingeschränkt zur Anwendung kommen, da sie erst ab einer größeren Probandenzahl zuverlässig funktionieren. Aus diesem Grunde wurde auf Rangkorrelationen zurückgegriffen, die auch bei kleinen Stichproben Aussagen zulassen. Die Berechnung der Teststärke (Power) und die Angabe von Signifikanzen erfolgte wegen der geringen Probandenzahl nicht. Es wäre wünschenswert, diese Studie mit einer größeren Anzahl von Probanden durchzuführen. Dieses war mit einem vertretbaren Aufwand jedoch nicht möglich, da hierfür diverse weltweite Reisen mit der Messausrüstung zu den jeweiligen internationalen Topspielen hätten unternommen werden müssen. Jedoch ist die Grundgesamtheit an geeigneten Probanden im Spitzensport naturgemäß sehr gering. In dieser Studie wurden ca. 10% aller in Frage kommenden Probanden der Grundgesamtheit analysiert. 10% der Grundgesamtheit ist ein prozentualer Anteil, der generell von kaum einer anderen Studie erreicht wird. Im Volleyball ist in der internationalen Literatur keine einzige vergleichbare Studie mit einer höheren Probandenzahl bekannt, die sich mit

Bewegungsanalysen auf diesem hohen technischen Niveau der Probanden beschäftigt hat. Aussagen über die Grundgesamtheit unter Zuhilfenahme der entsprechenden statistischen Verfahren erscheinen aufgrund des hohen prozentualen Anteiles an der Grundgesamtheit legitim. Sie sollten trotzdem mit der entsprechenden Vorsicht interpretiert werden.

3.9.2 Eingrenzung der Umgebungsbedingungen

Die Umgebungsbedingungen zu dieser Untersuchung wurden sehr stark eingegrenzt, um vergleichbare Angriffsschläge auswerten zu können. Das Einhalten dieser Eingrenzungen wurde von mehreren unabhängigen, externen Experten überwacht. Unter anderem hat der Fachgruppenleiter Volleyball des Instituts für angewandte Trainingswissenschaft, Herr Dr. ZIMMERMANN, die Auswahl der zu analysierenden Angriffsschläge begutachtet. Daher kann davon ausgegangen werden, dass in dieser Studie die genannten Bedingungen für alle Angriffsschläge eindeutig gelten. Diese Art der Eingrenzung und der Überwachung durch ein externes Expertenkollegium wurde in früheren Studien in dieser Form nicht durchgeführt, so dass sich bei der Auswertung und Interpretation der Ergebnisse früherer Studien Schwierigkeiten ergaben (COLEMAN ET AL., 1993). Die Überwachung durch externe Experten führte auch zu einer hohen Objektivität der durchgeführten Studie.

Die oben genannten Einschränkungen führten einerseits zu gut vergleichbaren Angriffen, die entsprechend gut analysiert werden konnten, auf der anderen Seite führten sie zu Einschränkungen bei der Interpretation. Jegliche Aussagen dieser Studie können nur für Angriffsschläge des ausgewählten Probandenkollektivs der entsprechenden Leistungsklasse sowie nur für Angriffe, die den angeführten eingeschränkten Umgebungsbedingungen entsprechen, gelten. Eine Ausweitung der Aussagen auf andere Leistungsklassen oder andere Umgebungsbedingungen, angefangen bei der Passart bis zur Anlaufgestaltung, kann zu Fehlinterpretationen führen.

3.9.3 Systemgenauigkeit

Der Grad der Systemgenauigkeit ist oben diskutiert worden. Alle Aussagen sind vor dem Hintergrund dieser Systemgenauigkeit zu betrachten. Im Vergleich zu bewegungsanalytischen Laborversuchen ist die Systemgenauigkeit geringer. Jedoch ist sie höher und somit besser als alle in der internationalen Literatur bisher publizierten,

vergleichbaren Untersuchungen. Da anzunehmen ist, dass sich Bewegungen des Angriffsschlages im Labor von den tatsächlichen Wettkampfbewegungen unterscheiden, und da die Umgebungsbedingungen im Labor keine realitätsgetreue Abbildung der Wettkampfbedingungen zulassen, ist eine Wettkampfanalyse unverzichtbar, um leistungsrelevante Parameter identifizieren zu können. In zukünftigen Untersuchungen sollten Labordaten mit Felddaten verglichen werden. Zeigt sich dort, dass im Labor ähnliche Ergebnisse erzielt werden können, könnte in Zukunft auf derart aufwendige Feldstudien verzichtet werden. Die vorliegende Studie dient jedoch als Basis, um diese Informationen über leistungsrelevante Parameter für den Angriffsschlag im Wettkampf zu erhalten und einen späteren Vergleich mit Labordaten zu ermöglichen.

3.9.4 Zeitaufwand

Die hier beschriebene Methode erfordert einen hohen Aufwand an Material, Personal und Zeit. Die beschriebene manuelle Digitalisierung ist zeitaufwändig und fehleranfällig. Sie kann daher nur von geschulten Personen durchgeführt werden. Eine Überprüfung der Digitalisierung im Sinne einer Inter-Digitalisierer-Reliabilität ist nach der Schulung der Personen unverzichtbar. So konnte sichergestellt werden, dass die Ergebnisse von Angriffen, die von unterschiedlichen Personen digitalisiert wurden, miteinander verglichen werden konnten.

Sollte es in Zukunft möglich sein, Laborbewegungen mit einer vergleichbaren Technik abzubilden wie eine Wettkampfbewegung, wäre aufgrund des geringeren Zeitaufwandes bei der Auswertung die Laboruntersuchung der Wettkampfuntersuchung vorzuziehen. Die vorliegende Studie soll einen Beitrag dazu leisten, eine Vergleichbarkeit dieser zwei unterschiedlichen Bewegungsarten (Wettkampf vs. Labor) zu ermöglichen und herbeizuführen.

3.9.5 Schwächen des verwendeten Modells

In dieser Arbeit wurden anatomische Körperpunkte manuell digitalisiert und von der Software SIMI-Motion erfasst. Über die dreidimensionalen Koordinaten der Körperpunkte konnten die Körpersegmente und die Stellung der Körpersegmente im Raum ebenfalls dreidimensional abgebildet werden. Ein Körpersegment wurde jedoch nur über zwei 3D-

Koordinaten bestimmt. Beispielsweise wurde der Unterarm durch die 3D-Koordinaten des Ellenbogens und des Handgelenkes bestimmt. Werden diese Koordinaten durch eine gerade Strecke verbunden, repräsentiert diese Strecke, mit den Koordinaten des Handgelenkes und des Ellenbogens als Begrenzung, den Unterarm. Für sämtliche verwendeten Körperpunkte sind zu jedem Zeitpunkt 3D-Koordinaten vorhanden. Es kann also zu jedem Zeitpunkt die exakte Stellung eines jeden Körpersegmentes im Raum bestimmt werden. Da auch Informationen über die Zeit vorhanden sind, können auch Geschwindigkeiten, Winkel, Winkelgeschwindigkeiten, etc. berechnet werden. Weiterhin kann über KSP-Modelle mit definierter Massenverteilung (FISCHER, 1908) oder mit individuell anpassbarer Massenverteilung (HANAVAN, 1964, unter Verwendung der Software SIMI Motion) die Lage eines jeden Segmentschwerpunktes und des KSP des gesamten Körpers, sowie deren Bewegung im Raum mit Geschwindigkeiten, Raumbahnen etc. ermittelt werden. Diese Vielzahl an zusammengehörigen Informationen ist sehr komplex. Eine geeignete Auswertung erlaubt eine Vielzahl interessanter und neuer Erkenntnisse über den Bewegungsablauf des Volleyballangriffsschlages. Allerdings ist es nicht möglich, alle notwendigen Informationen zu berechnen.

Beispielsweise kann die Pronation und die Supination der Hand, des Unterarmes und des Oberarmes nicht erfasst werden. Für diese Art der Rotation ist es notwendig, ein Segment mit mindestens drei Markern zu erfassen, um ein Koordinatensystem für das Segment aufbauen zu können. Bewegungen dieses Segmentkoordinatensystems gegenüber einem übergeordneten Koordinatensystem könnten dann anhand einer Drehmatrix genau beschrieben werden und entsprechend auch Informationen über Pronation und Supination des Segmentes gegeben werden.

Aus technischen Gründen war es nicht möglich, hinreichend viele Markerpunkte in den Videobildern zu identifizieren. Aus diesem Grunde muss auf Informationen wie die Pronation und die Supination verschiedener Segmente verzichtet werden. Dieses führt naturgemäß zu Schwächen bei der Beschreibung der Schulterwinkel, die nur ansatzweise und über mathematische Umwege beschrieben werden konnten (s. Kapitel 4.10 *Arm-Rumpf-Winkel zum Zeitpunkt des Schlages*). Die Verläufe des Schulterwinkels konnten mit dieser Berechnungsmethode nicht bestimmt werden. Auch Informationen über die exakte Haltung der Hand während des Abschlages konnten nicht ermittelt werden. Die Betrachtung des

Einflusses verschiedener Handhaltungen auf die Ballgeschwindigkeit muss aufgrund der genannten Limitationen ebenfalls unterbleiben. Da eine Vielzahl an Bewegungsinformationen ausgewertet werden konnte und zu nützlichen Erkenntnissen führte, ist das Fehlen dieser Informationen im Rahmen dieser Studie vertretbar. Weiterführende Studien beschäftigten sich bereits mit dieser Problematik und versuchten, die fehlenden Informationen mit Hilfe des MKS-Modells „alaska“ zu modellieren und zu simulieren (ROEMER ET AL. 2008).

3.9.6 Kinematik und Kinetik

Bei der vorliegenden Studie handelt es sich um eine Wettkampfanalyse während eines Europaligaturniers. Es war nicht möglich, die Spieler bei diesem Turnier mit speziellen Elektroden wie z.B. einem Oberflächen-EMG auszustatten, da nicht sichergestellt werden konnte, dass diese Systeme vollständig rückwirkungsfrei arbeiten. Auch konnten keine Systeme, wie Kraftmessplatten oder ähnliches, auf oder unter dem Spielfeld installiert werden, die eine Datenaufnahme von kinetischen Daten, wie z.B. der Bodenreaktionskraft, ermöglichten. Aus diesem Grunde musste bei der Aufstellung des Setups komplett auf die Erfassung kinetischer Daten verzichtet werden. Bei einigen Fragestellungen wäre die Analyse kinetischer Daten jedoch sehr hilfreich gewesen, um beispielsweise eine Aussage über die für eine Bewegung verwendete Muskelkraft treffen zu können. Diese ist z.B. ein mitentscheidender Faktor für eine maximale Sprunghöhe. Solange die Muskelkraft nicht berücksichtigt werden kann, ist es nur schwer möglich, einen Effekt einer bestimmten Bewegungsausführung auf z.B. die Sprunghöhe exakt zu bestimmen. Dies muss bei der Betrachtung der Ergebnisse berücksichtigt werden und wird in den betreffenden Kapiteln nochmals angesprochen.

3.9.7 Statistische Tests

Die in dieser Untersuchung durchgeführten statistischen Tests basieren in ihrer Mehrheit auf Korrelationsanalysen. Korrelationsanalysen sind jedoch aus statistischer Sicht nicht ausreichend, um klare kausale Zusammenhänge darzustellen. Aus diesem Grunde muss die Interpretation der Ergebnisse mit entsprechender Vorsicht erfolgen. Aufgrund der aus statistischer Sicht geringen Stichprobengröße wurden für die Korrelationsanalysen lediglich

Verfahren genutzt, die Rangkorrelationen bilden. In diesem Zusammenhang wurde KENDALLS Tau verwendet. Dieses Verfahren wird für kleine Stichproben und auch für nicht normalverteilte Daten empfohlen (VINCENT, 2005). Aus dem gleichen Grund wurde auf die Darstellung von statistischen Signifikanzen verzichtet. Ein solcher Wert ist bei der Stichprobengröße nur bedingt aussagefähig. Die Grundgesamtheit ist sehr klein, da es sich um professionelle Volleyballspieler auf hohem internationalem Niveau handelt. In der vorliegenden Studie konnten ca. 10% der Grundgesamtheit getestet werden. Die Validität und die Reliabilität dieser Studie sind aufgrund der gewählten statistischen Tests und des geeigneten Setups trotz einer relativ kleinen Stichprobengröße gewährleistet.

4 Ergebnisse und Diskussion

Ziel der Untersuchung war es, technische Bewegungsausführungen zu erkennen, die einen hohen Einfluss auf die leistungslimitierenden Faktoren „Sprunghöhe“ und „Schlaghärte“ haben. Dadurch sollte ein Fundus an biomechanischen Erkenntnissen über die komplexe Bewegung des Volleyballangriffsschlages geschaffen werden. Die „Sprunghöhe“ ist die Differenz zwischen der maximalen Höhe des KSP über dem Boden in der Flugphase und der Höhe des KSP über dem Boden zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes. Die „Schlaghärte“ ist die Ballgeschwindigkeit nach dem Schlag (v_{Ball}).

Zur Bestimmung der leistungsrelevanten Parameter wurden diverse Bewegungsparameter aus den digitalisierten 3D-Koordinaten berechnet und mit den genannten und in Kapitel 3 dargestellten Größen „Sprunghöhe“ und „Schlaghärte“ korreliert. Die Ergebnisse beziehen sich auf eine Stichprobe von zehn Probanden. Die Probanden stammen aus vier unterschiedlichen Nationalmannschaften und spielen auf internationalem Niveau.

Im Folgenden sollen die Ergebnisse der Berechnungen und der statistischen Auswertungen dargestellt werden. Die Parameter werden, geordnet nach Körperregion und Zeitpunkt des Auftretens in der Gesamtbewegung, dargestellt. Begonnen wird mit einzelnen allgemeinen Parametern, die für die Gesamtbewegung Relevanz besitzen. Danach werden die Parameter erläutert, die sich auf die unteren Extremitäten beziehen. Diese sind ebenfalls nach dem zeitlichen Auftreten in der Gesamtbewegung geordnet. Ein Parameter, der zum Zeitpunkt des Anlaufes berechnet wird, wird daher vor einem Parameter dargestellt, der zum Zeitpunkt des Absprunges auftritt. Nach der Darstellung der Parameter für die unteren Extremitäten folgen die Parameter für die oberen Extremitäten. Die Reihenfolge der Darstellung ist analog der Reihenfolge der unteren Extremitäten. Da v_{Ball} und andere Ballparameter als externe Parameter keinem dieser beiden Abschnitte systematisch zugeordnet werden können, werden diese im Bereich der oberen Extremitäten erläutert, da sich hier ein größerer inhaltlicher Bezug herstellen lässt.

Entsprechend unterteilt sich die Darstellung und Diskussion der Ergebnisse in folgende Hauptteile:

- Einfluss der Ausholbewegung der Arme auf die Gesamtbewegung
- Sprunghöhe und Treffzeitpunkt
- Anlaufwinkel zum Netz
- Absenkgeschwindigkeit des Körperschwerpunktes und der Kniewinkel im Stemmschritt
- Closing Time, Bodenkontaktzeit und Hubhöhe des Körperschwerpunktes
- Fußaufsatztechnik
- Impulsübertragung der unteren Extremitäten
- Verteilung der Teilimpulse zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes
- Impulsübertragung vom Oberkörper auf den Ball
- Arm-Rumpf-Winkel zum Zeitpunkt des Schlages
- Oberkörperbeugung
- Differenz der Abschlaghöhe zur Höhe des Körperschwerpunktes während des Abschlages

Im Anhang werden die für die vorliegende Studie berechneten Parameter dargestellt. Zur besseren Übersicht werden aus der Vielzahl der berechneten Parameter in diesem Kapitel zunächst nur die Parameter dargestellt, die mit einem Korrelationskoeffizienten von $r \geq 0,7$ mit der relevanten Größe „Sprunghöhe“ einerseits oder der relevanten Größe „Ballfluggeschwindigkeit nach dem Schlag“ (v_{Ball}) andererseits korrelieren. Um diese Darstellung der Ergebnisse abzurunden, werden zusätzlich einige weitere Parameter betrachtet, die aufgrund der theoretischen Herleitung untersucht werden und die wegen sich ergebender weiterführender Fragestellungen berechnet wurden.

Um eine bessere Übersicht gewährleisten zu können, werden die Parameter inhaltlich in Gruppen zusammengefasst. Jede dieser Gruppen wird in einem eigenen Abschnitt dargestellt. Die Darstellung der einzelnen Parametergruppen unterteilt sich wiederum in eine Vorstellung der Parameter und deren Bedeutung, in die Berechnung der Parameter, soweit diese nicht bereits in Kapitel 3 erfolgte, sowie in die Darstellung der Ergebnisse und die Interpretation derselben. Die Ergebnisdarstellungen und die Interpretationen erfolgen zunächst gesondert für jede Parametergruppe. Auf eine Diskussion der angewandten

Methode wird im Bereich der Parameterdarstellung in der Regel verzichtet. Nur wenn die Methode bei der Berechnung eines Parameters oder einer Parametergruppe deutlich von dem in Kapitel 3 beschriebenen Vorgehen abweicht, wird diese hier kurz diskutiert.

4.1 Einfluss der Ausholbewegung der Arme auf die Gesamtbewegung

4.1.1 Bedeutung der Parameter

Der Einfluss der Ausholbewegung der Arme während des Absprunges auf die Sprunghöhe ist unbestritten. In dieser Untersuchung wurde der Zeitunterschied zwischen dem unteren Umkehrpunkt der Arme und dem unteren Umkehrpunkt des KSP betrachtet. Für eine optimale Bewegungskoordination sollen beide Umkehrpunkte möglichst zeitgleich erfolgen, damit sich die gegenseitigen Teilimpulse nicht negativ aufeinander auswirken (LUTHANEN & KOMI, 1978; ASHBY & HEEGAARD, 2002; HARA ET AL., 2006; HSIEH & HEISE, 2008).

Weiterhin soll die zeitliche Koordination des Armblockes untersucht werden. Frühere Studien zeigten, dass die Ausholbewegung der Arme einen signifikanten Einfluss auf das Sprungergebnis hat (FELTNER ET AL., 1999; HARMAN ET AL.; 1990, LEES & BARTON; 1996). Je nachdem, ob das Ziel ein möglichst hoher Sprung oder ein möglichst weiter Sprung ist, wird die Ausholbewegung anders koordiniert. Für einen möglichst hohen Sprung muss ein abruptes Abbremsen der Armbewegung erfolgen, bevor der Körper den Boden verlässt. Dieses abrupte Abbremsen wird aktiv muskulär herbeigeführt. In diesem Zusammenhang soll vom „Armblock“ oder vom „Blockieren der Arme“ als Begriff für diese Abbremsbewegung gesprochen werden. Das Blockieren der Arme wird zwar individuell unterschiedlich bei unterschiedlichen Winkeln durchgeführt, aber immer in Vor-Hochhalte, also immer, wenn die Arme schräg vorn oberhalb des Rumpfes und des Kopfes sind. Hierbei gilt es, eine möglichst starke Abbremsbewegung, also eine größtmögliche Geschwindigkeitsänderung, zu erreichen. Es wird dem positiven Gelenkmoment aus der Ausholbewegung ein aktives, negatives Gelenkmoment entgegengesetzt, welches zu einer Reduktion des positiven Gelenkmomentes führt. Je größer der Betrag der Gelenkmomentsänderung, desto stärker ist die Abbremsbewegung und desto größer ist auch der Teilimpuls, der auf den Rumpf übertragen werden kann. Die kinetische Energie wird hierbei in potentielle Energie umgewandelt, indem die Antagonisten ein Gegenmoment aufbauen und das umliegende

Gewebe in eine Vorspannung versetzen. Durch diese Vorspannung wird gewährleistet, dass der Impuls auf die benachbarten Körperteile übertragen werden kann. Diese Übertragung des Impulses geschieht zu dem Zeitpunkt, zu dem die Winkelgeschwindigkeit gegen Null geht. Hierbei wird die potentielle Energie wieder in kinetische Energie umgewandelt und auf die umliegenden Körperteile abgegeben. Die Vorspannung wird wieder gelöst. Dieser Vorgang wirkt sich positiv auf die Rumpfbeschleunigung aus und wird „Impulsübertragung“ genannt. Eine Impulsübertragung kann auch zwischen anderen Körperteilen stattfinden.

Wenn die Arme zu weit oberhalb des Kopfes geführt werden, werden die anatomischen Strukturen des Schultergelenkes stark gedehnt, und das Gelenkmoment der Schulter reduziert sich bereits von alleine. Durch diese Geschwindigkeitsreduktion wird die Basis für das eigentliche Blockieren bereits herabgesetzt, und der Betrag des Abbremsvorganges wird somit bereits im Vorfeld reduziert. Der Armblock kann entsprechend nicht ausreichend wirken. Wird der Armblock zu früh, also bei einem zu kleinen Arm-Rumpf-Winkel, ausgeführt, sind die maximale Armgeschwindigkeit und das maximale Gelenkmoment noch nicht erreicht. Der Betrag des Abbremsvorganges muss ebenfalls geringer ausfallen.

Das dritte Ziel dieser Studie war es, die Armbewegungen der verschiedenen Probanden miteinander zu vergleichen. Sollten die Armbewegungen deutlich voneinander abweichen, muss dieses auch bei der Interpretation und Bewertung von Effekten verschiedener Parameter auf die Sprunghöhen beachtet werden. Wenn die Armbewegungen alle ähnlich verlaufen, kann diese Einflussgröße bei der Diskussion des Einflusses anderer Parameter auf die Sprunghöhe vernachlässigt werden, weil dann der Effekt auf die Sprunghöhe bei allen Bewegungen ähnlich stark ausfallen dürfte.

Bei allen Untersuchungszielen dieser Teiluntersuchung handelt es sich um eine deskriptive Herangehensweise. Statistische Hypothesen werden daher weder aufgestellt noch getestet. Es handelt sich hier um eine Beschreibung des „Ist-Standes“.

4.1.2 Berechnung der Parameter

Die Armbewegung wurde durch die Berechnung der Variablen „Winkelgeschwindigkeit des Arm-Rumpf-Winkels“ (ω_{ARW}) (Schulter Flexion / Extension) und maximale ω_{ARW} (ω_{ARWmax})

quantifiziert. Körperschwerpunktdaten oder Segmentschwerpunkte wurden nach HANAVAN (1964) berechnet.

Die Berechnung der hier beschriebenen Parameter stützt sich auf 3-Punkt-Winkelberechnungen sowie Winkelgeschwindigkeiten, also Winkeländerungen über die Zeit. Die Winkel und Winkelgeschwindigkeiten wurden aus den 3D-Koordinaten für die drei anatomischen Körperpunkte Ellenbogen, Schulter und Hüftpunkt berechnet. Die Zeitpunkte für die maximalen Winkelgeschwindigkeiten wurden auf die gleiche Weise ermittelt. Dieses ist ausführlich im Kapitel 3 beschrieben und wird daher hier nicht noch einmal aufgegriffen.

4.1.3 Ergebnisse

Die mittlere Winkelgeschwindigkeit des Arm-Rumpf-Winkels ($\omega_{ARW_{max}}$) dieser Stichprobe betrug $764,8 \pm 282,7^\circ/\text{sec}$. Der ermittelte mittlere Zeitunterschied zwischen dem unteren Umkehrpunkt der Arme in der Armschwungphase und dem unteren Umkehrpunkt des KSP wurde für diese Stichprobe mit $10 \pm 10,5$ ms berechnet. Auch die Werte für den Zeitpunkt des Blockierens der Arme (Tabelle 4) zeigen, dass sich die Armbewegungen aller untersuchten Angriffsschläge sehr ähnlich verhielten. Nur bei zwei Probanden wurden leichte Abweichungen für den Zeitpunkt des Blockierens der Arme verzeichnet.

Tabelle 4: Zeitdifferenz des Blockierens der Arme bis zum letzten Zeitpunkt mit Bodenkontakt in ms

Proband	Δt Armblock links / letzter Bodenkontakt	Δt Armblock rechts / letzter Bodenkontakt
1	-50	-50
2	-20	-50
3	-110	-100
4	-30	-30
5	-60	-20
6	-40	-50
7	-170	-130
8	0	-20
9	-50	-70
10	-10	-50
M	-54,0	-57,0
S	51,0	35,0

4.1.4 Diskussion der Ergebnisse

Wie oben beschrieben, ist es notwendig, die Armbewegungen präzise zu koordinieren. Der untere Umkehrpunkt der Arme muss zum gleichen Zeitpunkt stattfinden wie der untere Umkehrpunkt des KSP, da sonst negative Effekte zwischen diesen zwei Impulsen auftreten (LUTHANEN & KOMI, 1978; ASHBY & HEEGAARD, 2002; HARA ET AL., 2006; HSIEH & HEISE, 2008). Die hier ermittelten Zeitunterschiede zwischen den unteren Umkehrpunkten vom KSP und von den Teilkörperschwerpunkten der Arme war sehr gering und für die Praxis zu vernachlässigen. Auch im Hinblick auf die zeitliche Auflösung der Messsysteme von 100 Hz oder 10 ms zwischen den einzelnen Bildern kann nicht von einem relevanten Zeitunterschied gesprochen werden. In diesem Bereich fanden sich keine Reserven zur Optimierung der Technik.

Zusätzlich zu den maximalen Winkelgeschwindigkeiten wurde der Zeitpunkt des maximalen Abbremsens (Blockierens) des Armzuges ermittelt. Das Blockieren des Arm-Rumpf-Winkels (ARW) wurde bei nahezu allen Spielern nicht zu dem Zeitpunkt ausgeführt, zu dem die Füße den Boden verlassen, sondern fand erst in der Flugphase statt (s. Tabelle 4). Der Effekt der Impulsübertragung für eine Steigerung der Sprunghöhe konnte in diesem Augenblick nicht mehr genutzt werden. Könnte das Blockieren des ARW in die letzte Phase des Absprunges verlagert werden, so wäre eine Steigerung der aktuellen Sprunghöhe zu erwarten. Andererseits muss angemerkt werden, dass die Rotation des Rumpfes durch einen späteren Armblock ausgeglichen werden kann. Es ist also möglich, das Gleichgewicht zu stabilisieren oder wieder herzustellen, wenn der Armblock zeitlich später eingesetzt wird (ASHBY & HEEGAARD, 2002). Dieses könnte ebenfalls ein Grund dafür sein, dass der Armblock nicht in der Phase des Bodenkontaktes ausgeführt wurde. In diesem Fall hätten sich die Spieler für eine Ausgleichsbewegung zu Lasten der Sprunghöhe entschieden. Auch das wäre jedoch ein Zeichen für eine Schwäche in der Koordination des Absprunges, es müsste dann im Training mehr Wert auf die Anlaufgestaltung gelegt werden, um diese Ausgleichsbewegung zu vermeiden und diese Reserven für die Impulsübertragung bereitzustellen.

Aufgrund der Ähnlichkeit des räumlich-zeitlichen Verlaufes der Ausholbewegung und der ähnlichen anthropometrischen Daten der untersuchten Probanden kann davon ausgegangen werden, dass auch der Einfluss der Armbewegung auf die Sprunghöhe ähnlich ausgeprägt ist.

Daher kann dieser Einfluss als gleichbleibende Randbedingung für alle Probanden gelten und wird hier nicht weiter interpretiert und im Verlauf der Studie nicht weiter beachtet.

4.2 Sprunghöhe und Treffzeitpunkt

4.2.1 Bedeutung der Parameter

Beim Angriffsschlag im Volleyball ist es das Ziel, eine maximale Höhe zu erreichen, da, wie im Teil der Literaturbesprechung bereits beschrieben, eine höhere Abschlaghöhe auch eine größere Chance auf einen Punktgewinn mit sich bringt. Damit ist die Fertigkeit, eine maximale Sprunghöhe erreichen zu können, ein zentraler Bestandteil im Volleyball und gilt als wichtiger Faktor für den Spielerfolg. Neben der absoluten Betrachtung der Sprunghöhe wird die Sprunghöhe daher auch als Vergleichswert genutzt, um Aussagen über die Relevanz anderer biomechanischer Parameter treffen zu können. Hierzu werden in späteren Teiluntersuchungen Zusammenhänge zwischen anderen biomechanischen Parametern und der Sprunghöhe ermittelt. Dieses Vorgehen ermöglicht eine Aussage darüber, an welchen Parametern im Training gearbeitet werden sollte und welche weniger wichtig für das Erreichen einer maximalen Sprunghöhe sind. Aufgrund der physikalischen Gesetzmäßigkeiten wird angenommen, dass die vertikale Geschwindigkeit des KSP zum Zeitpunkt des Absprunghöhe mit der Sprunghöhe korreliert. Die statistischen Zusammenhangshypothesen werden wie folgt formuliert:

H0: Es besteht kein Zusammenhang zwischen der vertikalen Geschwindigkeit des KSP zum Zeitpunkt des Absprunghöhe.

H1: Es besteht ein Zusammenhang zwischen der vertikalen Geschwindigkeit des KSP zum Zeitpunkt des Absprunghöhe.

Die Hypothesen werden im Verlauf dieser Teiluntersuchung getestet.

In dieser Teiluntersuchung wird weiterhin auch die Höhendifferenz zwischen der maximalen Höhe des Körperschwerpunktes (KSP) in der Flugphase und der Höhe des KSP zum Zeitpunkt des Abschlags dargestellt. Da es sich hier um eine deskriptive Untersuchung handelt, werden keine statistischen Hypothesen formuliert. Es soll lediglich überprüft werden, wie groß die Höhendifferenz ist.

4.2.2 Berechnung der Parameter

Der Parameter „Sprunghöhe“ wird aus dem Höhenunterschied zwischen der KSP-Höhe zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes und der maximalen KSP-Höhe berechnet. Ebenso wird für die anderen Höhendifferenzen mit den entsprechenden Werten vorgegangen. Die Vertikalgeschwindigkeit wird durch den zurückgelegten Weg des KSP in Z-Richtung über die Zeit beschrieben. Alle Parameter werden aus den 3D-Koordinaten berechnet. Nähere Erläuterungen hierzu finden sich in Kapitel 3.

4.2.3 Ergebnisse

Die mittlere Sprunghöhe betrug in der vorliegenden Stichprobe $63,2 \pm 6,2$ cm. Die mittlere Absprunggeschwindigkeit der vorliegenden Stichprobe betrug $3,5 \pm 0,35$ m/s. Die maximale KSP-Beschleunigung (a_{KSPmax}) in der Absprunghase in vertikaler Richtung betrug $32,3 \pm 4,6$ m/s². Die Korrelation von Absprunggeschwindigkeit und Sprunghöhe betrug $r = 0,85$. Entsprechend wird die H_0 -Hypothese verworfen. Die H_1 -Hypothese wird angenommen. Es besteht ein Zusammenhang zwischen der vertikalen Geschwindigkeit des KSP zum Zeitpunkt des Absprunghes.

Tabelle 5: Körperschwerpunktdaten und Sprunghöhen

Proband	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	M	S
Sprunghöhe in cm	69,3	61,7	62,4	66,0	63,8	55,8	53,8	75,4	60,9	62,6	63,2	6,2
Vertikalgeschwindigkeit beim Verlassen des Bodens in m/s	3,6	3,5	3,6	3,9	3,4	3,4	2,7	4,0	3,6	3,6	3,5	0,4
KSP-Höhenunterschied zwischen max. Sprunghöhe und KSP-Höhe zum Treffzeitpunkt in cm	0,0	0,3	0,5	0,0	0,5	0,3	0,0	0,4	0,2	0,2	0,2	0,2
Betrag des Zeitunterschieds zwischen max. Sprunghöhe und Treffzeitpunkt in ms	0	-10	-20	10	30	-20	10	-20	10	10	15,0	8,5

Bezogen auf den Zeitpunkt des Ballkontaktes in Zusammenhang mit der maximalen Sprunghöhe zeigte sich, dass es nur geringe Abweichungen gab. Der Ball wurde mit einem durchschnittlichen Versatz des KSP von der maximalen Sprunghöhe von $2,4 \pm 2,0$ mm getroffen. Das entsprechende mittlere Zeitintervall betrug $15 \pm 8,5$ ms zum Zeitpunkt des höchsten KSP.

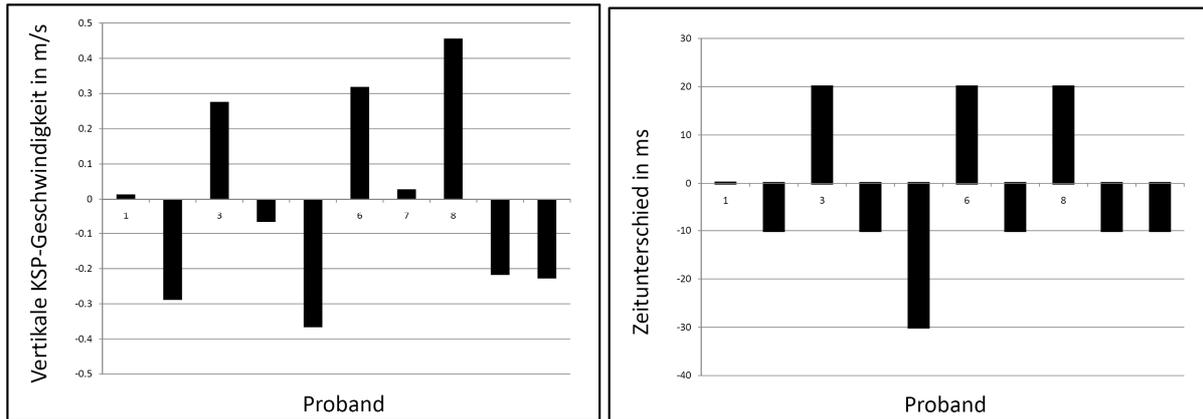


Abbildung 21: Vertikale Geschwindigkeit des KSP beim Balkontakt und Zeitversatz zwischen Ballkontakt und maximaler Sprunghöhe

Wird die KSP-Höhe zum Zeitpunkt des Abschlages (h_{KSP}) mit der Differenz der maximalen KSP-Höhe zur KSP-Höhe beim Abschlag ($\Delta h_{\text{KSPmax}} / h_{\text{KSP}}$) korreliert, ergibt sich ein Koeffizient von $r = -0,999$. Weiter korrelieren die KSP-Höhe zum Zeitpunkt des Abschlages (h_{KSP}) und die Sprunghöhe mit einem Koeffizienten von $r = 0,83$.

4.2.4 Diskussion der Ergebnisse

4.2.4.1 Sprunghöhe

Ein Vergleich der gemessenen Sprunghöhe mit früheren Studien belegt, dass sich die Sprunghöhe trotz intensiven Sprungkrafttrainings bei internationalen Wettkämpfen in den letzten Jahren fast nicht verändert hat. COLEMAN ET AL. (1993) ermittelten eine Sprunghöhe von $62 \pm 2\text{cm}$. FORTHOMME ET AL. (2005) berichteten eine Sprunghöhe von $56,5 \pm 4,6\text{cm}$ in einer Laborstudie. Die Berechnung der Sprunghöhe in der vorliegenden Untersuchung gleicht der Berechnung von COLEMAN ET AL. (1993). Der Rechenweg für die Ermittlung der Sprunghöhe weicht bei FORTHOMME ET AL. (2005) von der Rechenart der vorliegenden Studie ab. Ein exakter Vergleich mit den Daten von FORTHOMME ET AL. (2005) ist somit nicht möglich. Ein Vergleich der Handlungshöhe, die in allen Studien auf die gleiche Art berechnet wurde, hat eine höhere Aussagekraft. Die Handlungshöhe wird zu einem späteren Zeitpunkt besprochen.

Da die Handlungshöhe ein wichtiger leistungsrelevanter Parameter ist (NEEF & HEUCHERT, 1978) und da sie von der Sprunghöhe beeinflusst wird, kann davon ausgegangen werden,

dass die Sportler bei den ausgewählten Angriffsschlägen versuchen, eine maximale Sprunghöhe zu erreichen. Aufgrund des Vergleiches der aktuellen Daten mit den Daten von 1993 wird von einer Stagnation der Sprunghöhe im internationalen Spitzenvolleyball ausgegangen. Auch die Absprunggeschwindigkeit dieser Stichprobe unterscheidet sich nicht signifikant von der Absprunggeschwindigkeit, die von COLEMAN ET AL. (1993) berichtet wurde. Sie korreliert in dieser Studie mit $r = 0,81$ mit der Sprunghöhe. Dieser Wert ist höher als der entsprechende Wert von COLEMAN ET AL. (1993). Dieses wird als Indiz für die größere Messgenauigkeit dieser Studie gewertet, da nach physikalischen Gesetzmäßigkeiten eine Korrelation von $r = 1,0$ erreicht werden müsste. Abweichungen von diesem Wert wurden durch Ungenauigkeiten bei der Digitalisierung der Videobilder und Ungenauigkeiten bei der Berechnung des KSP erklärt. Das HANAVAN-KSP-Modell ist ein Modell, das an die anthropometrischen Daten der Probanden individuell angepasst werden kann, aber es bleibt ein Modell, welches nicht exakt die Realität abbilden kann. Aus diesem Grunde ist es nicht erstaunlich, dass nicht exakt der Wert von $r = 1,0$ für den Korrelationskoeffizienten zwischen der Sprunghöhe und der vertikalen Abfluggeschwindigkeit erreicht wurde.

4.2.4.2 Treffzeitpunkt

Um eine maximale Handlungshöhe zu erreichen, muss der Treffzeitpunkt des Balles zum Zeitpunkt der maximalen KSP-Höhe erfolgen. Frühere Untersuchungen zeigten, dass diese Forderung zumindest beim hohen Zuspiel auch von Spielern mittleren Leistungsniveaus erfüllt wurde (LEIDIG, 1986). Seit dieser Untersuchung hat sich jedoch das Tempo des Volleyballspieles erhöht. QUADE (1993) erklärt, dass bei schnellem Zuspiel bewusst von dieser Forderung abgewichen werde, um eine schnellere Handlungsausführung zu ermöglichen.

Eine wichtige Komponente zur Optimierung der Handlungshöhe ist das Timing beim Absprung. Nach QUADE (1993) führt ein falsches Timing von 0,1s beim Absprung zu einer Reduktion der Handlungshöhe von 5cm, während ein Timingfehler von 0,2s beim Absprung bereits zu einem Verlust der Handlungshöhe von 20cm führt.

In dieser Untersuchung wurde der Ball mit einem durchschnittlichen Versatz des KSP von der maximalen Sprunghöhe von $2,4 \pm 2\text{mm}$ getroffen. Das entsprechende mittlere Zeitintervall betrug $15 \pm 8,5\text{ms}$ zum Zeitpunkt des höchsten KSP. Unter Berücksichtigung der Tempozunahme belegen diese Zahlen, dass heute auch bei schnelleren Angriffen ein hohes

Maß an exakter Bewegungsausführung im internationalen Spitzenvolleyball vorliegt und der Ball auch bei halbhohen Pässen nahe der maximalen KSP-Höhe getroffen wird.

Der berechnete Höhenunterschied der maximalen KSP-Höhe zur KSP-Höhe zum Zeitpunkt des Ballkontaktes ist methodisch messbar. Aufgrund des in dieser Studie gefundenen geringen Unterschiedes hat diese Höhendifferenz aber keinerlei Relevanz für die Praxis. Es kann daher davon ausgegangen werden, dass Spieler auf internationalem Niveau den Ball nahezu im höchsten Punkt des Sprunges treffen. Ein Vergleich zu früheren Studien kann nicht gezogen werden, da keine Daten zu dieser Höhendifferenz vorliegen. Die Ergebnisse zeigen, dass hier kaum Raum für Verbesserungen vorhanden ist. Aus biomechanischer Sicht müssen also andere Parameter mit mehr Optimierungspotential gefunden werden, um die Sprunghöhe zu steigern, wenn Verbesserungen der Abschlaghöhe erreicht werden sollen. Im Training könnte folglich auf die Koordination des Timings von Sprunghöhe und Abschlagzeitpunkt in der Flugphase weniger Wert gelegt werden. Nach Aussage des ehemaligen Bundestrainers (BT) der Herrennationalmannschaft wird jedoch nach wie vor ein großer Anteil des Trainings auf diesen Bereich verwendet (persönl. Gespräch mit BT S. MOCULESCU, Juni 2007 in Zwickau). Diese Erkenntnisse eröffnen Raum für eine effektivere Nutzung der Trainingszeiten.

Die hohen negativen Korrelationen von $\Delta h_{KSPmax} / h_{KSP}$ zu h_{KSP} und zur Sprunghöhe sind leicht erklärbar. Wenn die genannte Differenz groß ist, ergibt sich aus der Definition dieses Parameters heraus bereits, dass ein großer Höhenunterschied zur Abschlaghöhe besteht. Nach der Definition muss also bei einer großen Differenz eine niedrige Abschlaghöhe berechnet werden. Dass diese Definition gilt, belegt der Korrelationskoeffizient von -0,999 deutlich.

Ebenso deutlich erscheint die Erklärung für den Korrelationskoeffizienten zwischen Sprunghöhe und h_{KSP} . Je größer die Sprunghöhe, desto größer ist auch die Abschlaghöhe. Dieser Zusammenhang erscheint zwar zunächst eindeutig, ist aber im Rahmen dieser Arbeit sehr bedeutungsvoll. Hierauf beruht eine der grundlegenden Fragestellungen der vorliegenden Arbeit: Es soll unter anderem versucht werden, Parameter zu finden, welche die Sprunghöhe beeinflussen, da diese einen Einfluss auf die Abschlaghöhe und somit auf einen der nach der Literatur leistungsrelevanten Parameter hat. Hier wird dieser Einfluss deutlich dargestellt und dann die fachliche Richtigkeit für den genannten Ansatz gezeigt.

Eine hohe Beschleunigung des KSP in der Absprunghase bedingt eine hohe KSP-Geschwindigkeit. Diese wiederum ist für eine große Sprunghöhe eine elementare Voraussetzung. Daher ist es nach physikalischen Gesetzmäßigkeiten logisch, dass ein hoher Beschleunigungswert über eine hohe Geschwindigkeit indirekt auch die Sprunghöhe beeinflusst, wenn nur eine begrenzte Zeit für die Beschleunigung zum Erreichen einer hohen Geschwindigkeit zur Verfügung steht. Da es sich hierbei um eindeutige physikalische Gesetzmäßigkeiten handelt, soll dieses in dieser Arbeit nicht weiter vertieft werden. Ähnlich wie bei der Abfluggeschwindigkeit in z-Richtung ergeben sich bei der Berechnung durch das manuelle Digitalisieren und durch das verwendete KSP-Modell Ungenauigkeiten, die zu einem relativ niedrigen Korrelationskoeffizienten führen. Es ist möglich, das verwendete KSP-Modell von HANAVAN (1964) in Grenzen an die individuellen anthropometrischen Daten anzupassen. Dennoch ist es ein Modell und kann den tatsächlichen KSP einer Person nur annähernd beschreiben und ihn nicht exakt bestimmen.

4.3 Anlaufwinkel zum Netz

4.3.1 Bedeutung des Parameters

Der Winkel, in dem ein Spieler anläuft, ist leicht mit dem Auge zu erfassen. Sollten sich aus diesem Winkel Erkenntnisse ableiten lassen, die mit der späteren Schlagausführung zu tun haben, könnte dieses das „Lesen“ des Gegners erleichtern. Dieses wäre für die Abwehr eine willkommene Erleichterung, um frühzeitig auf den Angriff reagieren und entsprechende Abwehrmaßnahmen einleiten zu können. Spezielle Untersuchungen hierzu sind in der Literatur bisher nicht bekannt. Für diese Teiluntersuchung werden die statistischen Zusammenhangshypothesen H_0 und H_1 formuliert:

H_0 : Es besteht kein Zusammenhang zwischen dem Anlaufwinkel und einem anderen im Rahmen dieser Arbeit berechneten Parameter.

H_1 : Es besteht ein Zusammenhang zwischen dem Anlaufwinkel und einem anderen im Rahmen dieser Arbeit berechneten Parameter.

Im Rahmen diese Teiluntersuchung sollen die genannten Zusammenhangshypothesen getestet werden.

4.3.2 Berechnung des Parameters

Um den Anlaufwinkel zu berechnen, werden zwei Vektoren gebildet. Der eine Vektor repräsentiert den Raumweg des KSP. Er wird durch zwei 3D-Koordinaten des KSP gebildet. Diese Koordinaten bilden den Ort des KSP zu unterschiedlichen Zeitpunkten ab. Um keine Veränderungen durch den Fußaufsatz zu messen, wurden diese Zeitpunkte in der Flugphase, also ohne Bodenkontakt, wie folgt gewählt:

Zeitpunkt 1: Erstes Bild der Flugphase vor dem Stemmschritt

Zeitpunkt 2: Letztes Bild der Flugphase vor dem Stemmschritt

Das Netz wird durch einen Vektor repräsentiert, der durch die 3D-Koordinaten zweier bekannter Punkte auf dem Netz gebildet wird. Der Winkel zwischen KSP-Raumweg und Netz wird durch die Berechnung eines 4-Punktswinkels, welcher beide Vektoren umfasst, dargestellt. Die genaue Vorgehensweise ist in Kapitel 3 beschrieben.

4.3.3 Ergebnisse

Es sollte untersucht werden, ob durch den Anlaufwinkel des Angreifers eine Vorhersage auf dessen Angriffsvorhaben möglich ist. Der mittlere Winkel des räumlichen KSP-Verlaufes während des Anlaufes zum Netz betrug für diese Stichprobe $71,7 \pm 9,2^\circ$. Es konnten zu keinem berechneten Parameter Korrelationswerte von $r \geq 0,7$ gefunden werden. Daher wird die in Kapitel 4.3.1 formulierte H_0 -Hypothese angenommen. Die H_1 -Hypothese wird verworfen. Es besteht kein Zusammenhang zwischen dem Anlaufwinkel und einem anderen im Rahmen dieser Arbeit berechneten Parameter.

4.3.4 Diskussion der Ergebnisse zum Anlaufwinkel

Zu keinem im Rahmen dieser Arbeit berechneten Parameter konnte eine Korrelation $r \geq 0,7$ hergestellt werden. Aufgrund der Definition des kritischen Wertes für den Korrelationskoeffizienten (s. Kapitel 3), wird auf keinen dieser Parameter weiter eingegangen. Der Anlaufwinkel zeigt somit keinerlei hinreichenden Einfluss auf den Rest der Bewegung und kann für die Betrachtung des Angriffsschlages und der Suche nach leistungslimitierenden Faktoren außer Acht gelassen werden. Der Angreifer wählt situationsabhängig die Schlagrichtung. Auch frühere Untersuchungen haben gezeigt, dass

keine Einschränkung der Variabilität des Angriffsschlages durch den Anlaufwinkel besteht (RIESNER, 2007).

4.4 KSP Absenkgeschwindigkeit und Kniewinkel im Stemmschritt

4.4.1 Bedeutung der Parameter

Die Bestimmung der Kniewinkel und deren Verläufe über die Zeit in der Anlaufphase verdeutlichen den Grad der KSP-Absenkung. Gemeinsam mit der Closing Time und der Stemmschrittlänge verweisen diese Parameter auf die Ausgangsbedingungen für den Absprung und kennzeichnen die Ausführung des Stemmschrittes. Es ist zu erwarten, dass die Abnahme der Kniewinkel mit einer entsprechenden Abnahme des KSP einhergeht. Für die Speicherung der Energie in den elastischen Elementen des Bewegungsapparates ist die Ausprägung und die Geschwindigkeit der Kniebeugung und damit die Dehnung der Knieextensoren sowie der zeitliche Verlauf dieser Variablen ein wichtiger beschreibender Parameter. Laut KOMI (1985) kann die Kraftleistung der Extensoren durch eine Dehnungsphase vor der konzentrischen Phase vergrößert werden. Dieses erklärt er mit der Speicherung elastischer Energie in den elastischen Elementen des Bewegungsapparates. Wird jedoch die Ausholbewegung zu stark oder zu schwach, zu kurz oder zu lang ausgeführt, kann nicht das Optimum erreicht werden. Mit Hilfe der Parameter „Absenkgeschwindigkeit des KSP und Kniewinkel im Stemmschritt“ soll dieses Phänomen für den Volleyballangriffsschlag näher beleuchtet werden.

In dieser Teiluntersuchung werden mehrere Parameter gleichzeitig betrachtet. Exemplarisch sollen für zwei Parameterpaare die statistischen Zusammenhangshypothesen formuliert werden. Zunächst werden die Hypothesen für das Parameterpaar „maximale Absenkgeschwindigkeit des KSP“ und „Sprunghöhe“ formuliert:

$H_0_{VKSP\ Absenk}$: Es besteht kein Zusammenhang zwischen der maximalen Absenkgeschwindigkeit des KSP und der Sprunghöhe.

$H_1_{VKSP\ Absenk}$: Es besteht ein Zusammenhang zwischen der maximalen Absenkgeschwindigkeit des KSP und der Sprunghöhe.

Für das Parameterpaar „Zeitdifferenz (Δt) zwischen der maximalen Absenkgeschwindigkeit des KSP und der maximalen Beschleunigung des KSP in z-Richtung“ und „Sprunghöhe“ lauten die Zusammenhangshypothesen:

$H_0 \Delta t$: Es besteht kein Zusammenhang zwischen der Zeitdifferenz von der maximalen Absenkgeschwindigkeit des KSP bis zur maximalen Beschleunigung des KSP in z-Richtung auf der einen Seite und der Sprunghöhe auf der anderen Seite.

$H_1 \Delta t$: Es besteht ein Zusammenhang zwischen der Zeitdifferenz von der maximalen Absenkgeschwindigkeit des KSP bis zur maximalen Beschleunigung des KSP in z-Richtung auf der einen Seite und der Sprunghöhe auf der anderen Seite.

Diese vier genannten und weitere hier nicht genannte Hypothesen sollen im Rahmen dieser Teiluntersuchung überprüft werden.

4.4.2 Berechnung der Parameter

Die Kniewinkel werden als ein 3-Punktwinkel (s. Kapitel 3) aus den 3D-Koordinaten der anatomischen Punkte für das „Sprunggelenk“, das „Knie“ und das „Hüftgelenk“ berechnet. Die Closing Time ist das Zeitintervall zwischen den Fußaufsätzen des rechten und des linken Fußes im Stemmschritt. Die Absenkgeschwindigkeit des KSP ($v_{\text{KSP Absenk}}$) wird aus der Raumänderung in z-Richtung (z-Koordinate) des KSP über die Zeit berechnet. Die Berechnung der Stemmschrittlänge sowie die Bereitstellung der 3D-Koordinaten und beispielhafte Berechnungen ähnlicher Parameter sind ausführlich in Kapitel 3 beschrieben und werden hier nicht erneut aufgeführt.

4.4.3 Ergebnisse

Die maximale Absenkgeschwindigkeit des KSP ($v_{\text{KSP Absenk}}$) im Stemmschritt betrug im Mittel über alle Probanden $-0,80 \pm 0,14$ m/s. Sie korrelierte mit der Sprunghöhe mit $r = -0,72$ sowie mit der Vertikalgeschwindigkeit des KSP zum Zeitpunkt des Absprunges ebenfalls mit $r = -0,72$. Die $H_0 v_{\text{KSP Absenk}}$ -Hypothese wird verworfen. Die $H_1 v_{\text{KSP Absenk}}$ -Hypothese wird angenommen. Es besteht ein Zusammenhang zwischen der maximalen Absenkgeschwindigkeit des KSP und der Sprunghöhe.

Während das Zeitintervall vom ersten Fußaufsatz im Stemmschritt zum Auftreten der maximalen $v_{\text{KSP Absenk}}$ keine Auswirkungen auf einen berechneten Parameter erkennen ließ, wies das Zeitintervall (Δt) vom Auftreten der maximalen $v_{\text{KSP Absenk}}$ zum letzten Bild mit Bodenkontakt einen klaren Zusammenhang zur Sprunghöhe ($r=-0,74$) auf. Das Δt von der maximalen $v_{\text{KSP Absenk}}$ bis zur maximalen Beschleunigung des KSP in z-Richtung ($a_{\text{KSP vertikal}}$) betrug $220 \pm 37,4$ ms und korrelierte mit $r = -0,75$ mit der Sprunghöhe. Die $H_0 \Delta t$ -Hypothese wird verworfen. Die $H_1 \Delta t$ -Hypothese wird angenommen. Es besteht ein Zusammenhang zwischen der Zeitdifferenz von der maximalen Absenkgeschwindigkeit des KSP bis zur maximalen Beschleunigung des KSP in z-Richtung auf der einen Seite und der Sprunghöhe auf der anderen Seite.

Der mittlere minimale Kniewinkel (KW_{min}) dieser Stichprobe betrug fürs linke Knie $70,05 \pm 14,4^\circ$ und fürs rechte Knie $102,27 \pm 10,4^\circ$. Der Korrelationskoeffizient zwischen den minimalen Kniewinkeln und der Sprunghöhe sowie zwischen den minimalen Kniewinkeln und der Bodenkontaktzeit (BKZ) betrug weniger als der in Kapitel 3 festgelegte kritische Wert für den Korrelationskoeffizienten. Hier konnte also kein Zusammenhang festgestellt werden.

4.4.4 Diskussion der Ergebnisse

Je größer die maximale $v_{\text{KSP Absenk}}$ im Stemmschritt war, desto höher war die vertikale Geschwindigkeit des KSP ($v_{\text{KSP vertikal}}$) beim letzten Bild mit Bodenkontakt und desto größer war die zugehörige Sprunghöhe. Da die Sprunghöhe von $v_{\text{KSP vertikal}}$ direkt abhängig ist, musste sich, wie auch gezeigt, ein hoher Wert für den Korrelationskoeffizienten zwischen Sprunghöhe und $v_{\text{KSP vertikal}}$ ergeben.

Es zeigte sich, dass die Sprunghöhe größer wurde, wenn der Zeitpunkt der maximalen $v_{\text{KSP Absenk}}$ möglichst kurz vor dem letzten Frame mit Bodenkontakt lag. Auch das Zeitintervall zwischen der maximalen Absenkgeschwindigkeit ($v_{\text{KSP Absenk}}$) des KSP und der maximalen KSP-Beschleunigung ($a_{\text{KSP max}}$) stand bei dieser Messreihe in einem Zusammenhang mit der Sprunghöhe. Je kürzer diese Zeitintervalle waren, desto größer war die Sprunghöhe.

Ursache für diese Effekte sowie für den hohen Korrelationskoeffizienten von der maximalen $v_{\text{KSP Absenk}}$ und $v_{\text{KSP vertikal}}$ kann eine Leistungspotenzierung durch das elastische Verhalten des

Muskels während und kurz nach der exzentrischen Kontraktion sein. KOMI (1985) schreibt dazu:

„Durch eine Dehnung des aktivierten Muskels werden die Bedingungen im Muskel verändert, so dass der resultierende Kraft-Output in der folgenden konzentrischen Phase vergrößert sein kann.“ (KOMI, 1985, 255-256).

Diese Speicherung der Energie im Muskel und angrenzendem Gewebe sowie die anschließende Utilisation der gespeicherten Energie kann zum Teil wieder genutzt werden, um bei der folgenden Kontraktion ein größeres Kraftoutput zu generieren. Voraussetzung hierfür ist, dass die Dehnung des Muskels nicht zu lange andauert und entsprechend die gespeicherte Energie nicht dissipiert. Dieses zeigte sich in dem Effekt der negativen Korrelation zwischen dem Δt von der maximalen v_{KSP} Absenk bis zur maximalen a_{KSP} vertikal. Je kürzer dieses Zeitintervall war, desto größer war die Sprunghöhe. Bei einem kurzen Zeitintervall kann also weniger der gespeicherten Energie dissipieren. Eine mögliche Erklärung für den Effekt der Speicherung elastischer Energie wird von NICOLS (1973) und STIENEN ET AL. (1978) gegeben. Sie erklären die Speicherung elastischer Energie mit der Theorie der Querbrückenbindung. Die angegebenen Zeiten für die Aufrechterhaltung der Querbrückenbindung (Coupling Time) variieren je nach Autor von 15 ms (STIENEN ET AL., 1978) bis zu 120 ms (NICOLS, 1973). Je mehr Querbrückenbindungen erhalten bleiben, desto größer ist der Anteil der gespeicherten Energie im Muskel. Je länger die Dehnung andauert, desto weniger Querbrücken bleiben bestehen, und entsprechend kann weniger elastische Energie gespeichert werden. Auch das Eiweiß Titin spielt hierbei eine Rolle. Es sorgt dafür, dass bei einer Dehnung unabhängig von Aktin und Myosin eine Federwirkung entsteht und dass sich der Muskel nach Beendigung einer Dehnung wieder zu seiner Ausgangslänge verkürzt. LINKE ET AL. (1996) konnten zeigen, dass sich die Titinfilamente nicht nur mit dem Myosin, sondern auch mit dem Aktin verbinden. Das Titin verbindet also Aktin und Myosin, ohne deren Gleitbewegung zu behindern. Somit ist das Titin für die elastischen Eigenschaften des Muskels mitverantwortlich. Je kürzer also das Zeitintervall zwischen Dehnung in der Ausholbewegung und Verkürzung in der Absprungbewegung andauert, desto weniger elastische Energie dissipiert und desto größer ist die Sprunghöhe. Die gemessenen Daten zeigen genau diesen Effekt einer höheren Utilisation bei kürzerem Zeitintervall zwischen Dehnung und Verkürzung des Muskels.

Das Zeitintervall (Δt) von der maximalen $v_{KSP\text{ Absenk}}$ bis zum letzten Zeitpunkt mit Bodenkontakt betrug jedoch $312 \pm 43,7$ ms, und das Zeitintervall von maximaler $v_{KSP\text{ Absenk}}$ bis zur maximalen $a_{KSP\text{ vertikal}}$ betrug $220 \pm 37,4$ ms. Beide Variablen waren damit länger als die in der Literatur beschriebene Zeitspanne für die Coupling Time. Trotzdem kann dieser Erklärungsversuch bestehen bleiben, da beide Intervalle ein Maß für die Bewegungsgeschwindigkeit sind, von der auch der Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus abhängt. Es ist zu erwarten, dass die Querbrücken zu den genannten Zeitpunkten wegen der zu großen Auslenkung der Bewegung gelöst werden. Dieses Phänomen tritt während des Zeitintervalles der Bewegungsumkehr auf.

Die Betrachtung der Kniewinkel ergab keinen wesentlichen Hinweis auf eine optimale Bewegungsausführung. Nach KOMI (1985) betrug der netto-mechanische Wirkungsgrad bei nicht-reaktiven Sprüngen 19,7%, bei aktiven Sprüngen mit kleiner Winkelamplitude 38,5% und bei aktiven Sprüngen mit großer Winkelamplitude 28%. Im integrierten EMG (IEMG) zeichneten sich Sprünge mit kleinen Winkelamplituden durch eine niedrigere Aktivitätsamplitude in der konzentrischen Phase des Sprunges aus. Die Autoren folgerten daraus, dass Sprünge mit kleinen Amplituden eine höhere mechanische Effizienz aufweisen (s. Abbildung 22). Diese Sprünge waren durch große Dehnungsgeschwindigkeiten, kurze Übergangszeiten und große Kräfte am Ende der exzentrischen Kontraktion charakterisiert. Einige dieser Parameter wiesen auf eine hohe Muskelstiffness hin, welche zum einen die veränderten muskulären Eigenschaften (RACK & WESTBURY, 1974), zum anderen die Zunahme des neuronalen Inputs (NICOLS, 1973) erklärt.

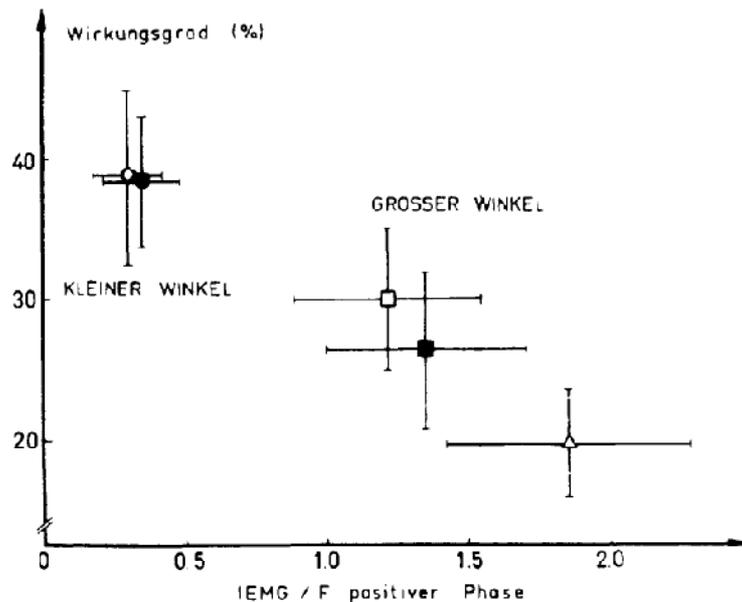


Abbildung 22: Mechanische Effizienz und IEMG / Kraft-Verhältnis aus der positiven Arbeitsphase während zweier Bedingungen mit größerer Kniewinkelamplitude. Quelle: KOMI (1985), S.261

Die Ergebnisse von HEUCHERT ET AL. (1978) bestätigen diese Aussage indirekt. Sie stellten fest, dass die größte Sprunghöhe bei einem Kniewinkel von 93° und 94° gemessen wurde, bei einem Kniewinkel von 124° wurden nur noch geringe Höhen erreicht.

Der Minimalwert des Kniewinkels während der Stemmschrittbewegung ist ein Maß für das Absenken des KSP. Die Annahme, dass die Beugung des Gelenkes zu einer Vorspannung der Streckmuskulatur führe und damit ein größerer Kraftimpuls bei der darauffolgenden Verkürzung erzeugt werden könne, konnte durch den geringen Korrelationskoeffizienten bezüglich der Sprunghöhe nicht bestätigt werden. Anzumerken ist, dass der minimale Kniewinkel innerhalb der Stichprobe während einer relativ großen Zeitspanne auftrat. Das bedeutet, dass das Auftreten der Minimalwerte innerhalb der Stichprobe sehr variabel war. In einigen Bewegungen wurde der minimale Kniewinkel vor dem Zeitpunkt des Beistellbeinaufsatzes erreicht, während bei anderen Bewegungen zum Zeitpunkt des Schwungholens unmittelbar vor dem Absprung ein minimaler Winkel auftrat. Hierzu wies LEIDIG (1986) auf eine unterschiedliche Bewegungsausführung der Anlaufgestaltung innerhalb der Stichprobe hin. So begann der Angreifer mit einem geringen Kniewinkel die Stützphase mit einer geringeren Anlaufgeschwindigkeit, beugte dann das Knie- und das Hüftgelenk stärker und senkte seinen KSP in der längeren Stützphase ab. Der minimale

Kniewinkel wurde demnach erst unmittelbar vor dem Absprung erreicht. Beim Absprung war seine KSP-Kurve steiler. Der Angreifer, der sich durch einen größeren Kniewinkel auszeichnete, zeigte eine höhere Anlaufgeschwindigkeit und ein geringfügigeres Beugen im Knie- und Hüftgelenk. Der KSP senkte sich dadurch weniger stark ab, was eine kürzere Absprungdauer zu Folge hatte. Die Flugkurve des KSP gestaltete sich nach dem Absprung flacher (ebd.).

Keine der von LEIDIG (1986) dargestellten Erklärungen konnten durch die für diese Arbeit ausgewerteten Daten bestätigt werden. Es konnte weder für das Parameterpaar KW_{\min} / Anlaufgeschwindigkeit noch für KW_{\min} / BKZ oder für KW_{\min} / Sprunghöhe eine Korrelation $r \geq 0,7$ gefunden werden.

Eine entsprechende Erklärungsmöglichkeit ist der Einfluss der Spielsituation. Bereits QUADE (1993) merkte an, dass der Stemmschritt in der Praxis sehr variabel sei. Diese Variabilität sei stark positionsabhängig. Auch die Art des Zuspieles sei für die Gestaltung des Stemmschrittes mitverantwortlich (ebd.).

Generell gilt, dass zum Erreichen einer großen Sprungleistung nicht nur die Ausholbewegung verantwortlich ist. Die zeitliche Koordination von Ausholbewegung und Sprung sowie das dynamische Verhältnis von Ausholbewegung und Sprung haben einen entscheidenden Einfluss auf die Sprunghöhe. Ist der Angreifer durch ungenaues Timing gezwungen, in der Stützphase einen Moment zu verharren, ist die zeitliche und dynamische Abstimmung von Ausholbewegung und Beschleunigungsbewegung nicht mehr optimal. Durch Absenken des KSP unmittelbar vor dem Sprung wird der Beschleunigungsweg verlängert. Die Länge und die Art des Beschleunigungsweges sind entscheidend für die am Ende der Beschleunigungsphase erreichte Geschwindigkeit. Um eine möglichst große Geschwindigkeit beim Absprung zu erzielen, muss der Beschleunigungskraftstoß möglichst groß sein. Das ist einerseits durch eine möglichst große Anfangskraft zu erreichen, andererseits kann es durch die Verlängerung der Einwirkungsdauer der Anfangskraft, also durch einen möglichst langen Beschleunigungsweg, erreicht werden.

In der vorliegenden Untersuchung konnte in Bezug auf einen optimalen Kniewinkel keine Aussage getroffen werden. Das kann auch darauf zurückgeführt werden, dass die verschiedenen Sportler eine unterschiedlich stark ausgeprägte Kraftleistung erbrachten. Bei

dieser Untersuchung konnte generell keine Kraftentwicklung und keine Muskelaktivität gemessen werden, da durch die Wettkampfcharakteristik nicht auf EMG, Kraftmessplatten oder andere Messsysteme zurückgegriffen werden konnte.

4.5 Closing Time, Bodenkontaktzeiten und KSP-Hubhöhe

4.5.1 Bedeutung der Parameter

Die Closing Time und die Bodenkontaktzeiten (BKZ) im Stemmschritt des Volleyballangriffsschlages geben Aufschluss über die technischen Variationen der Spieler und über die Geschwindigkeit des Bewegungsablaufes im Allgemeinen. Es können Rückschlüsse über die Art des Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ) sowie die Art und Funktionsweise der Kraftentfaltung gezogen werden. So zeichnet sich die Step-Close Technik durch relativ lange Bodenkontaktzeiten aus (COUTTS, 1982), während die Hoptechnik durch ein Einspringen und relativ kurze Bodenkontaktzeiten gekennzeichnet ist. Hingegen ist über einen Einfluss der KSP-Hubhöhe in der Literatur nichts bekannt. Es war zu erwarten, dass die Höhendifferenz des KSP im Stemmschritt indirekt anzeigt, wie stark ein Sportler bei der Ausholbewegung zum Stemmschritt die Knie beugt, also wie stark diese Ausholbewegung ausgeprägt ist. Sie könnte weiterhin ein indirektes Zeichen dafür sein, wie stark die Knie- und Hüftgelenke gebeugt werden und wie stark die entsprechend involvierte Muskulatur in Vorspannung gebracht wird. Aus diesem Grunde wurde davon ausgegangen, dass die KSP-Hubhöhe auch in einem Zusammenhang mit der Sprunghöhe steht.

Nach HAAS & WEINECK (1999) ist der schnelle Wechsel zwischen exzentrischer und konzentrischer Muskelarbeit einer der bestimmenden Faktoren des Hallenvolleyballes. Entsprechend müsste eine kurze Closing Time sowie kurze BKZ zu einer höheren Sprunghöhe führen, da kurze BKZ für die Aktivierung der reaktiven Kraftfähigkeiten notwendig sind. Interessant ist auch die Fragestellung, ob sich im Zuge der allgemeinen Tempoerhöhung im Entwicklungsverlauf des Volleyballspieles die Bodenkontaktzeiten reduzierten.

Aufgrund der Vielzahl der untersuchten Parameter in dieser Teiluntersuchung, die sich oftmals sehr ähnlich sind, wird auf die Formulierung der einzelnen statistischen Zusammenhangshypothesen in diesem Rahmen verzichtet. Exemplarisch wird nur die

Zusammenhangshypothese für das Parameterpaar „KSP-Hubhöhe“ und „Sprunghöhe“ formuliert:

H_0 KSP-Hub: Es besteht kein Zusammenhang zwischen der Hubhöhe des KSP im Stemmschritt und der Sprunghöhe.

H_1 KSP-Hub: Es besteht ein Zusammenhang zwischen der Hubhöhe des KSP im Stemmschritt und der Sprunghöhe.

4.5.2 Berechnung der Parameter

Die Hubhöhe des KSP wurde als Höhendifferenz des KSP von der minimalen KSP-Höhe während des Stemmschrittes ($h_{\text{KSP min}}$) bis zur KSP-Höhe zum Zeitpunkt des letzten Bildes mit Bodenkontakt ($h_{\text{KSP BK Ende}}$) berechnet. Die Closing Time ist das Zeitintervall zwischen dem ersten Bodenkontakt des ersten Beines im Stemmschritt und dem ersten Bodenkontakt des zweiten Beines im Stemmschritt. Als erster Bodenkontakt wurde das Videobild bzw. der Zeitpunkt definiert, zu dem die allererste Berührung zwischen Schuh und Boden auftritt. Zu diesem Zeitpunkt fand noch eine Verformung des Schuhs statt, und der Fuß senkte sich noch ein kleines Stück weiter ab. Aus diesem Grunde konnte der exakte Zeitpunkt nicht bestimmt werden, bei dem die Ferse sich nicht mehr in z-Richtung bewegte. Entsprechend waren leichte zeitliche Verschiebungen der Daten zu erwarten und nicht zu vermeiden. Da der Fußaufsatz aus verschiedenen Perspektiven eindeutig zu erkennen war, konnte dieser Wert über eine visuelle Kontrolle der Videobilder sehr gut quantifiziert werden. Jedes Video konnte mit Hilfe der Videosoftware SIMI-Motion Bild für Bild vor- und zurückgespult oder auch angehalten werden, bis die exakten Zeitpunkte für die Fußaufsätze eindeutig festgestellt werden konnten. Die Differenz dieser Zeitpunkte bildete das gesuchte Zeitintervall. Dieses Vorgehen war exakter als das Bestimmen der Fußaufsatzzeitpunkte durch die 3D-Koordinaten, da mit Hilfe der 3D-Koordinaten durch die Verformung des Schuhs beim Fußaufsatz die exakten Kontaktzeitpunkte nicht festgestellt werden konnten.

Für die Bodenkontaktzeiten (BKZ) wurden auf die gleiche Weise die Zeitpunkte des letzten Bodenkontaktes beider Füße ermittelt und die entsprechenden Differenzen gebildet. In dieser Arbeit wurden verschiedene Bodenkontaktzeiten erfasst:

- a. $BKZ_{\text{Stemmbein}}$ ist die Bodenkontaktzeit des Stemmbeines während des Stemmschrittes.
- b. $BKZ_{\text{Beistellbein}}$ ist die Bodenkontaktzeit des Beistellbeines während des Stemmschrittes.
- c. BKZ_{Gesamt} ist die Bodenkontaktzeit vom ersten Fußaufsatz bis zum letzten Zeitpunkt mit Bodenkontakt im Stemmschritt.
- d. $BKZ_{\text{beidbeinig}}$ ist die Zeitspanne, in der beide Füße gleichzeitig Bodenkontakt haben.

Die Stemmschrittlänge wurde mit Hilfe der Vektorrechnung ermittelt. Es wurde ein Vektor über die 3D-Koordinaten beider Sprunggelenke zum Zeitpunkt des jeweiligen Fußaufsatzes gebildet (s. Kapitel 3). Die Vektorlänge repräsentiert die Länge des Stemmschrittes.

4.5.3 Ergebnisse

Bei allen ausgewählten Versuchen wurde die Schrittfolge „Links-Rechts-Links“ verwendet. Der Fußaufsatz erfolgte beim Stemmbein bei allen Spielern mit der Ferse zuerst, während das Beistellbein durchweg zuerst mit dem Mittelfuß aufgesetzt wurde. Bei dieser Art des Fußaufsatzes kam es lediglich bei einem Versuch eines Sportlers in einem Bild zu einem vollständigen Bodenkontakt der Ferse. Sonst trat in keinem Versuch zu keinem Zeitpunkt ein Fersenkontakt auf.

Wie bereits im Teil des methodischen Vorgehens (Kapitel 3) beschrieben, verwendeten alle in dieser Arbeit ausgewerteten Probanden die Step-Close Technik (COUTTS, 1982). Für die Closing Time bei dieser Technik wurde in dieser Untersuchung ein Mittelwert von $187,0 \pm 38,9\text{ms}$ berechnet.

Die KSP-Hubhöhe für diese Stichprobe ergab einen Wert von $39,97 \pm 4,7\text{ cm}$. Im Rahmen dieser Arbeit wurden Korrelationen zu allen anderen Parametern berechnet. Zu keinem der genannten Parameter konnte eine Korrelation berechnet werden, die einen Wert von mehr als $r = 0,7$ ergab. Die H_0 KSP-Hub-Hypothese wird angenommen. Die H_1 KSP-Hub-Hypothese wird verworfen. Es besteht kein Zusammenhang zwischen der Hubhöhe des KSP im Stemmschritt und der Sprunghöhe. Aus diesem Grunde wird die weitere Betrachtung dieses Parameters hier vernachlässigt.

Es zeigten sich deutliche Unterschiede zwischen den Bodenkontaktzeiten (BKZ) während des Stemmschrittes beim Absprung für das Stemmbein und das Beistellbein. Für das Stemmbein variierte die $BKZ_{\text{Stemmbein}}$ zwischen 280 ms und 400 ms. Für das Beistellbein wurde bei dieser

Stichprobe eine $BKZ_{\text{Beistellbein}}$ von 110 ms bis 180 ms gemessen. Die Mittelwerte für beide Beine sind in Tabelle 6 aufgelistet. Die Differenz der Mittelwerte betrug 180,0 ms. Für keinen der in Tabelle 6 dargestellten Parameter konnte eine Korrelation zur Sprunghöhe mit einem Koeffizienten größer dem für diese Arbeit kritischen Korrelationskoeffizienten (s. Kapitel 3), berechnet werden. Betrachtet man die BKZ der einzelnen Beine im Stemmschritt getrennt voneinander, so zeigen sich deutliche Unterschiede zwischen dem Stemmbein und dem Beistellbein. Die $BKZ_{\text{Stemmbein}}$ ist im Mittel um 180ms länger und damit mehr als doppelt so lang wie die $BKZ_{\text{Beistellbein}}$.

Jedoch konnten Korrelationswerte von der Closing Time zu den Parametern $BKZ_{\text{Stemmbein}}$ ($r = 0,72$) und BKZ_{Gesamt} ($r = 0,81$) berechnet werden, welche den für diese Arbeit definierten kritischen Wert (s. Kapitel 3) überschritten.

Tabelle 6: Bodenkontaktzeiten im Stemmschritt in ms

Proband	$BKZ_{\text{Stemmbein}}$	$BKZ_{\text{Beistellbein}}$	BKZ_{Gesamt}	$BKZ_{\text{beidbeinig}}$
1	380,0	170,0	380,0	190,0
2	360,0	180,0	380,0	160,0
3	350,0	170,0	370,0	150,0
4	320,0	180,0	330,0	170,0
5	280,0	110,0	300,0	90,0
6	380,0	190,0	400,0	170,0
7	390,0	170,0	390,0	170,0
8	280,0	140,0	290,0	130,0
9	310,0	180,0	310,0	180,0
10	400,0	160,0	420,0	140,0
M	345,0	165,0	357,0	155,0
S	44,8	23,7	45,7	29,2

Für die $BKZ_{\text{Stemmbein}}$ konnte neben der Korrelation zur Closing Time nur zur BKZ_{Gesamt} ($r = 0,98$) und zum minimalen Kniewinkel des rechten Knies während des Stemmschrittes ($r = -0,81$) ein Korrelationskoeffizient von $r \geq 0,7$ berechnet werden.

Die $BKZ_{\text{Beistellbein}}$ korrelierte nicht mit der Sprunghöhe, aber mit der Schrittlänge des Stemmschrittes ($r = -0,84$).

Die BKZ_{Gesamt} wies neben den oben genannten Korrelationen zur Closing Time und zur $BKZ_{\text{Beistellbein}}$ nur Koeffizienten zum minimalen Kniewinkel des rechten Beines im Stemschritt ($r = -0,84$) auf, wohingegen die $BKZ_{\text{beidbeinig}}$ mit $v_{\text{KSP horizontal}}$ ($r = -0,82$) sowie der Körpergröße der Athleten ($r = 0,81$) korrelierte.

Der gefundene Zusammenhang zwischen der Stemschrittlänge und der „Closing time“ fällt geringer aus als erwartet ($r = 0,67$). Die jeweiligen minimalen Kniewinkel von Stemmbein und Beistellbein müssen aufgrund der deutlich unterschiedlichen Bewegungen einzeln für sich betrachtet werden. Für das Stemmbein ergibt sich ein $KW_{\text{min Stemmbein}}$ von $102,27 \pm 10,42^\circ$ und für das Beistellbein ein $KW_{\text{min Beistellbein}}$ von $70,05 \pm 14,37^\circ$. Es ergibt sich eine Korrelation des $KW_{\text{min Stemmbein}}$ und der Closing Time von $r = -0,69$ sowie des $KW_{\text{min Beistellbein}}$ und der Closing Time von $r = 0,27$.

4.5.4 Diskussion der Ergebnisse

Die in der vorliegenden Arbeit berechneten Korrelationen waren wenig überraschend und zeigten die Zusammenhänge zwischen einer langen Bodenkontaktzeit und einer langen Closing Time auf. Wenn die Bewegung generell etwas langsamer ausgeführt wurde, ergaben sich dadurch längere Zeiten für die entsprechenden Parameter.

LINK & LAMES (2006) stellten die Hypothese auf, dass ein kürzerer Impuls bei gleichzeitig höherer Kraftspitze zu einer Verbesserung der Sprungleistung führe. Diese mechanische Gesetzmäßigkeit kann anhand dieser Daten nicht eindeutig nachgewiesen werden. Ein Zusammenhang zur Sprunghöhe konnte nicht dargestellt werden. Entsprechend müssen weitere Komponenten für die Sprunghöhe eine Rolle spielen. Hierzu gehörten u.a. die Muskelaktivität und die entsprechend muskulär aufgewandte Kraft für den Absprung, die in dieser Untersuchung nicht ermittelt werden konnten.

Die KSP-Hubhöhe zeigte keine hinreichend große Korrelation zu anderen Parametern. Da die KSP-Hubhöhe aus dem minimalen Wert für die KSP-Höhe im Stemschritt und dem Wert der KSP-Höhe beim letzten Bild mit Bodenkontakt berechnet wurde, war sie auch ein Wert für das Absenken des KSP im Stemschritt. Demnach zeigte das Absenken keinen hinreichenden Einfluss auf die Sprunghöhe. Dieses bedeutet, dass die Muskelvorspannung von anderen Parametern überlagert wurde. So könnte z.B. ein unterschiedlich starker

Einsatz der Extensoren einen größeren Einfluss auf die Sprunghöhe haben als der KSP-Hub. Jedoch konnten in dieser Untersuchung, wie bereits mehrfach angesprochen, keine kinetischen Daten erhoben werden. Dementsprechend ist dieser Erklärungsversuch nicht anhand empirischer Daten belegbar.

Der Wert für die Korrelation zwischen BKZ_{Gesamt} zur Closing Time ist leicht mit dem Bewegungsablauf zu erklären. Die BKZ_{Gesamt} wurde als das Zeitintervall zwischen dem Fußaufsatz des ersten Beines und dem Zeitpunkt des Verlassens des Bodens definiert. Lässt sich ein Spieler mehr Zeit zwischen den beiden Fußaufsätzen (längere Closing Time), beeinflusst das die komplette Stützphase des Stemmschrittes, und die BKZ_{Gesamt} verlängert sich entsprechend. Auf gleiche Weise kann auch das Zusammenhangsmaß zwischen $BKZ_{\text{Beistellbein}}$ und dem minimalen rechten Kniewinkel erklärt werden. Ist der Kniewinkel klein, so muss ein längerer Weg zurückgelegt werden. Bei annähernd gleichbleibender Geschwindigkeit verlängert sich die Zeitdauer, folglich erhöht sich die $BKZ_{\text{Beistellbein}}$. Die beidbeinige BKZ ($BKZ_{\text{beidbeinig}}$) weist einen hohen negativen Korrelationskoeffizienten zur Abfluggeschwindigkeit des KSP ($V_{\text{KSP horizontal}}$) auf ($r = -0,82$). Wenn also eine hohe Anlaufgeschwindigkeit vorliegt, verringert sich die beidbeinige BKZ. Dieses ist auf die generell schnellere Bewegungsausführung zurückzuführen und bedarf keiner weiteren ausführlichen Erklärung.

Eine positive Korrelation von $r = 0,81$ zeigte sich zwischen $BKZ_{\text{beidbeinig}}$ und der Körpergröße der Athleten. Je größer also die Athleten waren, desto länger war die beidbeinige Bodenkontaktzeit. Da sich der KSP-Hub zwischen großen und kleinen Sportlern nicht signifikant unterschied, kann angenommen werden, dass alle Sportler unabhängig von der Körpergröße etwa die gleiche KSP-Hubhöhe ausführten. Das führte dazu, dass Sportler, die kleiner waren, einen etwas kleineren minimalen Kniewinkel (KW_{min}) aufwiesen. Größere Sportler haben entsprechend eine größere Winkeldifferenz zu überwinden, wofür mehr Zeit benötigt wird. Auch sind bei einem kleineren Gelenkwinkel die innervierten Muskeln stärker gedehnt und befinden sich in einer größeren Vorspannung. Die Anfangskraft und die Verkürzungsgeschwindigkeit eines Muskels sind u.a. auch von der Vordehnung abhängig. Die stärkere Dehnung führt zu einer geringeren Anfangskraft und einer niedrigeren Verkürzungsgeschwindigkeit (JOYCE, RACK & WESTBURY, 1969). Die genannten Eigenschaften könnten als Erklärungsansatz für die längere BKZ größerer Sportler dienen.

Für diese Stichprobe zeigte sich eine BKZ_{Gesamt} von $357 \pm 45,7\text{ms}$. Diese Gesamtbodenkontaktzeit entsprach nur noch ca. 82% der von COUTTS (1982) angegebenen ($435 \pm 78\text{ms}$) Bodenkontaktzeiten, die bei kanadischen Nationalkadersportlern erhoben wurden. Dieses ist ein Indiz für die generelle Tempozunahme im internationalen Spitzenvolleyball.

Vergleichswerte für die BKZ aus der Literatur zeigten für das Stemmbein Zeiten zwischen 300 und 360ms und für das Beistellbein BKZ von 160 und 290ms (SCHMIDTBLEICHER, FRICK & WIESEMANN, 1990). Die in der vorliegenden Studie gemessenen BKZ lagen innerhalb dieses Bereiches. Für das Beistellbein wurde für diese Stichprobe jedoch eine geringere Streuung gemessen. Bei der Absprungbewegung wurden eine exzentrische und eine konzentrische Arbeitsweise der Muskulatur miteinander kombiniert. Dieses wird als Dehnungs-Verkürzungszyklus (DVZ) bezeichnet. Der DVZ stellt jedoch - bedingt durch das Zusammenspiel verschiedener physiologischer Mechanismen - mehr dar als eine reine Addition der konzentrischen und der exzentrischen Arbeitsweise (RÖTHIG ET AL., 1992). Auf eine eingehende Beschreibung der Funktionsweise des DVZ soll in diesem Rahmen verzichtet werden. Nähere Betrachtungen zur Funktionsweise des DVZ finden sich u.a. bei GOLLHOFER (1987), KOMI (1992), SCHMIDTBLEICHER (1986) oder SCHMIDTBLEICHER & GOLLHOFER (1982, 1985). Eine grundlegende Aussage über den DVZ muss allerdings erfolgen:

In der Literatur werden generell zwei Arten des DVZ unterschieden. Auf der einen Seite der kurze DVZ (<ca. 200ms) und auf der anderen Seite der lange DVZ (> ca. 200ms) (GÜLLICH & SCHMIDTBLEICHER, 2000). Demnach vollzogen die Probanden dieser Untersuchung mit dem Stemmbein einen langen Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus, wohingegen mit dem Beistellbein durchgehend ein kurzer DVZ durchgeführt wurde. Für beide Beine wurde also nicht eine einheitliche Bewegungstechnik und Bewegungsgeschwindigkeit durchgeführt. Nach SCHMIDTBLEICHER ET AL. (1990) kann ein Maximum für eine Erhöhung des KSP sowohl mit dem langsamen als auch mit dem schnellen DVZ erreicht werden. Innerhalb eines jeden dieser zwei Sprungtypen gibt es ein Optimum. SCHMIDTBLEICHER ET AL. (1990) gibt an, dass aus diesem Grunde das Optimum für eine KSP-Erhöhung bei einem Mischtyp aus beiden Varianten des DVZ – also wenn ein Bein einen kurzen DVZ und das andere Bein einen langen DVZ ausführt - nicht erreicht werden kann. In diesem Fall werden nach SCHMIDTBLEICHER ET AL (1990) die konditionellen Voraussetzungen für die Anwendung einer Technik nicht beachtet. Eine

ausführlichere Erklärung geben SCHMIDTBLEICHER ET AL. (1990) hierzu jedoch nicht. Allerdings gehen die Autoren von symmetrischen Sprüngen aus, in denen beide Beine die gleiche Aufgabe zu bewältigen haben.

Zusätzlich bedeuten unterschiedlich lange BKZ auch unterschiedliche und unsymmetrische Belastungen für die unteren Extremitäten. Im Allgemeinen wird angenommen, dass Bewegungsausführungen mit höherer Dehnungsgeschwindigkeit auch zu einer höheren Sprunghöhe führen (SCHMIDTBLEICHER ET AL., 1990.). Entsprechend kann geschlussfolgert werden, dass es sinnvoll sein kann, mit beiden Beinen die gleiche Bewegungsart auszuführen. Ob es sich hierbei um eine Bewegung mit einem langen oder einem kurzen Dehnungs-Verkürzungszyklus handeln muss, ist von der individuellen Konstitution des entsprechenden Sportlers abhängig. Da in dieser Untersuchung alle Probanden mit einer Mischform arbeiteten, kann für diesen Punkt anhand der vorliegenden Daten keine abschließende Aussage erfolgen.

Nach dieser Erläuterung stellt sich die Frage, warum beim Absprung zum Volleyballangriffsschlag generell mit unterschiedlichen Techniken für die Beinbewegung gearbeitet wird. Die unterschiedlich lange Bodenkontaktzeit kann mit der unterschiedlichen Funktion der Beine im Stemmschritt erklärt werden. Während das Stemmbein für die aktive vertikale Beschleunigung des KSP genutzt wird, ist das Beistellbein hauptsächlich für die Umlenkung der horizontalen Bewegungsgeschwindigkeit des KSP in die vertikale Bewegungsgeschwindigkeit verantwortlich (s. Kapitel 4.6 *Fußaufsatztechnik*). Das Beistellbein ist relativ steif. Die Gelenkwinkelamplituden des Beistellbeines sind geringer als die des Stemmbeines.

Die maximale Abfluggeschwindigkeit wird nach BRÜGGEMANN (2000) bei Sprüngen mit vorhergehenden extrem kurzen Bodenkontaktzeiten (<200ms) durch eine optimale Steifigkeitseinstellung erzeugt. Durch die Beinsteifigkeit des Stemmbeines wird die BKZ beeinflusst. BRÜGGEMANN (2000) betrachtete jedoch Sprünge mit sehr kurzer Bodenkontaktzeit von <200ms. Dies trifft beim Angriffsschlag nicht für die Gesamtbewegung zu. Jedoch können entsprechende Effekte für das Beistellbein mit mittleren BKZ von ca. 165ms und kleiner Kniewinkelamplitude, die zu erhöhter Beinsteifigkeit führen, angenommen werden. Über eine kontrollierte Veränderung der Beinsteifigkeit ist eine Veränderung der BKZ möglich. Auf die unterschiedliche Funktionsweise der beiden Beine im

Stemmschritt und die daraus resultierenden unterschiedlichen Bewegungsabläufe der beiden Beine wird im Kapitel 4.6 *Fußaufsatztechnik* näher eingegangen.

Diese zwei Aspekte sind bei der Wahl der Bewegungsmuster für das Techniktraining von Nachwuchssportlern gegeneinander abzuwägen. Wünschenswert wären in diesem Zusammenhang weitere Untersuchungen in einem Bewegungsanalyselabor, um zu klären, welche der zwei genannten Theorien sich letztendlich bestätigen lässt und zu einer Optimierung der Sprunghöhe bei dem Angriffsschlag im Volleyball führt. Durch die wenigen Daten, die sich in der volleyballspezifischen Literatur zu diesen Parametern finden, ist die Aufforderung zu weiteren Untersuchungen mit größeren Stichproben und mit Datengewinnung direkt aus dem Wettkampf (LETZELTER, SCHOLL & DAFFERNER, 1993) sowie geeigneten Laboruntersuchungen für die Aufstellung von Vergleichen zu Standardsituationen berechtigt.

Die variierenden Ergebnisse dieser Untersuchung in Bezug auf die Bewegungsgeschwindigkeit können jedoch auch auf eine unterschiedliche konditionelle Basis der Probanden zurückgeführt werden.

Ist ein Spieler (A) in der Lage, eine höhere Muskelkraft zu entwickeln als ein anderer Spieler (B), kann der Muskel von Spieler A ein Gelenk schneller gegen einen gegebenen Widerstand bewegen als der Muskel von Spieler B dies vermag. Die äußerlich sichtbare Bewegungsgeschwindigkeit kann also bei Spieler A schneller sein. Vermag Spieler A aufgrund eines höheren Kraftpotentials des Muskels eine größere Bewegungsgeschwindigkeit in einem Gelenk (z.B. Kniegelenk) zu erzielen als Spieler B, so kann z.B. die Bewegungsgeschwindigkeit des KSP in vertikaler Richtung erhöht sein. Die Sprunghöhe ist direkt von der Bewegungsgeschwindigkeit des KSP in vertikaler Richtung abhängig, daher ist Spieler A in der Lage, höher zu springen als Spieler B.

Die in dieser Untersuchung analysierten Angriffsschläge wurden von unterschiedlichen Probanden durchgeführt. Eine Möglichkeit, deren konditionelles Niveau und deren Leistungsniveau im Labor zu vergleichen, bestand nicht.

Wird die Korrelation zwischen der Stemmschrittlänge und der Closing Time betrachtet, ist zu erkennen, dass ein langer Stemmschritt eine lange Closing Time zur Folge hat. Ein

Zusammenhang von Stemmschrittlänge und Kniewinkel konnte in dieser Arbeit jedoch nicht gefunden werden.

HEUCHERT (1978) machte auf den Zusammenhang zwischen der Verlängerung des letzten Anlaufschrittes und der zuvor erhöhten Anlaufgeschwindigkeit und KSP-Absenkung aufmerksam. Dadurch waren die Spieler in der Lage, einen größeren vertikalen Beschleunigungsimpuls zu erzeugen (ebd.).

Interessant ist in diesem Zusammenhang die Auswirkung auf die Sprunghöhe. Der tiefere KSP durch einen geringen Kniewinkel könnte sich durch die stärkere Vorspannung des Muskelapparates in Höhe umsetzen lassen. Die daraufhin zu erwartende Korrelation zwischen den minimalen Kniewinkeln und der erreichten Sprunghöhe ist allerdings nicht gefunden worden. Dieses Ergebnis wurde jedoch bereits oben und in Kapitel 4.4 *KSP Absenkgeschwindigkeit und Kniewinkel im Stemmschritt* diskutiert. Eine Korrelation zwischen Sprunghöhe und Anlaufgeschwindigkeit konnte jedoch für einen Teil der Spieler ermittelt werden (s. Kapitel 4.6 *Fußaufsatztechnik*).

4.6 Fußaufsatztechnik

4.6.1 Bedeutung des Parameters

Es ist auffällig, dass im Spitzenbereich mehrere Varianten für die Winkelstellung des Fußaufsatzes im Stemmschritt praktiziert werden. Während einige Spieler beide Füße nahezu parallel zueinander aufsetzen, verwenden andere Spieler teilweise extreme Winkelstellungen zwischen den Fußlängsachsen.

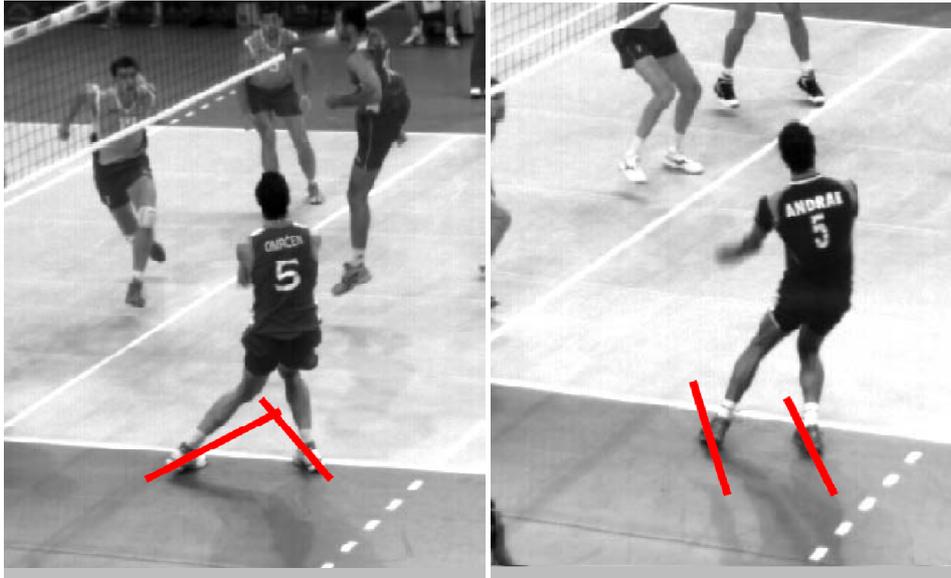


Abbildung 23: Verschiedene Fußwinkel beim Absprung zum Angriffsschlag

Es ist bisher nicht untersucht worden, welche dieser unterschiedlichen Winkeltechniken zum Erreichen größerer Sprunghöhen geeigneter ist. Dies soll in dieser Teiluntersuchung ermittelt werden. Folgende statistische Zusammenhangshypothesen werden formuliert:

$H_0\angle$: Es besteht kein Zusammenhang zwischen dem Winkel der Fußlängsachsen zueinander und der Sprunghöhe in der Gruppe mit Winkeltechnik.

$H_1\angle$: Es besteht ein Zusammenhang zwischen dem Winkel der Fußlängsachsen zueinander und der Sprunghöhe in der Gruppe mit Winkeltechnik.

In dieser Teiluntersuchung werden wesentlich mehr als nur diese beiden Parameter untersucht, die sich teilweise sehr ähnlich sind. Auf eine Formulierung aller statistischer Zusammenhangshypothesen wird daher in diesem Rahmen verzichtet.

4.6.2 Berechnung des Parameters

Für diese Untersuchung wurde zwischen Paralleltechnik auf der einen Seite und Winkeltechnik auf der anderen Seite unterschieden. In der Literatur finden sich keine eindeutigen Angaben, ab welchem Winkel zwischen den beiden Fußlängsachsen von Winkeltechnik und bis zu welchem Winkel noch von Paralleltechnik gesprochen wird. Es gibt hier keine klare Definition. Für diese Arbeit wurde ein Winkel von kleiner 10° zwischen der

Fußlängsachse des Stemmbeines und des Beistellbeines als „Paralleltechnik“ definiert, während ein entsprechender Winkel größer 10° als Winkeltechnik definiert wurde.

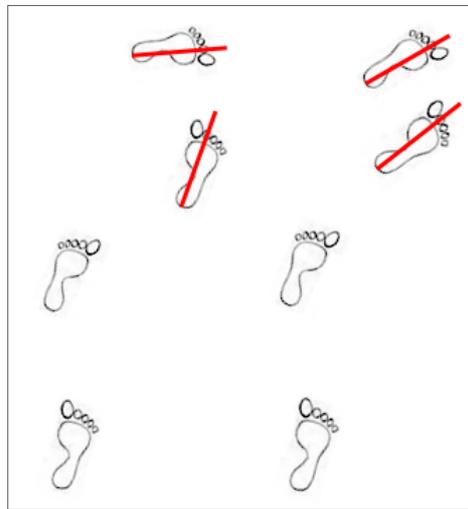


Abbildung 24: Unterschiedlicher Fußaufsatz beim Stemmschritt

Links Winkeltechnik, rechts Paralleltechnik

Die Winkel wurden anhand eines 4-Punkt winkels berechnet. Hierzu wurden die Vektoren über die Fußlängsachsen gebildet. Für das Berechnen der Vektoren wurden die 3D-Koordinaten der anatomischen Punkte Ferse und Fußspitze genutzt, die in SIMI-Motion markiert wurden. Eingehende Erläuterungen zur Berechnung der 4-Punkt winkels finden sich in Kapitel 3 und sollen hier nicht nochmals aufgegriffen werden.

Um die verschiedenen Techniken zu unterscheiden, wurde nach der Berechnung der Winkel den jeweiligen Aufsatztechniken eine Zahl zugeordnet. Es wurde den Probanden mit einer Sprunghöhe größer dem Mittelwert die Ziffer „2“ zugewiesen. Den Probanden mit einer Sprunghöhe kleiner dem Mittelwert wurde die Ziffer „1“ zugewiesen. Hierdurch ergab sich eine ordinalskalierte Systematik, durch die die Techniken unterschieden werden konnten. Mit der gleichen Vorgehensweise für den Fußwinkel wurde auch der zweite Parameter, die Sprunghöhe, ordinalskaliert. Die Berechnung einer Korrelation für ordinalskalierte Daten mit Hilfe von KENDALLS Korrelationstest ermöglichte eine Aussage über den Einfluss der verschiedenen Absprungtechniken auf die Sprunghöhe.

4.6.3 Ergebnisse

Bei sechs Spielern betrug der genannte Winkel weniger als 10° . Sie wurden der Paralleltechnik zugeordnet. Die übrigen vier Spieler benutzten die Winkeltechnik nach der genannten Definition (s. Tabelle 7).

Bei der Untersuchung der Absprungtechnik zeigte sich, dass in der Gruppe der Probanden mit der Winkeltechnik (W) die Sprunghöhe größer war, wenn der Winkel der Fußlängsachsen von Stemmbein und Beistellbein zueinander ebenfalls groß war ($r = 0,90$). Die oben formulierte H_0 -Hypothese wird verworfen. Die H_1 -Hypothese wird angenommen. Es besteht ein Zusammenhang zwischen dem Winkel der Fußlängsachsen zueinander und der Sprunghöhe in der Gruppe mit Winkeltechnik.

Dieser Effekt konnte für die Paralleltechnik (P) ($r = 0,39$) nicht gezeigt werden. Auch die Berechnung des Korrelationskoeffizienten für diese beiden Parameter über alle zehn Probanden konnte dieses Ergebnis nicht zeigen ($r = 0,43$).

Tabelle 7: Fußwinkel im Stemmschritt und Art der Absprungtechnik

Proband	Sprunghöhe in cm	Fußwinkel	Technik nach Definition
1	69,3	4,0	P
2	61,7	16,7	W
3	62,4	-3,8	P
4	66,0	24,4	W
5	63,8	-9,7	P
6	55,8	4,2	P
7	53,8	-38,1	W
8	75,4	9,0	P
9	60,9	25,6	W
10	62,6	2,9	P
M	63,2	3,5	
S	6,2	18,5	

Um die Winkelstellung der Füße beim Absprung eingehender betrachten zu können, wurden die Gruppen wie folgt zusammengestellt. Die Berechnung des Winkels zwischen der Fußachse des Beistellbeines und der Mittellinie ($FANW_{\text{Beistellbein}}$) ergab $25,31 \pm 17,23^\circ$. Die

gesamte Stichprobe wurde in Probanden mit einem $FANW_{\text{Beistellbein}}$ kleiner dem Mittelwert (G1) und in Probanden mit einem $FANW_{\text{Beistellbein}}$ größer dem Mittelwert (G2) unterteilt. Jede Gruppe bestand aus fünf Probanden. Die Berechnung des Korrelationskoeffizienten für die Sprunghöhe und den $FANW_{\text{Beistellbein}}$ ergab in der Gruppe G1 $r = 0,35$ und für die Gruppe G2 $r = 0,97$. Die Korrelationsrechnung nach KENDALL für die Parameter Sprunghöhe_{Winkeltechnik} und Anlaufgeschwindigkeit_{Winkeltechnik} ergab einen Korrelationskoeffizienten von $r = 0,94$, während der entsprechende Koeffizient des gleichen Parameterpaares für die Gruppe „Paralleltechnik“ $r = -0,49$ betrug.

4.6.4 Diskussion der Ergebnisse

Die Berechnung von KENDALLS Tau zeigte keinen Vorteil der einen Technikvariante im Vergleich zur anderen Technikvariante für die Sprunghöhe. Analog dazu konnte über die gesamte Stichprobe nicht gezeigt werden, dass ein großer Fußwinkel eine größere Sprunghöhe ermöglicht. Bei einer Aufteilung in die einzelnen Gruppen wurde jedoch gezeigt, dass es bei der Winkeltechnik zu größeren Sprunghöhen kam, wenn die Fußwinkelstellung stark ausgeprägt ist. Bei der Paralleltechnik spielte der Winkel zwischen den beiden Fußlängsachsen hingegen keine Rolle. Es zeigten sich also je nach Sprungtechnik völlig unterschiedliche Funktionsanforderungen an das Beistellbein.

Bei der Winkeltechnik wurde durch das Blockieren der einzelnen Gelenke im Beistellbein die horizontal-translatorische Bewegung des KSP abgestoppt und eine Rotation um die Fußlängsachse eingeleitet. Das heißt, das Beistellbein wurde genutzt, um aus der horizontalen Translationsbewegung des KSP eine Rotation zu erzeugen. Dieses wurde erreicht, da Sprunggelenk und Knie um die Sagittalachse relativ unflexibel sind. Daher konnte eine Blockade des Gelenkes mit geringem Einsatz von Muskelkraft über die passiven, nicht-muskulären Strukturen erzeugt werden, wenn der Fußachsenwinkel groß war.

Diese Rotation wurde durch gezieltes Strecken des Beistellbeines und einen gegenläufigen Armeinsatz gestoppt, die KSP-Bahn wurde hierdurch in die Vertikale umgelenkt. Diese Umlenkung der Horizontalgeschwindigkeit in Vertikalgeschwindigkeit wurde durch eine vertikale Beschleunigung des KSP durch das Stemmbein unterstützt. Das Stemmbein stellte den Hauptantrieb für die vertikale Beschleunigung des KSP dar. Das Beistellbein spielte eine geringere aktive Rolle bei der Vertikalbeschleunigung des KSP. Es wurde, wie oben

beschrieben, zur Umlenkung der Bewegungsrichtung genutzt. Die Möglichkeit, das Beistellbein als zusätzlichen vertikalen Antrieb nutzen zu können, entfiel weitgehend, da das Beistellbein für das Einleiten der Rotationsbewegung stark versteift werden musste. Dieses wiederum wurde durch den starken Winkel der Fußlängsachse beim Fußaufsatz ermöglicht. Je größer dieser Winkel ist, desto weniger konnten Sprunggelenk und Knie gebeugt werden, da die Kräfte quer zur funktionellen Gelenkbewegungsrichtung anlagen. Je weiter die Fußlängsachse aus der Anlaufrichtung ausgedreht wurde, desto stärker wurden die passiven Strukturen zur Versteifung genutzt, und die Horizontalgeschwindigkeit des KSP konnte entsprechend besser in eine vertikale KSP-Geschwindigkeit umgeformt werden. Daher ermöglichte ein großer Winkel zwischen den beiden Fußachsen in Verbindung mit einer hohen Anlaufgeschwindigkeit, die entsprechend umgesetzt wurde, auch eine größere Sprunghöhe. Es wird jedoch ein Optimum dieses Winkels geben, bei dessen Überschreitung sich dieser Effekt wieder abschwächt.

Im Gegensatz zur Winkeltechnik wurden bei der Paralleltechnik die passiven Strukturen nicht in dem Maße zur Umformung der Vertikalgeschwindigkeit in Horizontalgeschwindigkeit genutzt. Durch den parallelen Fußaufsatz in Laufrichtung musste das Versteifen des Beines über die aktiven, muskulären Strukturen ausgeführt werden. Dieses erforderte bei gleicher Steifigkeit einen höheren Kräfteinsatz als bei der Winkeltechnik.

Entsprechend wurde in der Paralleltechnik das Beistellbein nicht so stark versteift, um die Bewegungsrichtung des KSP umzuleiten. Stattdessen wurde das Beistellbein als zweiter vertikaler Antrieb genutzt und unterstützte damit das Stemmbein, welches bei der Winkeltechnik nahezu allein für den vertikalen Antrieb verantwortlich war. Die Umlenkung der Horizontalgeschwindigkeit in Vertikalgeschwindigkeit fiel geringer aus als bei der Winkeltechnik. Aus dem genannten Grund ist bei der Paralleltechnik auch keine hinreichend hohe Korrelation zwischen Anlaufgeschwindigkeit und Sprunghöhe aufgetreten. Die Anlaufgeschwindigkeit spielte entsprechend bei der Paralleltechnik eine untergeordnete Rolle.

Der genannte Effekt bei der Paralleltechnik ermöglicht im Wettkampf eine flexiblere Gestaltung des Anlaufes und des Absprunges bei großer Sprunghöhe. Bei der Winkeltechnik muss für eine große Sprunghöhe eine hohe Anlaufgeschwindigkeit erreicht werden. Dieses schränkt die Gestaltung von Anlauf und Absprung ein, wenn gleichzeitig eine große

Sprunghöhe erreicht werden soll. Im Hinblick auf die notwendige Flexibilität der Spieler in unterschiedlichen Spielsituationen kann daher die Paralleltechnik als besser geeignet betrachtet werden, wohingegen der Absprung mit der Winkeltechnik vermutlich weniger kraftaufwendig ist. Allerdings konnte die muskuläre Beanspruchung und der Kraftaufwand in dieser Studie nicht untersucht werden. Wegen der höheren Effektivität erscheint es daher aus biomechanischer Sicht sinnvoll, die Paralleltechnik im Rahmen einer Technikschiulung zu bevorzugen, auch wenn durch den vermuteten höheren Krafteinsatz eine schnellere Ermüdung zu erwarten ist.

Auf die Belastungen der unteren Extremitäten und Verletzungshäufigkeiten bei den unterschiedlichen Techniken soll hier nicht weiter eingegangen werden. Zu den Belastungen der unteren Extremitäten bei volleyballspezifischen Sprüngen hat QUADE (1993) eingehende Berechnungen angestellt.

4.7 Winkelgeschwindigkeiten der Gelenkwinkel der unteren Extremitäten beim Absprung (Impulsübertragung)

4.7.1 Bedeutung des Parameters

Wie bereits mehrfach erwähnt, ist beim Volleyballangriffsschlag die Handlungshöhe ein wichtiger Parameter für den Spielerfolg (NEEF & HEUCHERT, 1978; TILLMAN, HAAS, BRUNT & BENNETT, 2004; SCHMIDTBLEICHER, 1990). Eine höhere Handlungshöhe eröffnet mehr Möglichkeiten für technische oder taktische Variationen. Daher gilt ein allgemeines Interesse der Erhöhung dieser Handlungshöhe. Hierfür gibt es diverse Möglichkeiten.

Eine gute Koordination beim Springen ist eine Grundvoraussetzung. Es ist notwendig, den Ballkontakt exakt zu dem Zeitpunkt zu erreichen, an dem die maximale Sprunghöhe des KSP erreicht wird. Wenn dieses Timing schlecht durchgeführt wird, wird automatisch Handlungshöhe verschenkt. In Kapitel 4.2 *Sprunghöhe und Treffzeitpunkt* wurde dieser Punkt untersucht, und es wurde nahezu keine Verbesserungsmöglichkeit bei den untersuchten Probanden festgestellt. Es müssen also weitere Parameter untersucht werden, um herauszufinden, wie die Handlungshöhe vergrößert werden kann.

Technische und taktische Parameter haben einen Einfluss auf die Handlungshöhe. Die Betrachtung taktischer Parameter ist nicht Ziel dieser biomechanischen Untersuchung und soll daher hier vernachlässigt werden. Aus biomechanischer Sicht müssen die Körperwinkel möglichst weit geöffnet werden, um die maximale Handlungshöhe zu erreichen. Um eine weitere Verbesserung der Handlungshöhe zu erreichen, muss die Sprunghöhe verbessert werden. Weitere Möglichkeiten sind Krafttraining oder Koordinationstraining.

HUDSON (1986) erklärte, dass das Timing und die richtige Reihung der Segmentbewegungen die Basis für die Koordination sind. Um die Koordination in der Absprungphase zu verstehen, sollen hier einige Ergebnisse aus früheren Studien kurz dargestellt werden.

Springen und das Generieren des vertikalen Impulses für das Springen in der Absprungphase sind sehr gut untersucht. Viele unterschiedliche Themen, wie die maximal mögliche Sprunghöhe, die günstigste intermuskuläre Koordination oder die Rolle der Armbewegung, wurden untersucht. Die Muskelaktivität von monoartikulären und biartikulären Muskeln wurde analysiert. Weiterhin wurden Modellierungsstudien in diesem Bereich durchgeführt (z.B.: BOBBERT & VAN INGEN SCHENAU, 1988; PANDY & ZAJAC, 1991; SELBIE & CALDWELL, 1996; ASHBY & HEGARD, 2002; JONES & CALDWELL, 2003; HARA, SHIBAYAMA, TAKESHITA & FUKASHIRO, 2006). Die meisten Studien beschäftigten sich jedoch mit dem Counter Movement Jump (CMJ), dem Squat Jump (SJ) oder dem Weitsprung aus dem Stand im Labor. Nur wenige Untersuchungen fanden sich bezüglich der Koordination der unteren Extremitäten beim Volleyballangriffsschlag während hochrangiger Wettkämpfe. Hier ist vor allem COLEMAN ET AL. (1993) zu nennen.

Es ist jedoch noch nicht geklärt, ob es möglich ist, die Ergebnisse der Laboruntersuchungen ohne weiteres in die sportartspezifische Praxis, also auf Wettkampfbedingungen im Volleyball, zu übertragen. Es gibt viele Umwelteinflüsse während eines Volleyballspieles, welche die Sprungbewegung und deren Koordination beeinflussen können. Dieser Aspekt wird noch deutlicher, wenn man die Ergebnisse bezüglich der maximalen Gelenkwinkelgeschwindigkeit (ω_{\max}) der unteren Extremitäten von BOBBERT & VAN INGEN SCHENAU (1988) mit denen von COLEMAN ET AL. (1993) vergleicht. Die erstgenannten Autoren führten eine Studie unter kontrollierten Laborbedingungen durch, während die zweiten Autoren eine Bewegungsanalyse unter Wettkampfbewegungen erstellten.

BOBBERT & VAN INGEN SCHENAU (1988) zeigten, dass die maximalen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten (ω_{\max}) der unteren Extremitäten gleichzeitig ca. 30ms vor Verlassen des Bodens erreicht wurden, während COLEMAN ET AL. (1993) eine sequentielle Anordnung der ω_{\max} unter Wettkampfbedingungen fanden. SELBIE & CALDWELL (1996) wiederum fanden mit Hilfe von Modellierungsmethoden unterschiedliche Muster der Segmentkoordination bei unterschiedlichen Startpositionen mit bemerkenswert ähnlichen Sprunghöhen. Wegen dieser divergierenden Ergebnisse unterschiedlicher Studien soll in dieser Teiluntersuchung herausgefunden werden, welche Art der Koordination im Volleyball unter Wettkampfbedingungen verwendet wird und welches Koordinationsmuster zu einer maximalen Sprunghöhe im Volleyball führt.

Der größte Teil des Bewegungsimpulses des KSP bei Absprung kann nach QUADE (1993) auf die Kniestreckung zurückgeführt werden. Jedoch zeigten HSIEH & HEISE (2006), dass nicht die maximale Winkelgeschwindigkeit der Kniestreckung in der Absprunghöhe von Relevanz für die Sprunghöhe ist. Auch COLEMAN ET AL. (1993) konnten keine statistisch signifikante Korrelation zwischen der maximalen Kniewinkelgeschwindigkeit und der Sprunghöhe herstellen. Daher vermuteten sie einen Zusammenhang zwischen der Koordination der maximalen Winkelgeschwindigkeit der unteren Extremitäten und der Sprunghöhe, ohne diesen Zusammenhang jedoch zu untersuchen. Diese notwendige Analyse wurde in der vorliegenden Studie nachgeholt. Hierfür gelten folgende statistische Zusammenhangshypothesen:

H_0 : Es besteht kein Zusammenhang zwischen der gleichzeitigen Abfolge der maximalen Winkelgeschwindigkeiten der unteren Extremitäten und der Sprunghöhe.

H_1 : Es besteht ein Zusammenhang zwischen der gleichzeitigen Abfolge der maximalen Winkelgeschwindigkeiten der unteren Extremitäten und der Sprunghöhe.

In dieser Teiluntersuchung werden noch weitere Parameter untersucht, die sich teilweise sehr ähnlich sind. Aufgrund der Vielfalt der Parameter muß in diesem Rahmen auf die Formulierung aller H_0 - und H_1 -Hypothesen verzichtet werden. Die oben formulierten Zusammenhangshypothesen sind exemplarisch.

4.7.2 Berechnung der Parameter

Die Datenaufnahme, Datenanalyse und das Probandenkollektiv dieser Stichprobe entsprechen der in Kapitel 2 genannten Vorgehensweise.

Nach COLEMAN ET AL. (1993) wird die maximale Gelenkwinkelgeschwindigkeit (ω_{\max}) der unteren Extremitäten kurze Zeit vor dem Verlassen des Bodens erreicht. Auch BOBBERT & VAN INGEN SCHENAU (1988) berichten von maximalen Winkelgeschwindigkeiten 30ms vor Verlassen des Bodens. Daher werden in der vorliegenden Untersuchung die Winkelgeschwindigkeiten auch nur innerhalb einer kurzen Zeitspanne vor dem Verlassen des Bodens betrachtet. Die untersuchte Phase ist exemplarisch in Abbildung 25 dargestellt.

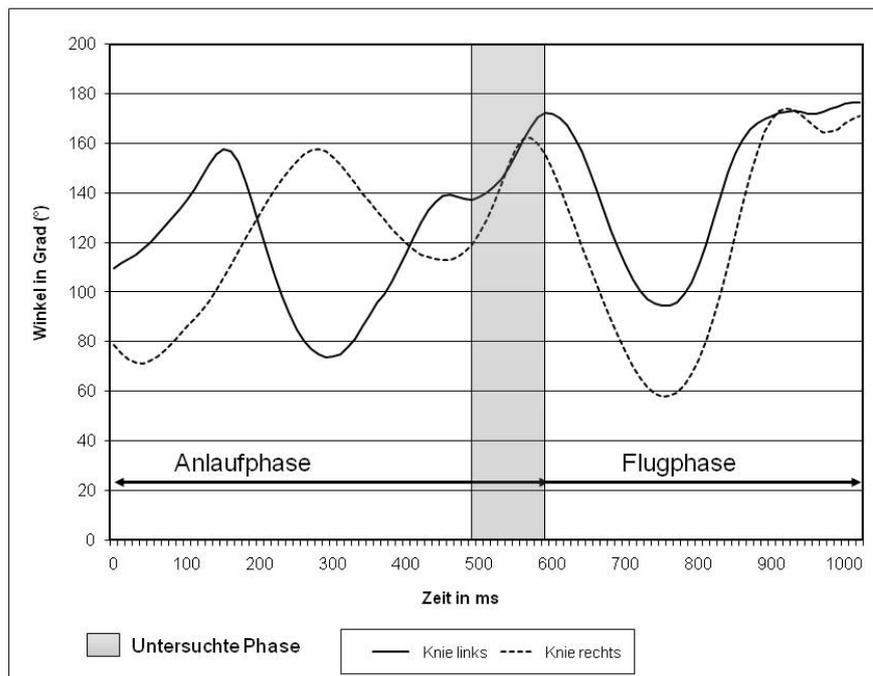


Abbildung 25: Beispielhafte Darstellung der für die Koordination untersuchten Phase während des Absprungs beim Angriffsschlag im Volleyball

4.7.2.1 Statistische Bearbeitung

Um eine Reihenfolge für den Ablauf der maximalen Winkelgeschwindigkeiten optisch besser darstellen zu können, wurde neben dem Zeitintervall vom Auftreten der genannten Maximalwerte bis zum letzten Zeitpunkt mit Bodenkontakt (in ms) eine Gliederung nach Rängen in die Tabelle 8 eingefügt. Trat die Reihenfolge der genannten Werte von proximal

nach distal auf, wurde der entsprechende Wert in der Tabelle mit einem „+“ gekennzeichnet. Trat eine Reihenfolge von distal nach proximal auf, so wurde der Wert in der Tabelle mit „-“ gekennzeichnet, und traten die genannten Maximalwerte gleichzeitig auf, so wurde in der Tabelle eine „0“ ergänzt. Um eine Rangkorrelation nach KENDALL durchführen zu können, wurde für das Statistikprogramm SPSS 16.0 für ein gleichzeitiges Auftreten der Maximalwerte eine „0“ angegeben, für das Auftreten der Maximalwerte von proximal nach distal eine „1“ und bei einem Auftreten von distal nach proximal eine „-1“.

Für einen Teil der Analyse war es sinnvoll, einen Mittelwert der entsprechenden Körperpunkte der linken und der rechten Körperseite zu bilden. In diesem Fall wurden die Variablen zusätzlich mit dem Index „mid“ versehen. So ist $\omega_{\text{mid Knie}}$ der Mittelwert der entsprechenden Variablen für die beiden Kniegelenke eines Spielers, also z.B. die Mittelwerte der maximalen Winkelgeschwindigkeit aus den Werten des rechten und des linken Kniegelenkes ($\omega_{\text{mid Knie}}$) oder des rechten und des linken Hüftgelenkes ($\omega_{\text{mid Hüfte}}$).

Für die Sprunghöhe wurde ähnlich vorgegangen. Wurde von einem Probanden eine Sprunghöhe erreicht, die genau dem Mittelwert der Stichprobe entsprach, wurde diesem eine „0“ (in SPSS ebenfalls „0“) zugeordnet. War die Sprunghöhe größer als der Mittelwert, wurde ein „+“ (in SPSS „1“) zugeordnet, und lag der Wert für die Sprunghöhe des Probanden niedriger als der Mittelwert der Stichprobe, wurde ein „-“ (in SPSS „-1“) zugeordnet. Mit dieser Hilfestellung konnte eine Rangkorrelation nach KENDALL für die genannten Parameter berechnet werden.

4.7.3 Ergebnisse

4.7.3.1 Maximale Winkelgeschwindigkeit von Hüfte, Knie und Sprunggelenk

Tabelle 8 zeigt, dass es keine einheitliche Lösung für die Koordination beim Absprung gibt. Sechs Probanden verwandten eine zeitliche Abfolge der maximalen Winkelgeschwindigkeit (ω_{max}) von Hüfte, Knie und Sprunggelenk von proximal nach distal, während vier Probanden eine gleichzeitige Abfolge der ω_{max} zeigten. Kein Proband zeigte eine Reihenfolge von distal nach proximal.

Tabelle 8: Mittelwerte der Zeitdifferenz von ω_{\max} in der Absprunghöhe und maximale Sprunghöhe

Proband	Sprunggelenk	Knie	Hüfte	Reihenfolge	Sprunghöhe	Sprunghöhe ordinal
1	20	25	25	-	69,3	+
2	20	30	40	+	61,7	-
3	25	40	55	+	62,4	-
4	5	10	10	-	69,7	+
5	15	30	75	+	63,8	+
6	30	40	35	-	62,8	+
7	10	45	40	-	64,0	+
8	15	40	60	+	61,9	-
9	10	30	50	+	56,0	-
10	10	30	50	+	55,8	-
M	16,0	32,0	44,0		62,7	
S	7,7	10,1	18,4		4,6	

Der Vergleich der zeitlichen Abfolge von ω_{\max} aller Gelenke mit der Sprunghöhe zeigte, dass die maximale Sprunghöhe immer kleiner war als der Mittelwert, wenn ω_{\max} in zeitlicher Reihenfolge auftrat. Nur Proband 5 erreichte eine höhere Sprunghöhe mit einer zeitlichen Reihenfolge von ω_{\max} von proximal nach distal. Die Berechnung von KENDALLS Korrelationstest zeigte einen hohen Zusammenhang zwischen einer gleichzeitigen Abfolge der maximalen Gelenkwinkelgeschwindigkeit ω_{\max} und einer höheren Sprunghöhe ($r=0.82$). Die H_0 -Hypothese wird verworfen. Die H_1 -Hypothese wird angenommen. Es besteht ein Zusammenhang zwischen der gleichzeitigen Abfolge der maximalen Winkelgeschwindigkeiten der unteren Extremitäten und der Sprunghöhe.

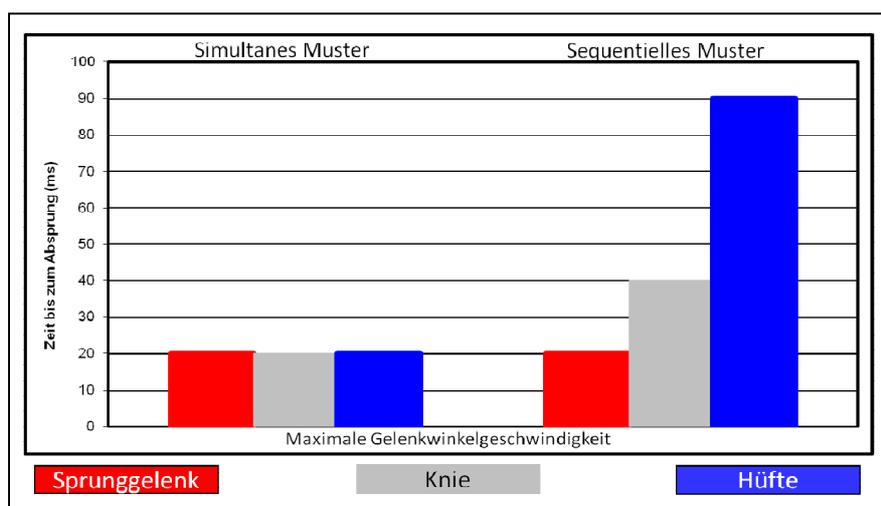


Abbildung 26: Unterschiedliche Koordination der maximalen Winkelgeschwindigkeiten (ω_{\max}) der unteren Extremitäten beim Absprung

Werden die Beine einzeln betrachtet, ergibt sich das in Tabelle 9 dargestellte Bild.

Tabelle 9: Impulsübertragung der einzelnen Beine

Proband	Beistellbein	Stemmbein	mid	Sprunghöhe
1	-	-	-	+
2	+	-	+	-
3	-	+	+	-
4	0	+	-	+
5	+	+	+	+
6	0	-	-	+
7	-	0	-	+
8	+	+	+	-
9	+	+	+	-
10	+	+	+	-

"- " = gleichzeitig; "+ " = proximal nach distal; "0 " = distal nach proximal

Nach der Berechnung des Korrelationskoeffizienten (KENDALLS Tau) ergeben sich die in Tabelle 10 dargestellten Werte.

Tabelle 10: Korrelationskoeffizienten ausgesuchter Parameterpaare nach KENDALLS Tau

Parameterpaar	Korrelationskoeffizient
Abfolge ω_{\max} / Sprunghöhe	-0,82
ω_{\max} Beistellbein / Sprunghöhe	-0,61
ω_{\max} Stemmbein / Sprunghöhe	-0,42
ω_{\max} Beistellbein / ω_{\max} Stemmbein	0,31
ω_{\max} Beistellbein / ω_{mid}	0,81
ω_{\max} Stemmbein / ω_{mid}	0,59

Aufgrund dieser Werte kann davon ausgegangen werden, dass eine gleichzeitige Abfolge der ω_{mid} in den einzelnen Gelenken ein wichtiger Faktor für eine höhere Sprunghöhe ist.

Die Korrelation des Wertes für die Reihenfolge der $\omega_{\text{Stemmbein}}$ von proximal nach distal mit der Sprunghöhe ergibt nur einen niedrigen Wert für den Korrelationskoeffizienten. Für die Reihenfolge für die ω_{\max} des Beistellbeines von proximal nach distal und eine höhere Sprunghöhe wurde ein mittlerer Korrelationskoeffizient von $r = -0,61$ berechnet. Diese Werte liegen unterhalb des für diese Arbeit definierten kritischen Wertes. Eine eingehendere Betrachtung entfällt daher.

Ein mit $r = 0,81$ enger Zusammenhang in der Koordination von $\omega_{\max \text{ Beistellbein}}$ zu ω_{mid} konnte dargestellt werden. Die Reihenfolge von $\omega_{\max \text{ Beistellbein}}$ und ω_{mid} stehen in einem engen Zusammenhang. Hingegen konnte keine hinreichende ($r = 0,3$) Korrelation von Stemmbein zu Beistellbein gefunden werden.

4.7.3.2 Maximale vertikale Segmentgeschwindigkeit

Der Segmentschwerpunkt und dessen Geschwindigkeit werden hier nur in vertikaler Richtung betrachtet. Der entsprechende Parameter wird „maximale vertikale Segmentgeschwindigkeit“ ($v_{\max \text{ vertikal Segment}}$) genannt. Die Füße erreichen ihre maximale Segmentgeschwindigkeit ($v_{\max \text{ vertikal Fuß}}$) erst nach dem Abheben vom Boden. Aus diesem Grunde wurden die Daten der Füße nicht betrachtet, da nur der Zeitpunkt des Bodenkontaktes untersucht wurde. Die vertikale Segmentgeschwindigkeit des Unterschenkels ($v_{\max \text{ vertikal Unterschenkel}}$) wurde von allen Probanden immer zum Zeitpunkt des letzten Bildes mit Bodenkontakt durchgeführt.

Acht von zehn Probanden koordinierten die mittlere maximale Segmentgeschwindigkeit in vertikaler Richtung ($v_{\max \text{ vertikal mid}}$) in zeitlicher Reihenfolge von proximal nach distal. Lediglich bei zwei Probanden konnte keine derartige Reihenfolge festgestellt werden (Tabelle 11). Da der überwiegende Teil der Stichprobe eine zeitliche Reihenfolge der maximalen vertikalen Segmentgeschwindigkeit von proximal nach distal aufwies, konnte ein enger Zusammenhang zu der Sprunghöhe durch die Berechnung von KENDALLS Korrelationstest nicht festgestellt werden ($r = 0.5$).

Tabelle 11: Mittelwerte der Zeitdifferenz von $v_{\max \text{ vertikal}}$ während der Absprunghase und Sprunghöhe

Proband	Unter-schenkel	Ober-schenkel	Ober-körper	Reihen-folge	Sprung-höhe	Sprunghöhe ordinal
1	0	10	30	+	69,3	+
2	0	15	30	+	61,7	-
3	0	15	30	+	62,4	-
4	0	0	20	+	69,7	+
5	0	10	20	+	63,8	+
6	0	10	10	-	62,8	+
7	0	15	20	-	64,0	+
8	0	10	30	+	61,9	-
9	0	10	20	+	56,0	-
10	0	10	20	+	55,8	-
M	0,0	10,5	23,0		62,7	
S	0,0	4,4	6,7		4,6	

4.7.4 Diskussion der Ergebnisse

In dieser Teilstudie sollte untersucht werden, ob es einen Zusammenhang zwischen der Koordination der unteren Extremitäten und der Sprunghöhe gibt, um den Einfluss verschiedener Koordinationsmuster auf die Sprunghöhe zu verstehen und dadurch Möglichkeiten aufzuzeigen, die Handlungshöhe im Volleyball zu vergrößern. Es wurde angenommen, dass es ein optimales Koordinationsmuster der maximalen Gelenkwinkelgeschwindigkeit (ω_{\max}) und der maximalen vertikalen Segmentgeschwindigkeit ($v_{\max \text{ vertikal}}$) der unteren Extremitäten für die maximale Sprunghöhe gibt. Andere Studien zeigten unterschiedliche Ergebnisse in Feldtests und Laboruntersuchungen. Welche Muster nun einen Einfluss auf die Sprunghöhe haben, wird unten diskutiert.

4.7.4.1 Armbewegung

Da die Ausholbewegung der Arme einen Einfluss auf die Sprunghöhe und die Koordination der unteren Extremitäten hat (LUTHANEN & KOMI, 1978; HARA ET AL., 2006), wurde die Armbewegung in dieser Untersuchung gesondert betrachtet. Hierfür wurden u.a. der Moment des unteren Umkehrpunktes des KSP und von der Armschwungbewegung sowie der Armblock in der Aufwärtsphase der Ausholbewegung untersucht. Es wurden, wie in Kapitel 4.1 *Einfluss der Ausholbewegung der Arme auf die Gesamtbewegung* bereits beschrieben, nur Angriffsschläge ausgewählt, in denen sich die Armbewegungen der Probanden so stark ähnelten, dass kein verfälschender Einfluss von den unterschiedlichen

Armbewegungen auf die Beincoordination ausging. Aus diesem Grunde wird dieser Parameter in der weiteren Diskussion nicht mehr aufgegriffen.

4.7.4.2 Maximale Winkelgeschwindigkeit der Gelenke

Es wurde gezeigt, dass es keine einheitliche Lösung für die Koordination der maximalen Gelenkwinkelgeschwindigkeit (ω_{\max}) der unteren Extremitäten für den Absprung des Angriffsschlages im Volleyball unter Wettkampfbedingungen gibt. Die Probanden sprangen höher, wenn die ω_{mid} der jeweiligen Gelenke gleichzeitig koordiniert wurden, als wenn die ω_{mid} der Gelenke chronologisch nacheinander abliefen. Auch die einzelne Betrachtung der ω_{\max} von Stemmbein und Beistellbein brachte kein anderes Ergebnis.

Diese Ergebnisse stehen im Einklang mit denen von BOBBERT & VAN INGEN SCHENAU (1988), die eine Laboruntersuchung durchführten. Auch HOCHMUTH (1967) stellte bereits fest:

„Wenn ... der Schwerpunkt des eigenen Körpers selbst eine große Geschwindigkeit erhalten soll, dann müssen die Geschwindigkeiten der an der Bewegung im Sinne des Beschleunigens beteiligten Körperteile zum gleichen Zeitpunkt ihr Maximum erreicht haben.“ (HOCHMUTH, 1967, S. 202).

COLEMAN ET AL. (1993) zeigten dagegen, dass die meisten Spieler eine chronologische Reihenfolge der maximalen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten (ω_{\max}) unter Wettkampfbedingungen nutzten. Es scheint daher wichtig zu sein, die Situation zu betrachten, in welcher der Angriff ausgeführt wurde. Es scheint ein verändertes Koordinationsmuster verwendet zu werden, wenn die Flugbahn des KSP nicht auf maximale Höhe, sondern auf eine längere Sprungkurve ausgerichtet werden soll, da dadurch eine veränderte Richtung des Kraftvektors erreicht wird. Dieses könnte als Erklärung für die abweichenden Ergebnisse von COLEMAN ET AL. (1993) dienen. Die Handlungshöhe wird von der möglichen Sprunghöhe begrenzt, ist jedoch auch von taktischen Parametern abhängig. Die Koordination von ω_{\max} konnte jedoch als ein Parameter identifiziert werden, der die Sprunghöhe und damit auch die individuell maximal mögliche Handlungshöhe beeinflusst. Der Peitscheneffekt, der bei den oberen Extremitäten einen Beitrag zur Erhöhung der Geschwindigkeit liefert, kann in diesem Fall nicht genutzt werden, da die Segmente in Bewegungsrichtung an Masse zunehmen. Auch wird beim Absprung eine Bewegung in einer

geschlossenen kinematischen Kette betrachtet. Hingegen handelt es sich bei der Schlagbewegung um eine offene kinematische Kette mit in Bewegungsrichtung abnehmenden Segmentmassen. Diese Unterschiede erklären auch die unterschiedliche optimale Koordination der Segmente des Schlagarmes in der Schlagphase und von den Beinen in der Absprungphase.

4.7.4.3 Maximale vertikale Segmentgeschwindigkeit

HUDSON (1986) erklärte, dass die Geschwindigkeit der Segmentschwerpunkte gleichzeitig erfolgen müsse, wenn das distale Ende der kinematischen Kette geschlossen ist. Im Gegensatz dazu wird erwartet, dass die Segmentgeschwindigkeit in chronologischer Reihenfolge abläuft, wenn das distale Ende der Kette geöffnet ist. In dieser Arbeit wurde für alle Probanden eine geschlossene Kette angenommen. Aus diesem Grunde wurde eine gleichzeitige Koordination der Segmentgeschwindigkeiten erwartet. Allerdings bemerkte HUDSON (1986) auch, dass bei optimaler Koordination die maximalen Segmentgeschwindigkeiten gleichzeitig abliefen, wenn Präzision notwendig sei. Sei hingegen das Bewegungsziel eine hohe Geschwindigkeit, liefen die Geschwindigkeitsmaxima der Segmente bei optimaler Koordination sequentiell ab. Für den Angriffsschlag bedeutet dieses, dass die Geschwindigkeiten der Segmentschwerpunkte wegen der geschlossenen kinematischen Kette gleichzeitig ablaufen müssten. Da aber das Ziel ist, eine möglichst hohe Abfluggeschwindigkeit des KSP zu erzeugen, müssten diese Geschwindigkeitsmaxima in einer Reihenfolge ablaufen. Welche der beiden möglichen Variationen nach HUDSON (1986) für den Volleyballangriffsschlag gelten muss, wird nicht eindeutig geklärt (ebd.).

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass die Koordination der maximalen vertikalen Segmentgeschwindigkeit ($v_{\max \text{ vertikal}}$) bei acht von zehn Probanden in chronologischer Reihenfolge ablief. Diese Ergebnisse stimmen nicht mit HUDSONS (1986) Ergebnissen überein. HUDSON (1986) berichtete, dass das hauptsächlich auftretende Muster beim Vertikalsprung gleichzeitig war. Allerdings stimmen HUDSONS (1986) Erwartungen und Theorien, die oben genannt wurden, mit den Ergebnissen dieser Studie überein. Bei der Berechnung des Zeitversatzes der $v_{\max \text{ vertikal}}$ von einem Segment zum anderen wurde kein Merkmal entdeckt, das die Sprunghöhe beeinflusste. Es konnte weder für eine simultane Koordination, noch für eine sequentielle Koordination der Segmentgeschwindigkeiten ein

Zusammenhang mit der Sprunghöhe festgestellt werden. Das unterstreicht die Ergebnisse von SELBIE & CALDWELL (1996), die unterschiedliche Koordinationsmuster aus unterschiedlichen Startpositionen mittels Modellierung untersuchten und sehr ähnliche Sprunghöhen für die unterschiedlichen Muster feststellten.

Diese Ergebnisse lassen den Schluss zu, dass eine bestimmte Koordination der Segmentgeschwindigkeiten in vertikaler Richtung keinen Einfluss auf die Sprunghöhe und damit auf die Handlungshöhe hat. Jedoch scheint auch ein sequentielles Muster keine Relevanz für eine hohe Vertikalgeschwindigkeit und folglich für eine maximale Sprunghöhe zu besitzen.

HUDSON (1986) stellte fest, dass das Timing der Segmente bei geübten Springern mit einem sehr kleinen Zeitunterschied zwischen den Segmenten wichtiger sei als eine zeitliche Reihung von proximal nach distal. Diese Ergebnisse konnten durch diese Untersuchung der Koordination der unteren Extremitäten bei Volleyballangriffsschlägen ebenfalls nicht eindeutig bestätigt werden. Es muss darauf verwiesen werden, dass es sich bei der vorliegenden Untersuchung um eine kinematische Analyse handelt. Kinetische Parameter konnten nicht betrachtet werden. Daher ist der Einfluss der Muskelaktivität und der Kraftentwicklung auf die Sprunghöhe nicht abschätzbar.

Das Thema der Koordination von maximalen Winkelgeschwindigkeiten und maximalen Segmentgeschwindigkeiten wird noch einmal in Kapitel 4.9 *Impulsübertragung vom Oberkörper auf den Ball während der Schlagphase* aufgegriffen. Hier findet sich auch eine ausführlichere Diskussion zu dieser Thematik.

4.7.4.4 Diskussion der Methode

Nachdem einige Autoren gezeigt haben, dass unterschiedliche koordinative Muster erwartet werden, je nach dem, ob es sich um eine offene oder eine geschlossene kinematische Kette handelt (z.B.: HUDSON, 1986), ist es wichtig, dieses bei der Untersuchung der unterschiedlichen Absprungbewegungen mit in Betracht zu ziehen. Eine geschlossene kinematische Kette verwandelt sich zu dem Zeitpunkt, in dem sich der erste Fuß vom Boden löst, in eine offene kinematische Kette.

In dieser Untersuchung wurde bei jedem Probanden ein zeitlicher Unterschied zwischen beiden Füßen gefunden. Der mittlere Zeitversatz wurde mit $22.0 \pm 9\text{ms}$ berechnet. Dieses Zeitintervall beträgt weniger als 1% der Absprunghöhe. Aus diesem Grunde wurde für alle untersuchten Bewegungen eine geschlossene kinematische Kette definiert.

In einer geschlossenen kinematischen Kette wird erwartet, dass die maximale Gelenkwinkelgeschwindigkeit (ω_{max}) des linken und des rechten Gelenkes nahezu zeitgleich auftritt. Dieses ist für das Erreichen der maximalen Sprunghöhe notwendig, da eine andere zeitliche Abfolge des linken und rechten Gelenkes einen Kraftvektor produzieren würde, der nicht in vertikaler Richtung durch den KSP liefe, sondern horizontal davon abweiche. Dieses führte zu einer Rotation und dadurch zu einem Verlust von Sprunghöhe. Diese Theorie belegten auch COLEMAN ET AL. (1993), die zeigten, dass die ω_{max} der unteren Extremitäten in einer kurzen Zeitspanne vor dem Absprung erreicht wurden. Sie zeigten den mittleren Zeitunterschied zwischen ω_{max} des linken Gelenkes und ω_{max} des rechten Gelenkes für die Gelenkpaare Hüfte, Knie und Sprunggelenk. Die in der oben genannten Literatur dargestellten Werte waren: Hüfte = 7ms, Knie = 0ms und Sprunggelenk = 6ms. Aus diesem Grunde hat das Zusammenziehen der Daten des linken und des rechten Knies zu einem Mittelwert keinen Einfluss auf das Ergebnis, da erwartet wird, dass beide Knie nahezu zur gleichen Zeit ihre maximale Winkelgeschwindigkeit (ω_{max}) erreichen. Nach Überprüfung dieses Effektes konnte diese Methode eingesetzt werden, ohne das Ergebnis zu verfälschen.

4.7.5 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die statistischen Ergebnisse zeigen, dass Probanden höher sprangen, wenn die Winkelgeschwindigkeit der Gelenke (ω_{max}) der unteren Extremitäten zur gleichen Zeit abliefen. Kein Proband benutzte eine zeitliche Reihenfolge von distal nach proximal. Daher kann angenommen werden, dass eine solche Koordination als ein Indiz für ungeübte Springer gelten kann. Umgekehrt kann angenommen werden, dass die zeitliche Reihenfolge von ω_{max} einen Einfluss auf die Sprunghöhe und damit auf die Handlungshöhe des Angreifers hat.

Eine chronologische Reihenfolge der mittleren maximalen Segmentgeschwindigkeit in vertikaler Richtung ($v_{\text{max vertikal mid}}$) war das Koordinationsmuster, welches in dieser Studie am häufigsten gefunden wurde. Ein Koordinationsmuster der $v_{\text{max vertikal mid}}$, welches von distal

nach proximal geordnet war, wurde bei keinem Probanden festgestellt. Es konnte kein signifikanter Zusammenhang zwischen zeitlicher Reihenfolge der mittleren maximalen Segmentgeschwindigkeit in vertikaler Richtung ($v_{\max \text{ vertikal mid}}$) und der maximalen Sprunghöhe oder einem Zeitversatz der angrenzenden Segmente nachgewiesen werden. Die Ergebnisse bezüglich der Segmentkoordination untermauern die Aussage von SELBIE & CALDWELL (1996), die unterschiedliche Koordinationsmuster festgestellt haben, bei denen aber erstaunlich ähnliche Ergebnisse bei der Sprunghöhe erzielt wurden. Aus diesen Gründen scheint der Parameter der Segmentkoordination keinen Einfluss auf die Leistung bezüglich der Sprunghöhe zu haben und kann in zukünftigen Studien, die zu einer Optimierung der Leistung bei einem Angriffsschlag im Volleyball führen sollen, vernachlässigt werden.

4.8 Verteilung der Teilimpulse zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes

4.8.1 Bedeutung des Parameters

In diesem Kapitel wird dargestellt, welchen prozentualen Anteil die Teilimpulse der einzelnen Segmente am Gesamtimpuls zum Zeitpunkt des Absprunges, also zum letzten Zeitpunkt mit Bodenkontakt, haben. Weiterhin wird ermittelt, wie die relative Größe der Teilimpulse im Verhältnis zur Segmentmasse verteilt ist. Eine ähnliche Analyse wurde als Einzelfallstudie bereits von KOLLATH (1996) durchgeführt. Dort wurde jedoch nur eine zweidimensionale Analyse durchgeführt. Entsprechend konnten nicht beide Körperseiten einzeln betrachtet werden. Es wird nicht erwartet, dass sich beide Körperseiten symmetrisch verhalten. Daher ist die Analyse von KOLLATH (1996) in diesem Falle nicht ausreichend. Eine dreidimensionale Analyse mit einer deutlich höheren Anzahl an Probanden ermöglicht ein differenzierteres Bild der in diesem Kapitel dargestellten Abläufe.

Das Wesen dieser Teiluntersuchung ist beschreibend also deskriptiv. Es wird hier nicht versucht Zusammenhänge oder Unterschiede auf statistischem Wege zu ermitteln. Aus diesem Grund wird auf die Formulierung statistischer Hypothesen in dieser Teiluntersuchung verzichtet.

4.8.2 Berechnung der Parameter

Um die Anteile der einzelnen Körpersegmente am Gesamtimpuls darstellen zu können, wurde zunächst der Gesamtimpuls aus der Körpermasse und der vertikalen Abfluggeschwindigkeit errechnet. Ebenso wurde mit den Teilimpulsen der einzelnen Körpersegmente verfahren. Das in der vorliegenden Arbeit verwendete Modell zur Berechnung des Körperschwerpunktes (HAVAAN, 1964) wurde mit Hilfe der anthropometrischen Maße der Probanden und mit Hilfe der Software SIMI Motion individuell angepasst. Um vergleichbare Werte für diese Teiluntersuchung zu bekommen, wurde in dieser Teiluntersuchung die Masse der Körpersegmente nach FISCHER (1908, zitiert nach HOCHMUTH, 1967, 144) bestimmt (Tabelle 12). In diesem Fall wurde also für alle Probanden die gleiche Massenverteilung angenommen. Weiterhin wurde die vertikale Segmentgeschwindigkeit zum Zeitpunkt des Absprunghes berechnet. Die Werte für die jeweiligen Teilimpulse der Körpersegmente errechneten sich aus der Multiplikation der Teilkörpermasse und der Teilkörpergeschwindigkeit.

Tabelle 12: Relative Gewichte der Körperteile des Menschen nach FISCHER (1908)

Körperteil	Anteil nach Fischer
Kopf	7,06%
Rumpf	42,70%
ein Oberschenkel	11,58%
ein Unterschenkel	5,27%
ein Fuß	1,79%
ein Oberarm	3,36%
ein Unterarm	2,28%
eine Hand	0,84%

Quelle: Hochmuth, 1967, S.144

Der prozentuale Anteil wurde mit der Formel

$$\frac{\text{Teilimpuls} * 100}{\text{Gesamtimpuls}}$$

Formel 18

ermittelt. Durch die Subtraktion dieses Ergebnisses von dem Anteil der Segmentmasse an der Gesamtmasse nach FISCHER (1908) ergibt sich eine Kennzahl, die verdeutlicht, ob der

relative Teilimpuls die relative Teilmasse übersteigt oder unterschreitet. Nach Definition beträgt die Summe aller Differenzbeträge bezogen auf den Gesamtkörper Null.

4.8.3 Ergebnisse

Nach der Berechnung der Teilimpulse der einzelnen Segmente zeigt sich, dass die Körperteile mit der größten Masse auch den größten Teil zum Gesamtimpuls beisteuern (Abbildung 27).

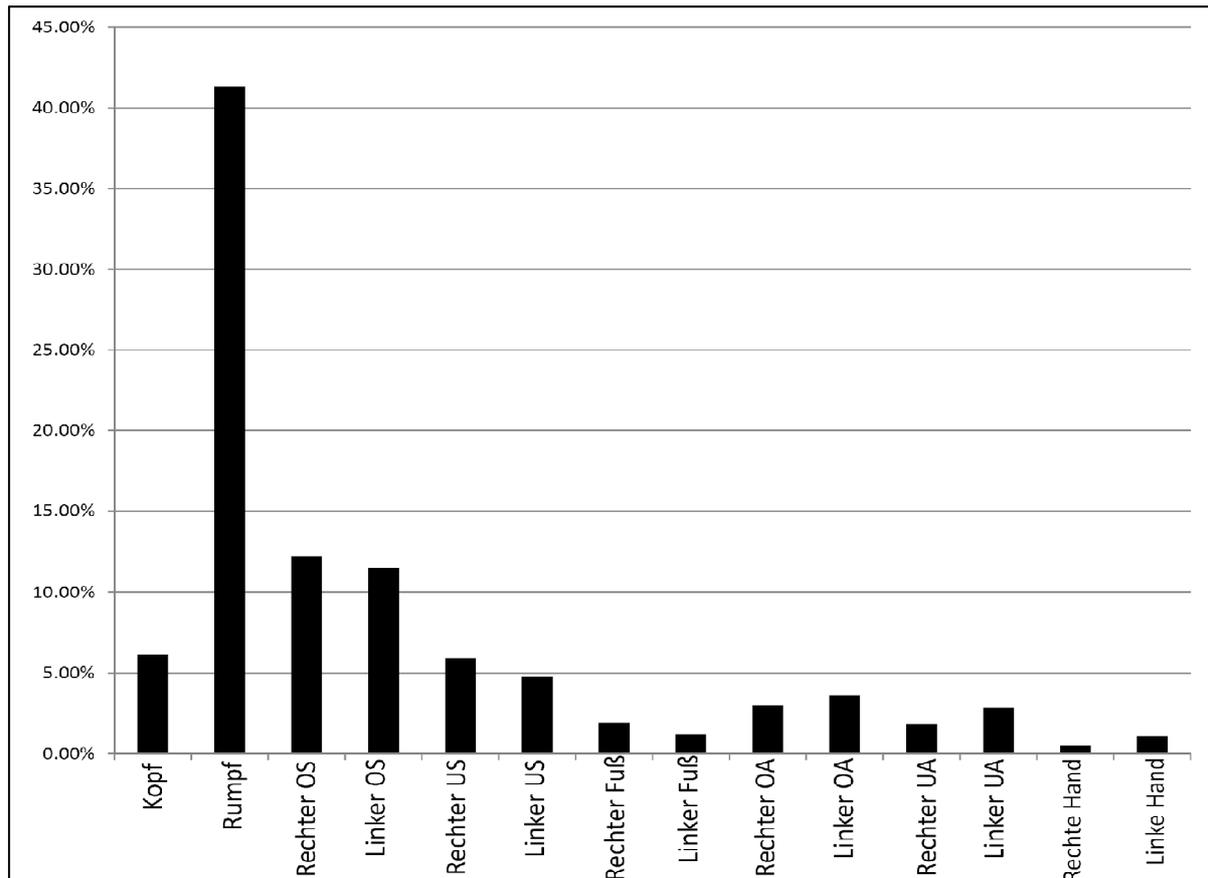


Abbildung 27: Mittlere prozentuale Verteilung der Teilimpulse über 10 Probanden zum letzten Zeitpunkt mit Bodenkontakt

Da der Rumpf die größte Masse hat (FISCHER, 1908), steuert dieser auch den Hauptteil zum Gesamtimpuls bei. In Abbildung 28 ist erkennbar, dass der Teilimpuls des Rumpfes kleiner ist als sein relativer Massenanteil. Werden die Teilimpulse der Beine betrachtet, ist erkennbar, dass der rechte Oberschenkel, der rechte Unterschenkel und der rechte Fuß einen größeren und positiven relativen Impulsanteil haben als der linke Oberschenkel, der linke Unterschenkel und der linke Fuß, die einen negativen relativen Impulsanteil erzeugen. Der linke Oberarm, der linke Unterarm und die linke Hand weisen einen positiven relativen

Teilimpuls auf, während bei den Segmenten des rechten Armes ein negativer relativer Teilimpuls berechnet wurde.

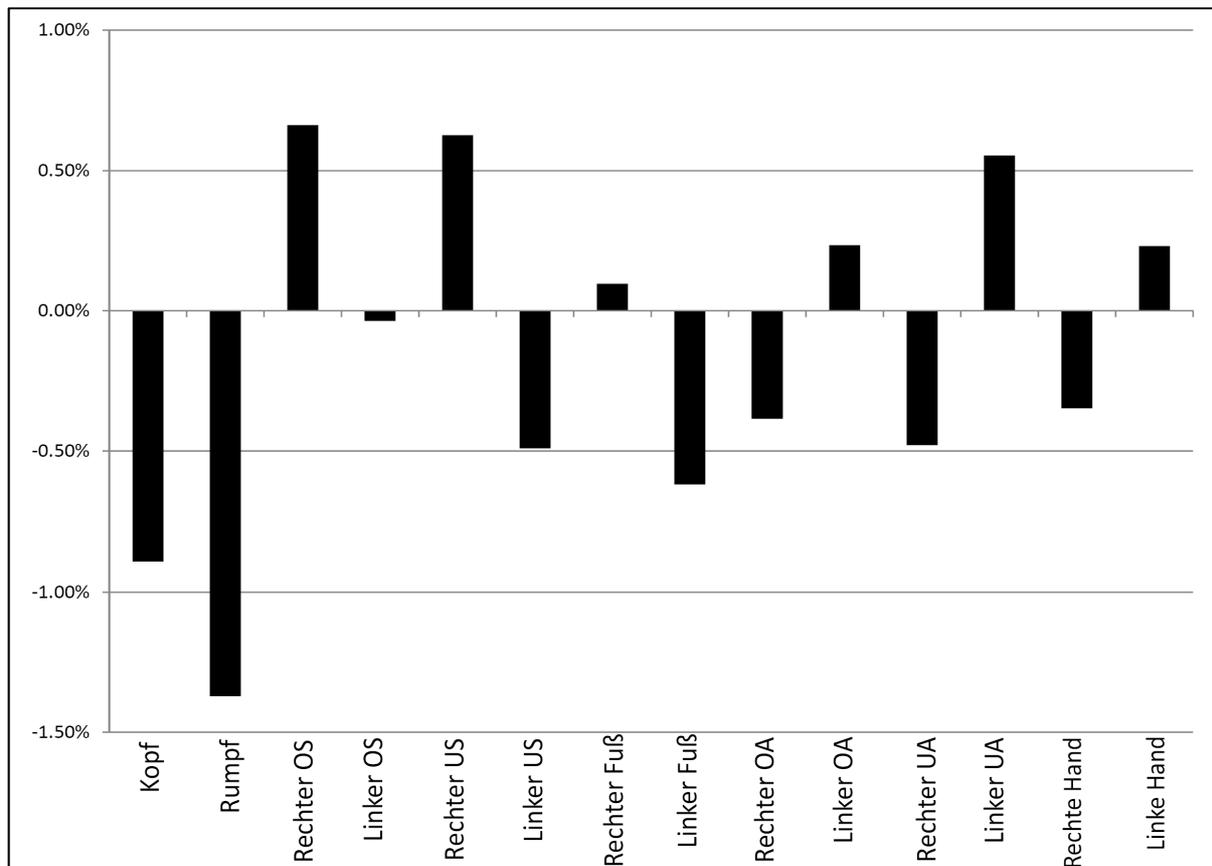


Abbildung 28: Mittlere relative Verteilung der Teilimpulse über 10 Probanden beim letzten Zeitpunkt mit Bodenkontakt

Die genannte Verteilung der Teilimpulse wurde zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes durchgeführt. Wird die Verteilung der relativen Teilimpulse zu dem Zeitpunkt betrachtet, in dem beide Füße gerade noch Bodenkontakt haben, ergeben sich bei den Extremitäten wesentliche Unterschiede. Hier zeigt sich, dass alle Segmente der unteren Extremitäten einen negativen relativen Anteil am Gesamtimpuls haben, während alle Segmente der oberen Extremitäten einen positiven relativen Teilimpuls erzeugen. Lediglich der mittlere relative Teilimpuls der rechten Hand weist einen Betrag von Null auf.

4.8.4 Diskussion der Ergebnisse

Nach der physikalischen Definition setzt sich ein Impuls (p) aus Masse (m) und Geschwindigkeit (v) zusammen. Er wird nach der Formel $p = m * v$ berechnet. Entsprechend

haben Segmente mit hoher Masse bei gleicher Geschwindigkeit auch einen hohen Teilimpuls und einen hohen Anteil am Gesamtimpuls. Bei gleicher Geschwindigkeit aller Segmente verteilen sich die Teilimpulse entsprechend der Masseverteilung. Steigt die Geschwindigkeit bei einem Segment, steigt auch dessen Impuls, da die Masse konstant bleibt. Durch die Änderung der Geschwindigkeit kann entsprechend der Impuls für ein Segment verändert werden. Der Teilimpuls kann relativ zu den anderen Teilimpulsen größer werden und die Verteilung bezogen auf die Masse übersteigen. Hat das entsprechende Segment eine geringere Geschwindigkeit, kann der relative Teilimpuls auch kleiner werden als der Anteil des Segmentes an der Gesamtmasse.

Die Ergebnisse zeigen dieses Verhältnis deutlich. Bei der prozentualen Verteilung der Teilimpulse zeigte sich, dass die Segmente mit hohem Masseanteil auch einen hohen Anteil am Gesamtimpuls hatten (Abbildung 27). Der Rumpf hatte aber einen negativen relativen Teilimpuls zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes. Dieses ist auf die geringere Geschwindigkeit in z-Richtung zurückzuführen. Gleiches gilt für den Kopf.

Anders als bei KOLLATH (1996) wurden hier die Extremitäten beider Körperhälften getrennt voneinander betrachtet. Diese differenziertere Betrachtungsweise ermöglichte eine detailliertere Analyse. Es zeigte sich eine ungleiche Verteilung der Teilimpulse bezogen auf die Körperseiten bei den Extremitäten. Der letzte Bodenkontakt bestand noch mit dem linken Fuß, während der Bodenkontakt des rechten Fußes bereits gelöst wurde. Folglich hatten die Segmente der rechten unteren Extremitäten bereits eine größere vertikale Geschwindigkeit erreicht als die entsprechenden Segmente auf der linken Körperhälfte. Das führte somit auch zu größeren Teilimpulsen der Segmente auf der rechten Körperhälfte.

Zu dem Zeitpunkt mit beidbeinigem Bodenkontakt war die Vertikalgeschwindigkeit der unteren Extremitäten noch relativ gering, während die Vertikalgeschwindigkeit der oberen Extremitäten größer war. Entsprechend verhielten sich die relativen Teilimpulse der unteren Extremitäten (negativ) und der oberen Extremitäten (positiv). Dieses ist durch die starke Aufwärtsbewegung der oberen Extremitäten bei gleichzeitiger schwach ausgeprägter Aufwärtsbewegung der unteren Extremitäten zu erklären.

Diese Analyse verdeutlicht, dass die Arme aufgrund ihrer starken Aufwärtsbewegung im Verhältnis zur Gesamtmasse einen überproportionalen Anteil am Gesamtimpuls beitrugen.

Hingegen war der relative Teilimpuls der Beine geringer als deren Teilkörpermasse. Diese Ergebnisse ähneln denen von KOLLATH (1996), der durch die Untersuchung eines einzelnen Sportlers bei einem Blocksprung ähnliche Ergebnisse in einer 2D-Analyse dargestellt hat. Jedoch hat KOLLATH (1996) beide Körperhälften durch die 2D-Darstellung zusammenfassen müssen und nur eine Körperhälfte betrachten können. Die dreidimensionale Analyse in der vorliegenden Arbeit ermöglichte eine differenziertere Beurteilung des Beitrages einzelner Körperteile zu der Gesamtbewegung.

4.9 Impulsübertragung vom Oberkörper auf den Ball während der Schlagphase

4.9.1 Bedeutung der Parameter

Der Impuls für einen kräftigen Schlag wird im Rumpf produziert und mit Hilfe einer geeigneten Teilkörperkoordination über die Schulter und den Ellenbogen auf die Hand übertragen (KOLLATH, 1996; WEISHOFF, 2002). Laut der angegebenen Literatur verlaufen die Teilimpulse, von der Hüfte beginnend, in zeitlicher Reihenfolge über Schulter und Ellenbogen hin zum Handgelenk. Dieses würde beim Schlag eine Erhöhung der abschließenden Handgeschwindigkeit und damit eine Erhöhung der Ballgeschwindigkeit (v_{Ball}) mit sich bringen. Der Parameter v_{Ball} ist, wie zu Beginn dieses Kapitels erwähnt, neben der Abschlaghöhe eine der Hauptvariablen für die Beurteilung des Angriffsschlages. Nach Aussage von KOLLATH (1996) wird diese beschriebene Reihenfolge der maximalen Winkelgeschwindigkeiten in den oberen Extremitäten auch bei dem Angriffsschlag im Volleyball ausgeführt. Allerdings wurde bisher nicht untersucht, ob diese Reihenfolge einen Einfluss auf v_{Ball} ausübt. Ob diese Reihenfolge der Impulsübertragung bei Spitzenspielern gewährleistet ist und ob ein Zusammenhang zur Schlaghärte besteht, sollte hier überprüft werden. Weiterhin wurden in diesem Zusammenhang auch die Raumgeschwindigkeiten der Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenke sowie die Geschwindigkeiten dieser Gelenke in Netzrichtung betrachtet. Die Ergebnisse für die Raumgeschwindigkeiten und für die Geschwindigkeiten in Netzrichtung können in der Reihenfolge von den Ergebnissen für die maximalen Winkelgeschwindigkeiten abweichen. Der letzte hier betrachtete Parameter ist die Oberkörperverwringung. Auch hierzu liegen in der Literatur kaum Daten vor. Ob diese Parameter einen Einfluss auf v_{Ball} haben, ist bisher nicht geklärt.

Auch in dieser Teiluntersuchung werden viele Parameter betrachtet und es wird versucht Zusammenhänge zwischen den einzelnen Parametern zu erkennen. Aufgrund der Vielzahl der Parameter in dieser Teiluntersuchung können nicht alle statistischen Hypothesen genannt werden. Exemplarisch sollen die Zusammenhangshypothesen für das Parameterpaar „Winkelgeschwindigkeit der Winkels zwischen Schulterachse und Hüftachse“ (ω_{SAHAW}) und der Ballgeschwindigkeit nach dem Schlag (v_{Ball}) formuliert werden.

H_0 : Es besteht kein Zusammenhang zwischen ω_{SAHAW} und v_{Ball} .

H_1 : Es besteht ein Zusammenhang zwischen ω_{SAHAW} und v_{Ball} .

4.9.2 Berechnung der Parameter

Die maximalen Winkelgeschwindigkeiten von Schultergelenk (ω_{ARWmax}), Ellenbogengelenk (ω_{EBWmax}) und Handgelenk (ω_{HGmax}) wurden analog zu den maximalen Winkelgeschwindigkeiten der unteren Extremitäten berechnet. Es wurden jedoch keine Mittelwerte zwischen der linken und der rechten Körperseite gebildet, da die Arme in dieser Phase zwei komplett unterschiedliche Bewegungen ausführten. Aus diesem Grunde wurden nur die Daten des Schlagarmes ausgewertet. Bei den ausgewählten Probanden handelte es sich ausschließlich um Rechtshänder. Entsprechend wurde nur der rechte Arm in diese Untersuchung einbezogen. Aufgrund der hohen Bewegungsgeschwindigkeiten des Unterarmes und der Hand zum Zeitpunkt des Schlages waren die Konturen dieser Körperteile in den Videobildern teilweise unscharf. Aus diesem Grunde konnten für die Winkelgeschwindigkeiten des Handgelenkes (ω_{HG}) nicht immer exakte Daten berechnet werden. Daher blieben bei der Auswertung der Daten die Werte für die maximalen Winkelgeschwindigkeiten des Handgelenkes (ω_{HGmax}) unbeachtet, um das Ergebnis nicht zu verfälschen.

Die Oberkörperverwringung wurde in dieser Arbeit als Winkel zwischen der transversalen Schulterachse und der transversalen Hüftachse definiert (Schulterachsen-Hüftachsenwinkel = SAHAW). Die Winkelgeschwindigkeit (ω) dieses Körperwinkels stellte die Geschwindigkeit der Oberkörperentwringung dar, die für eine Impulsgenerierung erfolgen musste. Die Oberkörperverwringung wurde als ein 4-Punktwinkel aus den Vektoren von

a. linkem Schulterpunkt und rechtem Schulterpunkt und

b. linkem Hüftpunkt und rechtem Hüftpunkt

berechnet (s. Abbildung 29). Je größer der Winkel zwischen diesen beiden Vektoren ist, desto größer ist die Oberkörperverwindung.

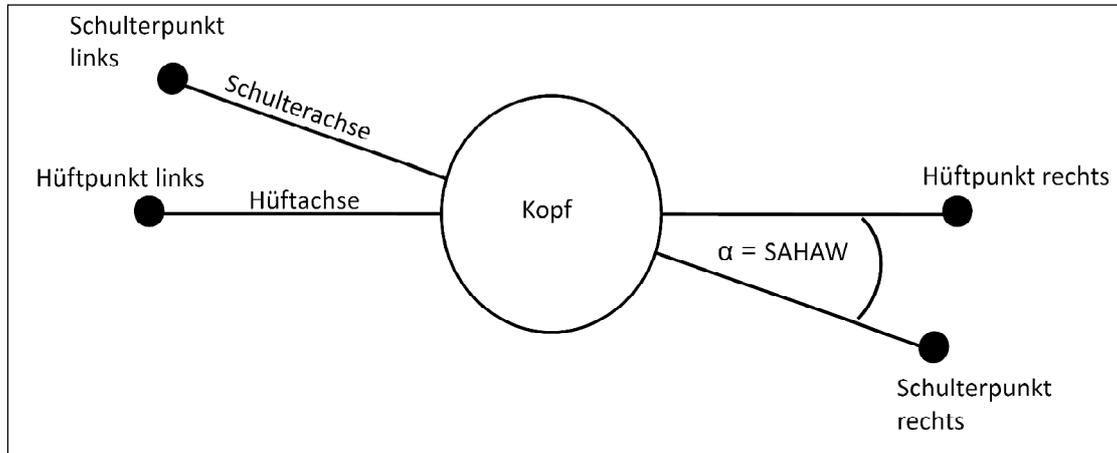


Abbildung 29: Definition des Schulterachsen-Hüftachsenwinkels (SAHAW). Schematische Darstellung in transversaler Ansicht

Die statistische Auswertung wurde analog zu der Untersuchung der Koordination der maximalen Winkelgeschwindigkeiten der unteren Extremitäten durchgeführt. Daher konnte auf eine eingehende Beschreibung der Parameterberechnung und der statistischen Auswertung in diesem Rahmen verzichtet werden.

4.9.3 Ergebnisse

In dieser Teiluntersuchung wurden die verschiedenen Geschwindigkeitskomponenten des Schlagarmes untersucht. Es handelt sich um die Raumgeschwindigkeit in allen drei Ebenen, die Geschwindigkeit in Netzrichtung und die Winkelgeschwindigkeiten der einzelnen Gelenke. Bei den Geschwindigkeitskomponenten im Raum und in Netzrichtung wurde überprüft, ob ein Anstieg der Geschwindigkeit von proximal nach distal erfolgte. Bei der maximalen Gelenkwinkelgeschwindigkeit wurde die zeitliche Koordination der maximalen Geschwindigkeit betrachtet.

Die mittlere Gelenkwinkelgeschwindigkeit der Schulter ($\omega_{ARW_{max}}$) betrug $764,8 \pm 282,7$ %/s. Für den Ellenbogen betrug die mittlere Winkelgeschwindigkeit ($\omega_{EBW_{max}}$) $2074,7 \pm 417,8$ %/s. Die durchschnittliche maximale Segmentgeschwindigkeit betrug für den Oberarm

($v_{\max\text{Oberarm}}$) $7,0 \pm 1,2$ m/s, für den Unterarm ($v_{\max\text{Unterarm}}$) $10,7 \pm 1,5$ m/s und für die Hand ($v_{\max\text{Hand}}$) $16,1 \pm 2,1$ m/s. Tabelle 13 zeigt, dass die Raumgeschwindigkeit der Gelenkpunkte bei allen Probanden von proximal nach distal anstieg.

Tabelle 13. Ansteigende Raumgeschwindigkeit der Gelenkpunkte von proximal nach distal

Proband	v_{\max} Hüfte - Schulter	v_{\max} Schulter - Ellenbogen	v_{\max} Ellenbogen - Handgelenk
1	+	+	+
2	+	+	+
3	+	+	+
4	+	+	+
5	+	+	+
6	+	+	+
7	+	+	+
8	+	+	+
9	+	+	+
10	+	+	+

+ = Geschwindigkeitsanstieg von proximal nach distal

Das gleiche Ergebnis zeigte sich auch bei der Betrachtung der Geschwindigkeiten der Gelenkpunkte in Netzrichtung. Auch hier war ein Anstieg der maximalen Geschwindigkeiten von proximal nach distal zu erkennen (s. Tabelle 14 und Abbildung 30).

Tabelle 14: Ansteigende Bewegungsgeschwindigkeit der Gelenkpunkte in Netzrichtung von proximal nach distal

Proband	v_{\max}	v_{\max}	v_{\max}
	Hüfte - Schulter	Schulter - Ellenbogen	Ellenbogen - Handgelenk
1	+	+	+
2	+	+	+
3	+	+	+
4	+	+	+
5	+	+	+
6	+	+	+
7	+	+	+
8	+	+	+
9	+	+	+
10	+	+	+

+ = Geschwindigkeitsanstieg von proximal nach distal

Wie in Tabelle 14 ist auch in Abbildung 30 eindeutig eine Geschwindigkeitszunahme von proximal nach distal zu erkennen. Deutlich zu sehen ist auch, dass das Handgelenk kurz vor dem Ballkontakt sein Geschwindigkeitsmaximum erreichte, während die Geschwindigkeit noch vor dem Ballkontakt wieder abfiel. Ein Korrelationskoeffizient von $r \geq 0,7$ wurde zwischen der Handgeschwindigkeit und v_{Ball} nicht berechnet.

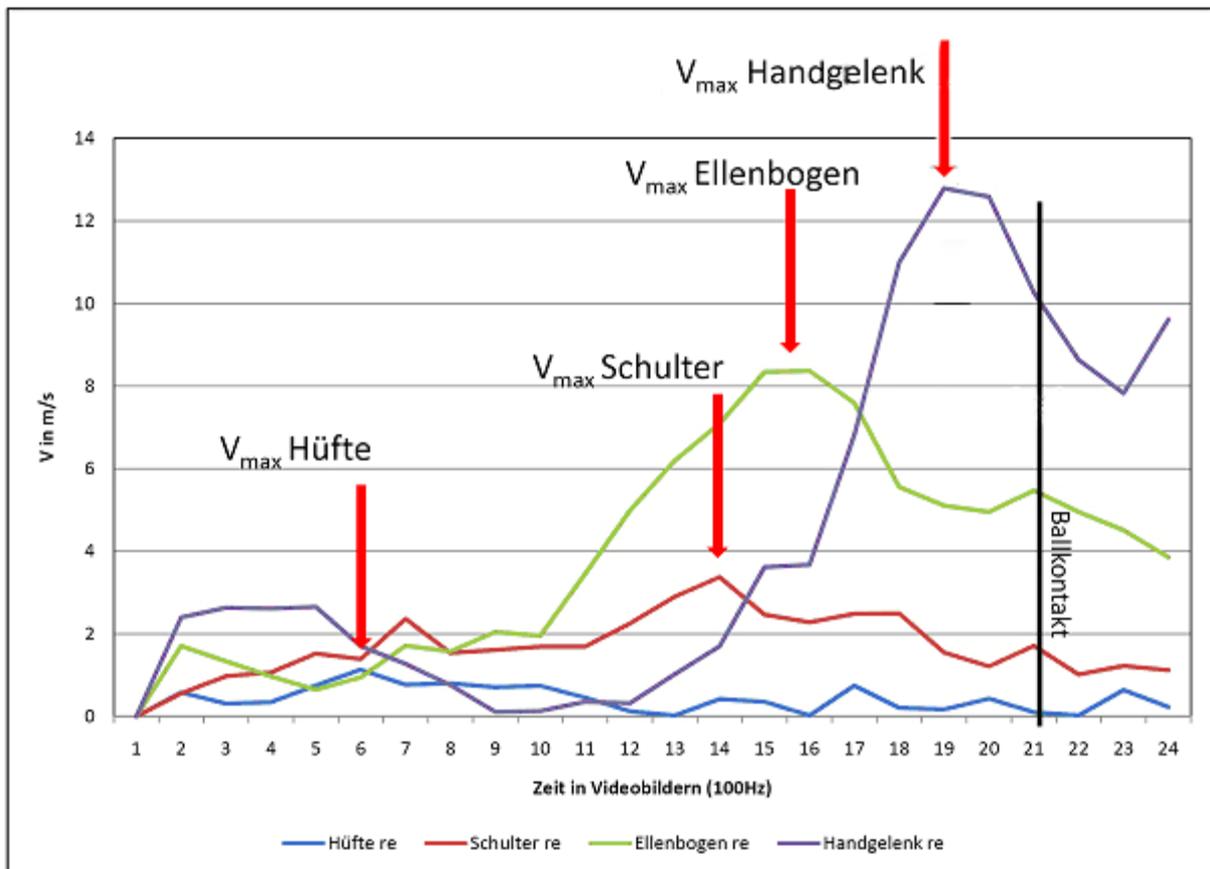


Abbildung 30: Beispiel eines zeitlichen Verlaufes der Geschwindigkeiten von Hüfte, Schulter, Ellenbogen und Handgelenk in der Schlagbewegung

In Tabelle 15 ist die zeitliche Koordination der maximalen Gelenkpunktgeschwindigkeiten in Netzrichtung sowie v_{Ball} abgebildet. Es zeigten sich bei der Reihenfolge von Schulter und Ellenbogen sowie bei der Reihenfolge von Ellenbogen zur Hand keine im Sinne dieser Arbeit hinreichend hohen Korrelationskoeffizienten zu v_{Ball} . Für die zeitliche Abfolge der maximalen Geschwindigkeit der Gelenkpunkte in Netzrichtung von Hüfte zu Schulter zeigte sich hingegen ein Korrelationskoeffizient von $r = 1,0$ zu v_{Ball} (in Tabelle 15 grau unterlegt).

Tabelle 15: Zeitliche Koordination der maximalen Geschwindigkeit der Gelenkpunkte in Netzrichtung

Proband	Reihenfolge	Reihenfolge	Reihenfolge	v _{Ball}
	Hüfte Schulter	Schulter Ellenbogen	Ellenbogen Hand	
1	-	+	+	-
2	+	-	+	+
3	+	-	+	+
4	-	+	+	-
5	+	+	+	+
6	+	-	+	+
7	+	+	+	+
8	-	+	+	-
9	-	-	+	-
10	-	+	+	-

+ = Reihenfolge von proximal nach distal - = Reihenfolge von distal nach proximal

Die zeitliche Koordination der maximalen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten (ω) ist in Tabelle 16 dargestellt. Es ist auch hier eindeutig zu erkennen, dass bei allen Probanden eine zeitliche Koordination der maximalen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten von proximal nach distal erfolgte.

Tabelle 16: Koordination der maximalen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten (ω) des Schlagarmes

Proband	Videozeitpunkt	Videozeitpunkt	Videozeitpunkt	Reihenfolge ordinalskaliert	v _{Ball}
	$\omega_{\text{Hüfte max}}$	$\omega_{\text{ARW max}}$	$\omega_{\text{EBW max}}$		
1	83	91	95	+	21,6
2	191	193	199	+	26,5
3	83	88	92	+	27,7
4	111	117	117	+	24,5
5	87	94	95	+	27,2
6	91	94	102	+	26,0
7	89	92	98	+	26,7
8	101	102	106	+	19,4
9	192	195	203	+	24,4
10	301	305	310	+	22,5

+ = zeitliche Abfolge der maximalen Winkelgeschwindigkeiten von proximal nach distal

Eine Korrelation zu v_{Ball} konnte außer für die zeitliche Reihenfolge der maximalen Geschwindigkeit in Netzrichtung der Gelenkpunkte Hüfte und Schulter für keinen der genannten Parameter berechnet werden. Für das Zeitintervall vom Auftreten der maximalen Winkelgeschwindigkeit des Schulterwinkels ($\omega_{\text{max Schulterwinkel}}$) und $\omega_{\text{max Ellenbogenwinkel}}$ konnten keine relevanten Zusammenhänge gefunden werden.

4.9.3.1 Oberkörperverwringung

Der maximale Winkel zwischen transversaler Schulterachse und transversaler Hüftachse (Schulterachsen-Hüftachsenwinkel = SAHAW) betrug in der Flugphase des Angriffsschlages $52,15 \pm 11,12^\circ$. Die maximale Winkelgeschwindigkeit (ω) dieses Winkels betrug $659,57 \pm 170,93^\circ/\text{s}$. Der Zeitpunkt für das Auftreten der maximalen Winkelgeschwindigkeit lag $175 \pm 15,8\text{ms}$ vor dem Ballkontakt. Die maximale Winkelgeschwindigkeit des SAHAW (ω_{SAHAWmax}) und der Wert für v_{Ball} (Schlaghärte) korrelierten mit $r = 0,8$. Die H_0 -Hypothese wird verworfen. Die H_1 -Hypothese wird angenommen. : Es besteht ein Zusammenhang zwischen ω_{SAHAW} und v_{Ball} .

Die maximale Winkelgeschwindigkeit des Ellenbogens (ω_{EBWmax}) korrelierte mit $r = 0,74$ mit v_{Ball} . Es besteht ein Zusammenhang zwischen ω_{EBWmax} und v_{Ball} .

4.9.4 Diskussion der Ergebnisse

Sowohl die Geschwindigkeitszunahme der Gelenkpunkte im dreidimensionalen Raum als auch die Geschwindigkeitszunahme der Gelenkpunkte in Netzrichtung stieg bei allen Probanden von proximal nach distal an. Dieses entspricht auch den Daten aus der Literatur. So hat KOLLATH (1996), jedoch lediglich in einer Einzelfallanalyse, die gleiche Aussage treffen können. Da bei allen Probanden, deren Daten für die vorliegende Untersuchung ausgewertet wurden, die gleiche Abfolge auftrat und entsprechend die jeweiligen Werte für die Koordination aller Probanden den gleichen Rang zugeordnet bekamen, aber die Werte der Probanden für v_{Ball} definitionsgemäß unterschiedlichen Rängen zugeordnet wurden, konnte mit dem herkömmlichen Verfahren der Korrelationsrechnung (KENDALLS Tau) kein ausreichend hoher Korrelationskoeffizient zur Schlaghärte berechnet werden. Trotzdem ist ersichtlich, dass immer die gleiche zeitliche Reihenfolge für die Geschwindigkeitszunahme von proximal nach distal erfolgte, also bei allen Sportlern das gleiche Bewegungsmuster

abließ. Folglich konnte kein Einfluss eines bestimmten Koordinationsmusters auf v_{Ball} festgestellt werden.

Die zeitliche Koordination der Maximalgeschwindigkeiten unterschied sich vom Verlauf der Geschwindigkeitszunahme (Tabelle 15). Lediglich bei der Koordination der Maximalgeschwindigkeiten von Ellenbogen zu Hand war eine durchgehende Ordnung von proximal nach distal bei allen Probanden zu erkennen. Bei den anderen Werten war keine einheitliche Koordination zu finden. Eine Korrelation zu v_{Ball} in hinreichender Höhe fand sich nur für das Gelenkpaar Hüfte-Schulter. Der Korrelationskoeffizient betrug hier $r = 1,0$. Jedoch muss beachtet werden, dass das Geschwindigkeitsmaximum der Hüfte nur geringfügig oberhalb der durchschnittlichen Geschwindigkeit der Hüfte lag. Wegen der geringen Ausprägung des Maximalwertes kann es sich bei dem genannten Wert durchaus um ein „Rauschen“ handeln, was die folgende Aussage relativieren kann.

Diese Geschwindigkeitszunahme von der Hüfte zur Schulter zeigt die Entwicklung des Impulses durch die Rumpfmuskulatur und die Oberkörperverwindung und das Übertragen dieses Impulses auf die Schulter. Nach der bisher diskutierten Literatur müsste sich ein ähnliches Bild auch für die Reihenfolge der Maximalgeschwindigkeiten von Schulter zu Ellenbogen ergeben. Dieses konnte jedoch nicht bestätigt werden. Hier scheinen Ungenauigkeiten bei der Digitalisierung durch die schnelle Bewegung der Arme das Ergebnis zu verfälschen. Obwohl die Schlaghand zu diesem Zeitpunkt auf den Videos am schlechtesten zu erkennen war, zeigte sich bei der Reihenfolge der maximalen Geschwindigkeiten der Gelenkpunkte von Ellenbogen zur Hand wieder ein einheitliches Bild über alle Probanden von proximal nach distal. Dieses führte jedoch nur zu einem niedrigen Korrelationskoeffizienten in Bezug auf v_{Ball} . Der Grund für dieses Phänomen ist weiter oben in diesem Abschnitt bereits besprochen worden.

Die ermittelte Reihenfolge der Segmentkoordination folgt dem physikalischen Gesetz der Impulserhaltung. Wenn der Impuls konstant bleibt, sich aber die Masse verringert, so muss die Geschwindigkeit steigen. Der Impuls wird aktiv im Rumpf durch die Oberkörperverwindung gebildet und dann auf den Arm übertragen. Der Oberarm hat eine geringere Masse als der Rumpf, daher ist bei theoretischer Betrachtung zu erwarten, dass sich die Geschwindigkeit des Oberarmes im Verhältnis zur Rumpfgeschwindigkeit erhöht. In der Praxis sind Verluste zu erwarten, die u.a. durch innere Reibung und unvollständiges

Blockieren des zugehörigen Gelenkes verursacht werden. Das Masseverhältnis von Rumpf zu Oberarm beträgt nach FISCHER (1908, zitiert nach DONSKOI, 1975) $42,7 / 3,36$. Entsprechend muss sich die Geschwindigkeit des Oberarmes auch dann erhöhen, wenn der Impuls nicht komplett übertragen wird. Oberarm und Unterarm unterscheiden sich ebenfalls in der Masse. Der Unterarm hat in der Regel weniger Masse als der Oberarm. Das Verhältnis nach FISCHER (1908, zitiert nach DONSKOI, 1975) beträgt $3,36 / 2,28$. Auch hier muss entsprechend eine Erhöhung der Geschwindigkeit stattfinden, wenn der Impuls erhalten bleibt und komplett auf den Unterarm übertragen werden könnte. Jedoch wird der Geschwindigkeitsunterschied zwischen Oberarm und Unterarm nur auf Grund der Impulsübertragung nicht so hoch ausfallen wie zwischen Rumpf und Oberarm, da der Masseunterschied zwischen Oberarm und Unterarm erheblich geringer ist als zwischen Rumpf und Oberarm.

Das im vorherigen Absatz beschriebene Phänomen ist umgangssprachlich auch als „Peitscheneffekt“ bekannt, da die beschriebene Bewegungsausführung kinematisch der Bewegung einer Peitsche sehr ähnlich ist. Allerdings wird beim Sport nicht eine konstante kinetische Energie auf eine stetig geringer werdende Masse übertragen, wie bei der Peitsche. Die Energie wird hingegen auf Glieder der kinematischen Kette mit anthropometrisch festgelegter aber interindividuell unterschiedlicher Masse übertragen. Die Masse der beteiligten Körpersegmente nimmt dabei von Segment zu Segment ab. Die kinetische Energie wird entsprechend schrittweise auf die einzelnen Segmente übertragen. Weiterhin trägt zur Beschleunigung der aktive Krafteinsatz der beteiligten Muskulatur bei, die den beschriebenen Peitscheneffekt weiter verstärken kann. Ein optimales Übertragen des Impulses von einem Segment zum anderen wird durch die bereits beschriebene aktive Gelenkversteifung des distalen Gelenkes unterstützt, die zum Zeitpunkt der maximalen Bewegungsgeschwindigkeit des proximalen Segmentes auftreten sollte.

Der Peitscheneffekt ist in verschiedenen Sportarten bekannt, auch wenn sich die Bewegungsmuster zwischen den Sportarten erheblich unterscheiden können. Im Volleyball wird dieser Effekt genutzt, um mit verhältnismäßig geringem Kraftaufwand hohe Beschleunigungen zu erzielen, da durch eine optimale Übertragung des Impulses bei gleichzeitig geringerer Masse des distalen Segmentes die Bewegungsgeschwindigkeit des

distalen Segmentes erhöht wird. Wird ein Ball mit größerer Geschwindigkeit geschlagen, kann dessen Fluggeschwindigkeit ebenfalls erhöht werden.

In diesem Zusammenhang ist es interessant, dass sämtliche Sportler diese Art der Koordination zeigten. Im Sinne der den Schlag unterstützenden Impulsübertragung muss das Geschwindigkeitsmaximum des proximalen Segmentes immer zeitlich vor dem Geschwindigkeitsmaximum des distalen Segmentes liegen, da sonst die Impulsübertragung nicht mehr gewährleistet ist. Weiter ist zu beachten, dass bei grobkoordinativen Muskelpartien ein größerer Fehler bei der richtigen zeitlichen Ansteuerung zu erwarten ist als bei Muskeln mit feinerer neuraler Ansteuerung. Um diesen möglichen Fehler auszugleichen und um sicherzustellen, dass in diesem Bereich keine Koordination von distal nach proximal erfolgt, erscheint es ratsam, die Muskeln mit einer schlechteren neuralen Ansteuerung und damit einer schlechteren Fähigkeit zur Feinkoordination, wie die Rumpfmuskulatur, früher zu aktivieren.

Weiterhin ist zu erkennen, dass die Handgeschwindigkeit kurz vor dem Schlag verringert wurde. Auch dieses ist in der bestehenden Literatur bereits beschrieben (KOLLATH, 1996). Durch die muskulären Aktivitäten zur Versteifung des Schlagarmes zum Zeitpunkt des Ballkontaktes wurde die zur Impulsübertragung notwendige Masse vergrößert. Es gilt die Formel: $p = m * v$. Da die Armsegmente zu diesem Zeitpunkt nicht weiter beschleunigt werden können, verlangsamt sich durch den Massenanstieg die Geschwindigkeit der Hand und des Armes, während der Impuls die gleiche Ausprägung behält. Auch dieses Ergebnis bestätigt die Daten früherer Studien (z.B. GÜLKE, 1979; KOLLATH, 1996; LEIDIG, 1986; QUADE, 1988). QUADE (1988) fordert aus diesem Grunde bereits, dass Sportler in der Praxis „... bewusst versuchen sollte[n], die Armgelenke (Hand-, Ellenbogen- und Schultergelenk) im Treffmoment muskulär versteift zu haben.“ (QUADE, 1988, S.55). Demnach ist eine maximale Handgeschwindigkeit keine zwingend notwendige Voraussetzung, um eine maximale Ballgeschwindigkeit erreichen zu können. Faktoren wie die Steifigkeit von Hand und Handgelenk, die Kraftentwicklung der beteiligten Muskulatur und die Art des Ballkontaktes sind ebenfalls wichtige Größen für die Entwicklung einer hohen Ballgeschwindigkeit (v_{Ball}). Da es sich hier jedoch um eine reine kinematische Analyse handelt, konnten Faktoren wie die Kraftentwicklung der beteiligten Muskulatur in der vorliegenden Arbeit weder erfasst noch ausgewertet werden. Aufgrund der hohen Bewegungsgeschwindigkeiten konnte trotz hoher

Kamerafrequenz die Art des Ballkontaktes nicht immer sauber erfasst und reproduziert werden. Daher müssen Aussagen zur Art des Ballkontaktes in dieser Untersuchung ebenfalls unterbleiben.

Die maximale Winkelgeschwindigkeit des Ellenbogengelenkes ($\omega_{EBW_{max}}$) war gut zu analysieren. Zwischen diesem Parameter und v_{Ball} konnte ein Koeffizient von $r = 0,74$ berechnet werden. Es zeigte sich, dass die angesprochene Versteifung sich nur auf das Handgelenk bezieht und den Ellenbogen nicht mit einbezieht. Im Ellenbogengelenk wird nochmals dafür gesorgt, eine hohe Handgeschwindigkeit zu erreichen, um einen maximalen Impuls auf den Ball übertragen zu können. Die hohe Winkelgeschwindigkeit des Ellenbogengelenkes scheint für das Generieren eines hohen Impulses ein wichtiger Ausgangspunkt zu sein. Zusammen mit einer entsprechenden Versteifung des Handgelenkes scheint diese Kombination ein wichtiges Merkmal für einen leistungsstarken Angriffsschlag darzustellen.

4.9.4.1 Oberkörperverwringung

Der Wert des Korrelationskoeffizienten für die Parameter „maximale Winkelgeschwindigkeit des Winkels zwischen Schulterachse und Hüftachse“ ($\omega_{SAHAW_{max}}$) und v_{Ball} ist ein weiteres Indiz dafür, dass die Hüftbewegung und die dabei auftretende Verwringung des Oberkörpers mit der entstehenden Vorspannung der involvierten Muskulatur einen entscheidenden Anteil an der Schlaghärte darstellt. Wird die Oberkörperverwringung mit hoher Geschwindigkeit aufgelöst, kann der entstehende Impuls auch entsprechend weitergeleitet werden. Schon diese Bewegung am Anfang der kinematischen Kette ist für die im vorhergehenden Abschnitt beschriebene Impulsübertragung wichtig. Der Rumpf kann mit seiner Muskulatur und der vergleichsweise hohen Masse einen entsprechenden Impuls aufbauen, der durch die beschriebenen Abläufe weitergeleitet wird. Ist aber bereits dieser Teil der Bewegung zu schwach ausgeprägt, setzt sich dieser Schwachpunkt – also der zu geringe Impuls - über die restliche Bewegung hinweg fort. In diesem Fall wird nur ein geringer Teil des maximal generierbaren Impulses auf den Schlagarm übertragen. Das führt zu einem Geschwindigkeitsverlust des Schlagarmes und damit zu einer schwachen und langsameren Schlagbewegung. Eine niedrigere Geschwindigkeit des Schlagarmes hat wiederum eine geringere v_{Ball} zur Folge. Die Versäumnisse bei der Oberkörperverwringung

und bei dem Generieren des Impulses für die Schlagbewegung können im Nachhinein nicht mehr durch andere Teilbewegungen ausgeglichen werden. Diese Teilbewegung sollte daher auch in der Ausbildung bei jungen Sportlern einen hohen Stellenwert einnehmen.

4.10 Arm-Rumpf-Winkel zum Zeitpunkt des Schlages

4.10.1 Bedeutung des Parameters

Die Charakteristik der Armhaltung zum Zeitpunkt des Schlages wird unter anderem durch die Gelenkwinkel der angrenzenden Gelenke wie Schulter und Ellenbogen beschrieben. Gerade die Bewegung im Schultergelenk ist wegen der vielen Freiheitsgrade sehr schwierig zu definieren. Dieses Problems nahmen sich bereits viele Autoren an (u.a. SENK & CHEZE, 2006; WU ET AL., 2005; ROEMER ET AL., 2008). Für viele Bewegungen wurden Methoden entwickelt, mit denen einfachere Bewegungen gut dargestellt werden konnten. Trotz allem führte keine der bisherigen Anstrengungen zu hinreichenden Ergebnissen, um eine so komplexe Bewegung wie die Armbewegung des Volleyballangriffsschlages auf mathematischem Wege sauber beschreiben zu können. Dieses ist durch die verschiedenen Rotationsrichtungen und durch das häufige Durchbrechen der Nullstellen bedingt. Hierbei tritt ein geometrisches Problem in Verbindung mit der Verwendung von Eulerwinkeln auf (in der Literatur „Gimbal Lock“). Bei WIKIPEDIA wird dies wie folgt erklärt:

„Eulerwinkel wie kardanische Aufhängung [(Gimbal)] entsprechen drei nacheinander ausgeführten Drehungen, wobei die Drehachse jeweils von den vorherigen Drehungen mitbestimmt wird. Das Problem entsteht dadurch, dass die Achse der ersten Drehung und die der dritten zusammenfallen können. Dann ist nur noch die Summe aus erstem und drittem Winkel ausschlaggebend, verschiedene Kombinationen ergeben also dieselbe Drehung. Damit fehlt ein Freiheitsgrad, die kardanische Aufhängung kann einer Bewegung in die entsprechende Richtung nicht folgen.“
(WWW.WIKIPEDIA.DE, am 17.3.2010)

Da in der vorliegenden Arbeit keine Schultermodelle verwendet wurden, sondern lediglich auf die 3D-Koordinaten der anatomischen Punkte zurückgegriffen werden konnte, ist eine hinreichende Beschreibung der gesamten Schulterbewegung in diesem Rahmen nicht

möglich. Die vorliegende Arbeit beschränkt sich entsprechend auf die Auswertung der Winkelpositionen zum Zeitpunkt des Ballkontaktes. Dieser Zeitpunkt gibt am besten Aufschluss über die Körperposition während des Schlages und dadurch über eventuelle technische Reserven, die ein Spieler noch ausschöpfen kann. Auch soll die Frage geklärt werden, ob es einen Zusammenhang zwischen einem bestimmtem Arm-Rumpf-Winkel zum Zeitpunkt des Schlages und der Ballgeschwindigkeit gibt. Folgende Zusammenhangshypothesen werden formuliert:

H₀: Es besteht kein Zusammenhang zwischen dem Arm-Rumpf-Winkel und v_{Ball} .

H₁: Es besteht ein Zusammenhang zwischen dem Arm-Rumpf-Winkel und v_{Ball} .

Diese Hypothesen werden im Rahmen dieser Teiluntersuchung überprüft.

4.10.2 Berechnung der Parameter

Die in diesem Abschnitt dargestellten Parameter beschreiben die Armhaltung in Relation zum Rumpf. Dabei wird nicht der dreidimensionale Winkel betrachtet, sondern der Winkel aus der Ebene des Armes. Da es durch die verwendeten SIMI-Daten nicht möglich ist, 3D-Segmente der Arme zu bilden, muss mit den Vektoren gerechnet werden. Um Projektionsfehler zu vermeiden, werden die Ebenen, in denen die Winkel berechnet werden, für jeden Spieler individuell zum Zeitpunkt des Ballkontaktes angepasst. Das erfordert eine aufwendige Berechnung, die im Folgenden an einem Beispiel erläutert werden soll. Vor der Darstellung der Berechnung werden die folgenden Vektoren definiert:

Der Vektor, der die Lage des Oberarmes repräsentiert, wird aus den Koordinaten der rechten Schulter (S_1) und den Koordinaten des rechten Ellenbogens (E) gebildet. Entsprechend wird er in der vorliegenden Arbeit als der Vektor $\overrightarrow{S_1E}$ bezeichnet.

Der Vektor, der die Lage der Schulterachse, also der Strecke zwischen dem rechten und dem linken Schulterpunkt, repräsentiert, wird aus den Koordinaten der rechten Schulter (S_1) und den Koordinaten der linken Schulter (S_2) berechnet. Entsprechend wird er in der folgenden Berechnung als der Vektor $\overrightarrow{S_1S_2}$ bezeichnet.

Der Vektor $\overrightarrow{S_1E}$ repräsentiert den Oberarm.

Der Vektor $\overrightarrow{S_1S_2}$ repräsentiert die Schulterachse.

Zur Berechnung der Winkel zwischen den Vektoren des Rumpfes und des Schlagarmes ist folgende Vorgehensweise notwendig:

Zwischen dem Armvektor $\overrightarrow{S_1E}$ und dem Schultervektor $\overrightarrow{S_1S_2}$ wird die virtuelle Ebene E_1 aufgespannt. Die Vektoren $\overrightarrow{S_1E}$ und $\overrightarrow{S_1S_2}$ werden daher auch als Spannvektoren für die Ebene E_1 bezeichnet (s. Abbildung 31). Mit Hilfe des Kreuzproduktes wird aus den Vektoren $\overrightarrow{S_1E}$ und $\overrightarrow{S_1S_2}$ der Normalvektor 1 ($\overrightarrow{N_1}$) berechnet. Der Normalvektor 1 ($\overrightarrow{N_1}$) steht per definitionem senkrecht auf der virtuellen Ebene E_1 .

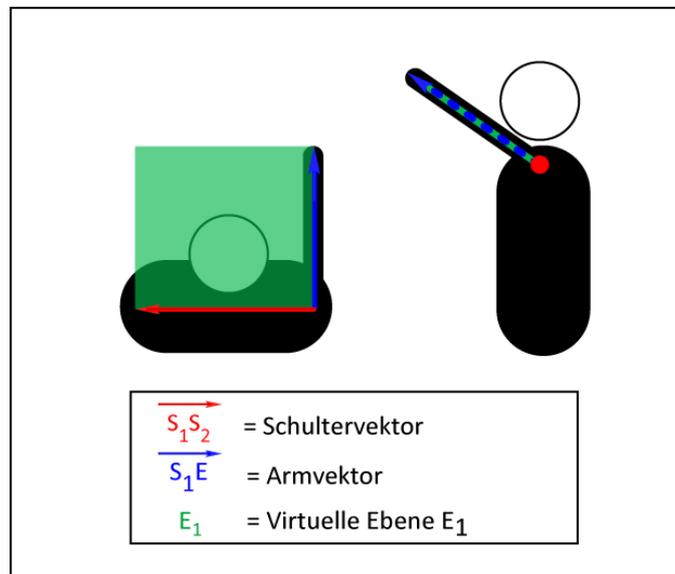


Abbildung 31: Darstellung des Armvektors $\overrightarrow{S_1E}$, des Schultervektors $\overrightarrow{S_1S_2}$ sowie der Ebene E_1 im Raum

Aus dem Normalvektor $\overrightarrow{N_1}$, der senkrecht auf der Ebene E_1 steht, und dem Armvektor $\overrightarrow{S_1E}$ wurde die Ebene E_2 gebildet, in welcher der Schlagarm liegt (s. Abbildung 32). Das Aufspannen der Ebene E_2 war notwendig, weil der Normalvektor $\overrightarrow{N_1}$ senkrecht auf der Ebene E_1 steht, daher eine klare Definition für die Lage der Ebene E_2 im Raum gegeben ist. Ein Vektor aus Schulterpunkt und Hüfte ($\overrightarrow{S_1H_1}$) verändert sich je nach Körperhaltung. Er kann daher von der gesuchten Ebene abweichen. Die Lage der Ebene E_2 , gebildet aus den Spannvektoren $\overrightarrow{S_1E}$ und $\overrightarrow{S_1H_1}$, würde sich entsprechend verschieben. Ein Projektionsfehler in

der folgenden Winkelberechnung wäre demnach nicht auszuschließen. Für die Berechnung eines Winkels in einer Ebene E_2 ist es notwendig, die Ebene mit Hilfe des Normalvektors \vec{N}_1 klar zu definieren (s. Abbildung 32).

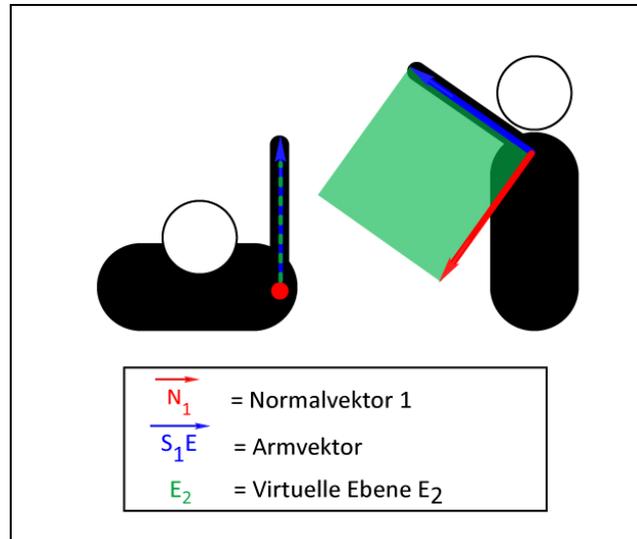


Abbildung 32: Darstellung der Spannvektoren \vec{S}_1E und \vec{N}_1 sowie der virtuellen Ebene E_2 im Raum

Nach der Definition der Ebene E_2 wurde entsprechend der bereits beschriebenen Vorgehensweise der Normalvektor 2 (\vec{N}_2) aus dem Armvektor \vec{S}_1E und dem ersten Normalvektor \vec{N}_1 gebildet. \vec{N}_2 steht per definitionem senkrecht auf der Ebene E_2 . Aus dem Normalvektor 2 (\vec{N}_2) und dem Rumpfvektor \vec{S}_1H_1 wurde der Normalvektor 3 (\vec{N}_3) gebildet. Der Vektor \vec{N}_3 steht per definitionem senkrecht zu der Ebene E_3 , die zwischen den Spannvektoren \vec{N}_2 und \vec{S}_1H_1 aufgespannt wurde (s. Abbildung 33).

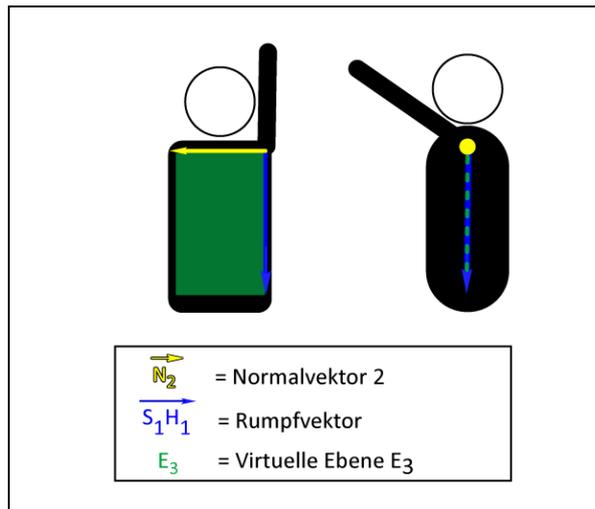


Abbildung 33: Darstellung der Spannvektoren \vec{N}_2 und $\vec{S}_1\vec{H}_1$ sowie der virtuellen Ebene E_3 im Raum

Mit den beschriebenen Rechenschritten wurden folgende Ebenen berechnet:

E_1 aufgespannt zwischen den Vektoren $\vec{S}_1\vec{E}$ und $\vec{S}_1\vec{S}_2$.

E_2 aufgespannt zwischen den Vektoren $\vec{S}_1\vec{E}$ und \vec{N}_1 .

E_3 aufgespannt zwischen den Vektoren \vec{N}_2 und $\vec{S}_1\vec{H}_1$.

Senkrecht zu den Ebenen stehen die zugehörigen Normalvektoren:

\vec{N}_1 steht senkrecht auf der Ebene E_1 .

\vec{N}_2 steht senkrecht auf der Ebene E_2 .

\vec{N}_3 steht senkrecht auf der Ebene E_3 .

Nun wird der Winkel zwischen dem Rumpfvektor $\vec{S}_1\vec{H}_1$ und \vec{N}_1 in der virtuellen Ebene E_2 ($\angle \vec{S}_1\vec{H}_1 \vec{N}_1$) berechnet. Zu dem Winkel $\angle \vec{S}_1\vec{H}_1 \vec{N}_1$ wird der Winkel zwischen dem Armvektor $\vec{S}_1\vec{E}$ und dem Normalvektor \vec{N}_1 ($\angle \vec{S}_1\vec{E} \vec{N}_1$) addiert. Der Winkel $\angle \vec{S}_1\vec{E} \vec{N}_1$ beträgt per definitionem 90° (s. Abbildung 32). Die Summe beider Winkel ($\angle \vec{S}_1\vec{H}_1 \vec{N}_1 + 90^\circ$) in der Ebene E_2 entspricht dem gesuchten Winkel zwischen Arm und Rumpf in der Ebene des Armes (E_2) (s. Abbildung 34).

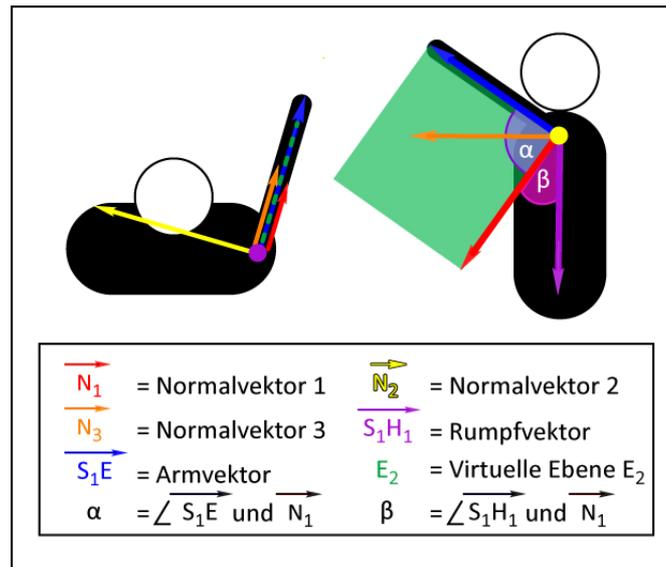


Abbildung 34: Geometrische Darstellung der Bestandteile der einzelnen Winkel. Die Vektoren \vec{N}_1 und \vec{N}_3 liegen in der gleichen Ebene wie $\vec{S}_1\vec{E}$ und die Ebene E_2 . Für die bessere Verständlichkeit sind sie leicht versetzt gezeichnet.

4.10.3 Ergebnisse

Die Berechnung des Winkels zwischen dem Arm und dem Rumpf in Ebene 2 ergab zum Zeitpunkt des Ballkontaktes einen mittleren Winkel von $153,2 \pm 11,1^\circ$. Die Berechnung des Korrelationskoeffizienten zu v_{Ball} ergab $r = 0,16$. Die H_0 -Hypothese wird angenommen. Die H_1 -Hypothese wird verworfen. Es besteht ein Zusammenhang zwischen dem Arm-Rumpf-Winkel und v_{Ball} . Auch zur Treffhöhe konnte kein Zusammenhang hergestellt werden ($r = 0,01$).

4.10.4 Diskussion der Ergebnisse

Wesentlich für die Abschlaghöhe ist der Winkel zwischen Arm und Rumpf in Ebene E_2 . Aus diesem Grunde soll auch dieser Winkel hier vornehmlich betrachtet werden. Es ist nicht verwunderlich, dass die Größe des Winkels zwischen Oberarm und Rumpf (ARW) in der virtuellen Ebene E_2 nicht mit v_{Ball} in Zusammenhang stand. Die Übertragung des Impulses vom Arm auf den Ball ist ortsunabhängig. Die Größe des übertragenen Impulses und die daraus resultierende Ballgeschwindigkeit (v_{Ball}) sind abhängig von der Segmentgeschwindigkeit und der Segmentmasse, nicht aber von einem Gelenkwinkel. Erstaunlich ist hingegen, dass die Treffhöhe ebenfalls unabhängig von der Größe des ARW

war. Dieses kann zum Teil über die Definition des Armvektors erklärt werden. Um den exakten Winkel zwischen Rumpf und Oberarm berechnen zu können, wurde der Armvektor über die Koordinaten von Schulter und Ellenbogen gebildet. Wäre der Armvektor nicht mit den Koordinaten des Ellenbogens, sondern mit den Koordinaten des Handgelenkes gebildet worden, hätte ein Winkel im Ellenbogengelenk zu einer fehlerhaften Veränderung der Werte für den Arm-Rumpf-Winkel (ARW) geführt. Bei dieser Art der Berechnung wurde der Ellenbogenwinkel nicht betrachtet und ein Fehler für den ARW entsprechend ausgeschlossen. Eine Veränderung des Ellenbogenwinkels könnte jedoch die Abschlaghöhe beeinflussen. Aufgrund dieser Tatsache ist es verständlich, dass der in diesem Kapitel berechnete ARW keinen Einfluss auf die Abschlaghöhe zeigte und keinen hinreichend hohen Korrelationskoeffizienten zur Abschlaghöhe aufwies.

4.11 Oberkörperbeugung

4.11.1 Bedeutung der Parameter

Es wurden zwei Varianten für die Haltung des Oberkörpers während des Ballkontaktes erkannt. In der einen Position war der Oberkörper nahezu aufrecht, und die Schulterachse war fast waagrecht. Die andere Technikvariante zeigte eine deutliche seitliche Beugung des Oberkörpers und, bedingt durch diese Beugung, einen großen Winkel zwischen der Schulterachse und der Hüftachse (Abbildung 35). Diese Varianten sind Trainern grundsätzlich bekannt, aber trotzdem in der bisherigen Literatur (u.a. COLEMAN ET AL., 1993; TILP ET AL., 2008; WEISSHOFF, 2002) nicht beschrieben (s. Kapitel 2). Entsprechend ist auch bisher nicht untersucht worden, ob eine der beiden Varianten einen Vorteil gegenüber der anderen Variante erzielte. Das soll in dieser Teiluntersuchung nachgeholt werden. Wie bereits in den vorhergehenden Teiluntersuchungen werden hier nur für ein Parameterpaar, stellvertretend für sämtliche untersuchten Parameter, die statistischen Zusammenhangshypothesen formuliert.

H_0 : Es besteht kein Zusammenhang zwischen der seitlichen Oberkörperbeugung und der Handlungshöhe.

H_1 : Es besteht ein Zusammenhang zwischen der seitlichen Oberkörperbeugung und der Handlungshöhe.

Die genannten Hypothesen werden in dieser Teiluntersuchung neben anderen hier nicht aufgeführten Hypothesen überprüft.

4.11.2 Berechnung der Parameter

Die Oberkörperbeugung wurde als ein Winkel zwischen der transversalen Schulterachse und der transversalen Hüftachse in z-Richtung definiert. Hierbei interessierte vor allem, ob ein großer Winkel, also ein starkes Abbeugen des Oberkörpers aus der Longitudinalachse (s. Abbildung 35), eine höhere Schlaghärte oder eine höhere Handlungshöhe ermöglichte.

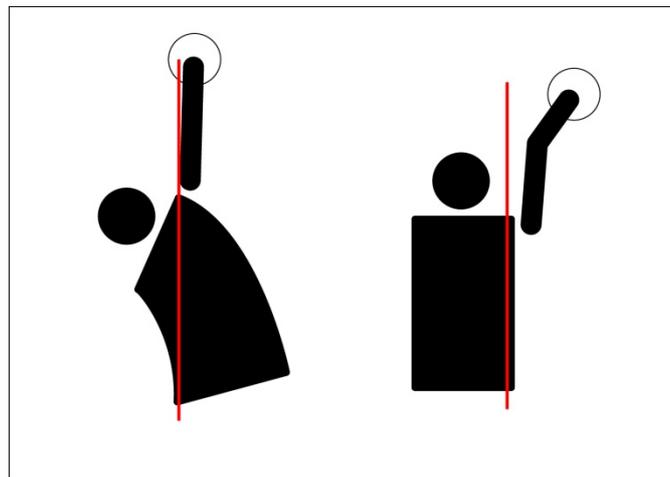


Abbildung 35: Schematische Darstellung unterschiedlicher Techniken bei der Oberkörperbeugung

Die Berechnung des genannten Winkels zwischen der Schulterachse und der Hüftachse (s. Abbildung 35) erfolgte über den in Kapitel 3 beschriebenen Weg des Vierpunkt winkels. Die vier Punkte, die zur Berechnung herangezogen wurden, waren der linke und der rechte Schulterpunkt sowie der linke und der rechte Hüftpunkt. Diese Art der Berechnung ist in Kapitel 3 ausführlich dargestellt.

4.11.3 Ergebnisse

Es konnte kein Effekt dieses Winkels auf die Abschlagshöhe oder v_{Ball} gezeigt werden. Die Korrelation dieses Winkels zu v_{Ball} betrug $r = 0,31$, zur Abschlagshöhe $r = 0,24$. Die H_0 -Hypothese wird bestätigt. Die H_1 -Hypothese wird verworfen. Es besteht kein Zusammenhang zwischen der seitlichen Oberkörperbeugung und der Handlungshöhe.

Auch zu keinem anderen für die vorliegende Arbeit berechneten Parameter konnte eine hinreichende Korrelation berechnet werden.

4.11.4 Diskussion der Ergebnisse

Es sollte in dieser Teiluntersuchung erarbeitet werden, ob eine der beiden Technikvarianten beim Schlag einen Vorteil gegenüber der anderen Technikvariation bietet. Im Rahmen dieser Stichprobe konnte jedoch zu keinem der in der vorliegenden Arbeit berechneten Parameter eine hinreichende Korrelation errechnet werden. Es kann daher angenommen werden, dass es in Bezug auf Abschlaghöhe und auf v_{Ball} keine Rolle spielt, mit welcher Variante der Oberkörperbeugung der Ball geschlagen wird. Einzelfalluntersuchungen ergaben, dass es manchen Spielern möglich war, mit einer großen Oberkörperbeugung eine höhere Handlungshöhe zu erlangen als anderen Spielern mit einer geringeren Oberkörperbeugung. Die intraindividuelle Variation bei den ausgewerteten Angriffsschlägen war dabei jeweils sehr gering (KUHLMANN ET AL., 2008). Dieses lässt die Vermutung zu, dass für den Aspekt der optimalen Reichhöhe jeder Spieler eine individuelle Technik entwickelt, mit der die individuelle maximale Reichhöhe erlangt wird. Eine Aussage, welche der beiden Technikvariationen geeigneter ist und welche mehr Vorteile bietet, soll aufgrund der vorhandenen Datenlage in dieser Studie nicht getroffen werden. In diesem Bereich zeigt sich eindeutig, dass im Spitzensport durch unterschiedliche anthropometrische Gegebenheiten jeder Sportler eine individuelle Technik entwickeln muss, um eine maximale Leistung erbringen zu können. Technikleitbilder sind für den Bereich der Rumpfbeugung nicht hilfreich. In diesem Bereich könnte daher der Ansatz des „Differenziellen Lernens“, der u.a. bei FRANK (2008) beschrieben wurde, eine sinnvolle Ergänzung des Trainings darstellen.

4.12 Differenz zwischen der Abschlaghöhe und der KSP-Höhe während des Abschlages

4.12.1 Bedeutung des Parameters

Bereits 1978 wurde anhand mathematischer Berechnungen gezeigt, dass die Fläche im gegnerischen Feld, in der ein Angreifer einen Ball platzieren kann, größer wird, wenn die Abschlaghöhe ebenfalls größer wird (NEEF & HEUCHERT, 1978).

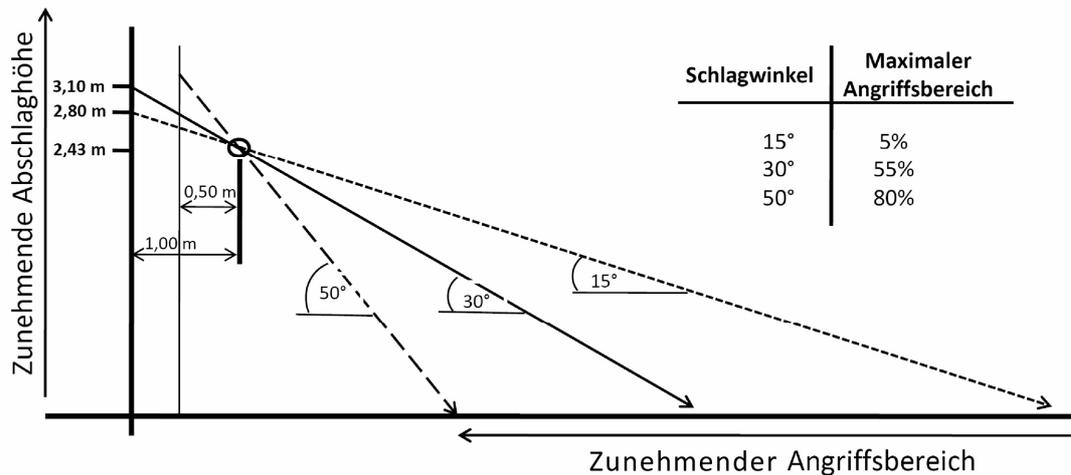


Abbildung 36: Abhängigkeit der Trefferfläche von der Schlaghöhe und vom Netzabstand

Quelle: eigene Darstellung nach: SCHMIDTBLEICHER ET AL. (1990)

Aus diesem Grunde wurde in dieser Teiluntersuchung betrachtet, ob die Spieler der genannten Stichprobe ihre individuell maximale Abschlagshöhe erreichten oder nicht. Die Differenz der Abschlagshöhe zur KSP-Höhe in z-Richtung zum Zeitpunkt des Abschlages ($\Delta h_{\text{KSP-Hand}}$) zeigt, wie stark die Körperposition gestreckt ist. Je größer $\Delta h_{\text{KSP-Hand}}$, desto gestreckter ist die Körperhaltung. Der Ball ist zum Zeitpunkt des Abschlages in z-Richtung weiter vom KSP entfernt. Ist $\Delta h_{\text{KSP-Hand}}$ klein, so ist der Ball näher am KSP und somit die Körperhaltung bei gleicher Körpergröße weniger gestreckt. Der Wert für $\Delta h_{\text{KSP-Hand}}$ kann daher als ein Indikator für die Körperhaltung genutzt werden. In dieser Teiluntersuchung soll neben anderen Parametern auch untersucht werden, ob die Körperhaltung in einem Zusammenhang zu der Höhe des KSP während des Schlages steht. Die Statistischen Zusammenhangshypothesen werden wie folgt formuliert:

H_0 : Es besteht kein Zusammenhang zwischen dem Parameter $\Delta h_{\text{KSP-Hand}}$ und der Höhe des KSP zum Zeitpunkt des Schlages (h_{KSP}).

H_1 : Es besteht ein Zusammenhang zwischen dem Parameter $\Delta h_{\text{KSP-Hand}}$ und der Höhe des KSP zum Zeitpunkt des Schlages (h_{KSP}).

Wie bereits in den vorhergehenden Teiluntersuchungen erwähnt werden noch weitere Parameter überprüft. Die Formulierung der Hypothesen ist exemplarisch, da in diesem

Rahmen nicht für alle Parameter die H_0 -Hypothese und die H_1 -Hypothese formuliert werden kann.

4.12.2 Berechnung der Parameter

Aus den bereits bekannten 3D-Koordinaten wurde zum Zeitpunkt des Abschlages der Abstand des KSP über dem Boden (h_{KSP}) errechnet. Zu gleichem Zeitpunkt wurde auch der Abstand zwischen dem Handgelenk und dem Boden (h_{Hand}) berechnet. Hiernach konnte der Abstand in z-Richtung zwischen KSP und Handgelenk ($\Delta h_{\text{KSP-Hand}}$) berechnet werden. Die genaue Vorgehensweise zur Bestimmung der 3D-Koordinaten und der anschließenden Berechnung der Parameter ist exemplarisch an einigen Variablen in Kapitel 3 beschrieben.

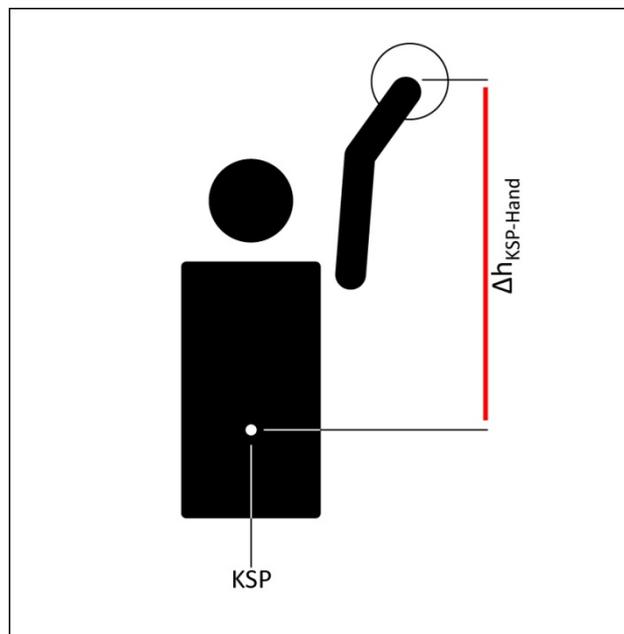


Abbildung 37: Schematische Darstellung der Differenz von Abschlagshöhe und KSP-Höhe ($\Delta h_{\text{KSP-Hand}}$)

4.12.3 Ergebnisse

Die Werte für h_{KSP} , h_{Hand} und die Werte für $\Delta h_{\text{KSP-Hand}}$ sind in Tabelle 17 dargestellt.

Tabelle 17: KSP-Höhe und Abschlaghöhe sowie die Höhendifferenz dieser Parameter zum Zeitpunkt des Abschlages

Proband	h_{Hand}	h_{KSP}	$\Delta h_{\text{KSP-Hand}}$
1	323,6	208,0	115,6
2	313,1	202,2	110,9
3	305,5	196,7	108,8
4	317,7	206,7	111,0
5	310,0	191,1	118,9
6	307,6	188,5	119,1
7	317,4	176,2	141,3
8	317,5	212,4	105,1
9	312,7	201,3	111,5
10	314,9	207,3	107,5
M	314,0	199,0	115,0
S	5,4	11,1	10,3

Eine Korrelation zwischen $\Delta h_{\text{KSP-Hand}}$ und h_{KSP} ergab $r = -0,87$. Die H_0 -Hypothese wird verworfen. Die H_1 -Hypothese wird angenommen. Es besteht ein Zusammenhang zwischen dem Parameter $\Delta h_{\text{KSP-Hand}}$ und der Höhe des KSP zum Zeitpunkt des Schlages (h_{KSP}).

Tabelle 18: Ausgewählte Korrelationskoeffizienten

Parameter	Korrelationskoeffizient
$h_{\text{KSP max}} / h_{\text{Hand}}$	0,37
$h_{\text{KSP max}} / \text{Sprunghöhe}$	-0,19
$\text{Sprunghöhe} / h_{\text{Hand}}$	0,45
$h_{\text{KSP}} / h_{\text{Hand}}$	0,38
$h_{\text{KSP}} / \Delta h_{\text{KSP-Hand}}$	-0,87
$h_{\text{KSP max}} / \Delta h_{\text{KSP-Hand}}$	0,2
$\Delta h_{\text{KSP-Hand}} / v_{\text{Ball}}$	0,43
$\Delta h_{\text{KSP-Hand}} / h_{\text{KSP max}}$	-0,89

Die Überprüfung von $\Delta h_{\text{KSP-Hand}}$ durch eine Berechnung des Korrelationskoeffizienten zur Körpergröße ergab $r = 0,20$. Ein Einfluss der Knie- und Hüftwinkel zum Zeitpunkt des Ballkontaktes auf $\Delta h_{\text{KSP-Hand}}$ konnte weder für den Kniewinkel noch für den Hüftwinkel

gezeigt werden ($r_{\text{Hüfte}} = -0,54$; $r_{\text{Knie}} = 0,39$). Der Wert für den Korrelationskoeffizienten zwischen $\Delta h_{\text{KSP-Hand}}$ und v_{Ball} betrug $r = 0,43$. Die Korrelation zwischen $\Delta h_{\text{KSP-Hand}}$ und $h_{\text{KSP max}}$ wurde mit $r = -0,89$ berechnet. Weitere Korrelationskoeffizienten mit Werten, die größer waren als der für diese Arbeit als kritisch definierte Wert ($r \geq 0,7$; s. Kapitel 3), konnten nicht berechnet werden (Tabelle 18).

4.12.4 Diskussion der Ergebnisse

Ein hoher Wert für den Korrelationskoeffizienten von $\Delta h_{\text{KSP-Hand}}$ mit der Körpergröße konnte nicht nachgewiesen werden. Daher scheint die Körpergröße keinen Einfluss auf diesen Parameter zu haben. Das ist für die weitere Betrachtung der Ergebnisse wichtig, da die auftretenden Effekte nicht durch Unterschiede in der Körpergröße erklärt werden können. Gleiches gilt für die betrachteten Körperwinkel der unteren Extremitäten. Auch hier konnte kein hoher Wert für den Korrelationskoeffizienten errechnet werden. Daher scheint auch die Haltung der unteren Extremitäten keinen Einfluss auf den Parameter $\Delta h_{\text{KSP-Hand}}$ zu haben. Diese Erkenntnis ist wichtig, weil die „Körpergröße“ und die Haltung der unteren Extremitäten für die folgende Betrachtung ausgeschlossen werden können.

Bei der Berechnung der Korrelationen zeigte sich ein hoher negativer Koeffizient für die Korrelation zwischen $\Delta h_{\text{KSP-Hand}}$ und h_{KSP} . Je höher der KSP zum Zeitpunkt des Abschlages war, desto geringer fiel der Wert für $\Delta h_{\text{KSP-Hand}}$ aus. Also war die Körperhaltung weniger gestreckt, wenn der KSP zum Zeitpunkt des Abschlages höher war. Hingegen war die Körperhaltung gestreckter, wenn die KSP-Höhe zum Zeitpunkt des Abschlages geringer war.

Diese Ergebnisse zeigen eine Justierungsmöglichkeit in der Feinkoordination, um niedrigere Sprunghöhen auszugleichen und um den Ball zum richtigen Zeitpunkt zu treffen. Könnte jedoch auch bei hohen Sprunghöhen die Körperhaltung weiter gestreckt werden, könnte hier eine größere Abschlaghöhe erreicht werden. Dass diese Möglichkeit nicht komplett genutzt wurde, beweist die hohe negative Korrelation.

Die KSP-Höhe ist grundsätzlich auch abhängig von der Stellung der unteren Extremitäten. Sind Knie und Hüfte gebeugt, verändern sich die Teilkörperschwerpunkte und somit auch der Gesamt-KSP. Ein Einfluss dieser Winkel zum Zeitpunkt des Abschlages auf $\Delta h_{\text{KSP-Hand}}$ konnte jedoch nicht nachgewiesen werden. $\Delta h_{\text{KSP-Hand}}$ scheint daher auch unabhängig von der

Winkelstellung der unteren Extremitäten. Es kann somit nicht festgestellt werden, dass die Differenz bei Sprüngen mit großer KSP-Höhe geringer ist, weil die gesamte Körperhaltung weniger gestreckt ist. Stattdessen wird angenommen, dass die Spieler an eine gewisse Abschlaghöhe gewöhnt sind und versuchen, in dieser gewohnten Höhe zu schlagen. Wird höher gesprungen, bleiben die Körperwinkel weniger gestreckt; wird nicht so hoch gesprungen, werden die Körperwinkel weiter gestreckt, um die geringere Höhe mit einer gestreckteren Körperposition auszugleichen. Da die analysierten Körperwinkel keinen Einfluss auf v_{Ball} ausüben, muss durch die Streckung in hohen Sprüngen eine größere Abschlaghöhe bei gleicher Schlaghärte erreichbar sein. Dieses könnte eine Möglichkeit sein, um die Effektivität eines Angriffes weiter zu verbessern.

Im vorigen Abschnitt wurde der Zusammenhang von $\Delta h_{\text{KSP-Hand}}$ zur KSP-Höhe während des Schlages erläutert. Im folgenden Abschnitt wird der Zusammenhang von $\Delta h_{\text{KSP-Hand}}$ zur maximalen Sprunghöhe ($h_{\text{KSP max}}$) betrachtet. Da in den seltensten Fällen der Ball im höchsten Punkt der Flugbahn geschlagen wird, unterscheiden sich diese zwei Werte voneinander. Für die Werte $\Delta h_{\text{KSP-Hand}}$ und $h_{\text{KSP max}}$ wurde eine Korrelation von $r = -0,89$ berechnet. Der Wert für $\Delta h_{\text{KSP-Hand}}$ war also größer und folglich die Körperhaltung gestreckter, wenn die Spieler nicht so hoch gesprungen sind. Sind die Spieler aber hoch gesprungen, war die Körperhaltung weniger gestreckt. Wie die Werte für die KSP-Höhe während des Abschlages (h_{KSP}) zeigen also auch die Werte für die maximale KSP-Höhe das gleiche Phänomen. Der Mechanismus des Ausgleichens wird praktiziert, wenn das Timing zum Ball nicht exakt stimmt. Die maximale Abschlaghöhe wird jedoch bei hohen Sprüngen nicht erreicht, weil die Sportler sich nicht so stark strecken wie bei niedrigeren Sprüngen. Durch Training der Koordination in diesem Bereich könnte die individuelle Abschlaghöhe vergrößert werden. Das würde nach NEEF & HEUCHERT (1978) die mögliche Trefffläche im gegnerischen Feld erhöhen und dadurch wiederum die Chance auf einen erfolgreichen Angriff steigern.

4.13 Bewertung der übergreifenden Arbeitshypothesen und Nutzen

Die Kapitel 4.1 bis 4.12 haben sich dezidiert mit verschiedenen kinematischen Parametern des Angriffsschlages beschäftigt. Es konnten viele Parameter identifiziert werden, die einen Einfluss auf die Sprunghöhe und die Schlaghärte haben. Diese Parameter sind mit den

beschriebenen und in der vorliegenden Studie angewandten Methoden zu erfassen. Zu Beginn dieser Arbeit wurde die übergreifende Arbeitshypothese wie folgt formuliert:

H₁: Es ist möglich Bewegungsparameter zu finden, die mit den leistungslimitierenden Parametern „Handlungshöhe“ und „Schlaghärte“ zusammenhängen.

Die Teiluntersuchungen, die in Kapitel 4.1 bis 4.12 dargestellt wurden, zeigten, dass es möglich ist, Bewegungsparameter zu finden, die mit den leistungslimitierenden Parametern „Handlungshöhe“ und „Schlaghärte“ zusammenhängen. Aus diesem Grund kann die übergreifende Arbeitshypothese H₁ bestätigt werden. Die übergreifende Arbeitshypothese H₀ wird verworfen.

Die beschriebenen Parameter sind auch im Labor darstellbar. In der Zukunft sollte mit Hilfe der Erkenntnisse aus der vorliegenden Arbeit versucht werden, einen Messplatz im Labor zu entwickeln, um eine schnellere Bewegungsanalyse für die Technikdiagnostik zu ermöglichen. Als Grundlage dafür können die hier beschriebenen Parameter dienen. Im Anschluss kann die Wettkampfbewegung mit einer Laborbewegung des selben Spielers verglichen werden, um Unterschiede herauszuarbeiten und ein Bewertungssystem für die Laborbewegung entwickeln zu können. Im Labor können die gefundenen Parameter um weitere kinetische Parameter, wie Bodenreaktionskräfte, ergänzt werden. Sind diese Schritte abgeschlossen, kann eine schnelle und effiziente Bewegungsanalyse und eine Technikdiagnostik durchgeführt werden, deren Ergebnisse nutzbringend in die Ausbildung von Nachwuchssportlern einfließen können.

5 Zusammenfassung und Ausblick

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, einen Fundus an biomechanischen Erkenntnissen über den Volleyballangriffsschlag zu schaffen. Es sollte untersucht werden, welche Parameter einen Einfluss auf die Leistungsfähigkeit beim Volleyballangriffsschlag haben. Mit Hilfe dieser Erkenntnisse kann dann ein gezieltes Training stattfinden. Speziell im Nachwuchsbereich können die in der vorliegenden Studie erarbeiteten Erkenntnisse umgesetzt werden und zu einer besseren Leistung der zukünftigen Angriffsspieler führen. Weiterhin dienen die Erkenntnisse dieser Arbeit dazu, einen Messplatz zur Technikdiagnostik zu entwickeln, der leistungsrelevante Parameter erfassen, schnell auswerten und darstellen kann.

Die komplexe Bewegung des Angriffsschlages machte es erforderlich, verschiedene Bewegungsparameter in verschiedenen Teiluntersuchungen einzeln zu betrachten. Im Rahmen dieser Arbeit wurde eine große Zahl unterschiedlicher Bewegungsparameter berechnet. Insgesamt wurden über 200 verschiedene Parameter berechnet, die sich teilweise ähnelten, teilweise aber auch komplett unterschiedlich von einander waren. Aufgrund der Vielzahl der berechneten und ausgewerteten Parameter war es im Rahmen der vorliegenden Arbeit nicht möglich, alle Parameter darzustellen oder jedem von ihnen einen einzelnen Absatz oder ein eigenes Kapitel zu widmen. Daher fand für die Darstellung eine Vorauswahl statt:

Verschiedene Autoren wiesen bereits darauf hin, dass die leistungsbestimmenden Faktoren des Angriffsschlages die Sprunghöhe und die Schlaghärte seien (z.B. NEEF & HEUCHERT, 1978). Es wurde daher bei der Darstellung der Parameter darauf geachtet, dass zunächst nur Parameter zur Darstellung ausgewählt wurden, die mit einem Korrelationskoeffizienten von $r \geq 0,7$ zur Sprunghöhe oder zur Schlaghärte, also der Ballgeschwindigkeit nach dem Schlag, korrelierten. Dieser Wert ($r \geq 0,7$) wurde gewählt, da ungefähr ab diesem Wert gilt: $r^2 \geq 0,5$. Das bedeutet, dass ca. 50% der Varianz der Kriteriumsvariable aus der entsprechenden Prädiktorvariable erklärt werden können. Zusätzlich wurden Parameter dargestellt, die aufgrund der Literaturrecherche oder aufgrund weiterer theoretischer Überlegungen einen großen Einfluss auf die Leistung bei einem Angriffsschlag haben könnten. In den folgenden

Absätzen sollen die wichtigsten Erkenntnisse zu den einzelnen Parametern noch einmal kurz dargestellt werden.

5.1 Einfluss der Ausholbewegung der Arme auf die Gesamtbewegung

Die Ausholbewegung der Arme hat die Funktion, die Beschleunigung des KSP zu unterstützen. Verschiedene Studien (u.a. FELTNER ET AL., 1999; HARMAN ET AL.; 1990, LEES & BARTON; 1996) haben gezeigt, dass ein spezielles Bewegungsziel, z.B. die Weite eines Sprunges oder die Höhe eines Sprunges, positiv durch eine geeignete Ausholbewegung der Arme beeinflusst werden können. Hierfür muss jedoch eine optimale Koordination der Bewegungsausführung gegeben sein. Finden beispielsweise die unteren Umkehrpunkte der Raumbahnen des KSP und des Teilkörperschwerpunktes der Arme nicht gleichzeitig statt, so beeinflussen sich die Teilimpulse von KSP und Teilkörperschwerpunkt negativ. Die Sprunghöhe erreicht nicht das mögliche Optimum (LUTHANEN & KOMI, 1978; ASHBY & HEEGAARD, 2002; HARA ET AL., 2006; HSIEH & HEISE, 2008). Um den Einfluss der Ausholbewegung auf andere in der vorliegenden Arbeit diskutierte Parameter abschätzen zu können, wurden die Ausholbewegungen aller Probanden miteinander verglichen.

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung zeigen, dass die Ausholbewegungen der Arme aller Probanden sehr ähnlich abliefen. Es kann daher davon ausgegangen werden, dass Einflüsse auf die Sprunghöhe, die im späteren Verlauf der vorliegenden Arbeit diskutiert wurden, nicht auf die Ausholbewegung der Arme zurückzuführen sind.

Die unteren Umkehrpunkte von KSP und Teilkörperschwerpunkt der Arme liegen zeitlich so nah beieinander, dass auch im Hinblick auf die zeitliche Auflösung der Messsysteme keine Zeitdifferenz zwischen den beiden Ereignissen festgestellt werden konnte, die eine Relevanz für die Praxis besitzt. In diesem Bereich kann also kaum noch eine Verbesserung erfolgen.

Das plötzliche Fixieren des Schultergelenkes am Ende der Ausholbewegung (Blockieren) kann zur Übertragung des Impulses der Arme auf den KSP genutzt werden, um die Sprunghöhe zu vergrößern. Hierfür muss dieses Blockieren aber noch zu einem Zeitpunkt stattfinden, zu dem der Sportler noch Kontakt zum Boden hat. Aufgrund physikalischer Gesetzmäßigkeiten kann die Flugbahn des KSP nach Verlassen des Bodens durch den Sportler selbst nicht mehr beeinflusst werden. Alle Bewegungen, die einen Einfluss auf die Flugbahn des KSP ausüben

sollen, müssen zu einem Zeitpunkt durchgeführt werden, zu dem noch Kontakt zu einer Unterstützungsfläche – in diesem Fall dem Hallenboden – besteht. Ist dieses nicht der Fall, kann nur noch die Rotation des Körpers beeinflusst werden, nicht jedoch die Flugbahn.

Nahezu alle Probanden, die in der vorliegenden Studie untersucht wurden, führten das Blockieren der Arme allerdings nicht zu einem Zeitpunkt aus, zu dem noch Bodenkontakt bestand, sondern erst in der Flugphase. Für sich betrachtet, bedeutet das, dass die Unterstützung der Armbewegung zur Optimierung der Sprunghöhe nicht optimal verlief. Das Blockieren der Arme hätte hierfür zu einem früheren Zeitpunkt ausgeführt werden müssen. Allerdings kann zum einen die Rotation und damit die Lage des Oberkörpers in der Luft durch einen späteren Armblock beeinflusst werden, zum anderen kann diese Art der Bewegung helfen, das Gleichgewicht zu halten oder wieder herzustellen.

In der vorliegenden Studie wurde von allen Probanden ein rückwärtsgerichteter Impuls für eine Rotation des Oberkörpers erzeugt. Hierdurch konnte entweder eine bestehende Vorwärtsrotation verlangsamt oder gestoppt werden oder tatsächlich eine leichte Rückwärtsrotation initiiert werden. Durch diese Bewegung ist es den Sportlern möglich, eine aufrechtere Rumpfposition in der Flugphase zu erreichen. Eine solche Position hilft dem eigentlichen Bewegungsziel, eine möglichst hohe Handlungshöhe zu erreichen. Allerdings muss dann auf die genannten Vorteile für die Beeinflussung im Sinne einer Erhöhung der Flugbahn des KSP verzichtet werden. Welche der beiden Varianten für das Ziel einer möglichst großen Handlungshöhe die geeignetere ist, konnte aufgrund der Ähnlichkeit der Armbewegung aller Probanden in dieser Untersuchung nicht geklärt werden. Im Rahmen einer zukünftigen Untersuchung wäre es lohnend, die Vor- und Nachteile der beiden Varianten zu quantifizieren und gegeneinander abzuwägen.

5.2 Sprunghöhe und Treffzeitpunkt

Wird der Ball nicht im höchstmöglichen Punkt geschlagen, verringert sich die Chance auf einen Punktgewinn (NEEF & HEUCHERT, 1978). Aus diesem Grunde wurde untersucht, ob sich bereits in diesem Punkt Leistungsreserven verbergen. Wird der Ball vor oder nach dem höchsten Punkt des KSP in der Flugphase geschlagen, kann an der Koordination zwischen dem höchsten Punkt des Sprunges und dem Schlagen des Balles gearbeitet werden. Dieser Zusammenhang ist offensichtlich und wäre im Training leicht zu optimieren. Aus diesem

Grunde wurde die Koordination zwischen dem höchsten Punkt des Sprunges und dem Schlagen des Balles als erstes in dieser Studiereihe untersucht.

In Bezug auf das zeitliche Verhältnis von maximaler KSP-Höhe in der Flugphase und dem Treffzeitpunkt des Balles konnte jedoch kaum eine Abweichung für die verwendete Stichprobe festgestellt werden. Das bedeutet, dass die analysierten Spieler den Ball nahezu im höchsten Punkt des Sprunges trafen. Aus diesem Grunde ist es bei Athleten auf diesem hohen technischen Niveau nicht lohnend, am Timing des Abschlages in der Luft zu arbeiten. Es mussten andere Optimierungsmöglichkeiten gefunden werden. Entsprechend wurden weitere mögliche Parameter in der vorliegenden Untersuchung ausgewertet. Trotz der Suche nach weiteren Optimierungsmöglichkeiten ist der richtige Zeitpunkt des Abschlages während des Sprunges ein wichtiger Faktor für das Nachwuchstraining. Die Leistungen der in dieser Studie untersuchten Sportler zeigen jedoch auch, dass dieser Bereich in der Ausbildung der Sportler berücksichtigt wird.

5.3 Anlaufwinkel zum Netz

Der Winkel, in dem ein Angriffsspieler anläuft, ist leicht mit dem Auge zu erfassen. Sollte es Abhängigkeiten der Bewegungsausführung zu dem Anlaufwinkel geben, so könnten diese Erkenntnisse sehr gut verwendet werden, um einen gegnerischen Angriff besser zu lesen, also berechenbarer zu machen. Im Rahmen der vorliegenden Untersuchung konnten zu keinem der berechneten Bewegungsparameter Zusammenhänge mit dem Anlaufwinkel festgestellt werden. Es wurde jedoch davon ausgegangen, dass Athleten der in dieser Studie untersuchten Leistungsklasse ein hohes Maß an Variabilität besitzen. Aus diesem Grunde war a priori nicht zu erwarten, dass Abhängigkeiten der Bewegungsausführung zum Anlaufwinkel bestehen. Das Ergebnis stimmt mit der Erwartung, keine Zusammenhänge zu finden, klar überein.

5.4 KSP-Absenkgeschwindigkeit und Kniewinkel im Stemmschritt

Das Zusammenspiel von Kniewinkel, vom Verlauf der KSP-Bahn in z-Richtung und von der Bewegungsgeschwindigkeit kennzeichnet die Ausgangsbedingungen und die Ausführung des Stemmschrittes für den Absprung beim Angriffsschlag. Für die Speicherung und die Utilisation der elastischen Energie im Muskel ist u.a. die Bewegungsgeschwindigkeit von

Bedeutung. Durch eine optimale Vordehnung vor der konzentrischen Phase kann die Kraftleistung eines Muskels vergrößert werden (KOMI, 1985). Die Absenkgeschwindigkeit des KSP und der Kniewinkel im Stemmschritt sind äußerlich sichtbare Parameter, mit deren Hilfe dieses Phänomen für den Volleyballangriffsschlag näher betrachtet wurde. Aufgrund der Konzeption der vorliegenden Studie als Wettkampfanalyse konnten keine Messsysteme verwendet werden, die an den Probanden befestigt werden. Auch konnten im Wettkampf keine Messgeräte verwendet werden, mit denen die Kinetik der Bewegungen aufgezeichnet werden konnte. Daher musste auf die äußeren Bewegungsparameter zurückgegriffen werden.

Es konnte gezeigt werden, dass die vertikale aufwärtsgerichtete Geschwindigkeit des KSP beim Absprung und die Sprunghöhe größer waren, wenn auch die dazugehörige Absenkgeschwindigkeit des KSP größer war. Ebenfalls war die Sprunghöhe größer, wenn die maximale Absenkgeschwindigkeit des KSP kürzer vor dem letzten Zeitpunkt mit Bodenkontakt lag, als wenn ein größeres Zeitintervall zwischen dem Verlassen des Bodens und der maximalen Absenkgeschwindigkeit des KSP lag. Ursache für diesen Effekt kann das elastische Verhalten des Muskels und die Speicherung elastischer Energie des Muskels sein, wie es u.a. bereits von NICOLS (1973), STIENEN ET AL. (1978) und KOMI (1985) beschrieben wurde. Je länger das Zeitintervall dauert, desto weniger Bindungen zwischen Aktin und Myosin können erhalten bleiben und desto weniger Energie bleibt im Muskel gespeichert. Auch durch das Titin wird eine Federwirkung erzielt. Das Titin sorgt dafür, dass sich der Muskel nach der Dehnung wieder auf seine Ausgangslänge verkürzt, ohne das Filamentgleiten zu behindern (LINKE ET AL., 1996). Durch dieses Zusammenspiel von Aktin, Myosin und Titin kann das Kraftpotential des Muskels kurzfristig erhöht und dadurch die eigentliche Sprungbewegung durch die Utilisation der gespeicherten elastischen Energie unterstützt werden. Wie bereits beschrieben, nimmt jedoch die mögliche Erhöhung des muskulären Kraftpotentials mit der Zeit durch das Lösen der Querbrückenbindungen zwischen Aktin und Myosin ab. Daher ist es wichtig, dass das Zeitintervall zwischen der Ausholbewegung und der kontraktiven Phase von den Athleten möglichst gering gewählt wird. So schreiben auch HAAS & WEINECK (1999), dass der schnelle Wechsel zwischen exzentrischer und konzentrischer Muskelarbeit einer der bestimmenden Faktoren im Hallenvolleyball ist. Je dichter also die maximale Geschwindigkeit in der Ausholbewegung an dem Zeitpunkt des Absprunghes liegt, desto besser kann dieser Effekt genutzt werden.

Verstreicht viel Zeit zwischen der Ausholbewegung und dem Absprung, oder wird dieser Teil des Absprunges generell sehr langsam ausgeführt, dissipiert die elastische Energie und kann zur Erhöhung der Sprunghöhe nicht mehr in vollem Umfang herangezogen werden.

5.5 Closing Time, Bodenkontaktzeiten und KSP-Hubhöhe

Über die Closing Time, also das Zeitintervall zwischen den Fußaufsätzen der beiden Beine im Stemmschritt, und die Bodenkontaktzeit im Stemmschritt können Rückschlüsse auf die technische Variation, die Geschwindigkeit des Bewegungsablaufes im Allgemeinen, über die Art des Dehnungs-Verkürzungszykluses und über die Art und die Funktionsweise der Kraftentfaltung gezogen werden. Einige dieser Parameter sind in früheren Studien bereits besprochen worden (COUTTS, 1982; HAAS & WEINECK, 1999). Jedoch haben sich seitdem Veränderungen in der technischen Ausführung und im Spieltempo ergeben, so dass diese Parameter auch in der vorliegenden Studie noch einmal betrachtet wurden. So betrug die durchschnittliche gesamte Bodenkontaktzeit aller Probanden aus der vorliegenden Studie nur noch etwa 82% der Bodenkontaktzeit, die von COUTTS (1982) gemessen wurde. Dieses belegt die allgemeine Tempozunahme im Volleyball.

Die Hubhöhe des KSP im Stemmschritt wurde hingegen in früheren Studien noch nie betrachtet. Indirekt ist die KSP-Hubhöhe jedoch ein Indikator für die Beugung von Knie- und Hüftgelenken und dadurch wiederum ein indirektes Anzeichen für die Vorspannung der involvierten Muskulatur.

Es zeigte sich, dass eine lange Closing Time positiv mit einer langen Bodenkontaktzeit korreliert. Dieses ist auf die Bewegungsgeschwindigkeit zurückzuführen. Beide Zeitintervalle verlängern sich bei langsamerer Bewegungsgeschwindigkeit und verkürzen sich bei einer Zunahme der Bewegungsgeschwindigkeit. Die physikalische Gesetzmäßigkeit, dass sich die Sprungleistung erhöht, wenn ein kürzerer Impuls bei gleichzeitig höherer Kraftspitze wirkt (LINK & LAMES, 2006), konnte anhand der vorliegenden Daten nicht eindeutig nachgewiesen werden. Es müssen noch weitere Komponenten eine Rolle für die Sprunghöhe spielen. Zu nennen sind hier u.a. die Muskelaktivität und die aufgewendete Kraft für den Absprung, die in der vorliegenden Untersuchung aufgrund ihrer speziellen Konzeption nicht ermittelt werden konnten. Die Effekte des KSP-Hubes wurden ebenfalls durch andere Effekte, die nicht gemessen werden konnten, wie z.B. die Kraftleistung beim Absprung, überlagert.

Daher soll auch zu den Ergebnissen des KSP-Hubes in dieser Studie keine abschließende Aussage erfolgen. In zukünftigen Studien sollte dieser Effekt mit Messinstrumenten, wie z.B. Kraftmessplatten, überprüft werden, mit denen auch kinetische Parameter dargestellt werden können. Dann kann eine detaillierte Aussage zu den beschriebenen Parametern in Verbindung mit kinetischen Daten erfolgen. Dies wäre ein möglicher Schritt, um weitere Erkenntnisse im Bereich des Angriffsschlages im Volleyball zu erlangen.

In der vorliegenden Untersuchung zeigte sich, dass die Probanden mit dem linken und dem rechten Bein unterschiedliche Bewegungsarten für den Absprung durchführten. Die Probanden führten im Stemmschritt für den Absprung mit dem Stemmbein einen langen Dehnungsverkürzungszyklus aus, wohingegen sie mit dem Beistellbein einen kurzen Dehnungsverkürzungszyklus durchführten. Nach SCHMIDTBLEICHER ET AL. (1990) kann sowohl mit kurzem als auch mit langem Dehnungsverkürzungszyklus eine maximale Erhöhung des KSP erreicht werden, bei einem Mischtyp aus beiden Varianten jedoch nicht. Allerdings gehen die Autoren davon aus, dass ein symmetrischer Sprung durchgeführt wird, bei dem beide Beine die gleiche Bewegungsaufgabe haben. Hingegen sind bei der gezeigten Bewegungsausführung des Volleyballangriffsschlages beide Beine für unterschiedliche Funktionen verantwortlich. Das Stemmbein ist für die aktive vertikale Beschleunigung des KSP verantwortlich, während das Beistellbein hauptsächlich für die Umlenkung der horizontalen Geschwindigkeit des KSP in die vertikale Richtung verwendet wird. Daher kann in diesem speziellen Fall auch ein Mischtyp verwendet werden.

5.6 Fußaufsatztechnik

Beim Absprung zeigten sich verschiedene Techniken bezüglich des Fußaufsatzes. Eine der zwei Gruppen von Probanden zeigte einen nahezu parallelen Fußaufsatz, während die andere Gruppe im Stemmschritt einen relativ starken Winkel der Fußachsen zueinander zeigte. Jedoch konnte für keine der beiden Varianten in Bezug auf die Sprunghöhe ein Vorteil gegenüber der anderen Variante herausgearbeitet werden. Bei genauerer Betrachtung der einzelnen Fußtechniken zeigte sich jedoch bei der Winkeltechnik ein großer Zusammenhang zwischen der Sprunghöhe und der Anlaufgeschwindigkeit. Je schneller die Spieler mit der Winkeltechnik liefen, desto höher sprangen sie. Das Beistellbein wurde zum Umlenken der Bewegungsrichtung aus der Horizontalen in die Vertikale genutzt. Bei der Paralleltechnik

konnte dieser Zusammenhang nicht gezeigt werden. Hier war die Sprunghöhe weniger von der Anlaufgeschwindigkeit abhängig. Das Beistellbein wurde nicht so sehr für die beschriebene Umlenkung der Bewegungsrichtung genutzt, sondern stärker als zusätzlicher Antrieb. Das Beistellbein unterstützte in diesem Fall das Stemmbein bei der Beschleunigung des KSP in vertikaler Richtung. Da die Paralleltechnik nicht so stark von der Anlaufgeschwindigkeit abhängig zu sein scheint, ist sie im Wettkampf flexibler einsetzbar. Die Anlaufgestaltung kann folglich mit der Paralleltechnik besser variiert werden. Dieses könnte aber mit einem höheren Kraftaufwand bei der Paralleltechnik verbunden sein und daher schneller zur Ermüdung führen. In zukünftigen Studien sollten die kinematischen Größen zusammen mit kinetischen Größen untersucht werden. Weiterhin sollten auch die konditionellen Fähigkeiten der Probanden in diese zukünftigen Untersuchungen einfließen, um bessere Aussagen über den Kraftaufwand und die eventuelle schnellere Ermüdung bei der Ausübung der einen Technik im Vergleich zur anderen Technik treffen zu können. Dieses könnte neue Erkenntnisse über die Eignung der unterschiedlichen Techniken liefern.

5.7 Winkelgeschwindigkeiten der Gelenkwinkel der unteren Extremitäten beim Absprung

Um eine maximale Sprunghöhe zu erreichen, ist es notwendig, das Zusammenspiel der einzelnen Segmente der unteren Extremitäten richtig zu koordinieren. In der Stichprobe der vorliegenden Studie wurden in Bezug auf die maximalen Gelenkwinkel von Hüftgelenk, Kniegelenk und Sprunggelenk zwei Bewegungsmuster erkannt. Der eine Teil der Probanden verwendete eine zeitliche Abfolge der maximalen Winkelgeschwindigkeiten der genannten Gelenke von proximal nach distal, während die andere Gruppe ein gleichzeitiges Auftreten der maximalen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten nutzte. Es zeigte sich, dass die gleichzeitige Abfolge zu einer höheren Sprunghöhe führte. Dies ist physikalisch in der Addition der Geschwindigkeiten und der damit verbundenen Impulserhöhung zu erklären. Bei einer zeitlichen Abfolge der maximalen Winkelgeschwindigkeiten werden die Geschwindigkeitsmaxima nicht komplett addiert, es kommt somit nicht zu einer maximalen Ausprägung der vertikalen Geschwindigkeit des KSP und entsprechend nicht zur individuell möglichen maximalen Sprunghöhe. Der Peitscheneffekt, der bei den oberen Extremitäten zu einer Erhöhung der Geschwindigkeit führt, kann in diesem Fall nicht genutzt werden, weil sich die Segmente nicht verjüngen, sondern die Segmentmasse von Segment zu Segment

zunimmt. Weiterhin wird die Bewegung in einer geschlossenen kinematischen Kette ausgeführt, was ebenfalls zur Verhinderung des Peitscheneffektes führt.

Es wurde ermittelt, dass der Zeitpunkt des Balltreffens nahezu optimal in der Luft koordiniert wurde. Aber nur bei einigen Probanden zeigte sich eine gute zeitliche Abfolge der Teilimpulse. Es kann also vorsichtig vermutet werden, dass in der untersuchten Leistungsklasse größerer Wert auf das Training der Sprungtechnik gelegt werden könnte, um eine größere Handlungshöhe im Volleyball zu erreichen. Hierdurch kann eine erhöhte Absprunggeschwindigkeit in vertikaler Richtung erreicht und die Sprunghöhe verbessert werden, was sich positiv auf den Wettkampferfolg auswirken könnte. Nachfolgende Studien sollten sich mit dem Effekt beschäftigen, die ein entsprechendes Training erzielen kann, um die individuelle Sprungleistung zu verbessern, indem die Koordination im Absprung verändert wird.

Diese Erkenntnisse sind auch für die Ausbildung der Nachwuchssportler von Bedeutung. Jedoch sind diese Parameter mit bloßem Auge fast nicht erkennbar. Aus diesem Grunde sollte für die Nachwuchsschulung auf einen entsprechenden Messplatz zurückgegriffen werden, mit dem derartige Parameter in kurzer Zeit darstellbar sind.

5.8 Verteilung der Teilimpulse zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes

Eine Analyse der einzelnen Anteile der Teilimpulse der einzelnen Körpersegmente am Gesamtimpuls zum Zeitpunkt des Absprunges wurde bereits von KOLLATH (1996) durchgeführt. Jedoch hat KOLLATH (1996) dieses nur auf der Basis einer zweidimensionalen Analyse für eine Körperhälfte in einer Einzelfallstudie bei einem Blocksprung untersucht. In der vorliegenden Studie wurden die ersten Schritte von KOLLATH (1996) um die Analyse aller Körpersegmente im dreidimensionalen Raum erweitert. Weiterhin wurde die Zahl der Probanden vervielfacht. Dieses erlaubt genauere Rückschlüsse auf die Gesamtbewegung des Volleyballangriffsschlages.

Es zeigte sich, dass zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes beim Absprung der Teilimpuls des Rumpfes kleiner ist als sein relativer Massenanteil. Für die Teilimpulse der Beine zeigte sich, dass der rechte Oberschenkel, der rechte Unterschenkel und der rechte Fuß einen größeren und positiven relativen Impulsanteil haben als der linke Oberschenkel, der linke

Unterschenkel und der linke Fuß, die einen negativen relativen Impulsanteil erzeugen. Der linke Oberarm, der linke Unterarm und die linke Hand weisen einen positiven relativen Teilimpuls auf, während für die Segmente des rechten Armes ein negativer relativer Teilimpuls berechnet wurde. Dieses ist auf die unterschiedlichen Geschwindigkeiten der Segmente zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes zurückzuführen. Ein Segment mit einer höheren Geschwindigkeit erzielt bei dieser Art der Betrachtung einen größeren Teilimpuls als ein Segment mit geringerer Geschwindigkeit und gleicher Masse.

Diese Analyse verdeutlicht, dass die Arme aufgrund ihrer starken Aufwärtsbewegung im Verhältnis zur Gesamtmasse einen überproportionalen Anteil am Gesamtimpuls beitrugen. Hingegen war der relative Teilimpuls der Beine geringer als deren Teilkörpermasse. Diese Ergebnisse ähneln denen von KOLLATH (1996). Jedoch hat KOLLATH (1996) beide Körperhälften durch die 2D-Darstellung zusammenfassen müssen und nur eine Körperhälfte betrachten können. Die dreidimensionale Analyse in der vorliegenden Arbeit ermöglichte eine differenziertere Beurteilung des Anteiles einzelner Körperteile an der Gesamtbewegung.

5.9 Impulsübertragung vom Oberkörper auf den Ball während der Schlagphase

Die Koordination der Körpersegmente des Schlagarmes hat zum Ziel, einen möglichst großen Impuls zu generieren und auf den Ball zu übertragen, um die Ballgeschwindigkeit zu maximieren. Jedoch stellt sich hier das Phänomen der Impulsübertragung vom Körper auf die Hand anders dar als bei der Beschleunigung des KSP in vertikaler Richtung durch die Segmente der unteren Extremitäten. Der Impuls wird durch eine Verwindung des Oberkörpers erzeugt. Der bei der Entwindung entstehende Impuls wird auf den Arm und später auf die Hand übertragen. Aufgrund der Reduktion der Segmentmasse von den proximalen Segmenten zu den distalen Segmenten erhöht sich bei einer Übertragung des Impulses vom Oberkörper auf den Schlagarm die Geschwindigkeit des Oberarmes. Entsprechend verhält es sich auch bei der Übertragung des Impulses vom Oberarm auf den Unterarm und vom Unterarm auf die Hand. Der sogenannte Peitscheneffekt sorgt durch die Abnahme der Segmentmasse für eine Zunahme der Geschwindigkeit des distalen Segmentes. Die maximale Geschwindigkeit der Segmente kann entsprechend nicht gleichzeitig erfolgen. Es sollte jedoch darauf geachtet werden, dass die

Geschwindigkeitsmaxima der Gelenkwinkel sowie die Geschwindigkeitsmaxima der Segmente zeitlich möglichst nah beieinander liegen. Diese Beschleunigung sollte muskulär unterstützt werden, um eine maximale Bewegungsgeschwindigkeit der Hand zu erzielen. Bei grobkoordinativen Muskelpartien ist ein größerer Fehler zu erwarten als bei Muskeln mit feinerer neuraler Ansteuerung. Um diesen möglichen Fehler auszugleichen und sicherzustellen, dass in diesem Bereich keine Koordination von distal nach proximal erfolgt, erscheint es ratsam, die Muskeln mit einer schlechteren neuralen Ansteuerung und damit einer schlechteren Fähigkeit zur Feinkoordination, wie z.B. die Rumpfmuskulatur, früher zu aktivieren.

Die Abfolge der genannten Geschwindigkeitsmaxima sollte von proximal nach distal mit geringen zeitlichen Abständen erfolgen. Es darf jedoch keine Reihenfolge von distal nach proximal erzeugt werden, weil dann die Impulsübertragung vom Rumpf auf die Hand nicht mehr gewährleistet ist.

5.10 Armrumpfwinkel beim Schlag

Für die Abschlaghöhe ist der richtige Winkel zwischen Rumpf und Oberarm mitentscheidend. Ist der Winkel gestreckt, kann der Ball in größerer Höhe geschlagen werden, als wenn der Winkel stärker gebeugt ist. Ein Einfluss des Winkels in dem Rahmen des in dieser Studie gemessenen Wertebereiches auf die Ballgeschwindigkeit konnte nicht nachgewiesen werden. Die Ballgeschwindigkeit nach dem Schlag ist abhängig von der Segmentgeschwindigkeit und der Segmentmasse der Hand bzw. des Armes. In diesem Bereich spielt die Geschwindigkeit der Hand eine größere Rolle als der Winkel zwischen Rumpf und Oberarm.

Allerdings konnte in der vorliegenden Studie auch kein Zusammenhang zwischen dem Winkel zwischen Oberarm und Rumpf sowie der Handlungshöhe der Spieler errechnet werden. Hierfür gibt es zwei Gründe. Zum einen wurde der Armvektor über die Koordinaten von Schulter und Ellenbogen gebildet. Hierdurch gehen Informationen über den Ellenbogenwinkel verloren, der ebenfalls einen Einfluss auf die Treffhöhe hat, da er zwischen Schultergelenk und Hand liegt. Wäre hingegen ein Vektor über die Koordinaten des Schultergelenkes und die Koordinaten der Hand gebildet worden, hätte der tatsächliche

Winkel zwischen Oberarm und Rumpf nicht berechnet werden können, da der Ellenbogenwinkel den Wert verfälscht hätte.

Ein weiterer Grund ist die Möglichkeit der Spieler, eine Ausgleichsbewegung des Oberkörpers durchzuführen. Variiert die Lage des Oberkörpers im Raum, so hat dieses einen Einfluss auf die mögliche Abschlaghöhe. Die Beugung des Oberkörpers überlagert daher den Einfluss des Winkels zwischen Rumpf und Oberarm, so dass kein hinreichend hoher Korrelationskoeffizient für die Werte des Winkels zwischen Oberarm und Rumpf und den Werten für die Abschlaghöhe berechnet werden konnte.

5.11 Oberkörperbeugung

Wie im vorhergehenden Abschnitt bereits dargestellt, wurden im Rahmen der vorliegenden Studie zwei unterschiedliche Bewegungsmuster des Oberkörpers beobachtet. Die eine Technik führte zu einer nahezu aufrechten Oberkörperhaltung während des Schlages. In diesem Fall war die Schulterachse fast waagrecht. Die andere Technikvariante führte zu einem starken seitlichen Abbeugen des Oberkörpers. Bedingt durch dieses Verhalten zeigte sich ein großer Winkel zwischen der Schulterachse und der Hüftachse. Es konnten in dieser Studie keine praxisrelevanten Vorteile der einen Technikvariante gegenüber der anderen Technikvariante in Bezug auf die Abschlaghöhe oder die Ballgeschwindigkeit dargestellt werden. Einzelfallanalysen zeigten jedoch, dass die untersuchten Spieler nahezu situationsunabhängig die eine oder andere Technikvariante wählten. Die intraindividuelle Variation der Bewegungskörperausführung war dabei sehr gering (KUHLMANN ET AL., 2008). Auch war zu beobachten, dass manche Spieler mit einer größeren seitlichen Oberkörperbeugung eine größere Abschlaghöhe erreichten als andere Spieler mit einer geringeren Oberkörperbeugung.

Dieses lässt die Vermutung zu, dass für den Aspekt der optimalen Reichhöhe jeder Spieler eine individuelle Technik entwickelt, mit der die individuelle maximale Reichhöhe erlangt wird. Eine Vorgabe, welche der beiden Technikvariationen die geeignetere ist und welche mehr Vorteile bietet, kann aufgrund der vorhandenen Datenlage nicht gegeben werden. Für zukünftige Studien bietet sich in der Untersuchung dieser Technikvarianten ein lohnendes Betätigungsfeld.

5.12 Differenz Abschlaghöhe zu KSP-Höhe

Zuletzt konnte gezeigt werden, dass die Probanden in der Flugphase eine weniger stark gestreckte Körperhaltung einnehmen, wenn sie hoch springen, und eine gestrecktere Körperposition einnehmen, wenn die Sprunghöhe niedriger ist. Das bedeutet, dass bei großen Sprunghöhen ein Teil der möglichen Abschlaghöhe verschenkt wird, weil der Oberkörper nicht gestreckt wird. Dadurch kann sich die mögliche Trefffläche im gegnerischen Feld reduzieren und die Erfolgswahrscheinlichkeit kann herabgesetzt werden. Wenn im Training darauf geachtet wird, dass auch bei großen Sprunghöhen eine gestreckte Körperposition gewahrt wird, so kann die Abschlaghöhe weiter optimiert werden, was zu einer Steigerung der Effektivität des Angriffes führen kann.

5.13 Kritische Betrachtung der Methodik und Ausblick

Die vorgestellte Methode ist geeignet, um Bewegungsanalysen im Wettkampf durchzuführen. Für eine rückwirkungsfreie Ganzkörperbewegungsanalyse während eines Wettkampfes ist die Genauigkeit der vorliegenden Untersuchung sehr gut. Sie liegt oberhalb aller angegebenen Genauigkeiten aller bisher in der internationalen Literatur erschienenen Studien in diesem Themenbereich. Es wurden Angriffsschläge von 10 internationalen Spitzenspielern für diese Studie berücksichtigt. Die Grundgesamtheit aller Spieler auf diesem hohen Niveau mit der spezifischen Charakteristik beträgt 100 bis 120 Spieler weltweit. An dieser Studie nahmen ca. 10% aller Spieler der Grundgesamtheit teil. Wegen der hohen Genauigkeit und des hohen prozentualen Wertes der ausgewerteten Spieler an der Grundgesamtheit ist die Aussagekraft dieser Studie sehr hoch. Weltweit wurde noch keine Studie veröffentlicht, deren Genauigkeit und deren Probandenzahl ein gleich hohes Niveau hat. Lediglich COLEMAN ET AL. (1993) veröffentlichten eine ähnliche Studie, jedoch mit geringerer Genauigkeit. Auch wurden dort die Umgebungsbedingungen nicht standardisiert, was zur Folge hatte, dass einige Effekte nicht eindeutig einer bestimmten Bewegungsausführung zugeordnet werden konnten, wie die Autoren selbst feststellten. Die genannten Autoren verwendeten nur zwei Kameras, die nicht mit der gleichen Geschwindigkeit angesteuert werden konnten. Die Genauigkeit ihrer Studie war niedriger. Aus den genannten Gründen trägt die vorliegende Studie dazu bei, eine Lücke in der internationalen Literatur zu schließen.

Die in der vorliegenden Studie verwendete Methode ist sehr zeitintensiv und benötigt einen hohen Aufwand an Personal und technischer Ausrüstung. Die Charakteristik dieser Studie war eine Wettkampfanalyse. Daher konnten keine Marker verwendet werden. Diese hätten die Spieler gestört. Die Bildqualität war trotz des Einsatzes der Hochgeschwindigkeitskameras bei hohen Bewegungsgeschwindigkeiten nicht immer optimal. Beispielsweise wurden die Konturen der Hand des Schlagarmes während der Schlagphase teilweise undeutlich. Dieses führte möglicherweise zu kleineren Ungenauigkeiten bei der Bewegungsreproduktion mit Hilfe der Software SIMI Motion. Das verwendete Modell in dieser Software wurde über 17 anatomische Marken gebildet. Dieses waren je ein Punkt für die beiden Fußspitzen, die Sprunggelenke, die Knie, die Hüftgelenke, die Schultergelenke, die Ellenbogen, die Handgelenke, die Handflächen und den Kopf. Hierüber konnten die Segmente und die Segmentbewegungen sehr gut abgebildet werden. Lediglich für die Rotation der Arme und für die Berechnung von Schulterwinkeln ist diese Vorgehensweise nicht ausreichend, da z.B. mit einem Punkt für das Handgelenk nicht die Pronation und Supination des Unterarmes abgebildet werden kann. Um diese Segmentrotationen darstellen zu können, werden mindestens drei Marker pro Segment benötigt. Diese Möglichkeit bestand bei dieser Untersuchung nicht. Auf Daten zu diesen Rotationsrichtungen und auf eine detaillierte Auswertung der Rotationsbewegungen im Schultergelenk musste daher in dieser Arbeit verzichtet werden. Lösungsansätze zu diesem Problem werden jedoch bei ROEMER ET AL. (2008) vorgestellt. Es wäre wünschenswert, wenn zukünftige Untersuchungen mit einem geeigneten Setup diese Problematik aufgreifen könnten.

Abschließend muss festgehalten werden, dass das verwendete Setup für die Bearbeitung der Fragestellung, nämlich einer Analyse der Wettkampfbewegung eines Volleyballangriffsschlages sehr gut geeignet war. Es konnten neue Einblicke und Erkenntnisse über den Bewegungsablauf mit hoher Genauigkeit und einer verhältnismäßig hohen Zahl an Probanden gewonnen werden. Diese Erkenntnisse können in Zukunft die Arbeit bei der Ausbildung von Nachwuchssportlern unterstützen. Auch kann auf der Grundlage der in dieser Studie gewonnenen Erkenntnisse ein Messplatz für die Technikdiagnostik entwickelt werden, der die leistungsrelevanten Parameter erfassen und in kurzer Zeit auswerten und darstellen kann.

In späteren Untersuchungen sollte versucht werden, mit Hilfe des angesprochenen Messplatzes, der u.a. mit Hilfe der Erkenntnisse dieser Arbeit entwickelt werden kann, die Bewegung aus den Wettkämpfen mit Laborbewegungen der gleichen Spieler zu vergleichen, um Unterschiede herausarbeiten zu können. Es wird erwartet, dass hierdurch genauere Aussagen über den Einfluss der realen Spielsituation und unterschiedlicher Bewegungsausführungen auf die Leistungsfähigkeit des Angreifers getroffen werden können. Voraussetzung hierfür ist die bereits angesprochene Entwicklung eines Messplatzes zur Technikdiagnostik im Volleyball. Der Messplatz kann zudem die schnelle Rückmeldung an die involvierten Trainer erheblich erleichtern und ist für eine zeitsparende Technikdiagnostik von Volleyballspielern in der Zukunft wünschenswert.

6 Literatur

- AAGAARD, H., SCAVENIUS, M., JORGENSEN, U. (1997). An epidemiological analysis of the injury pattern in indoor and in beach volleyball. *International Journal of Sports Medicine*, 18, 217-221.
- AUGSTE, C. (2006). *Techniktraining und konditionelle Belastungen*. Köln: Sportverlag Strauß.
- ASHBY, BM., HEEGAARD, JH. (2002). Role of arm motion in the standing long jump. *Journal of Biomechanics* 35, 1631-1637.
- ATKINSON, G., NEVILL, AM. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Medicine*, 4, 217-238.
- BÄHR, H. (2002). *Messplätze, Messplatztraining, motorisches Lernen – der OSP Berlin auf dem 5. Gemeinsamen DVS-Symposium in Leipzig*. Zugriff am 17. April 2008 unter: www.osp-berlin.de/download/3-2002_newsletter_rw.pdf.
- BÄHR, H., BUCKWITZ, R. (2002). *Leistungsbezogener Einsatz von Messplätzen am OSP Berlin – eine Systematisierung und ausgewählte Problemstellungen*. Zugriff am 17. April 2008 unter www.uni-leipzig.de/~dvs/symp2002/messplatztraining.pdf.
- BÄHR, H., BUCKEWITZ, R. (2007). *Der Einsatz von Messplätzen im technikorientierten Training – Prinzipien, Einflussfaktoren und Fragestellungen aus Sicht der Leistungssportpraxis eines Olympiastützpunktes*. Zugriff am 18. April 2008 unter: www.uni-giessen.de/motorik2007/pdfs/AK%20Messplatztraining.pdf.
- BLAND, JM., ALTMANN, D. (1996). *Statistics Notes: Measurement Error*. Zugriff am 14.4.2008 unter: www.bmj.com/cgi/content/full/313/7059/744.
- BLAND, JM., ALTMANN, D. (1996). *Statistics Notes: Measurement Error and correlation coefficients*. Zugriff am 14.4.2008 unter: www.bmj.com/cgi/content/full/313/7048/41.

- BOBBERT, MF., VAN INGEN SCHENAU, GJ. (1988). Coordination in vertical jumping. *Journal of Biomechanics*, 21, 3, 249-262.
- BORTZ, J. (1993). *Statistik für Sozialwissenschaftler*. 4. Auflage. Berlin: Springer.
- BRANDEL, C. (1988). *Volleyball - Weltgeschichte*. München: Copress.
- BRINER, WW., KACMAR, L. (1997). Common injuries in volleyball: Mechanisms of injury, prevention and rehabilitation. *Sports Medicine*, 24, 65-71.
- BRÜGGEMANN, GP. (1998). *Modellbildung in der Sportwissenschaft*. In: J. Mester & J. Perl (Hrsg.) (1998). *Informatik im Sport*. Köln: Sport und Buch Strauß.
- BRÜGGEMANN, GP. (2000). Speicherung und Nutzung elastischer Energie in Sehnen und Bändern der unteren Extremität bei hochdynamischen Absprüngen im Sport. In: *BISp-Jahrbuch 2000*.
- BUNDESSCHIEDSRICHTERAUSSCHUSS des DVV (2006). *Internationale Spielregeln Volleyball* (42., verbesserte Auflage). Schorndorf: Hofmann.
- CHIARI, L.; CROCE, U.D.; LEARDINI, A.; CAPPOZZO, A. (2005): Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 2: Instrumental errors. *Gait & Posture*, Vol. 21, 2, 2005, pp. 197-211.
- COLEMAN, S. (2003). *A 3D Kinematic Analysis of the Volleyball Jump Serve*. Zugriff am 07. Januar. 2007 unter <http://coachesinfo.com/category/volleyball/229>.
- COLEMAN, SG., BENHAM, AS., NORTHCOTT, SR. (1993). A three-dimensional cinematographical analysis of the volleyball spike. *Journal of Sport Sciences* 11, 4, 295-302.
- COOK, B., GOFF, J. (2006). Parameter space for successful soccer kicks. *European Journal of Physics*, 27, 865-874.
- COUTTS, KD. (1980). Ground reaction forces and angles during a volleyball spike jump. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 12, 2, 96.
- COUTTS, KD. (1982). Kinetic differences of two volleyball jumping techniques. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14, 1, 57-59.

- DANNEMANN, F., SONNENBICHLER, R. (1987). Die geschlachteten "heiligen Kühe" der Volleyballmethodik oder neuere Entwicklungen in der Lehrweise des Volleyballspiels. In C. Czwalina (Hrsg.), *Sportwissenschaft und Sportpraxis* 70, 120-130.
- DAUGS, R. (2000). *Evaluation sportmotorischen Messplatztrainings im Spitzensport*. Köln: Sport und Buch Strauß.
- DECKER, MJ., TORRY, MR., WYLAND, DJ., STERETT, WI., STEADMAN, JR. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical Biomechanics* 18, 662-669.
- DE VITA, P., SKELLY, WA. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24, 108-115.
- DONSKOI, DD. (1975). *Grundlagen der Biomechanik*. Berlin: Sportverlag.
- DUFEK, JS., BATES, BT. (1990). The evaluation and prediction of impact forces during landing. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 22, 370-377.
- DUFEK, JS., ZHANG, S. (1996). Landing models for volleyball players: a longitudinal evaluation. *Journal of Sports medicine and physical fitness*, 36, 35-42.
- DVORAK, J., GRAF-BUAMANN, T., PETERSON, L., JUNGE, A. (2000). Risk factors and incidence of injuries in football players. *American Journal of Sports Medicine*, 28, S1-S2.
- EFFENBERG, AO. (2001). Effekte multisensorisch-konvergenter Information in der Wahrnehmung und bei der Beurteilung und Ausführung komplexer Sportbewegungen. Unveröff. Habil. an der Universität Bonn, zitiert nach Krug, J., Herrmann, H., Naundorf, F., Panzer, S., Wagner, K. (2002). Messplatztraining: Konzepte, Entwicklungsstand und Ausblick.
- EFFENBERG, AO., NOVOTNI, D., WEBER, A. (2007). *Bewegungsakustische Online-Information und audiovisuelle Integrationseffekte bei der Messplatzkonzeption*. Zugriff am 18. April 2008 unter www.uni-giessen.de/motorik2007/pdfs/AK%20Messplatztraining.pdf.
- EFRON, B. (1979). Bootstrap methods: another look at the jackknife. *The annals of statistics*,

7, 1-26.

- EFRON, B., TIBSHIRANI, R. (1986). Bootstrap methods for standard errors, confidence intervals and other measures of statistical accuracy. *Statistical science* 1, 54 – 77.
- EHARA Y. (2002). Comparison Meeting of Motion Analysis Systems 2002, Japan Technology College, Tokio, <http://www.ne.jp/asahi/gait/analysis/comparison2002/index-eng.html>. Zugriff am 14.03.2007.
- FANTOZZI, S., LOBIETTI, R., STAGNI, R., MERNI, F. (2006). A new protocol for kinematic analysis of two volleyball players simultaneously during spike and block using stereophotogrammetry. *Journal of Biomechanics*, 39 (Suppl. 1), S561.
- FEDERATION INTERNATIONALE DE VOLLEYBALL (2006). *Volleyball sports material, team equipment and advertising guidelines for FIVB world and official competitions*. www.fivb.org/EN/Volleyball/Forms/Documents/Volleyball_Sports_Material_Team_Equipment_and_Advertising_Guidelinesr14f.pdf. Zugriff am 10.4.2008.
- FELTNER, ME., FRASCHETTI, DJ., CRISP, RJ. (1999). Upper extremity augmentation of lower extremity kinetics during countermovement vertical jumps. *Journal of Sport Sciences* 17, 449-466.
- FORTHOMME, B., CROISIER, J., CICCARONE, G., CRIELAARD, J., CLOES, M. (2005). Factors correlated with volleyball spike velocity. *The American Journal of Sports Medicine*, 33, 10.
- FRANK, TD., MICHELBRINK, M., BECKMANN, H., SCHÖLLHORN, WI. (2008). A quantitative dynamical systems approach to differential learning: self-organization principle and order parameter equations. *Biological Cybernetics*, 98, 19-31.
- FRÖHNER, B., KOWITZ, M., WAGNER, K. (1978). Zur Optimierung der Ballgeschwindigkeit bei Angriffsschlägen im Volleyball (Entwurf einer Methode und Ergebnisse erster Voruntersuchungen). *Wissenschaftliche Zeitschrift der Deutschen Hochschule für Körperkultur Leipzig*, 19, 2, 117-126.
- FRÖHNER, B., ZIMMERMANN, B., KÜGLER, B. (1996). *Olympische Spiele 1996. Analyse des Entwicklungsstandes im internationalen Spitzenvolleyball*. Leipzig: IAT.

- GOLLHOFER, A. (1987). *Komponenten der Schnellkraftleistung im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus*. Erlensee.
- GORSKI, J., KRIETER, U. (1982). *Volleyball - Technik, Taktik, Training, Kondition*. München: BLV.
- GÖHNER, U. (1987). *Bewegungsanalyse im Sport. 2. Unveränderte Auflage*. Schorndorf: Hofmann.
- GREHN, J., KRAUSE, J. (Hrsg.) (1998). *Metzler Physik* (3. Auflage). Hannover: Schroedel.
- GROS, H., ALT, W.: Bedeutung des Körperschwerpunktes. Aus: 100 online self study. Zugriff am 7. Mai 2007 unter <http://www.sport.uni-stuttgart.de/inspo/index.php?id=268>.
- GÜLKE, T. (1979). *Vergleich der biomechanischen Bewegungsmerkmale bei frontalen Angriffsschlägen im Volleyball zwischen zwei Gruppen verschiedener Spielklassen*. Unveröffentlichte Diplomarbeit. Deutsche Sporthochschule Köln.
- GÜLLICH, A., SCHMIDTBLEICHER, D. (2000). Methodik des Krafttrainings – Struktur der Kraftfähigkeiten und ihrer Trainingsmethoden. In: M. Siewers (Hrsg.). *Muskelkrafttraining. Band 1: Ausgewählte Themen. Alter. Dehnung. Ernährung. Methodik*. Kiel: Christian-Albrechts-Universität.
- HAAS, H., WEINECK, J. (1999). *Optimales Basketballtraining*. Balingen: Spitta.
- HALLIDAY, D., RESNICK, R., WALTER, J. (1997). *Fundamentals of Physics*. New York, Wiley, 122-123.
- HANAVAN, EP. (1964). *A mathematical model of the human body*. AMRL-TR-64-102, AD-608-463. Aerospace Medical Research Laboratories, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.
- 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.
- HARBICH, R. (2006). *Vektorrechnung*. Zugriff am 27. April 2007 unter <http://www-e.uni-magdeburg.de/harbich/vektorrechnung.php>.

- HARMAN, EA., ROSENSTEIN, MT., FRYKMAN, PN., ROSENSTEIN, RM. (1990). The effects of arms and countermovement to vertical jumps. *Medicine and Science in Sport and Exercise* 22, 825-833.
- HARTMANN, U., MADER, A., LEHNEN, J. (2002). *Leistungsdiagnostik und Messplatztraining – wie valide und reliabel sind die Aussagen für die Trainingsgestaltung*. Zugriff am 17. April 2008 unter www.uni-leipzig.de/~dvs/symp2002/messplatztraining.pdf.
- HELBIG, K. (1995). *Volleyball in Deutschland - Geschichte und Geschichten*. Unterschleißheim: Hrsg. Stiftung Deutscher Volleyball.
- HEUCHERT, R. (1978). Zur Struktur des Sprunges und zur Entwicklung der Sprungkraft in den Sportspielen als Beitrag zur Aufhellung der Beziehungen zwischen speziell-athletischen und koordinativ-technischen Fähigkeiten und Fertigkeiten. *Wissenschaftliche Zeitschrift der Deutschen Hochschule für Körperkultur Leipzig*. 19, 2, 105-115.
- HEUCHERT, R., VOIGT, T., WITTMANN, F. (1978). Untersuchungen zum volleyballspezifischen Absprung und Darstellung erster Ergebnisse. *Wissenschaftliche Zeitschrift der Deutschen Hochschule für Körperkultur Leipzig*. 19, 2, 137-144.
- HOCHMUTH, G. (1967). *Biomechanik sportlicher Bewegungen*. Berlin: Sportverlag.
- HÖMBERG, S., PAPAGEORGIOU, A. (1994). *Beachvolleyball*, Aachen: Meyer & Meyer.
- HSIEH, C., HEISE, GD. (2006). Important kinematic factors for female volleyball players in the performance of a spike jump. *Proceedings ASB, 2006, USA*.
- HSIEH, C., HEISE, GD. (2008). *Arm Swing of Volleyball spike jump performance between advanced and recreational female players*. NACOB, Ann Arbor, USA.
- HUDSON, JL. (1986). Coordination of segments in the vertical jump. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 18, 2, 242-251.
- HUSTON, LJ., VIBERT, B., ASHTON-MILLER, JA., WOITYS, EM. (2001). Gender differences in knee angle when landing from a drop-jump. *American Journal of Knee Surgery*, 14, 4, 215-220.

- INGEN SCHENAU, GJ. VAN, (1989). From rotation to translation: Constraints on multi-joint movements and the unique action of bi-articular muscles. *Human Movement Sciences* 8, 4, 301-337.
- ISHII, K., MINAGAWA, K. (1978). An analysis of the volleyball pass. In F. Landry & W. Orban (Eds.) *Biomechanics of Sport and Kinanthropometry* (pp. 157-162). Miami: Symposia Specialists Inc.
- IWOILOW, AW. (1964). Zur Technik des oberen Zuspiels bei hoher Ballgeschwindigkeit im Volleyballspiel. *Theorie und Praxis der Körperkultur*, 9, 794-800.
- IWOILOW, AW. (1964). The technique of the high pass with great speed in volleyball. *Theorie und Praxis der Körperkultur*, 9, 794-800.
- JONES, SL., CALDWELL, GE. (2003). Mono- and biarticular muscle activity during jumping in different directions. *Journal of Applied Biomechanics*, 19, 3, 205-222.
- JOYCE, GC., RACK, PMH., WESTBURRY, DR. (1969). The mechanical properties of cat soleus muscle during controlled lengthening and shortening movement. *Journal of Physiology*, 204, 461-474.
- KAO, S., SELLENS, R., STEVENSON, J. (1994). The mathematical model for the trajectory of a volleyball spike and its coaching application. *Journal of Applied Biomechanics*, 10, 95-109.
- KADABE, M.; STINE, R. (2004). Real-Time movement analysis – techniques and concepts for the new millennium, <http://www.motionanalysis.com/pdf/Abstract170.pdf>. Zugriff am 25.02.2007.
- KOBRLE, J., NEUBERG, E. (1977). *Taktik des Volleyballspiels. Teil I: Allgemeine Grundlagen der Taktik und individuelle Volleyballtaktik*. Schriftreihe zur Praxis der Leibeserziehung und des Sports, 106. Schorndorf: Hofmann.
- KOLLATH, E. (1996). *Bewegungsanalyse in den Sportspielen. Kinematisch-dynamische Untersuchungen mit Empfehlungen für die Praxis*. Köln: Sport & Buch Strauß.
- KOMI, PV. (1992). The stretch-shortening cycle. In: PV. Komi (Hrsg). *Strength and power in sports*. 157-172. London.

- KORTMANN, O. (1999). Mechanik und Krafttraining. Das Geheimnis des schnellen Armzugs. *Volleyballtraining* 23, 1, 2-3.
- KRAUSE, D., OLIVIER, N. (2007). *Zur Betrachtungsperspektive beim sportmotorischen Bildschirmtraining*. www.uni-giessen.de/motorik2007/pdfs/AK%20Messplatztraining.pdf. Zugriff am 18. April 2008.
- KRUG, J., MINOW, HJ. (2004). *Messplatztraining*. Sankt Augustin: Academia.
- KRUG, J., MÜLLER, T. (2003). *Messplätze Messplatztraining Motorisches Lernen*. Sankt Augustin: Academia.
- KRUG, J., NAUNDORF, F. (2007). *Messplatztraining in zyklischen und azyklischen Sportarten – eine kritische Bestandsaufnahme*. www.uni-giessen.de/motorik2007/pdfs/AK%20Messplatztraining.pdf. Zugriff am 18. April 2008.
- KRUG, J., NAUNDORF, F., LATTKE, S. (2002). Bericht zum Einsatz von Messplätzen an den Olympiastützpunkten. In: J. Krug & HJ. Minow (2002). *Messplatztraining*. Sankt Augustin: Academia.
- KRUG, J., HERRMANN, H., NAUNDORF, F., PANZER, S., WAGNER, K. (2002). Messplatztraining: Konzepte, Entwicklungsstand und Ausblick. In: J. Krug & HJ. Minow (2002). *Messplatztraining*. Sankt Augustin: Academia.
- KRUPP, N., RÖHRS, U., SATTLER, N. (1984). Probleme der Erhebung und Bewertung von Spielhandlungen des Stellers im Volleyball. In C. Czwalina (Hrsg.), *Sportwissenschaft und Sportpraxis* 54 (S. 64-77). Hamburg: Czwalina.
- KUHLMANN, CH., ROEMER, K., MILANI, TL. (2007). Aspects of a three dimensional motion analysis of the volleyball spike in high level competition. In: HJ. Menzel & MH. Chagas: *Proceedings. XXV Annual Symposium of the International Society of Biomechanics in Sports (ISBS)*. Belo Horizonte, 47-50.
- KUHLMANN, CH., ROEMER, K., MILANI, TL. (2007). Gegenüberstellung verschiedener sich ergänzender Methoden der Bewegungsanalyse im Feld am Beispiel Volleyball. In: J. Backhaus, F. Borkenhagen & J. Funke-Wienecke (Hrsg.). *SportStadtKultur*. 18.

- sportwissenschaftlicher dvs-Hochschultag 2007. Abstracts.* Hamburg: Czwalina. S.150-151.
- KUHLMANN, CH., ROEMER, K., MILANI, TL. (2008). Different approach techniques in volleyball spike. *North American Congress on Biomechanics*, Ann Arbor, Mi, USA.
- KUHLMANN, CH., ROEMER, K., MILANI, TL. (2009). Coordination of the lower limbs in the take off phase of volleyball spike jumps during competition. Eingereicht bei: *Sports Biomechanics*.
- KUHLMANN, CH., ROEMER, K., MILANI, TL. (2009). Elite outside hitters in volleyball do not meet their individual possible maximum impact height in high spike jumps. *Proceedings. XXVII Annual conference of the International Society of Biomechanics in Sports*. Limerick, Ireland.
- KUHLMANN, CH., ROEMER, K., MILANI, TL. (2009). Wettkampfanalyse des Volleyballangriffsschlags. In: K. Langolf & R. Roth (Hrsg.) Symposiumsband zum 33. *Int. DVV-Symposium*. Bad Blankenburg. Czwalina.
- KUHLMANN, CH., ROEMER, K., ZIMMERMANN, B., MILANI, TL., FRÖHNER, B. (2008). Vergleichende Analyse von Technikparametern beim Angriff in definierten Spielsituationen im Volleyball. Eine Einzelfallanalyse. *Leistungssport*. 38, 5, 29-34.
- LACONI, P., MELIS, F., CRISAFULLI, A., SOLLAI, R., LAI, C., CONCU, A. (1998). Field test for mechanical efficiency evaluation in matching volleyball players. *International Journal of Sports Medicine*, 19, 52-55.
- LABBERG, C., MÜHLBAUER, T., KRUG, J. (2002). *Der Einfluß von Rotationsbelastungen auf das vestibulo-okuläre Reflexverhalten*. [www.uni-leipzig.de/~dvs/symp2002/messplatztraining .pdf](http://www.uni-leipzig.de/~dvs/symp2002/messplatztraining.pdf). Zugriff am 17. April 2008.
- LEES, A., BARTON, G. (1996). The interpretation of relative momentum data to asses the contribution of free limbs to the generation of vertical velocity in sports activities. *Journal of Sport Sciences*, 14, 503-511.
- LEIDIG, A. (1986). *Der frontale Angriffsschlag nach hohem Zuspiel – eine videografische Bewegungsanalyse nationaler Spitzenspieler*. Unveröffentlichte Diplomarbeit.

Deutsche Sporthochschule Köln.

- LE PELLECCO, A., MATON, B. (2002). Initiation of a vertical jump: the human body's upward propulsion depends on control of forward equilibrium. *Neuroscience Letters*, 323, 183-186.
- LETZELTER, H., SCHOLL, H., DAFFERNER, J. (1993). Zum Zusammenhang von Sprunghöhe und Abschlagshöhe im Volleyball. In C. Czwalina (Hrsg.), *Sportwissenschaft und Sportpraxis* 99, 115-127. Hamburg: Czwalina.
- LINDNER, M. (2007). *Bewegungsanalytischer Methodenvergleich am Beispiel Volleyball*. Unveröffentlichte Magisterarbeit. Chemnitz: Technische Universität Chemnitz.
- LINK, D., LAMES, M. (2006). Sprungtechniken im Beachvolleyball. *Leistungssport*, 36, 5, 35-38.
- LUTHANEN, P., KOMI, V. (1978). Segmental contribution to forces in vertical jump. *European Journal of Applied Physiology*, 38, 181-188.
- MARTIN, D., CARL, K., LEHNERTZ, K. (1993). *Handbuch Trainingslehre. 2. unveränderte Auflage*. Schorndorf: Hofmann.
- MATTES, K. (2007). *Analyse der Leistungs- (Bewegungs-)regulation beim Ergometerrudern*. www.uni-giessen.de/motorik2007/pdfs/AK%20Messplatztraining.pdf. Zugriff am 18. April 2008.
- MATTES, K., BÖHMERT, W. (2002). Feineinstellung der sportlichen Technik durch Messplatztraining. In: J. Krug, HJ. Minow (2002). *Messplatztraining*. Sankt Augustin: Academia.
- MCCUTCHEON, H. (2007). Spiking Fundamentals - How Great Footwork Can Make Your Hitters Great. *AVCA Annual Convention 2007*, Sacramento, 12.-15.12.2007.
- METHA, R. (1986). *Aerodynamics of Sports Balls*. In Annual Reviews of Fluid Mechanics Vol. 17, 151-189. California: Purdue University Library.
- MESTER, J., PERL, J. (1998). *Informatik im Sport*. Köln: Sport und Buch Strauß.

- MEUSEL, A. (2006). *Stemmschritt (Varianten)*. http://www.volleyball-training.de/technikanalyse_volleyball.htm. Zugriff am 13. März 2007.
- MONKA, M., VOSS, W. (2005). *Statistik am PC – Lösungen mit Excel 97, 2000, 2002 und 2003* (4. Auflage). München: Hanser.
- NAGANO, A., ISHIGE, Y., FUKASHIRO, S. (1998). Comparison of new approaches to estimate mechanical output of individual joints in vertical jumps. *Journal of Biomechanics* 31, 951-955.
- NAGANO, A., KOMURA, T., YOSHIOKA, S., FUKASHIRO, S. (2005). Contribution of non-extensor muscles of the leg to maximal-effort countermovement jumping. *Biomedical Engineering Online* 4, 52. <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/4/1/52>. Zugriff am 18. April 2008.
- NAUNDORF, F., WENZEL, K., LATTKE, S., KRUG, J. (2002). *Messplatztraining zur Ausbildung der Bewegungsvorstellung im Nachwuchsleistungssport Wasserspringen*. www.uni-leipzig.de/~dvs/symp2002/messplatztraining.pdf. Zugriff am 17. April 2008.
- NEAL, R.J., SYDNEY-SMITH, M. (1992). The effect of footfall pattern and passing height on ground reaction forces in netball. *Australian Journal of science & medicine in Sport*, 24, 3, 73-78.
- NEEF, W., HEUCHERT, R. (1978). Kennzeichnung der Abhängigkeiten und Beziehungen zwischen den Handlungshöhen und Handlungspositionen von Angreifer und Block einerseits und der Trefffläche im gegnerischen Feld andererseits im Volleyball. *Wissenschaftliche Zeitschrift der Deutschen Hochschule für Körperkultur Leipzig*, 19, 2, 127-136.
- NICOLS, TR. (1973). Reflex and non-reflex stiffness of soleus muscle in the cat. In: RB. Stein, KB. Pearson, RS. Smith, JB. Reford (Hrsg.): *Control of posture and locomotion*, 407-410. New York.
- NICHOLLS, K. (1973). *Modern Volleyball for Teacher, Coach and Player*. London: Lepus Press.
- OLIVIER, N. (1981). Die Absprungtechnik als leistungsrelevanter Teil des Angriffsschlages. *Lehre und Praxis des Volleyballspiels*, 5, 22-24.

- PANDY, MG., ZAJAC, FE. (1991). Optimal muscular coordination strategies for jumping. *Journal of Biomechanics*, 24, 1, 1-10.
- PAPAGEORGIU, A., LEITZGEN, D. (1986). Quantitative Häufigkeiten und Effektivität von Angriffskombinationen im Volleyball, analysiert anhand von ausgewählten Videoaufzeichnungen des „5. Nationen-Turniers“ der Frauen vom 04.01.1984-08.01.1984 in Bremen. In C. Czwalina (Hrsg.) *Sportwissenschaft und Sportpraxis* 63, 37-51. Hamburg: Czwalina.
- PAPAGEORGIU, A., SPITZLEY, W. (1986). Quantitative Untersuchung der angewandten Spieltechniken im Männervolleyball bei den Olympischen Spielen 1984 in Los Angeles. In C. Czwalina (Hrsg.) *Sportwissenschaft und Sportpraxis* 63, 81-96. Hamburg: Czwalina.
- PAPAGEORGIU, A., SPITZLEY, W. (2000). *Handbuch für Leistungsvolleyball – Ausbildung zum Spezialisten*. Aachen: Meyer & Meyer.
- PAPAGEORGIU, A.; SPITZLEY, W. (2003). *Leistungsvolleyball*, Aachen: Meyer & Meyer.
- PAPAGEORGIU, A., SPITZLEY, W. (2002). *Handbuch für Volleyball - Grundlagenausbildung* (6., überarbeitete Auflage). Aachen: Meyer & Meyer.
- PAPAGEORGIU, A., TIMMER, M. (1990). Sprung- und Laufhandlungen im Volleyball. *Volleyballtraining*, 14, 3, 38-41.
- PODZIELNY, S. (1999). *Biomechanische und neuromuskuläre Wirkungsmechanismen von Trainingsprogrammen zur Verletzungsprävention des Sprunggelenkes*. Dissertationsschrift. Universität Stuttgart.
- PRSALA, J. (1982). Improve your spiking in volleyball. *C.V.A. Volleyball technical journal*. 7, 2, 57-64.
- QUADE, K. (1988). Der Armzug beim Angriffsschlag. *Volleyballtraining: Lehre + Praxis für Trainer und Sportler*, 12, 4, 54-55.

- QUADE, K. (1993). Zur Funktion und Belastung der unteren Extremitäten bei volleyballspezifischen Sprüngen. In S. Starischka (Hrsg.) *Sportwissenschaften und Trainingspraxis* Bd. 8. Erlensee: SFT-Verlag.
- RIESNER, I. (2007). *Analyse und Beurteilung von Ballflugparametern beim Angriffschlag im Volleyball*. Unveröffentlichte Magisterarbeit. Chemnitz: Technische Universität Chemnitz.
- ROEMER, K., KUHLMANN, CH., MILANI, TL. (2007). Body angles in volleyball spike investigated by modelling methods. In: HJ. Menzel & MH. Chagas: Proceedings. XXV *Annual Symposium of the International Society of Biomechanics in Sports (ISBS)*. Belo Horizonte, 329-333.
- ROEMER, K., KUHLMANN, CH., MILANI, TL. (2008). Investigation of shoulder kinematics in volleyball spikes. *Proceedings. XXVI Annual Conference of the International Society of Biomechanics in Sports*. Seoul, Korea.
- ROEMER, K., MAISSER, P., WOLF, C.-D. (2001). "Dynamic Tracking" – a method for smoothing kinematic data. In: J. Blackwell, (Hrsg.): *Proceedings of Oral Sessions, XIX Int. Symposium on Biomechanics in Sports*, 303–306.
- RÖTHIG, P., BECKER, H., CARL, K., KAYSER, D., PROHL, R. (Hrsg.). (1992). *Sportwissenschaftliches Lexikon. 6., völlig neu bearbeitete Auflage*. Hofmann: Schorndorf.
- SABOROWSKI, C., KÜCHLER, J., WITT, M. (2002). *Messplatztraining Start / Wende – Erkenntnisse, Probleme und neue Forschungsansätze*. www.uni-leipzig.de/~dvs/symp2002/messplatztraining.pdf. Zugriff am 17. April 2008.
- SALCI, Y., KENTEL, BB., HEYCAN, C., AKIN, S., KORKUSUZ, F. (2004). Comparison of landing maneuvers between male and female college volleyball players. *Clinical Biomechanics*, 19, 622-628.
- SAMSON, J., ROY, B. (1976). Biomechanical analysis of the volleyball spike. *Biomechanics V-B*, 5, 332-336.
- SCHACK, T. HEINEN, T. (2002). *Messplatz "Mentale Repräsentationen" im Sport*. www.uni-leipzig.de/~dvs/symp2002/messplatztraining.pdf.

- leipzig.de/~dvs/symp2002/messplatztraining.pdf. Zugriff am 17. April 2008.
- SCHACK, T. (2007). *Augmented Reality im Techniktraining*. www.uni-giessen.de/motorik2007/pdfs/AK%20Messplatztraining.pdf. Zugriff am 18. April 2008.
- SCHMIDTBLEICHER, D., FRICK, U., WIESEMANN, C. (1990). Leistungsdiagnostik und Trainingssteuerung der Sprungkraft im Volleyball. *Sportwissenschaft*, 20, 4, 415-426.
- SCHMIDTBLEICHER, D., GOLLHOFER, A. (1982). Neuromuskuläre Untersuchungen zur Bestimmung individueller Belastungsgrößen für ein Tiefsprungtraining. *Leistungssport* 12, 4, 298-307.
- SCHMIDTBLEICHER, D., GOLLHOFER, A. (1985). Einflußgrößen des reaktiven Bewegungsverhaltens und der Bedeutung für die Sportpraxis. In: M. Bührle (Hrsg.) *Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings*. Schorndorf: Hofmann.
- SELBIE, WS., CALDWELL, GE. (1996). A simulation study of vertical jumping from different starting postures. *Journal of Biomechanics* 29, 9, 1137-1146.
- SENK, M., CHÈZE, L. (2006). Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clinical Biomechanics*, 21, 3-8.
- SHABAZI, MM., MIRABEDI, A., GAEINI, AA. (2007). The volleyball approach: an exploration of run-up last stride length with jump height and deviation in landing. In: HJ. Menzel & MH. Chagas: Proceedings. *XXV Annual Symposium of the International Society of Biomechanics in Sports (ISBS)*. Belo Horizonte, 574-577.
- SHAHBAZI-MOGHADDAM, M. (2002). A new technique for assessing Ball speed and impact force in Volleyball. *Sports Biomechanics* 1, 2, 229-237.
- SHONDELL, D., REYNAUD, C. (Hrsg.) (2002). *Volleyball Coaching Bible*. Champaign: Human Kinetics.
- SONNENBICHLER, R. (1999). Strukturanalyse Angriffstechniken, Teil 1. *Volleyballtraining* 23, 6, 86-87.

- SONNENBICHLER, R. (2000). So wird's gemacht: Die hohe Kunst des Einbeinigen - Strukturanalyse Angriffstechniken, Teil 2. *Deutsche Volleyball-Zeitschrift*, 1, 20-24.
- SPÄGELE, T., KISTNER, A., GOLLHOFER, A. (1999). A multi-phase optimal control technique for the simulation of a human vertical jump. *Journal of Biomechanics*, 32, 87-91.
- SPÄGELE, T., KISTNER, A., GOLLHOFER, A. (1999). Modelling, simulation and optimisation of a human vertical jump. *Journal of Biomechanics*, 32, 521-530.
- SPITZER, G. (1986). Die Versportlichung des Volleyballspiels - die ersten 90 Jahre Volleyball. In C. Czwalina (Hrsg.), *Sportwissenschaft und Sportpraxis* 63, 8-37. Hamburg: Czwalina.
- STIENEN, GJM., BLANGE, T., SCHNEER, M. (1978). Tension response of frog sartorius muscle to quick ramp-shaped shortenings and some effects of metabolic inhibition. In: *Pflügers Arch. Europ. J. Physiol.* 376, 97-104.
- STUCKE, H. (1989). Elemente des Sportspiels. In Willimczik (Hrsg.). *Biomechanik der Sportarten*. Hamburg: Rowohlt Verlag.
- TILLMAN, MD., HAAS, CJ., BRUNT, D., BENNETT, GR. (2004). Jumping and landing techniques in elite women's volleyball. *Journal of Sports Science and Medicine*, 3, 1, 30 -36.
- TILP, M. (2003). Biomechanische Aspekte des Volleyballspiels - Sprung, Schlag und Ballflugbahn. In C. Czwalina (Hrsg.), *Sportwissenschaft und Sportpraxis* 139, 99-113. Hamburg: Czwalina.
- TILP, M., WAGNER, H., MÜLLER, E. (2008). Differences in 3D kinematics between volleyball and beach volleyball spike movements. *Sports Biomechanics*, 7, 3, 386-397.
- TOKUYAMA, M., OHASHI, H., IWAMOTO, H., TAKAOKA, K., OKUBO, M. (2005). Individuality and reproducibility in high-speed motion of volleyball spike jumps by phase-matching and averaging. *Journal of Biomechanics* 38, 2050 – 2057.
- TRAN, ZV. (1997). Estimating sample size in repeated measures analysis of variance. *Measurement in physical education and exercise science*, 1, 89-102.
- TROCKE, M., SCHÖLLHORN, WI. (2002). Differenzielles Torschußtraining im Fußball. In: J.
-

- Krug, T. Müller (2002). Messplätze, Messplatztraining, Motorisches Lernen. Sankt Augustin: Academia.
- VAN DER LINDEN, DW., CARLSON, SJ., HUBBARD, RL. (1992). Reproducibility and accuracy of angle measurement obtained under static conditions with the Motion Analysis™ Video System. *Physical Therapy*, 72, 4, 300 – 305.
- VIITASALO, JT., HÄMÄLÄINEN, K. (1993). Selection of jumping drills for volleyball training. *Abstracts. XIV Congress of the International Society of Biomechanics*, 694.
- VINCENT, WJ. (2005). *Statistics in Kinesiology*. Third Edition. Champaign: Human Kinetics.
- WAGNER, K., KRUG, J., (1998). *Meßplätze und computergestütztes Training - Stand und Entwicklungsanspruch* - . In: J. Mester & J. Perl (Hrsg.) (1998). *Informatik im Sport*. Köln: Sport und Buch Strauß.
- WEISHOFF, P. (2002). Attacking. In D. Shondell & C. Reynaud (Hrsg.). *Volleyball Coaching Bible*. Champaign: Human Kinetics.
- WILLIMCZIK, K. (Hrsg.) (1989). *Biomechanik der Sportarten – Grundlagen, Methoden, Analysen*. Hamburg: Rowohlt.
- WU, G., VAN DER HELM, FCT., VEEGER, HEJ., MAKHSOUS, M., VAN ROY, P., ANGLIN, C., NAGELS, J., KARDUNA, RK., McQUADE, K., WANG, X., WERNER, FW., BUCHHOLZ, B.(2005). ISB Recommendation on Definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion – Part II: Shoulder, Elbow, Wrist and Hand. *Journal of biomechanics*, 38, 5, 981-992.
- ZAUMSEIL, F. (2009). *Vergleich unterschiedlicher Bewegungsanalyseverfahren durch Berechnung der Sprunghöhe mittels Counter Movement Jump*. Unveröffentlichte Bachelorarbeit. Chemnitz: Technische Universität Chemnitz.
- ZIMMERMANN, B. (2005). Angleichung der Spielkonzeptionen OS 2004 Volleyball Herren. *Unveröffentlichte Studie*. Leipzig: IAT.

ZIMMERMANN, B., FRÖHNER, B. (2007). Kennzeichnung wesentlicher Merkmale des internationalen Spitzenvolleyballs der Damen und Herren (WM 2006). *Unveröffentlichte Studie*, Leipzig: IAT.

Elektronische Medien

www.wikipedia.de, Zugriff am 17.3.2010

Anhang

Anhang

Tabelle 19: Messwerte der Probanden (1)

Proband	Körpergröße in cm	Gewicht in Kg	Ballflugwinkel nach dem Schlag	Fußaufsatzwinkel Stemmbein (Schritt 3) (FANW)
1	208	102	108,32	31,02
2	198	97	122,74	27,02
3	200	91	129,19	28,07
4	200	90	128,88	35,96
5	193	92	114,38	29,39
6	200	94	134,22	24,75
7	200	87	135,13	56,42
8	192	83	89,94	67,95
9	199	94	134,35	27,02
10	198	90	116,67	46,78
M	198,80	92,00	121,38	37,44
SD	4,37	5,25	14,42	14,73

Tabelle 20: Messwerte der Probanden (2)

Proband	Fußaufsatzwinkel Beistellbein (Schritt 4) (FANW)	Fußwinkel bei Abflug Stemmbein (FANW)	Fußwinkel bei Abflug Beistellbein (FANW)	Anlaufwinkel zum Netz
1	35,05	29,23	0,84	57,93
2	43,75	13,14	31,96	84,06
3	24,29	21,06	16,53	65,63
4	60,39	35,72	42,89	83,79
5	19,72	27,76	7,27	74,12
6	28,91	32,75	2,33	62,79
7	18,31	31,07	11,15	81,96
8	76,91	37,38	44,15	72,58
9	52,59	30,65	38,60	65,89
10	49,67	32,99	4,61	67,98
M	40,96	29,18	20,03	71,67
SD	19,18	7,21	17,53	9,22

Tabelle 21: Messwerte der Probanden (3)

Proband	Sprunghöhe in cm	Closing Time in ms	BKZ _{Stemmbein}	BKZ _{Beistellbein}	BKZ _{Gesamt}	BKZ _{beidbeinig}
1	69,3	190	380	170	380	190
2	61,7	200	360	180	380	160
3	62,4	200	350	170	370	150
4	66	150	320	180	330	170
5	63,8	190	280	110	300	90
6	55,8	210	380	190	400	170
7	53,8	200	390	170	390	170
8	75,4	150	280	140	290	130
9	60,9	120	310	180	310	180
10	62,6	260	400	160	420	140
M	63,17	187,00	345,00	165,00	357,00	155,00
SD	6,20	38,89	44,78	23,69	45,72	29,15

Tabelle 22: Messwerte der Probanden (4)

Proband	$V_{KSP\text{vertikal}}$	Fußaufsatz- winkel im Stemmschritt	Fußaufsatz- winkel beim Absprung	Fußwinkel zum Netz Stützphase Stemmbein (FANW _{Stemmbein})	Fußwinkel zum Netz Stützphase Beistellbein (FANW _{Beistellbein})
1	3,61	4,03	-28,39	42,26	0,15
2	3,48	16,73	18,82	35,53	24,09
3	3,57	-3,78	-4,53	34,67	18,28
4	3,91	24,43	7,17	42,06	43,62
5	3,44	-9,67	-20,49	41,75	6,63
6	3,45	4,16	-30,42	35,52	7,09
7	2,72	-38,11	-19,92	48,58	28,42
8	4,04	8,96	6,77	65,18	51,96
9	3,62	25,57	7,95	24,64	38,2
10	3,57	2,89	-28,38	43,2	34,62
M	3,54	3,52	-9,14	41,34	25,31
SD	0,35	18,53	18,42	10,63	17,23

Anhang

Tabelle 23: Messwerte der Probanden (5)

Proband	$\frac{\Delta FANW_{\text{Beistellbein}}}{FANW_{\text{Stemmbein}}}$	Winkel $FA_{\text{Stemmbein}}$ zu Anlaufwinkel	Winkel $FA_{\text{Beistellbein}}$ zu Anlaufwinkel	Videozeitpunkt für Stützphase Stemmbein	Videozeitpunkt für Stützphase Beistellbein
1	-42,11	15,67	57,78	38	50
2	-11,44	48,53	59,97	145	154
3	-16,39	30,96	47,35	35	49
4	1,56	41,73	40,17	60	71
5	-35,12	32,37	67,49	42	52
6	-28,43	27,27	55,70	46	62
7	-20,16	33,38	53,54	36	54
8	-13,22	7,40	20,62	53	63
9	13,56	41,25	27,69	151	157
10	-8,58	24,78	33,36	249	263
M	-16,03	30,33	46,37		
SD	16,62	12,36	15,35		

Tabelle 24: Messwerte der Probanden (6)

Proband	$v_{\text{KSP horizontal}}$ in m/s	$v_{\text{KSP horizontal}}$ Aufsatz Stemmbein in m/s	$h_{\text{KSP min}}$ in cm	$h_{\text{KSP BK Ende}}$ in cm	KSP Hubhöhe in cm	maximale $v_{\text{KSP Absenk}}$
1	1,12	3,74	57,89	100,21	42,33	-0,95
2	2,02	3,54	57,77	100,18	42,40	-0,65
3	2,44	5,33	51,72	97,24	45,52	-0,83
4	1,88	3,85	53,77	95,53	41,77	-0,98
5	2,93	4,17	60,16	91,46	31,31	-0,60
6	2,18	4,29	55,33	95,63	40,30	-0,68
7	1,14	2,74	47,30	80,90	33,60	-0,65
8	2,15	3,67	55,20	92,05	36,85	-0,97
9	0,95	3,76	55,37	95,38	40,01	-0,83
10	2,05	3,82	54,14	99,71	45,57	-0,85
M	1,89	3,89	54,86	94,83	39,97	-0,80
SD	0,63	0,65	3,58	5,79	4,74	0,14

Tabelle 25: Messwerte der Probanden (7)

Proband	Zeitintervall (Δt) von v_{KSP} Absenk bis zum erstem Fußaufsatz im Stemmschritt in ms	Videobild maximale v_{KSP} Absenk	letztes Videobild mit Bodenkontakt	Zeitintervall (Δt) v_{KSP} Absenk / letztes Bild mit Bodenkontakt in ms
1	90	32	61	290
2	110	135	162	270
3	10	25	61	360
4	20	51	82	310
5	30	31	58	270
6	50	38	73	350
7	10	28	66	380
8	40	47	72	250
9	10	139	169	300
10	80	240	274	340
M	45,00			312,00
SD	36,59			43,67

Tabelle 26: Messwerte der Probanden (8)

Proband	Mittelwert KW_{Absprung}	$KW_{\text{min links}}$	$KW_{\text{min rechts}}$	Videzeitpunkt $KW_{\text{min links}}$	Videzeitpunkt $KW_{\text{min rechts}}$
1	103,28	59,43	91,95	28	49
2	110,74	70,12	101,11	132	147
3	104,23	58,80	91,54	28	46
4	92,72	56,36	103,90	52	70
5	122,65	73,54	112,94	29	45
6	76,96	62,36	91,56	€	57
7	93,60	90,18	97,02	29	52
8	87,78	61,62	113,94	43	61
9	110,23	99,73	120,73	137	157
10	166,28	68,32	97,96	244	260
M	106,85	70,05	102,27		
SD	24,63	14,37	10,42		

Tabelle 27: Messwerte der Probanden (9)

Proband	Stemmschritt- länge in cm	v_{Ball} in m/s	v_{Ball} ordinalskaliert	ω_{ARWmax} in $^{\circ}/\text{s}$	Videobild ω_{ARWmax}	ω_{EBWmax} in $^{\circ}/\text{s}$
1	78,7	21,55	0	399,66	91	1975,13
2	52,8	26,54	1	659,03	193	1836,57
3	76,7	27,7	1	1022,81	88	2631,12
4	47,6	24,5	0	666,79	117	2044,02
5	84,8	27,15	1	942,14	94	2103,79
6	75,2	26,04	1	632,12	94	2538,55
7	76,8	26,66	1	837,14	91	2385,92
8	72,1	19,41	0	583,71	102	1214,38
9	24,6	24,39	0	1365,34	195	2265,59
10	76,5	22,51	0	539,59	305	1752,11
M	66,6	24,65		764,83	137,00	2074,72
SD	18,8	2,73		282,67	72,02	417,76

Tabelle 28: Messwerte der Probanden (10)

Proband	Videobild ω_{EBWmax}	Videobild des Ballkontaktes	Zeitdifferenz (Δt) ω_{ARWmax} bis Ballkontakt in ms	Zeitdifferenz (Δt) ω_{EBWmax} bis Ballkontakt in ms	EBW_{min} in Grad
1	95	96	50	10	64,86
2	199	199	60	0	52,33
3	92	93	50	10	60,65
4	117	118	10	10	46,38
5	95	97	30	20	67,01
6	102	103	90	10	59,03
7	100	101	100	10	52,22
8	106	107	50	10	72,59
9	203	203	80	0	59,39
10	310	310	50	0	51,84
M					58,63
SD					8,07

Tabelle 29: Messwerte der Probanden (11)

Proband	Videobild EBW _{min}	Zeitdifferenz (Δt) ω_{ARWmax} bis ω_{EBWmax} in ms	Kehrwert ω_{HANW}	Videobild $\omega_{HANWmax}$	maximaler SAHAW in Grad
1	76	-40	532,69	91	56,03
2	185	-60	308,44	178	57,18
3	85	-40	383,80	72	46,39
4	102	0	423,39	111	77
5	79	-10	250,25	93	54,49
6	89	-80	483,51	99	45,9
7	82	-90	298,03	93	37,03
8	91	-40	521,18	100	46,48
9	190	-80	271,75	201	43,04
10	291	-50	355,94	300	57,94
M			382,90	133,80	52,15
SD			103,68	71,45	11,12

Tabelle 30: Messwerte der Probanden (12)

Proband	Videobild maximaler SAHAW	$\omega_{SAHAWmax}$	Zeitdifferenz (Δt) $\omega_{SAHAWmax}$ bis Abschlag	Abstand vom Ball zum Netz zum Zeitpunkt des Abschlags
1	77	-791,62	19	1,34
2	183	-563,93	16	1,72
3	74	-485,6	19	1,25
4	101	-856,79	17	1,09
5	79	-576,85	18	2,05
6	87	-410,98	16	1,17
7	83	-561,13	18	1,81
8	92	-836,45	15	2,13
9	186	-616,68	17	0,84
10	290	-895,7	20	1,03
M		-659,57	17,50	1,44
SD		170,93	1,58	0,45

Tabelle 31: Messwerte der Probanden (13)

Proband	Abstand vom Ball zur Seitenlinie zum Zeitpunkt des Abschlags	Abstand des KSP zum Netz zum Zeitpunkt des Abschlags	Abstand des KSP zur Seitenlinie zum Zeitpunkt des Abschlags
1	0,74	1,62	0,21
2	1,14	1,98	0,74
3	0,65	1,64	0,17
4	0,67	1,29	0,16
5	0,01	2,32	0,24
6	1,19	1,50	0,75
7	0,29	2,51	0,32
8	0,27	2,11	0,17
9	0,08	0,86	0,31
10	0,21	1,38	0,35
M	0,53	1,72	0,34
SD	0,42	0,50	0,22

Tabelle 32: Messwerte der Probanden (14)

Proband	Winkel zwischen KSP- Raumbahn im Anlauf und Ballflug	SA Raumwinkel in Z-Richtung	HA- Raumwinkel in Z-Richtung	Differenz des Raumwinkels von SA und HA
1	166,22	34,15	2,24	31,91
2	155,71	34,59	0,59	33,99
3	167,20	28,07	1,43	26,64
4	161,91	33,30	11,88	21,42
5	175,19	31,27	3,82	27,46
6	164,23	40,18	3,63	36,55
7	150,47	33,85	3,28	30,57
8	162,06	35,60	11,26	24,34
9	160,57	35,07	2,24	32,83
10	178,72	31,16	10,74	20,42
M	164,23	33,73	5,11	28,61
SD	8,35	3,21	4,38	5,45

Tabelle 33: Messwerte der Probanden (15)

Proband	Abschlag- höhe in cm	h_{KSP} zum Zeitpunkt des Abschlags in cm	h_{KSPmax} in cm	$v_{\text{KSPvertikal}}$ zum Zeitpunkt des Abschlags	Zeitdifferenz von h_{KSPmax} zum Abschlag
1	323,59	208,03	209,70	0,01	0
2	313,14	202,24	201,00	-0,29	-10
3	305,45	196,66	199,80	0,28	20
4	317,70	206,69	204,12	-0,07	-10
5	309,99	191,11	194,85	-0,37	-30
6	307,58	188,51	191,65	0,32	20
7	317,43	176,18	177,04	0,03	-10
8	317,45	212,37	209,53	0,46	20
9	312,73	201,28	199,79	-0,22	-10
10	314,89	207,34	205,52	-0,23	-10
M	314,00	199,04	199,30	-0,01	-2
SD	5,41	11,07	9,73	0,28	16,87

Tabelle 34: Messwerte der Probanden (16)

Proband	Betrag der Zeitdifferenz von h_{KSPmax} zum Abschlag	Differenz max KSP-Höhe zu KSP höhe beim Schlag in cm	SAHAW in vertikaler Richtung zum Zeitpunkt des Abschlag	$\Delta h_{\text{KSP-Hand}}$
1	0	1,67	27,56	115,56
2	10	-1,24	35,91	110,90
3	20	3,14	38,49	108,79
4	10	-2,57	39,57	111,01
5	30	3,74	28,83	118,88
6	20	3,14	36,55	119,07
7	20	0,86	20,97	141,25
8	20	-2,84	25,49	105,08
9	10	-1,49	46,73	111,45
10	10	-1,82	21,71	107,55
M	15,00	0,26	32,18	114,95
SD	8,06	2,55	8,51	10,32

Tabelle 35: Messwerte der Probanden (17)

Proband	Körpergröße in cm	ARW in Ebene 2 zum Zeitpunkt des Abschlag	SAAW in Ebene 3 zum Zeitpunkt des Abschlag	3D Hüftwinkel zum Zeitpunkt des Abschlags	KW _{rechts} Zeitpunkt Abschlag
1	208	146,19	163,62	16,53	39,70
2	198	144,72	159,17	20,18	12,47
3	200	160,25	103,03	32,14	33,32
4	200	149,78	161,91	8,01	8,33
5	193	167,23	177,33	18,35	15,44
6	200	136,56	112,07	29,4	3,24
7	200	170,18	177,43	21,69	39,92
8	192	162,28	171,54	14,29	42,86
9	199	149,69	160,62	24,3	26,78
10	198	144,97	164,64	12,88	10,56
M	198,80	153,18	155,14	19,78	23,26
SD	4,37	11,09	26,00	7,44	14,94

Tabelle 36: Messwerte der Probanden (18)

Proband	KW _{links} Zeitpunkt Abschlag	Mittelwert KW _{li/re} Zeitpunkt Abschlag	a_{KSPmax} in der Absprungphase in m/s ²	Videobild von a_{KSPmax} in der Absprungphase
1	27,51	33,60	31,82	50
2	9,59	11,03	31,72	152
3	4,95	19,14	32,67	50
4	31,36	19,84	37,57	73
5	7,34	11,39	35,3	51
6	9,18	6,21	29,7	63
7	13,16	26,54	23,83	55
8	9,03	25,94	40,05	64
9	39,84	33,31	28,88	163
10	68,82	39,69	31,41	265
M	22,08	22,67	32,30	98,60
SD	20,27	11,07	4,58	72,03

Anhang

Tabelle 37: Messwerte der Probanden (19)

Proband	Zeitdifferenz (Δt) maximale v_{KSP} Absenkmax zu a_{KSPmax} in ms	$v_{maxOberarm}$ (Bahn) in m/s	Videobild von $v_{maxOberarm}$	$v_{maxUnterarm}$ (Bahn) in m/s
1	180	6,77	89	10,6
2	170	8,05	193	11,25
3	250	7,99	86	12,47
4	220	8,02	112	11,7
5	200	8,13	90	11,7
6	250	6,89	95	11,55
7	270	4,34	94	7,25
8	170	5,91	102	9,33
9	240	6,99	197	10,11
10	250	6,71	304	10,93
M	220,00	6,98		10,69
SD	37,42	1,19		1,50

Tabelle 38: Messwerte der Probanden (20)

Proband	Videobild von $v_{maxUnterarm}$	$v_{maxHand}$ (Bahn) in m/s	Videobild von $v_{maxHand}$	$\Delta t \omega_{ARWmax} /$ letztes Videobild mit Bdenkontakt in ms
1	93	16,4	94	-300
2	197	16,53	198	-310
3	90	18,18	91	-270
4	115	16,22	116	-350
5	94	16,55	95	-360
6	100	17,12	101	-210
7	96	11,26	97	-250
8	107	13,48	107	-300
9	199	17,93	203	-260
10	309	17,08	310	-310
M		16,08		-292,00
SD		2,12		45,66

7 Wissenschaftliche Beiträge des Verfassers

- Kuhlmann, CH.**, Roemer, K., Milani, TL. (2007). Aspects of a three dimensional motion analysis of the volleyball spike in high level competition. In: HJ. Menzel & MH. Chagas Proceedings. *XXV Annual Symposium of the International Society of Biomechanics in Sports (ISBS)*. Belo Horizonte, 47-50.
- Kuhlmann, CH.**, Roemer, K., Milani, TL. (2007). Gegenüberstellung verschiedener sich ergänzender Methoden der Bewegungsanalyse im Feld am Beispiel Volleyball. In: J. Backhaus, F. Borkenhagen, J. Funke-Wieneke (Hrsg.). *SportStadtKultur Abstracts. 18. Sportwissenschaftlicher dvs-Hochschultag 2007*. pp. 150-151. Hamburg: Czwalina.
- Kuhlmann, CH.**, Roemer, K., Zimmermann, B., Milani, TL., Fröhner, B. (2008). Vergleichende Analyse von Technikparametern beim Angriff in definierten Spielsituationen im Volleyball. Eine Einzelfallanalyse. *Leistungssport*, 38, 5, 29-34.
- Kuhlmann, CH.**, Roemer, K., Milani, TL. (2008). Different approach techniques in volleyball spike. *NACOB*, Ann Arbor.
- Kuhlmann, CH.**, Roemer, K., Milani, TL. (2009). Koordinative Aspekte des Volleyballangriffsschlags mittels dreidimensionaler Bewegungsanalyse in der Europaliga. In: KH. Langolf, R. Roth (Hrsg.). *Volleyball international in Forschung und Lehre 2007. 33. Int. DVV-Symposium*. Bad Blankenburg. 39-50. Hamburg: Czwalina.
- Kuhlmann, CH.**, Roemer, K., Milani, TL. (2009). Bewegungsanalyse des Volleyballangriffsschlags. Bundesinstitut für Sportwissenschaft (Hrsg.). *BISp-Jahrbuch 2007 / 08*, 87-90. Hamburg: Czwalina.
- Kuhlmann, CH.**, Roemer, K., Milani, TL. (2009). Coordination of lower limb in the take off phase of volleyball spike jumps in competition. Eingereicht bei: *Sports Biomechanics*.
- Kuhlmann, CH.**, Roemer, K., Milani, TL. (2009). Elite outside hitters in volleyball do not meet their individual possible maximum impact height in high spike jumps. In: *Proceedings. XXVII International conference on Biomechanics in Sports*. Limerick, Ireland.

Roemer, K., **Kuhlmann, CH.**, Milani, TL. (2007). Body angles in volleyball spike investigated by modelling methods. In: HJ. Menzel & MH. (Hrsg.). *Chagas Proceedings. XXV Annual Symposium of the International Society of Biomechanics in Sports (ISBS)*. Belo Horizonte, 328- 332.

Roemer, K., **Kuhlmann, CH.**, Milani, TL. (2008). Investigation of shoulder kinematics in Volleyball spikes. In: YH. Kwon, J. Shim, JK. Shim & IS. Shin. (Hrsg.). *Proceedings. XXVI International conference on Biomechanics in Sports*. 506-509, Seoul.

8 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei Prof. Dr. Thomas L. Milani für seine Unterstützung bedanken. Als wissenschaftlicher Mitarbeiter an seinem Lehrstuhl hatte ich viele Möglichkeiten, mich beruflich weiterzuentwickeln.

Weiterhin möchte ich mich bei Dr. Karen Roemer und Dr. Bernd Zimmermann bedanken, ohne deren organisatorische Unterstützung die Durchführung der Messungen bei einem Europaligaturturnier nicht so reibungslos abgelaufen wäre. Während meiner Tätigkeit an der Technischen Universität Chemnitz waren sie stets konstruktive und hilfreiche Diskussionspartner.

Auch gilt mein Dank den vielen studentischen Mitarbeitern, allen voran Falk Zaumseil, mit denen ich in den vergangenen Jahren zusammenarbeiten durfte und ohne die mein berufliches Wirken sehr viel schwieriger gewesen wäre.

Ich bedanke mich bei der Firma SIMI Reality Motion GmbH, die für die Videoaufnahmen einen Teil der notwendigen Ausrüstung, wie digitale Hochgeschwindigkeitskameras, zur Verfügung stellte.

Mein besonderer Dank gilt Sabine Günther für die Unterstützung bei Bildern und Abbildungen sowie Frauke Bahlburg für die sorgfältige Überprüfung des Manuskriptes.

Ich möchte mich bei Frank Lindner für seine mathematische Unterstützung bedanken.

Weiterhin möchte ich mich ganz herzlich bei Bärbel Schädlich und Susanne Meisel bedanken, die mir die kleineren Sorgen des beruflichen Alltags abnahmen oder mich dabei immer hilfreich unterstützten.

Ein ganz großes Dankeschön geht an meine Eltern, Ute und Hans-Detlev Kuhlmann, für deren ständige und vielfältige Unterstützung und deren Ratschläge in allen Bereichen.

9 Erklärung

Ich versichere, dass ich die Dissertation eigenständig erarbeitet und verfasst habe, keine anderen Quellen und Hilfsmittel als die angegebenen benutzt und diejenigen Stellen der Dissertation, die anderen Werken dem Wortlaut oder Sinn nach entnommen sind, in jedem einzelnen Fall unter Angabe der Quelle als Entlehnung kenntlich gemacht habe.

Chemnitz, den 09.11.2010



Claas Kuhlmann

10 Kurzer Lebenslauf insbesondere zum wissenschaftlichen Werdegang

Name: Claas H. Kuhlmann

Geboren am: 16.02.1976 in Hamburg

- 1997 – 2002 Studium der Sportwissenschaft an der Christian Albrechts Universität zu Kiel mit den Nebenfächern Psychologie und Jura (Sportrecht)
- 2003 Bereichsleiter bei einem privaten Sport- und Dienstleistungsanbieter
- 2004 – 2005 freier Trainingswissenschaftler am Olympiastützpunkt Bayern
- 2006 wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Technischen Universität München, Fakultät für Sportwissenschaft, Fachbereich Biomechanik im Sport
- 2006 – 2009 wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Technischen Universität Chemnitz, Institut für Sportwissenschaft