

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Fakultät für Medizin

Die VKB-Verletzung im alpinen Skisport:

Feldexperiment zum Einfluss
einer verminderten Steifigkeit des Skischuhs auf die
Gelenkinematik und die muskuläre Aktivität
der Kniestrecker und Kniebeuger

Mirko Dante Oliver Barone

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der
Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades
eines Doktors der Medizin (Dr. med.) genehmigten Dissertation.

Vorsitz: Prof. Dr. Lars Mägdefessel

Prüfer der Dissertation: 1. apl. Prof. Dr. Sebastian Siebenlist
2. Prof. Dr. Veit St. Senner

Die Dissertation wurde am 03.02.2022 bei der
Technischen Universität München eingereicht und durch die
Fakultät für Medizin am 11.10.2022 angenommen.

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Fakultät für Medizin

Die VKB-Verletzung im alpinen Skisport:

Feldexperiment zum Einfluss
einer verminderten Steifigkeit des Skischuhs auf die
Gelenkinematik und die muskuläre Aktivität
der Kniestrecke und Kniebeuger

Mirko Dante Oliver Barone

Meiner Familie
gewidmet

*„Quando l'incompiuto matura nella perfezione,
la scontentezza cede il passo alla soddisfazione“*

Dante 2022

INHALTSVERZEICHNIS:

1	EINLEITUNG	7
1.1	Problemstellung	7
1.2	Zielsetzung der vorliegenden Arbeit	9
1.3	Aufbau der Arbeit	10
2	STAND DER WISSENSCHAFT UND TECHNIK	11
2.1	Epidemiologie	11
2.1.1	Geschlechterspezifische Unterschiede	12
2.1.1.1	Im Freizeitskisport	12
2.1.1.2	Im Profiskisport	13
2.2	Risikofaktoren	14
2.2.1	Fehlende Auslösung	14
2.2.2	Weitere Risikofaktoren	14
2.3	Verletzungsmechanismen	16
2.3.1	Welche Mechanismen wirken sich auf das VKB aus?	16
2.3.2	Welche Bewegungsabläufe sind beim Skifahren kritisch?	18
2.3.2.1	Slip-catch-Mechanismus	18
2.3.2.2	Vorwärts-Drehsturz	19
2.3.2.3	Rückwärts-Drehsturz	20
2.3.2.4	Rückwärtsfall	20
	<i>Warum kommt es beim Rückwärtsfall zur VKB-Ruptur?</i>	22
2.4	Folgen der VKB-Ruptur	23
2.4.1	VKB-Ruptur und die Rückkehr zum Sport	23
2.4.2	VKB-Ruptur und Gonarthrose	25
2.5	Prävention	26
2.5.1	Aus dem Labor auf die Piste	26
3	MATERIAL UND METHODEN	28
3.1	Auswahl des Versuchsgeländes	28
3.2	Mobile Messtechnik	28
3.3	Versuchsablauf	30
3.4	Bewegungsanalyse	31
3.4.1	Allgemeine Aspekte zur Bewegungsanalyse	31
3.4.2	Arbeitsplatz des Bewegungsanalyse-Systems	31
3.4.3	Manuelles Digitalisieren	32
3.4.4	Auflösung und Messgenauigkeit	33

INHALTSVERZEICHNIS

3.5	Elektromyographie (EMG)	33
3.5.1	Allgemeine Aspekte zur Elektromyographie	33
3.5.2	Physiologie der Elektromyographie	34
3.5.3	Oberflächenelektroden und Signalverstärkung	34
3.5.4	Messgenauigkeit	35
3.6	Ausrüstung	36
3.7	Versuchsstrecke	38
3.8	Versuchspersonen	41
3.9	Versuchsprogramm	41
3.10	Auswerteverfahren der Bewegungsanalysedaten	45
3.11	Auswerteverfahren der Elektromyographie	51
3.12	Statistik	56
4	ERGEBNISSE	59
4.1	Ergebnisse der Bewegungsanalyse zur Kinematik	60
4.1.1	Landewinkel und zeitlicher Verlauf des Klappwinkel	62
4.1.2	OSG-, Knie und Hüftwinkel	65
	<i>OSG-Winkel</i>	65
	<i>Kniewinkel</i>	66
	<i>Hüftwinkel</i>	68
4.1.3	Oberkörper- und Vorlagewinkel	69
	<i>Oberkörperwinkel</i>	70
	<i>Vorlagewinkel</i>	71
4.1.4	Kinematik zu den vier relevanten Zeitpunkten	73
	<i>Zeitpunkt Klappanfang (KA)</i>	73
	<i>Zeitpunkt Klappende (KE)</i>	74
	<i>Zeitpunkt T248</i>	76
	<i>Zeitpunkt Landungsende (LE)</i>	77
4.1.5	Vergleich der Winkeldaten für beide Mechanismen (I)	78
4.2	Ergebnisse der EMG-Messung zur Muskelaktivität	80
4.2.1	Individuelle Betrachtung und Kategorisierung	82
4.2.1.1	Responder-Gruppe	82
4.2.1.2	Non-Responder-Gruppe	87
4.2.1.3	Vergleich Responder und Non-Responder	91

INHALTSVERZEICHNIS

4.2.2	Zusammenhang zwischen der Muskelaktivität und Landewinkel	95
4.2.2.1	Alle Landewinkel	95
	<i>Vergleich des Ischio/Quad-Index für alle Landewinkel</i>	96
4.2.2.2	Häufigkeitsverteilung der Landewinkel	98
	<i>Lineare Regression der Landewinkel und der AQ-MW</i>	99
4.2.2.3	Landewinkel >45°	102
4.2.2.4	Landewinkel <30°	104
4.2.2.5	Landewinkel <30° vs. >45° für blockierten Mechanismus	106
4.2.2.6	Landewinkel <30° vs. >45° für aktivierten Mechanismus	107
4.3	Abschließendes Fazit	112
	<i>Kinematik</i>	112
	<i>Muskelaktivität</i>	112
5	DISKUSSION	113
5.1	Diskussion zur Kinematik	113
5.2	Diskussion zur Muskelaktivität	115
	<i>Vergleich zu Senner</i>	115
	<i>Sonderfall Versuchsperson 8</i>	117
	<i>Vergleich mit weiterer Literatur</i>	118
5.3	Limitationen	120
5.3.1	Witterung	120
5.3.2	Inhomogene Versuchsgruppe	121
5.3.3	Skischuh-Prototyp mit modifiziertem Heckspoiler	121
5.3.4	2D-Analyse auf eine Ebene beschränkt	122
5.3.5	2D-Analyse auf die linke Körperhälfte beschränkt	123
5.3.6	Korrelation zwischen Landewinkel und Muskelaktivität	123
5.3.7	Begrenzte Anzahl der ableitbaren Muskeln	124
5.3.8	Trainingseffekt	124
6	AUSBLICK	126
	<i>Weitere Untersuchungen</i>	126
	<i>Weitere Skischuhentwicklung</i>	126
7	ZUSAMMENFASSUNG	127
	<i>Summary</i>	129
8	LITERATURVERZEICHNIS	131

INHALTSVERZEICHNIS

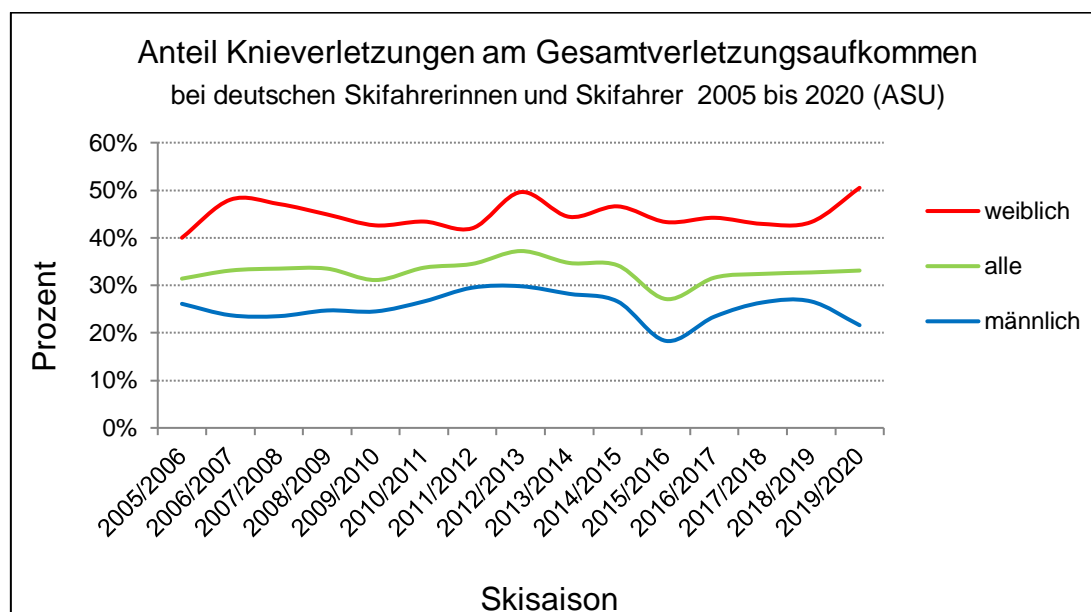
9	WEITERE VERZEICHNISSE	142
9.1	Abbildungsverzeichnis	142
9.2	Abkürzungsverzeichnis	144
9.3	Balkendiagrammverzeichnis	145
9.4	Flussdiagrammverzeichnis	147
9.5	Histogrammverzeichnis	147
9.6	Liniendiagrammverzeichnis	147
9.7	Streudiagrammverzeichnis	147
9.8	Tabellenverzeichnis	148
10	ANHANG	149
10.1	Versuchsprotokolle für alle 8 Versuchspersonen (VP1 – VP8)	149
10.2	Ergänzungen zur Kinematik	157
10.2.1	Gemittelte Winkeldaten zum Zeitpunkt KA, KE, T248 und LE	157
	<i>Zeitpunkt Klappanfang (KA)</i>	157
	<i>Zeitpunkt Klappende (KE)</i>	157
	<i>Zeitpunkt T248</i>	158
	<i>Zeitpunkt Landungsende (LE)</i>	159
10.2.2	Vergleich der Winkeldaten für beide Mechanismen (II)	160
10.3	Muskelaktivität (AQ-MW und IQI) für VP1 – VP8	162
	<i>Versuchsperson 1 (VP1)</i>	162
	<i>Versuchsperson 2 (VP2)</i>	163
	<i>Versuchsperson 3 (VP3)</i>	164
	<i>Versuchsperson 4 (VP4)</i>	165
	<i>Versuchsperson 5 (VP5)</i>	166
	<i>Versuchsperson 6 (VP6)</i>	167
	<i>Versuchsperson 7 (VP7)</i>	168
	<i>Versuchsperson 8 (VP8)</i>	169
10.4	Variationskoeffizienten der Gelenkwinkel	170
11	DANKSAGUNG	174

1 EINLEITUNG

1.1 Problemstellung

In Deutschland sind hochgerechnet 4,2 Millionen Skifahrerinnen und Skifahrer aktiv. Davon verletzten sich in der Skisaison 2019/2020 zwischen 36.000 und 38.000. Dies entspricht, laut der Auswertestelle für Skiunfälle (ASU), dem niedrigsten Wert seit Beginn der Aufzeichnungen im Jahr 1980. Dieser erfreulichen Entwicklung steht der anhaltend hohe Anteil an Knieverletzungen gegenüber. Das Risiko für eine Knieverletzung liegt bei 2,91 je 1000 Skifahrer. Nahezu ein Drittel (33,1%) aller Skiverletzungen betrifft das Kniegelenk. Der relativ konstante Trend der letzten Jahre setzt sich fort und damit bleibt das Kniegelenk die am häufigsten verletzte Körperregion im alpinen Skisport. Dramatisch ist der Anteil an Knieverletzungen bei den Skifahrerinnen mit 50,5%, der Anteil bei den Skifahrern sank auf 21,6% (Schulz 2020).

Liniendiagramm 1 vergleicht den Anteil der Knieverletzungen am Gesamtverletzungsaufkommen in den letzten 15 Jahren zwischen den deutschen Skifahrerinnen (rote Linie) und den Skifahrern (blaue Linie). Die grüne Linie stellt den prozentualen Anteil der Knieverletzungen aller Skifahrer dar. Das Diagramm wurde anhand der jährlich von Schulz veröffentlichten ARAG-Daten erstellt.



Liniendiagramm 1: Anteil der Knieverletzungen am Gesamtverletzungsaufkommen der letzten 15 Jahre erstellt aus der Datenbank der ASU für die Saison 2005/2006 bis 2019/2020

Verschiedene Mechanismen können eine VKB-Ruptur zur Folge haben. Eine detaillierte Übersicht hierzu bietet die Arbeit von Freudiger (Tabelle 2; Freudiger et al. 2000).

Bere zeigte mit ihrer Analyse an professionellen Skifahrern, dass die Landung in Rücklage, zur zweithäufigsten Ursache einer VKB-Ruptur zählt. Für diese spezielle, zweidimensionale Sprung- und Landesituation wird unter anderem der vordere Schubladenstress (boot induced anterior drawer = biad) auf das VKB als Verletzungsursache angesehen (Bere et al. 2011; Johnson et al. 2012).

Die folgenlose Ausheilung einer VKB-Ruptur ist das primäre Behandlungsziel. Spätschäden lassen sich allerdings nicht regelhaft vermeiden. So lassen sich bei 62% der Patienten nach isolierter VKB-Ruptur und bei 80% nach kombinierter VKB-Ruptur, 10 und 15 Jahre später, radiologische Anzeichen einer Gonarthrose nachweisen (Oiestad et al. 2010).

Von daher zählt die Prävention der Knieverletzungen zu den vorrangigsten Zielen der behandelnden Fachgesellschaften. Es gilt die Skifahrer selbst zu motivieren, gut vorbereitet, fit und trainiert in die neue Saison zu starten. Durch spezifische neuromuskuläre Programme können muskuläre Schwächen effektiv trainiert werden. Diese Präventionsprogramme werden nicht nur im Leistungssport, sondern mittlerweile auch im Freizeit- und Nachwuchsbereich angewendet (Griffin et al. 2006; Heinrich et al. 2014; Stoffels et al. 2017; Schulz 2020).

Andere Untersuchungen zielen auf die Verbesserung der Materialeigenschaften zur Verletzungsprävention und Steigerung der Sicherheit im alpinen Skisport ab. Neben dem Ski (Hörterer 2005; Burtscher et al. 2008) und der Skibindung (Burtscher et al. 2015; Schott et al. 2011; Senner et al. 2015; Senner et al. 2013) steht auch der Skischuh seit vielen Jahren im Fokus wissenschaftlicher Arbeiten (Schaff et al. 1989; Barone et al. 1994; Benoit et al. 2001; Corazza et al. 2005; Böhm et al. 2008). Senner beschreibt in seinen Veröffentlichungen die aktuellen, technologischen Maßnahmen zur Verletzungsreduktion im alpinen Skisport (Senner 2014).

Zur Belastungsreduktion des VKB wurde in diesem Zusammenhang von mehreren Autoren ein nach dorsal beweglicher Schaft diskutiert (Schaff et al. 1989; Bally et al. 1989; Webster et al. 1996; Senner et al. 1997; Senner et al. 1995; Vogt 1998). Für diese Schuhkonstruktion werden sowohl Änderungen in der Gelenkinematik als auch im muskulären Zusammenspiel postuliert.

Im Ski- Hochleistungssport waren bisherige Strategien zur Vermeidung von VKB-Rupturen, weniger erfolgreich. Von daher ist eine Suche nach neuen Wegen angezeigt (Brucker et al. 2011).

Die Analyse der Einflussmöglichkeiten des Skischuhs auf die Bewegungsabläufe des Skifahrers zählt zu den Schwerpunkten unserer Arbeitsgruppe. Nach den Laborversuchen (Barone et al. 1994), folgten Feldversuche auf der Skipiste. Senner (Senner et al. 1995) analysierte die Landung in Rücklage nach einem Sprung. An einer Versuchsperson kam ein Prototyp-Skischuh mit wahlweise beweglichem Heckspoiler zum Einsatz.

Dieser explorative Ansatz wurde durch ein biomechanisches Segmentmodell ergänzt. In seiner Dissertation formulierte Senner die Aussage, dass bei aktiviertem Mechanismus, höhere Muskelaktivitätsquotienten, insbesondere der ischiocruralen Muskulatur erreicht werden. In der durchgeführten Simulation kam es durch den beweglichen Schaft des Skischuhs, zu einer Reduktion der Kraft im vorderen Kreuzband von über 25%, gegenüber dem konventionellen Skischuh mit steifem Schaft (Senner 2001).

Ein experimenteller Ansatz zur Stützung Senners Beobachtung steht bislang noch aus. Diesen zu liefern ist Gegenstand der vorliegenden Arbeit.

Hierzu wurden acht Versuchspersonen, unter Anwendung eines Prototypen-Skischuhs, bei der Landung nach einem Sprung mit Rücklage, untersucht.

1.2 Zielsetzung der vorliegenden Arbeit

Im Rahmen der vorliegenden experimentellen Feldstudie zur Untersuchung der Landung in Rücklagetendenz wurde ein Prototyp eines „Auslöse-Skischuhs“ eingesetzt. Die Nachgiebigkeit des Schaftes nach dorsal (unabhängige Variable) konnte über einen einfachen Mechanismus in zwei Stufen manipuliert (aktiviert/blockiert) werden. Im „aktivierten“ Zustand gab der Schaft nach dorsal nach, im „blockierten“ Zustand verhielt sich der Schaft wie bei einem herkömmlichen Skischuh.

Ein Ziel ist es, die Kinematik der Gelenkwinkel (Sprung-, Knie- und Hüftgelenk) und der Körperwinkel (Oberkörper- und Vorlagewinkel) in der Sagittalebene für die beiden Mechanismen zu vergleichen. Ein zweites Ziel ist die Erfassung, Auswertung und Interpretation der, durch die beiden Mechanismen beeinflussten, muskulären Aktivität der Kniestrecke und Kniebeuger.

1.3 Aufbau der Arbeit

Der Aufbau der Arbeit ist in mehrere Kapitel untergliedert, die hier kurz vorgestellt werden.

Kapitel 1, die Einleitung, beschreibt die Problemstellung, die Zielsetzung und den Aufbau der Arbeit.

Kapitel 2 befasst sich mit dem Stand der Wissenschaft und Technik. Hier werden epidemiologische Aspekte inklusive geschlechterspezifischer Unterschiede im Freizeit- und Profisport beleuchtet. Darüber hinaus werden die Risikofaktoren und Verletzungsmechanismen, einschließlich des Rückwärtsfalls, beschrieben. Am Ende des Kapitels wird auf die Folgen der VKB-Ruptur und präventive Maßnahmen eingegangen.

Kapitel 3 enthält den Teil zu Material und Methoden. Hier wird die Messtechnik, der Versuchsaufbau und -ablauf dargestellt. Die 2D-Bewegungsanalyse und die Elektromyographie werden gemeinsam mit den jeweiligen Auswerteverfahren veranschaulicht. Die statistischen Methoden werden abschließend mit den Hypothesen für die Kinematik und die Muskelaktivität vorgestellt.

Kapitel 4 stellt die Ergebnisse des Feldexperiments dar. Dabei werden die Gelenkwinkel (Hüfte-, Knie- und OSG-Winkel), die Körperwinkel (Oberkörper- und Vorlagewinkel) und der Klappwinkel des blockierten Mechanismus mit den entsprechenden Winkeln des aktivierten Mechanismus verglichen. Ein gesonderter Vergleich erfolgt für die vier relevanten Zeitpunkte, Klappanfang, Klappende, T248 und Landungsende. Anschließend folgt die Beschreibung der EMG-Ergebnisse. Diese beinhaltet eine individuelle Betrachtung und Kategorisierung in eine Responder und eine Non-Responder Gruppe. Zusätzlich wird der Zusammenhang zwischen dem Landewinkel und der muskulären Aktivität der Kniestrecker und Kniebeuger herausgearbeitet.

Kapitel 5 beinhaltet die Diskussion der Ergebnisse mit der bestehenden Literatur zur Kinematik und Muskelaktivität. Ebenfalls werden Limitationen der Arbeit aufgezeigt.

Kapitel 6 gibt einen Ausblick für künftige Arbeiten.

Kapitel 7 besteht aus der Zusammenfassung in deutscher und englischer Sprache.

Kapitel 8 enthält das Literaturverzeichnis.

Kapitel 9 listet weitere Verzeichnisse, wie das Abbildungs- und Abkürzungsverzeichnis, sowie das Balken-, Fluss-, Linien- und Streudiagrammverzeichnis und auch das Histogramm- und Tabellenverzeichnis auf.

Kapitel 10 ist der Anhang und beinhaltet die Versuchsprotokolle der 8 Versuchspersonen. Weiterhin finden sich noch ergänzende Angaben zur Kinematik und Muskelaktivität.

Kapitel 11 bildet den Abschluss der Arbeit in Form der Danksagung.

2 STAND DER WISSENSCHAFT UND TECHNIK

2.1 Epidemiologie

Insgesamt konnte die Verletzungshäufigkeit seit den 60er Jahren um ca. 90% gesenkt werden. Diese erfreuliche Entwicklung lässt sich in erster Linie auf folgende Veränderungen zurückführen (Röhl et al. 1994; Burtscher et al. 2015; Ruedl et al. 2014):

- Einführung der Sicherheits-Auslösebindung
- höhere und bequemere Skischuhe
- kürzere Carving-Ski
- das Tragen einer Schutzausrüstung (z.B. Helme, Protektoren)
- besser präparierte Skipisten

Trotz verbreiteter Akzeptanz von Schutzausrüstungen, gab knapp die Hälfte aller befragten Skifahrer, eine behandlungsbedürftige Verletzung an. Gut 75% der Verletzungen rühren von Stürzen, knapp 15% der Verletzungen sind auf Kollisionen beim Skifahren zurückzuführen. Männer sind signifikant risikobereiter als Frauen (Bürkner et al. 2009).

Die Verletzung des Kniegelenkes, insbesondere die Ruptur des vorderen Kreuzbandes bleibt die häufigste Verletzung im alpinen Skisport. Die Verletzungshäufigkeit variiert zwischen den verschiedenen Altersklassen, dem Geschlecht und dem Können. Je nach Angebot unterscheiden sich die einzelnen Skigebiete in ihren Verletzungsstatistiken (Burtscher et al. 2015).

In seiner Arbeit stellt Hörterer 2005 fest, dass es durch die Einführung der Carving-Ski nicht zu einem Anstieg der Verletzungszahlen im alpinen Skisport kam (Hörterer 2005).

Burtscher untersuchte 2008 ebenfalls den Einfluss der Carving-Ski auf das Verletzungsmuster. Die Gesamtverletzungshäufigkeit sank um 9%. Es zeigte sich eine unveränderte Geschlechterverteilung. 29,5 % der männlichen Verletzten hatten Knieverletzungen, bei den weiblichen Verletzten, 53 %.

2.1.1 Geschlechterspezifische Unterschiede

2.1.1.1 Im Freizeitskisport

Im Freizeitskisport sind Kniegelenksverletzungen am häufigsten. Ruedl fand über einen Zeitraum von 5 Jahren, dass 15-21% unter den verletzten männlichen und weiblichen Skifahrern eine VKB-Ruptur erlitten. Das Durchschnittsalter der Betroffenen beträgt 42,1 +/- 10,9 Jahre (Ruedl et al. 2015a; Stenroos et al. 2015). Frauen sind davon öfter als Männer betroffen und erleiden 2,4 - 3,3mal häufiger eine VKB-Ruptur. (Blanke et al. 2016; Brucker et al. 2014) Ein ähnliches Ergebnis fand Posch. Frauen verletzen sich beim Skifahren am Kniegelenk doppelt so häufig wie Männer und das Risiko einer Verletzung des VKB ist bei weiblichen Skifahrern dreimal so hoch wie bei männlichen Skifahrern. (Posch et al. 2017) Auch Ruedl wies für das weibliche Geschlecht ein 3-fach erhöhtes Risiko für eine VKB-Verletzung nach (Ruedl et al. 2009; Ruedl et al. 2011).

Verantwortlich für die geschlechterspezifischen Unterschiede könnten verschiedene weibliche Anlagen sein (Hewett et al. 2006):

- anatomische
 - Valgusalignment, geringe interkondyläre Notchbreite
- neuromuskuläre
 - Valguskollaps, insuffiziente Quadrizeps-Hamstring-Koaktivierung
- hormonelle
 - östrogenabhängige Gelenklaxizität

2.1.1.2 Im Profiskisport

Viola konnte für das Skigebiet Vail, Colorado (USA) zeigen, dass die Inzidenz einer VKB-Ruptur bei den professionellen, männlichen Mitgliedern der Bergwacht bei 4,2 VKB-Rupturen pro 100.000 Skitagen lag. Bei den professionellen, weiblichen Mitgliedern lag sie bei 4,4 VKB-Rupturen pro 100.000 Skitagen (Viola et al. 1999). Somit ergab sich kein relevanter Geschlechterunterschied.

Auch Flørenes fand im Leistungssport eine über beide Geschlechter gleiche Verteilung der VKB-Ruptur. In der Zeit von 2006/07 und 2007/08 wurden 2121 Weltcupmitglieder aus 10 Nationen befragt. 705, ein Drittel, von ihnen erlitten Verletzungen. Die Verletzungshäufigkeit stieg mit höherer Geschwindigkeit und war für den Abfahrtslauf 3,5mal höher als für den Slalomlauf. Männer waren häufiger betroffen als Frauen. Unter den Gelenk- und Bandverletzungen war das Kniegelenk mit 67,9% am häufigsten betroffen. Hierunter war die Verletzung des VKB mit 45,6% führend und über beide Geschlechter gleich verteilt (Flørenes et al. 2009; Flørenes et al. 2012).

Videoauswertungen im alpinen Skiweltcup von 2006 bis 2009 ergaben, dass die meisten (96%) Verletzungen am Kopf und Oberkörper auf Stürze zurückzuführen sind. Die Mehrzahl (83%) der Knieverletzungen trat jedoch während des Fahrens auf und hatte zumeist einen anschließenden Sturz zur Folge (Bere et al. 2014a). Bere fand zusätzlich eine signifikant höhere Verletzungshäufigkeit für Rennskifahrer als für Rennskifahrerinnen. Bezüglich der VKB-Ruptur fanden sich keine geschlechtsspezifischen Unterschiede bei den Rennskifahrern (Bere et al. 2014b).

Supej berichtet, dass sich 71% aller Verletzungen der Weltcup Skifahrer während des Wettkampfes ereignen. Und dies, obwohl die Wettkampffahrten im Vergleich zu den Trainingsfahrten einen deutlich geringen Anteil an Zeit auf der Skipiste in Anspruch nehmen. Zurückzuführen ist dieses Ergebnis, auf die dem Erfolgsdruck geschuldete höhere Risikobereitschaft, gepaart mit höheren Geschwindigkeiten bei anspruchsvollerem Gelände (Supej et al. 2017).

2.2 Risikofaktoren

2.2.1 Fehlende Auslösung

Die fehlende Auslösung der Skibindung zählt zu den meist genannten Risikofaktoren. In ungünstigen Situationen wird die Sicherheitsbindung zur Risikobindung.

In der Arbeit von Brucker löste die Skibindung bei 96% der VKB-Rupturen nicht adäquat aus (Brucker et al. 2014). Frauen gaben ein Nichtauslösen der Skibindung signifikant häufiger an, als Männer (86 vs. 44%, $p < 0,001$) (Posch et al. 2017). 82% der gestürzten weiblichen Skifahrerinnen und 64% der männlichen Skifahrer mit VKB-Ruptur gaben an, dass ihre Skibindung nicht auslöste (Ruedl et al. 2009). Zusätzlich fand sich bei Skifahrerinnen, deren Skibindung nicht kürzlich eingestellt wurde, ein höheres Risiko für Knieverletzungen als bei Skifahrerinnen mit kürzlich eingestellter Skibindung (Burtscher et al. 2008).

Im Vergleich zwischen Erwachsenen mit Kindern und Jugendlichen fand sich bei 80,7% der verletzten Erwachsenen keine Auslösung. Bei den verletzten Kindern und Jugendlichen lag die Quote fehlender Auslösungen mit 46,3% deutlich niedriger (Shea et al. 2014).

2.2.2 Weitere Risikofaktoren

Die Arbeit von Hasler konnte nach Auswertung von 1.278 Fragebögen mehrere Risikofaktoren für den alpinen Freizeitskisport feststellen. Unter anderem führten eine hohe Risikobereitschaft mit neuer Skiausrüstung, verschiedene Schneebeschaffenheiten und Drogenkonsum zu signifikant vermehrten Verletzungen. Die Angaben zum Alkoholkonsum ergaben ein verzerrtes Bild, möglicherweise aufgrund ungenauer Angaben der Befragten (Hasler et al. 2009). Zum Thema Alkohol fand Ruedl (Ruedl et al. 2015b) unter den verletzten Skitourengehern 11,6% mehr, die Alkohol konsumierten, als unter den Unverletzten.

Einen weiteren Risikofaktor stellt das Musikhören dar. Unter den verletzten Tourengehern hörten 10,9% mehr Musik während der Abfahrt, als in der unverletzten Gruppe.

Weiter untersuchte Ruedl über einen Zeitraum von 5 Jahren den Einfluss der Ermüdung auf die Verletzungshäufigkeit des VKB. Nur 19% der Verletzten gaben eine Ermüdung zum Zeitpunkt des Sturzes an. Die männlichen VKB-Verletzten

gaben im Vergleich zu den weiblichen VKB-Verletzten ein besseres Leistungs- und Fitnessniveau, sowie eine höhere Risikobereitschaft an (Ruedl et al. 2015a).

Die Arbeit von Goulet untersuchte die Unterschiede in der Verletzungshäufigkeit und im Verletzungsschweregrad zwischen Anfängern und Fortgeschrittenen im alpinen Skilauf. Es fanden sich signifikant häufiger Verletzungen bei Anfängern. Im Gegensatz dazu erlitten die fortgeschrittenen Fahrer die schwerwiegenderen Verletzungen (Goulet et al. 2010).

Greier untersuchte über einen Zeitraum von 10 Jahren die Verletzungshäufigkeiten im Winterschulsport im Bundesland Tirol, Österreich. Mit einem Anteil von 48% ist der alpine Skisport die verletzungshäufigste Wintersportart im Schulsport. 39% betrafen die untere Extremität, davon in 77% der Fälle das Kniegelenk. 86% aller Skiunfälle ereigneten sich kurz vor der Mittagspause und nachmittags (Greier 2011). Dies könnte zumindest im Schulsport auf einen gewissen Einfluss der Ermüdung auf die Verletzungshäufigkeit schließen lassen.

Ruedl konnte zeigen, dass niedrige Außentemperaturen und Schneefall zu den umweltbedingten, äußeren Risikofaktoren für Knieverletzungen, vor allem bei Skifahrerinnen, zählen (Ruedl et al. 2012a).

80-90% aller Verletzungen im Wintersport sind auf selbstverschuldete Stürze ohne Fremdeinwirkung zurückzuführen. In 10% der Fälle ist eine Personenkollision ursächlich. Pistenkreuzungen, starker Pistenverkehr, griffiger Schnee und Sonnenschein führten signifikant häufiger zu Kollisionen. Im Vergleich zur Gruppe mit den selbstverschuldeten Stürzen war die Kollisions-Gruppe signifikant älter (41 vs. 33 Jahre) (Ruedl et al. 2013).

Tabelle 1 fasst die Risikofaktoren für Verletzungen im alpinen Skisport zusammen:

- Geschlecht (weibliche häufiger als männliche Skifahrer)
- Fehlende Auslösung der Skibindung (oftmals fehlende Einstellung)
- Alter (über 30-Jährige häufiger als unter 30-Jährige)
- Risikobereitschaft
- Erfahrung (Anfänger häufiger; Fortgeschrittene schwerer)
- Leistungs-, Fitnessniveau
- Ermüdung (häufiger Verletzungen nachmittags)
- Alkohol- und Drogenkonsum (Canabis)
- Musik (Ablenkung)
- Geschwindigkeit
 - sowohl hohe Geschwindigkeit
 - als auch niedrige Geschwindigkeit
- Skiausrüstung (neu, ungewohnt)
- Schneebeschaffenheit
 - sowohl alter, nasser Schnee
 - als auch Pulverschnee
- schlechte Sicht (Schneefall, Nebel)
- niedrige Außentemperaturen (große Kälte)
- selbstverschuldete Fahrfehler (häufig)
- Kollision (selten)

Tabelle 1: Risikofaktoren für Verletzungen im alpinen Skisport

2.3 Verletzungsmechanismen

2.3.1 Welche Mechanismen wirken sich auf das VKB aus?

Die Arbeit von Hame (2002) untersuchte 37 Kadaver-Kniegelenke. Eine zusätzliche Innenrotation von 10° führt bei voll gestrecktem und voll gebeugtem Kniegelenk zur höchsten Belastung und Rupturgefahr für das vordere Kreuzband bei Drehstürzen. Bei 90° Beugung im Kniegelenk verursachte die zusätzliche Innenrotation von 10° nur geringe Spannungszunahmen. Ohne Innenrotation fanden sich die höchsten Spannungen für das VKB bei Hyperflexion (Hame et al. 2002).

Die Ergebnisse von Nusser bestätigen die bereits zuvor genannten Überlegungen zur VKB-Belastung. Mittels Kniesimulator zeigte sich in Kniestreckung eine höhere Beanspruchung für das VKB, als bei großer Kniebeugung. Zwischen 0° - 30° hat die Rotation den größten Einfluss auf die Spannung im VKB. Bei gestrecktem Kniegelenk ruft eine maximale Anspannung der Quadrizepsmuskulatur eine vermehrte Beanspruchung des VKB hervor.

Valgus-Stress verstärkt die Spannung im VKB ebenso wie eine zusätzliche axiale Kompression. Die antero-medialen Anteile des VKB sind höheren Belastungen ausgesetzt als die postero-lateralen Anteile (Nusser et al. 2016).

Je weiter der Oberkörper sich bei der Landung nach vorne neigt umso größer wird der Hüft- und auch der Kniewinkel, dies wirkt sich auf eine weniger aufrechte Landung mit geringeren axialen Kräften auf das Kniegelenk positiv für das VKB aus (Blackburn et al. 2009).

Im Umkehrschluss führt eine Rücklage bei der Landung zur Streckung im Hüft- und Kniegelenk und in der Folge zur Zunahme der axialen Kräfte im Kniegelenk mit negativer Auswirkung auf das VKB. Ca. 90% der Verletzungen am Kniegelenk lassen sich auf Rückwärtsstürze zurückführen (Vogt 1998).

Zu ähnlichen Ergebnissen kommt auch Bakker. Er sah bezüglich des Hüft- und Rumpfwinkels zum Zeitpunkt der maximalen Bodenreaktionskraft bei der Landung die beste Korrelation zur Spannung des VKB. Je gestreckter, z.B. beim Rückwärtsfall, der Skifahrer in Rücklage landet, desto höher ist die Belastung des VKB (Bakker et al. 2016).

Adouni beschreibt die Rolle der kniegelenksübergreifenden Muskulatur in Bezug auf das VKB. Obwohl es sich beim M. gastrocnemius und bei der ischiocruralen Muskulatur um Kniebeuger handelt, agiert der M. gastrocnemius als Antagonist und die ischiocrurale Muskulatur als Agonist für das VKB. Die Aktivierung des M. gastrocnemius führt zu einer Erhöhung der VKB-Spannung insbesondere bei gestrecktem und 90°-gebeugtem Kniegelenk. Der M. quadriceps femoris ist ebenfalls als Antagonist des VKB bekannt und trägt zur Spannungserhöhung bei (Adouni et al. 2016).

Darüber hinaus finden sich in Tabelle 2 weitere Bewegungsmuster und Verletzungsmechanismen die zur VKB-Ruptur führen können (Freudiger et al. 2000).

Vordere Schublade	<ul style="list-style-type: none"> • Landung auf dem Skiende • Sturz nach hinten • Aufrichten aus einer Rücklage durch Zug des M. quadriceps femoris • Hyperflexion
Außenrotation	<ul style="list-style-type: none"> • Überstreckung des Kniegelenkes • vordere Schublade • Valgusstellung • Valgusstellung + vordere Schublade • Varusstellung + vordere Schublade
Innenrotation	<ul style="list-style-type: none"> • Überstreckung des Kniegelenkes • Beugung • Varusstellung • Varusstellung + Kniebeugung • Valgusstellung + Beugung (Hüfte unterhalb der Knie) • Valgusstellung + vordere Schublade
Überstreckung	<ul style="list-style-type: none"> • Überstreckung des Kniegelenkes mit oder ohne Innenrotation + Varusstellung

Tabelle 2: Bewegungsmuster und Verletzungsmechanismen die zur VKB-Ruptur führen können (Freudiger et al. 2000).

2.3.2 Welche Bewegungsabläufe sind beim Skifahren kritisch?

Im alpinen Skisport finden sich unterschiedliche Verletzungsmechanismen zwischen dem Profi- und dem Freizeitbereich.

2.3.2.1 Slip-catch-Mechanismus

Im alpinen Skiweltcup wird überwiegend der so g. „Slip-catch-Mechanismus“ (= „Rutschen-Fassen“; Abbildung 1) beobachtet.

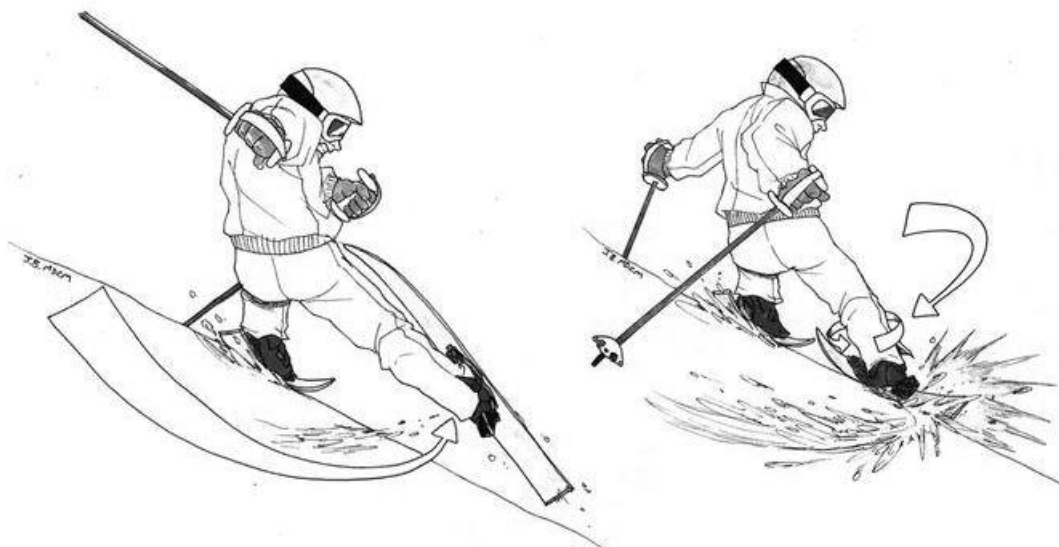


Abbildung 1: slip - catch Mechanismus mit Innenrotations- und Valgusstress auf das vordere Kreuzband (Shulman Ryan et al. 2015)

Shea verglich die Verletzungsmechanismen Erwachsener mit denen der Kinder und Jugendlichen. Er fand den Vorwärts-Drehsturz (Außenrotation und Valgus) mit 32,9% als häufigsten Sturzmechanismus mit VKB-Ruptur.

2.3.2.3 Rückwärts-Drehsturz

Der Rückwärts-Drehsturz (= "phantom foot" - Innenrotation und Hyperflexion; Abbildung 3) war die zweithäufigste Ursache (22,5%), gefolgt von der Hyperextension (19,0%) (Shea et al. 2014).



Abbildung 3: Rückwärts-Drehsturz (phantom foot) mit Innenrotations- und Hyperflexionsstress auf das vordere Kreuzband (Shulman Ryan et al. 2015)

2.3.2.4 Rückwärtsfall

Der Anteil des Rückwärtsfalls mit dem vorderen Schubladeneffekt (boot induced anterior drawer = biad; Abbildung 4) lag in der Arbeit von Shea et al. bei 7,8%. Zwischen der Gruppe der Erwachsenen und der Gruppe der Kinder und Jugendlichen fand sich kein signifikanter Unterschied (Shea et al. 2014).

Für den Profisport erkannte Bere die Landung in Rücklage als zweithäufigste Ursache für eine VKB-Ruptur (Bere et al. 2011).



Abbildung 4: Rückwärtsfall mit vorderem Schubladenstress auf das vordere Kreuzband (boot induced anterior drawer = biad) (Shulman Ryan et al. 2015)

Während des Rückwärtsfalles verliert der Skifahrer, zum Beispiel nach einem Sprung über eine Kante, sein Gleichgewicht und gerät in Rücklage. Bei der Landung setzt er folglich zuerst mit den Skienden auf. Daraufhin klappen die Ski nach vorne und setzen mit der Gleitfläche im Schnee auf. Das Bein des Skirennläufers bildet eine Einheit mit dem Ski, der Skibindung und dem Skischuh. Bei Kontrollverlust während des Sturzes, folgt das Bein der durch den Ski vorgegebenen Bewegung. Durch die höheren Trägheitsmomente des Oberkörpers gegenüber der unteren Extremität wirkt in dieser Klappphase eine nach anterior gerichtete Scherkraft auf das Kniegelenk, im Sinne einer vorderen Schublade (Johnson et al. 2012). Der nicht nachgebende, steife Heckspoiler des Skischuhs drückt die Wade zu Beginn der Klappphase, im Moment des Spoilerkontaktes, ebenso in anteriore Richtung. Am Ende der Klappphase, mit vollständigem Aufsetzen der Ski, schließt sich eine Beschleunigungsphase an, in der der Skifahrer versucht sich aus der ungünstigen Position wiederaufzurichten. Der Druck des Heckspoilers auf die Wade erhöht sich, wodurch es unter gleichzeitig verstärkter Anspannung der Quadrizepsmuskulatur zur Steigerung der nach anterior gerichteten Scherkraft im Kniegelenk mit Belastung des VKB kommt.

In Extremsituationen kann eine grenzwertige Belastung des VKB auftreten, die im ungünstigsten Falle zur Ruptur des Bandes führt.

1983 wurde der Rückwärtsfall erstmals von Johnson als „big bump, flat landing“ - im Sinne einer Landung in Rücklage nach einem Sprung - beschrieben. Heute noch zählt der Rückwärtsfall, insbesondere im Profiskisport, zu den Ursachen, die auch ohne zwingendem Sturzereignis zur VKB-Ruptur führen kann. Die Belastung auf das VKB bezeichneten die Autoren als „boot induced anterior drawer = biad“ (Johnson et al. 1985).

Im deutschsprachigen Raum nannten Geyer & Wirth in ihrer Arbeit erstmals 1986 die Landung in Rücklagetendenz als Risiko für eine VKB-Ruptur (Geyer et al. 1991).

Warum kommt es beim Rückwärtsfall zur VKB-Ruptur?

Geyer sieht das vordere Schubladenphänomen durch den steifen Heckspoiler und die maximale Kontraktion der Quadrizepsmuskulatur als Hauptbelastung des VKB an (Geyer et al. 1991). Aune beschreibt darüber hinaus zwei weitere und nennt insgesamt vier Faktoren: (Aune et al. 1995):

- 1) anterior wirkende Scherkraft durch den vorderen Schubladeneffekt des harten Heckspoilers (biad)
- 2) starke Beugung (Hyperflexion) des Kniegelenkes zumeist in der Endphase der Landung durch das Abhocken
- 3) fehlende Aktivität der ischiocruralen Muskelgruppe
- 4) vermehrte Anspannung der Quadrizepsmuskulatur beim Versuch des Wiederaufrichtens aus der Rücklage um den Sturz zu vermeiden mit hierdurch bedingter Verstärkung der vorderen Schublade

Bere beschreibt zwei weitere Faktoren die bei Rücklage mit nahezu gestrecktem Kniegelenk zur Belastungssteigerung des VKB führen (Bere et al. 2011):

- 5) tibiofemorale Kompression
- 6) ein Valgus- und Innenrotationsstress auf das Kniegelenk (zusätzliche Beobachtung bei der Hälfte der Verletzten)

Die beiden letztgenannten Arbeiten werden als Grundlage zur weiteren Erforschung der Muskelaktivität während der Landung in Rückwärtslage angesehen.

Eine Computersimulation zur Analyse der kritischen Landephase nach Sprüngen im Abfahrtslauf wurde von der Arbeitsgruppe Gerritsen et al. entwickelt. Hierbei konnte gezeigt werden, dass äußere Kräfte die Hauptursache für die Verletzung des VKB in Landesituationen beim Abfahrtslauf darstellen. Auf das Kniegelenk wirkende, äußere Kräfte sind zu 75% und innere, muskuläre Kräfte zu 25% an der Belastung des VKB beteiligt. Hierzu zählt auch der voll angespannte M. quadriceps femoris zur Wiederaufrichtung und Sturzvermeidung aus der Rücklage (Gerritsen et al. 1996).

Eberles Untersuchung bestätigte die oben genannten Aussagen. Mittels Computersimulation der Landung in Rücklage, fand er höhere Zugkräfte im VKB bei zunehmender Steifigkeit des Skischuh-Heckspoilers. Die Ursache hierfür waren höhere, anterior wirkende Kräfte auf das Schienbein - im Sinne einer zunehmenden vorderen Schublade die durch den Heckspoiler bedingt waren. Zusätzlich wurde diese anterior wirkende Kraft durch eine vermehrte Aktivität der Quadrizepsmuskulatur verstärkt (Eberle et al. 2016).

2.4 Folgen der VKB-Ruptur

2.4.1 VKB-Ruptur und die Rückkehr zum Sport

Die Untersuchung von Haida verglich 477 Skirennläufer der französischen Nationalmannschaft mit und ohne Ruptur des vorderen Kreuzbandes. Die Ergebnisse haben gezeigt, dass nach einer VKB-Ruptur die Rückkehr zum Ausgangsniveau oder auch einem höheren Niveau möglich ist. Interessanterweise waren die Skirennläufer, die im Laufe Ihrer Karriere eine Ruptur des VKBs erlitten erfolgreicher als Ihre Teammitglieder ohne VKB-Ruptur. Dieser Umstand erklärt auch, dass die Karriere der Rennläufer mit VKB-Ruptur länger andauerte, als die der Unverletzten.

Das Alter des Verletzten ist in Bezug auf die postoperative Erholung / Rückkehr zum Leistungssport der führende Faktor. Diejenigen Rennläufer die nach Ihrer VKB-Ruptur eine erfolgreichere Karriere feierten, waren zum Zeitpunkt der Verletzung signifikant jünger (mittleres Alter: männl. 22,2 Jahre; weibl. 18,7 Jahre) als Ihre Teammitglieder deren Karriere nach der VKB-Ruptur erfolglos verlief (mittleres Alter: männl. 25,3 Jahre; weibl. 22,4 Jahre) (Haida et al. 2016). Auch Shelbourne konnte zeigen, dass jüngere Verletzte zu einem höheren

Prozentsatz in Ihr Ausgangsniveau zurückkehren. 74% der High-School- (Durchschnittsalter 16,6 Jahre) und College- (Durchschnittsalter 19,6 Jahre) Sportler kehren auf ihr altes sportliches Leistungsniveau zurück. Bei Freizeitsportlern (Durchschnittsalter 27,6 Jahre) lag die Quote mit 62%, niedriger (Foede 2015; Shelbourne et al. 2014).

In der Arbeit von Ardern war die Quote der Rückkehrer nicht ganz so gut. Zwei von fünf Sportler (40%) kehrten 2 Jahre nach erlittener VKB-Ruptur auf ihr, vor der Verletzung bestehendes Leistungsniveau, zurück (Ardern et al. 2015).

Eine mögliche Erklärung fand sich in der Arbeit von Bonfim. Sie konnte 2003 nachweisen, dass nach VKB-Ersatz die Propriozeption, die Balance und die neuromuskuläre Koordination zwischen 12-30 Monaten gestört sein kann (Bonfim et al. 2003).

Daher spielt auch die Sekundärprävention nach Ruptur des VKB eine wichtige Rolle. Die hohen Raten ipsilateraler (0-23%) Re-Rupturen und primärer kontralateraler (7-24%) Rupturen im Leitungssport nach bereits erfolgtem VKB-Ersatz unterstrichen zusätzlich die Bedeutung. Bisher galten die postoperativ verstrichene Zeit, sowie die passive Stabilität des VKB als Kriterien für die Entscheidung, das Training oder den Wettkampfsport wieder aufzunehmen.

Für die meisten Operateure galt eine postoperative Zeit von 6 Monaten als ausreichend. Verschiedene Studien haben jedoch gezeigt, dass das „Remodeling“ von Kreuzbandtransplantaten bis zu zwei Jahre benötigt. Somit muss das Kniegelenk bei einer früheren Wiederaufnahme der sportlichen Aktivität ausreichend muskulär stabilisiert sein, um das noch reifende Transplantat zu schützen (Petersen 2017).

Hierzu erstellte die Deutsche Kniegesellschaft (DKG) einen Algorithmus zur sicheren Rückkehr in den Sport. Wenn die Basiskriterien des IKDC (International Knee Documentation Committee) den Kategorien A und B entsprechen und ein Limb Symmetry Index (LSI) von >85% vorliegt, kann eine relativ sichere Rückkehr zum Sport erfolgen (Stöhr 2017).

2.4.2 VKB-Ruptur und Gonarthrose

Eckhardt wies bereits 1994 mit EMG-Messungen trotz operativ, suffizient versorgter VKB-Ruptur, signifikante Veränderungen der neuromuskulären Koordination am betroffenen Bein nach. Dies wiederum lässt eine verstärkte Beanspruchung des Kniegelenkes und im Verlauf, die Entstehung einer Instabilitätsarthrose annehmen (Eckhardt et al. 1994).

Zu einem ähnlichen Ergebnis kam Fink ebenfalls 1994. Er untersuchte, ob muskuläre Veränderungen nach Ruptur des VKB auftreten. Er verglich zum einen operierte, zum anderen konservativ behandelte Patienten zwischen 6 und 7 Jahren nach der Verletzung bzw. nach der Operation. Muskelumfang und Querschnitt unterschieden sich kaum zwischen verletztem und unverletztem Bein. Im Gegensatz dazu zeigten die Kraft- und EMG-Werte signifikante Unterschiede zugunsten des unverletzten, bzw. nicht operierten Beines (Fink et al. 1994).

Die Arbeitsgruppe um Hoffelner konnte an einer kleinen Gruppe (n = 28) 10 Jahre nach operativ versorgter isolierter Ruptur des VKB kein erhöhtes Risiko für eine posttraumatische Gonarthrose im Vergleich zum kontralateralen Kniegelenk feststellen (Hoffelner et al. 2012).

Cox zeigte 2014 in seiner Untersuchung, dass Patienten nach VKB-Rekonstruktion bei komplexer Knieverletzung (VKB-Ruptur und Meniskus- oder Knorpelläsion) nach 6 Jahren schlechtere Ergebnisse [IKDC (International Knee Documentation Committee) und KOOS (Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score)] aufweisen als Patienten mit isolierter VKB-Ruptur (Cox et al. 2014).

Oiestad et al. verglich unter den VKB-operierten diejenigen mit isolierter VKB-Ruptur, mit denjenigen mit kombinierter VKB-Ruptur. Patienten mit kombinierter VKB-Ruptur weisen signifikant ($p=0,008$) mehr Gonarthrosemerkmale auf. Funktionell besteht zwischen beiden Gruppen 10 und 15 Jahre nach Verletzung kein Unterschied ($p=0,53$) (Oiestad et al. 2010).

2.5 Prävention

Die Vermeidung von Verletzungen bei der Ausübung einer Sportart zählt zu den unumstrittenen Geboten für alle daran Beteiligten. Dies gilt natürlich auch für den alpinen Skisport und im Besonderen auch für die Ruptur des vorderen Kreuzbandes. Trotz immer schonenderer Behandlungsmöglichkeiten gilt der Prävention der Vorrang, um Spätfolgen zu vermeiden.

Für die Zukunft gilt es diese Verletzungen weiter zu verringern. Hierzu wird u.a. auch regelmäßig der Einfluss des Skischuhs auf die Kinematik des Skifahrers in wissenschaftlichen Arbeiten untersucht. Der moderne Skischuh ermöglicht bereits viele Einstellungen um die durch ihn verursachte Zwangsposition möglichst ideal zu verbessern (Böhm et al. 2008).

2.5.1 Aus dem Labor auf die Piste

Vor diesem Hintergrund setzt sich diese Arbeit mit der Beeinflussbarkeit einer Fahrsituation beim alpinen Skilauf auseinander, die ohne Fremdeinwirkung zu einer VKB-Ruptur führen kann, der Landung in Rücklage nach einem Sprung.

Die Grundlagenforschung erfolgte hierzu durch Schaff und Hauser. Ihre Arbeitsgruppe untersuchte den Einfluss eines beweglicheren Skischuhes auf die Kinematik des Skifahrers. Die Kombination und Synchronisation von Bewegungsanalyse, Druckverteilungsmessung und Kraftmessung ermöglichte die Untersuchung der Vor- und Rückbewegung im Skischuh. Mittels Telemetrie konnte zu den Laborversuchen auch auf der Skipiste untersucht werden (Schaff et al. 1989, 1990a).

Daraufhin wurde ein erster Prototyp eines Skischuhs konstruiert, dessen Heckspoiler bei einer Rückwärtsbewegung je nach Einstellung nachgibt. Bereits ein mittlerer Heckspoilerwiderstand führte zu einer Reduktion der Kraftspitzen am Heckspoiler um den Faktor 5,5 im Labor und den Faktor 8 im Feldversuch auf der Skipiste (Schaff et al. 1990b).

Barone verglich im nachgestellten Rückwärtsfall im Laborversuch, den Prototyp mit weichem Heckspoiler mit einem konventionellen Skischuh mit steifem Heckspoiler. Es zeigte sich eine muskuläre Dysbalance.

Die Versuche mit dem konventionellen Skischuh führten unmittelbar nach dem Kontakt der Wade mit dem steifen Spoiler zu einem Intervall mit nahezu keiner Muskelaktivität.

Im Gegenzug dazu, zeigte sich bei dem Skischuh mit weichem Spoiler in diesem Intervall, eine höhere Aktivität, vor allem des M. biceps femoris, der als Agonist, protektiv für das VKB gilt.

Dieses Ergebnis lässt die Schlussfolgerung zu, dass eine geeignete Skischuhkonstruktion in der Lage sein könnte, die Belastung des Kniegelenkes, unter anderem über die Beeinflussung der Muskelaktivität, zu reduzieren (Barone et al. 1994, 1996).

Weitere Prototypen wurden entwickelt und getestet. Parallel dazu konnte die Messtechnik an die Bedingungen auf der Skipiste angepasst werden.

Der Heckspoiler des neuen Skischuh-Prototyps, konnte beim Erreichen eines bestimmten Schwellenwertes des Rückwärtsmomentes, um einen geringen Betrag nachgeben. Dadurch war die gewünschte Flexibilität des Heckspoilers nach dorsal und gleichzeitig der sichere Halt im Skischuh realisiert.

Senner untersuchte in einer experimentellen Fallstudie die Wirkung dieses Skischuh-Prototyps auf die Muskelaktivität und die Kinematik des Skifahrers, während der Landung nach einem Sprung in Rücklage.

Die Ergebnisse der Fallstudie zeigten für alle untersuchten Muskeln der Quadrizeps- und Ischiocruralen-Gruppe einen Anstieg der Muskelaktivität bei nachgebendem Heckspoiler. Damit rechtfertigen die Ergebnisse weiterführende Untersuchungen in diesem Bereich (Senner et al. 1995).

3 MATERIAL UND METHODEN

3.1 Auswahl des Versuchsgeländes

Hierzu fand sich ein geeignetes Gelände (roter Pfeil) am Osterfelderkopf (2050m) im Wettersteingebirge, bei Garmisch-Partenkirchen (Abbildung 5).



Abbildung 5: Versuchsgelände rechts des Osterfelderkopf-Schleppliftes in Garmisch-Partenkirchen

3.2 Mobile Messtechnik

Zur Durchführung der Feldversuche erfolgte die Anpassung der Messtechnik an die Bedingungen auf der Skipiste.

Die Muskelaktivität wurde durch eine 8-Kanal, tragbare Elektromyographie-Einheit (EMG-Controller; Abbildung 6) gemessen. Sie bestand aus einem Verstärker, einem Multiplexer, einem 10-bit AD-Wandler und einer Speichereinheit mit wechselbaren 64kB Chipkarten.



Abbildung 6: mobiler 8-Kanal-EMG-Controller

Die elektromyographischen (EMG) Rohdaten wurden auf einer Chipkarte gespeichert. Mit einer dafür entwickelten Auslesesoftware (ADGRAPH) wurden die erhobenen Rohdaten über ein serielles Kabel auf den Laptop gespielt (Abbildung 7).

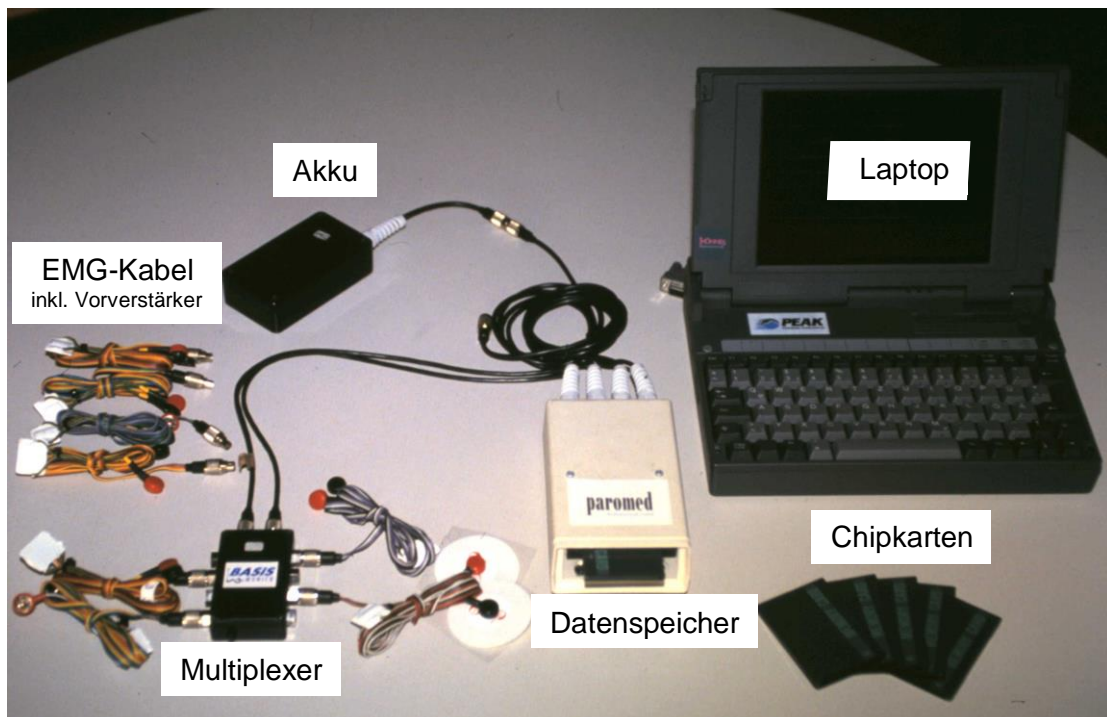


Abbildung 7: Komponenten für die mobile EMG-Messung

Für die zweidimensionale Bewegungsanalyse kam das bewährte PEAK-Performance-System unter Verwendung von zwei SVHS-Kameras (Panasonic AG 450) (Abbildung 8) zum Einsatz.



Abbildung 8: SVHS-Kameras Panasonic AG 450

3.3 Versuchsablauf

Als Probanden nahmen ausnahmslos erfahrene, sportliche Skifahrer teil. Die Teilnahme erfolgte auf freiwilliger Basis, Verpflegung wurde gestellt, eine Vergütung erfolgte nicht. Die Erhebung der Muskelaktivität in Kombination mit der 2D-Bewegungsanalyse erfolgte bei allen 8 Versuchspersonen. Alle Versuchspersonen trugen den unten beschriebenen modifizierten Skischuh.

Die Messungen fanden an drei Tagen, am selben Skigelände unter wechselhaften äußeren Bedingungen statt.

Das Versuchsprogramm sah jeweils fünf Wiederholungen mit aktiviertem, also auslösendem Mechanismus und fünf Wiederholungen mit blockiertem, also nicht auslösendem Mechanismus in randomisierter Reihenfolge vor.

Am zweiten Messtag mussten die Versuche der fünften Versuchsperson auf insgesamt sechs Versuche aufgrund fortgeschrittener Zeit reduziert werden.

Am dritten Messtag kam unsere achte Versuchsperson zu Sturz (Barone et al. 1999), sodass die Messungen wiederum nach sechs Versuchen beendet wurden.

Von den insgesamt 76 durchgeführten Versuchen kamen 69 in die Auswertung. Darunter waren 34 Sprünge mit blockiertem und 35 Sprünge mit aktiviertem Heckspoilermechanismus.

Vor Beginn der jeweiligen Messreihe nutzte jede Versuchsperson die Gelegenheit zu drei Übungssprüngen.

Die Versuchsprotokolle der einzelnen Versuchspersonen finden sich im Anhang (10.1).

3.4 Bewegungsanalyse

3.4.1 Allgemeine Aspekte zur Bewegungsanalyse

Um die Muskelaktivität einer bestimmten Körperposition oder Gelenkposition zuzuordnen war neben der Erfassung der EMG-Daten die zeitgleiche Erfassung der Bewegungsdaten erforderlich.

Ziel war es, Änderungen der Muskelaktivität möglichst ausschließlich auf die beiden unterschiedlichen Einstellungen des Heckspoilermechanismus zurückführen zu können.

Für die periphere Bewegungsanalyse auf der Skipiste wurde das System von PEAK PERFORMANCE TECHNOLOGIES (Englewood, Co, USA) eingesetzt. Es identifiziert systematische Helligkeits- bzw. Kontraständerungen im zeitlichen Verlauf. Mit einer Aufnahme Frequenz von 50 Bildern pro Sekunde ist dieses System zur Analyse des Rückwärtssturzes geeignet. Die kinematischen Parameter werden berührungsfrei, ohne Beeinflussung der Bewegungsfreiheit der Versuchsperson, aus der Distanz aufgenommen.

3.4.2 Arbeitsplatz des Bewegungsanalyse-Systems

Der Mess- und Auswerteplatz für die Bewegungsanalyse benötigt die folgende Ausrüstung (Tabelle 3):

- IBM-AT-kompatiblen Rechner
- VGA-Grafikkarte
- Farbmonitor
- qualitativ hochwertige Maus
- S-VHS Camcorder, z.B. Panasonic AG 450
- computersteuerbaren S-VHS Videorecorder
- Marker zur Markierung der anatomischen Landmarken der Versuchsperson
- geeichter Maßstab zur Kalibrierung des Videobildausschnittes
- Wasserwaage zur Ausrichtung des Maßstabes in der Senk- und Waagrechten

Tabelle 3: Ausrüstung des Mess- & Auswerteplatzes der Bewegungsanalyse

3.4.3 Manuelles Digitalisieren

Voraussetzung für die Digitalisierung ist die Kennzeichnung der anatomischen Landmarken durch Platzierung der Marker an der Versuchsperson. Im nächsten Schritt werden die analogen Videobildsignale computerunterstützt in ein digitales Bildformat umgewandelt. Der wechselhafte Kontrast im Hintergrund des Bildausschnittes unserer Feldversuche erforderte die ausschließlich manuelle Digitalisierung der Videodaten.

Den Markern der Versuchsperson werden hiermit auf jedem einzelnen Videobild x- und y-Koordinaten zugeordnet um anschließend Pixelspalten beziehungsweise Pixelreihen aus dem Videobild zu gewinnen.

Es werden jeweils 8 Bilder auf einmal vom Videoband eingelesen und digital als Graustufenbilder auf einer Videokarte mit 256 Graustufen zwischengespeichert. Neben den Markerpositionen werden auch bestimmte Ereignisse (in unserem Fall der Klappanfang und das Klappende) auf dem Datensatz gespeichert. Dadurch wird die spätere Vergleichbarkeit der verschiedenen Datensätze erleichtert. Im Anschluss liest das System vom Videoband den nächsten Satz von 8 Bildern in den Zwischenspeicher ein. Da das Peak-Performance-System selbst die Ansteuerung des Videorekorders übernehmen muss, eignen sich ausschließlich computersteuerbare Videogeräte.

Folgende weitere Parameter berechnet das Programm aus den Rohdaten:

- metrische Koordinaten, Geschwindigkeiten und Beschleunigungen
- Gelenk- und Körperwinkel, die durch drei Punkte definiert sind
- Winkel zur Waagrechten und Senkrechten (2D)
- Winkelgeschwindigkeiten und Winkelbeschleunigungen
- räumliche Abstände von Markern untereinander

3.4.4 Auflösung und Messgenauigkeit

Die begrenzte Auflösung des Videosignals limitiert die Auflösung unseres Video-Bewegungsanalyse-Systems.

Der PAL-Videostandard mit 25 Bildern je Sekunde setzt sich aus circa 600 effektiven horizontalen Bildzeilen zusammen, die für die vertikale Auflösung verantwortlich sind.

Die Bandbreite des elektronischen Videosignals bestimmt die horizontale Auflösung des Videobildes. Sie gibt die Anzahl der pro Sekunde auf dem Bildschirm darstellbaren und unterscheidbaren Bildinformationen wieder und liegt bei ca. 500 bis 800 Bildpunkten (Pixel) pro Zeile. Für unsere S-VHS-Videoaufnahmen liegt die Bandbreite bei 5 Megahertz (Mhz), dies entspricht 5.000.000 Bildinformationen pro Sekunde.

Die absolute Auflösung des Bewegungsmesssystems hängt von der Größe des in unserem Feldversuch gewählten Bildausschnitts ab. Bei einem Bildausschnitt von 1,5 m Höhe ist die Auflösung beim manuellen Digitalisieren also etwa 3 mm [$1,5 \text{ m} = 1.500 \text{ mm}$; $1.500 \text{ mm} \times 1/500$ (geometrische Auflösung) = 3 mm]. Unter idealen Bedingungen, ohne weitere Fehlerquellen, wäre die Messgenauigkeit von der Auflösung bestimmt, also ebenfalls etwa 2 Promille (1/500) bzw. 3 mm. Mit dem Ziel höchster Messgenauigkeit nahmen wir unsere Versuchspersonen möglichst bildfüllend auf. Hierzu positionierten wir unsere beiden Videokameras in einer Entfernung, die eine bildfüllende Aufzeichnung unter Einsatz eines geringen Zooms ermöglichte. Dadurch ließen sich die Marker gut erkennen und die spätere Digitalisierung präzisieren. Parallaxenfehler an den Bildrändern werden dadurch reduziert. Die Optik qualitativ hochwertiger Kameras erzeugt normalerweise keine Abbildungsfehler von messbarer Größe.

3.5 Elektromyographie (EMG)

3.5.1 Allgemeine Aspekte zur Elektromyographie

Die Elektromyographie lässt qualitative Angaben zur Aktivität des untersuchten Muskels zu. Sie ermöglicht die Unterscheidung zwischen einem aktiven und einem nicht aktiven Muskel. Auch vergleichende, quantitative Aussagen zur Aktivität, wie der eine Muskel ist aktiver als der andere sind eingeschränkt möglich.

3.5.2 Physiologie der Elektromyographie

Die Aktivität der Muskulatur wird durch Aktionspotentiale ausgelöst. Das Aktionspotential wird in seiner Form, Amplitude und Fortleitungsgeschwindigkeit von verschiedenen Parametern beeinflusst. Hierzu zählt die Größe der motorischen Endplatte, der Myelinisierungsgrad und die Muskelfaserdicke. Auch der Trainingszustand, das Alter, die Temperatur, die Ermüdung und der Reflexstatus eines Muskels beeinflussen dessen Aktionspotentiale.

Die Fortleitungsgeschwindigkeit eines Muskelaktionspotentials beträgt 2-5 m/s und die Dauer 1-3 ms. (Buchthal et al. 1955) Die dadurch ausgelöste Einzelzuckung der Muskelfaser benötigt 100 ms.

Ein einzelnes Aktionspotential kann keine maximal mögliche Verkürzung der zugeordneten Muskelfaser auslösen. Weitere Aktionspotentiale summieren immer mehr Einzelzuckungen zu einer dauerhaften Kontraktion der Muskelfaser und letztlich des gesamten Muskels.

Durch unterschiedliche Rekrutierung von Muskelfasern und durch die Änderung der Aktionspotentialfrequenz gelingt es die Muskelkraft zu variieren.

3.5.3 Oberflächenelektroden und Signalverstärkung

Die Fortleitung des Aktionspotentials erfolgt innerhalb der Muskelfaser und in abgeschwächter Form im umliegenden Gewebe. Die elektrische Leitfähigkeit dieses Gewebes ermöglicht die passive Weiterleitung des Stromes. Dieser Effekt wird passive Volumenleitung (Bischoff et al. 2018) genannt und ist für die Entstehung des an der Hautoberfläche ableitbaren elektromyographischen Signals verantwortlich.

Mit Oberflächenelektroden (Abbildung 9) lässt sich die Aktivität von oberflächlich liegenden Muskeln ermitteln. Im Vergleich zu Nadel- bzw. Drahtelektroden sind Oberflächenelektroden im dynamischen Feldversuch praktikabler.



Abbildung 9: Ein Paar Ag/AgCl Oberflächenelektroden

Die Amplitude des Aktionspotentials auf der Hautoberfläche ist mit 0,01 – 5,00 mV deutlich kleiner als die des Aktionspotentials in der Muskelfaser mit 50 – 100 mV (Ludin 1997; Winter et al. 1974). Daher ist eine Vorverstärkung des elektromyographischen Signals mit dem Faktor 500 - 1.000 nötig.

Bei komplexen Bewegungsabläufen, wie der Simulation des Rückwärtssturzes, wird der gesamte Muskel und nicht nur einzelne Muskelfasern aktiviert. Aus der Summe der einzelnen Aktionspotentiale entsteht ein Summenaktionspotential. Das an der Oberfläche abgeleitete EMG-Signal, entspricht daher der Summe aller in der Nähe des Elektrodenpaares entstandenen Aktionspotentiale.

Die Signalhöhe des EMG hängt wesentlich von optimalen Ableitbedingungen ab. Für den intermuskulären Vergleich einer Versuchsperson und dem interindividuellen Vergleich zwischen verschiedenen Versuchspersonen ist eine Bezugsgröße nötig. Die Amplitudennormalisierung, auf die von der Versuchsperson ermittelte maximale Willkürkontraktion, wird hierfür angewandt.

3.5.4 Messgenauigkeit

Naturbedingt sind Muskelaktivitätsmessungen mittels Oberflächen-EMG aufgrund der sensitiven und zugleich störanfälligen EMG-Signale in Ihrer Messgenauigkeit eingeschränkt (Luca et al. 2006).

Neben messtechnischen Faktoren wie Größe, Form oder Material der Elektroden und die Bauweise der Verstärker, beeinflussen auch physiologische Faktoren wie z.B. die Dicke, Temperatur und Feuchtigkeit der Haut und des Unterhautfettgewebes aber auch der Muskulatur, die Rohdaten.

Darüber hinaus ist der aktuelle Zustand der Muskulatur, sowie der Ermüdungsgrad und die Kontraktionsintensität von Bedeutung.

Chronische Verletzungen, zurückliegende Operationen oder degenerative Gelenkerkrankungen führen zu einer verminderten Rekrutierung der betroffenen Muskulatur.

Bei nebeneinander befindlichen Muskeln, werden die Aktivitäten der benachbarten Muskeln ungewollt durch das Oberflächen-EMG miterfasst und dadurch das zu messende Signal beeinflusst. Dieses Übersprechen wird als Cross Talk bezeichnet.

Je größer der Abstand zwischen Elektrode und Muskel ist, desto schwächer wird das ableitbare EMG-Signal. Von daher kommt der exakten und reproduzierbaren Elektrodenpositionierung eine entscheidende Bedeutung zu.

Externe Störgrößen wie das 50Hz-Netzbrummen oder elektrische Felder beeinflussen das Grundlinienrauschen. (Freiwald et al. 2007) Durch Kabelbewegungen oder lokalen Druck auf die Oberflächenelektrode und den Muskel können Nulllinien-Shifts verursacht werden. Dabei handelt es sich um Ausschläge des EMG-Signals, die innerhalb von Millisekunden wieder auf die Nulllinie abfallen und auf dieser bleiben.

Tabelle 4 fasst die fünf wesentlichen Einflussfaktoren auf die Messgenauigkeit des Oberflächen-EMGs zusammen.

- Messtechnische Faktoren
- Physiologische Faktoren
- Cross Talk
- Elektrodenpositionierung
- Externe Störfaktoren (Artefakte)

Tabelle 4: Einflussfaktoren auf die Messgenauigkeit des Oberflächen EMGs

3.6 Ausrüstung

Skischuh (Versuchs-Skischuh – Prototyp)

Bei dem eingesetzten Paar Skischuhe handelt es sich um das modifizierte Modell Dachstein pro 77, Größe 8 1/2 bzw. 42 1/2 bzw. 27,5 mit einer Sohlenlänge von 320 mm. Bei diesem Modell sind der Heckspoiler und der Schaftvorderteil in einem gemeinsamen Drehpunkt gelagert. Die Modifikation bestand im Heckspoiler durch einen integrierten Auslösemechanismus (Abbildung 10) in Form einer Kulissensteuerung mit zwei Kniehebeln, die eine Rückwärtsauslösung durch Überschreiten eines vorgegebenen Schwellenwertes erlauben.

Die Rückwärtsauslösung wird durch eine Anschlagfeder wieder abgebremst damit die Versuchsperson den Halt im Skischuh und die Kontrolle über den Ski behält. Durch eine Sperrvorrichtung kann der Mechanismus blockiert werden, wodurch sich der Heckspoiler wie bei der herkömmlichen Version des Skischuhs verhält.

Für alle Versuchspersonen steht zur Versuchsdurchführung dasselbe Paar Skischuhe in zwei Einstellungen zur Verfügung. Bei aktiviertem Mechanismus, kann der Heckspoiler nach hinten auslösen, bei blockiertem Mechanismus ist der Heckspoiler nach hinten unbeweglich. Praktische Fahrversuche der

Versuchspersonen mit diesen modifizierten Skischuhen, bei denen es sich um reine Prototypen handelt, verliefen positiv.

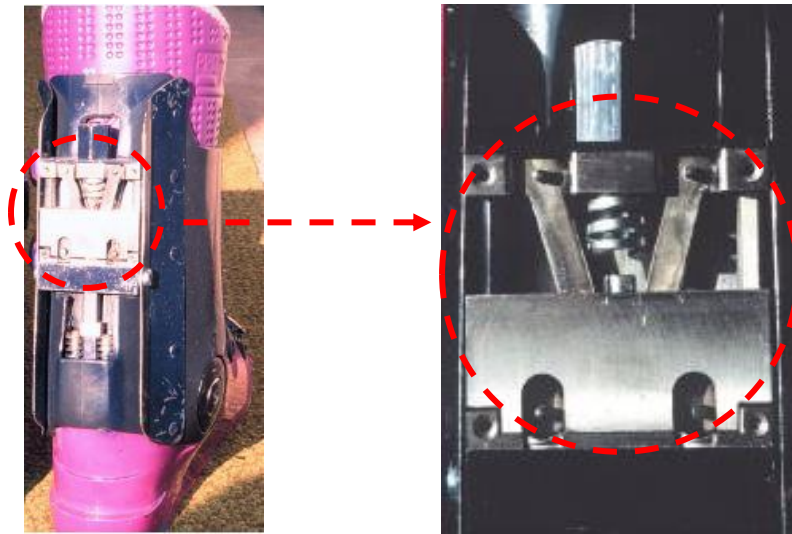


Abbildung 10: Modifizierter Heckspoiler (Dachstein pro 77) mit integriertem Auslösemechanismus

Ski

Der eingesetzte konventionelle Ski (HEAD Traction Radial TR6, Länge 195 cm, (Abbildung 11) wies keine Besonderheiten in seiner Konstruktion auf. Im Bereich der Skispitze und dem Skiende erfolgte die Montage eines Markers.



Abbildung 11: Versuchs-Ski HEAD Traction Radial TR6

Skibindung

Die verwendete Skibindung (ess pro line, Abbildung 12) war ebenfalls handelsüblich unverändert, mit herkömmlichem Auslösemechanismus. Die Einstellung der Skibindung erfolgte individuell für jeden einzelnen Probanden nach der international gültigen Tibiakopfmethode (Röhl et al. 1994).



Abbildung 12: Versuchs-Skibindung ess pro line

Skistöcke und Skikleidung

Die Skistöcke waren aus dem persönlichen Besitz der Probanden. Über der persönlichen Skikleidung trugen allen Versuchspersonen einen dunkelblauen Overall.

3.7 Versuchsstrecke

Die Höhe des präparierten Schanzentisches (Abbildung 13) betrug 1 m, die Pistenneigung im Landebereich betrug 23° ($\approx 42\%$). Der markierte Anlauf hatte eine Länge von 20 m.



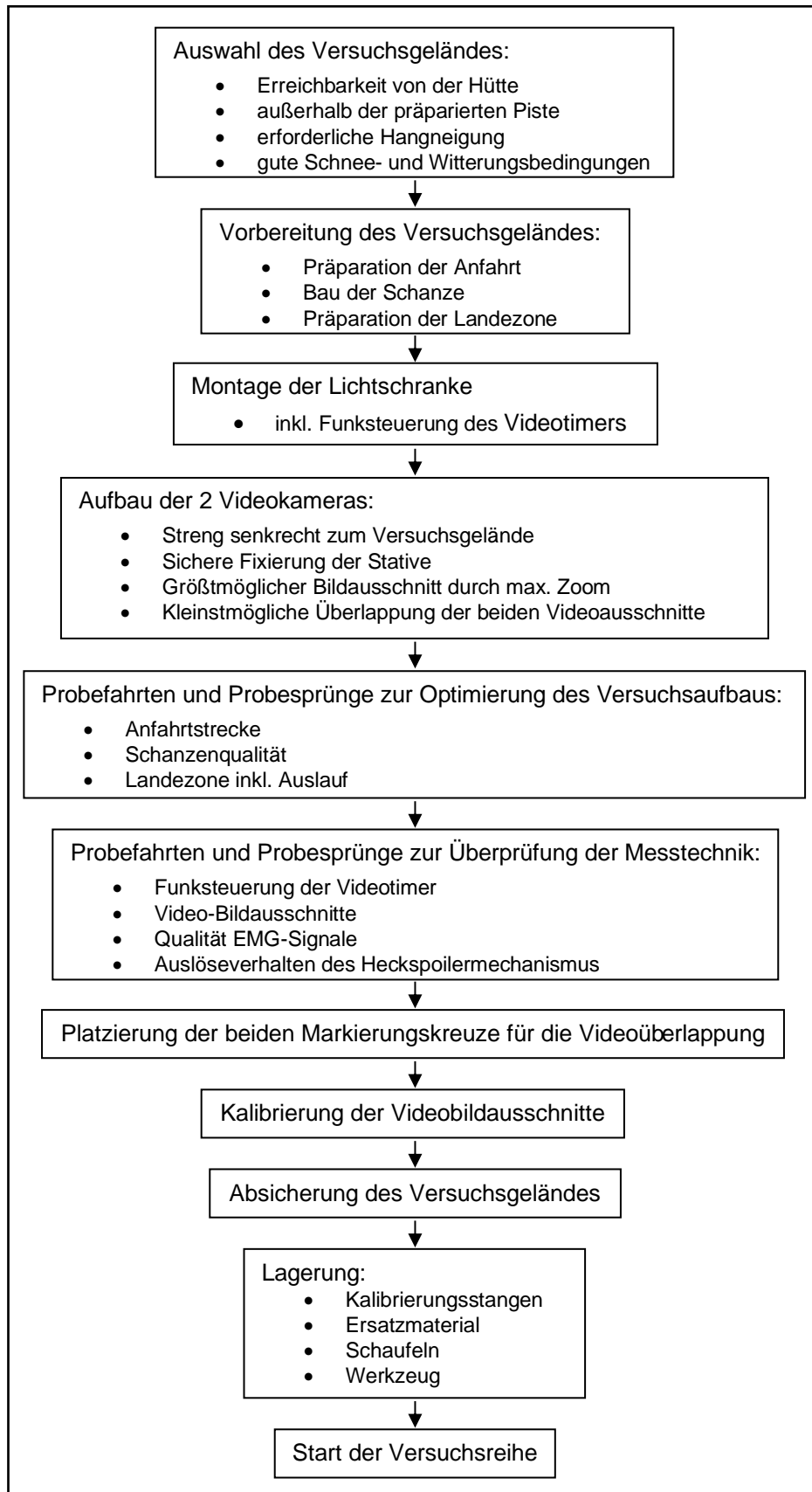
Abbildung 13: Präparierter Schanzentisch

Um konstante Bedingungen zu gewährleisten, wurden Anlauf, Schanze und der Landebereich kontinuierlich präpariert (Abbildung 14).



Abbildung 14: Kontinuierliche Schanzen und Pistenpräparation

Den Ablauf von der Auswahl und Optimierung des Versuchsgeländes und des Versuchsaufbaus bis zum Start der Versuchsreihe zeigt das Flussdiagramm 1.



Flussdiagramm 1: Auswahl und Optimierung des Versuchsgeländes und des Versuchsaufbaus

Die mittlere Anfahrgeschwindigkeit bis zum Verlassen des Schanzentisches betrug 7,7 m/s (27,7 km/h). Die mittlere Sprungweite betrug 5 m. Unmittelbar an der Zufahrt zum Schanzentisch wurde die Lichtschranke (Abbildung 15) positioniert.



Abbildung 15: Lichtschranke an der Zufahrt zum Schanzentisch

Nach Durchfahren der Lichtschranke durch die Versuchsperson wurde über ein Funksignal zeitsynchron die EMG-Messung und der Timer der beiden Videokameras (Auflösung 1/100stel Sekunde) gestartet (Abbildung 16).



Abbildung 16: Synchronisierte Videokameras

Hierdurch konnte für jeden Versuch die Synchronisation der EMG-Daten mit den Bewegungsanalysedaten gewährleistet werden.

3.8 Versuchspersonen

Das Durchschnittsalter der 8 männlichen Versuchspersonen (VPs) betrug 28 Jahre (24 Jahre bis 37 Jahre), das Durchschnittsgewicht lag bei 75 kg (68 kg bis 86 kg), die Durchschnittsgröße lag bei 180 cm (169 cm bis 193 cm). Ihre Schuhgröße betrug 42 – 43. Alle VPs gaben ihre rechte Seite als dominante Körperseite, mit Rechtshändigkeit bzw. Rechtsfüßigkeit, an (Tabelle 5).

Allesamt waren sportliche und erfahrene Skifahrer. Die Teilnahme erfolgte auf freiwilliger Basis, Verpflegung wurde gestellt, eine Vergütung erfolgte nicht.

VP	1	2	3	4	5	6	7	8	MW	STABWN
Alter [a]	29	27	37	29	29	24	24	25	28	3,97
Größe [cm]	176	180	169	174	187	183	180	193	180,3	7,07
Gewicht [kg]	74	75	75	68	75	74	70	86	74,6	4,95
Schuhgröße	42	42,5	42	42	43	42,5	43	43	42,5	0,43
Händigkeit	re	re	re	re	re	re	re	re		
Füßigkeit	re	re	re	re	re	re	re	re		

Tabelle 5: Versuchspersonenstatistik

3.9 Versuchsprogramm

Die 8 Probanden hatten die Aufgabe über eine Schanze zu springen und so zu landen, dass die Skienden zuerst Bodenkontakt erhielten.

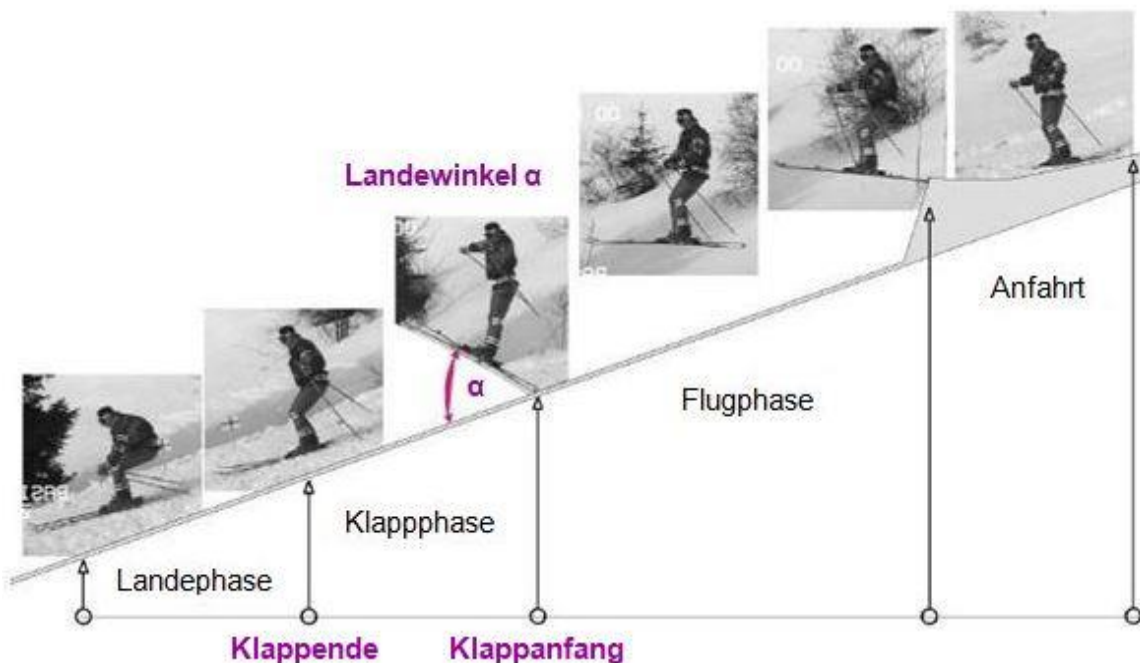


Abbildung 17: Untersuchte Flug-, Klapp- und Landephase (Senner 2001)

Sie waren weiterhin angewiesen, eine leichte Rücklagetendenz zu realisieren und mit möglichst gestreckten Beinen zu landen. Eine weitere Vorgabe war ein für beide Körperhälften synchroner Bewegungsablauf mit gleichzeitiger, beidbeiniger Landung. Zusätzlich erfolgte die Auflage, sich streng innerhalb der Idealebene, im 90°-Winkel zu den beiden Videokameras für die 2D-Bewegungsanalyse, zu bewegen. Zur Einübung des vorgegeben Bewegungsmusters, erfolgten je Versuchsperson drei Probeversuche. Abbildung 17 stellt die untersuchte Flug-, Klapp und Landephase dar.

Alle Versuchspersonen trugen über ihrer privaten Unterbekleidung einen enganliegenden dunkelblauen Overall um eine bessere Kontrastierung vor dem weißen, schneebedeckten Hintergrund zu erzielen. Zusätzlich konnte dadurch die Verschieblichkeit der Marker auf ein Minimum reduziert werden.

Auf dem dunklen Overall wurden weiße Kreuze (Marker), zur späteren Bestimmung der Bewegungskordinaten mittels Digitalisierung, fixiert. Die Marker wurden seitlich am Kopf (Schläfe), der Hüfte (Trochanter major) und am Knie (lateraler Gelenkspalt) befestigt. Der Marker für das Sprunggelenk wurde unmittelbar am Skischuh, seitlich auf Höhe des idealisierten Drehpunktes des Sprunggelenkes fixiert. Zwei weitere schwarze Kugelmarker wurden am Ski befestigt und hoben sich gut von dem verschneiten Hintergrund ab. Sie kennzeichneten die Skispitze und das Skiende (Abbildung 18).



Abbildung 18: Positionen der Marker für die 2D-Bewegungsanalyse

Die Videoaufzeichnung erfolgte durch zwei 50 Hz S-VHS Videokameras (Panasonic AG 450) die senkrecht zur Bewegungsachse der Versuchspersonen

jeweils auf einem Stativ montiert wurden. Um einen möglichst großen Bereich der Landephase zu erfassen, wurde dieser durch zwei Kameras gefilmt, die parallel zueinander positioniert wurden (Abbildung 19).



Abbildung 19: Position der beiden Videokameras und Markierungskreuze

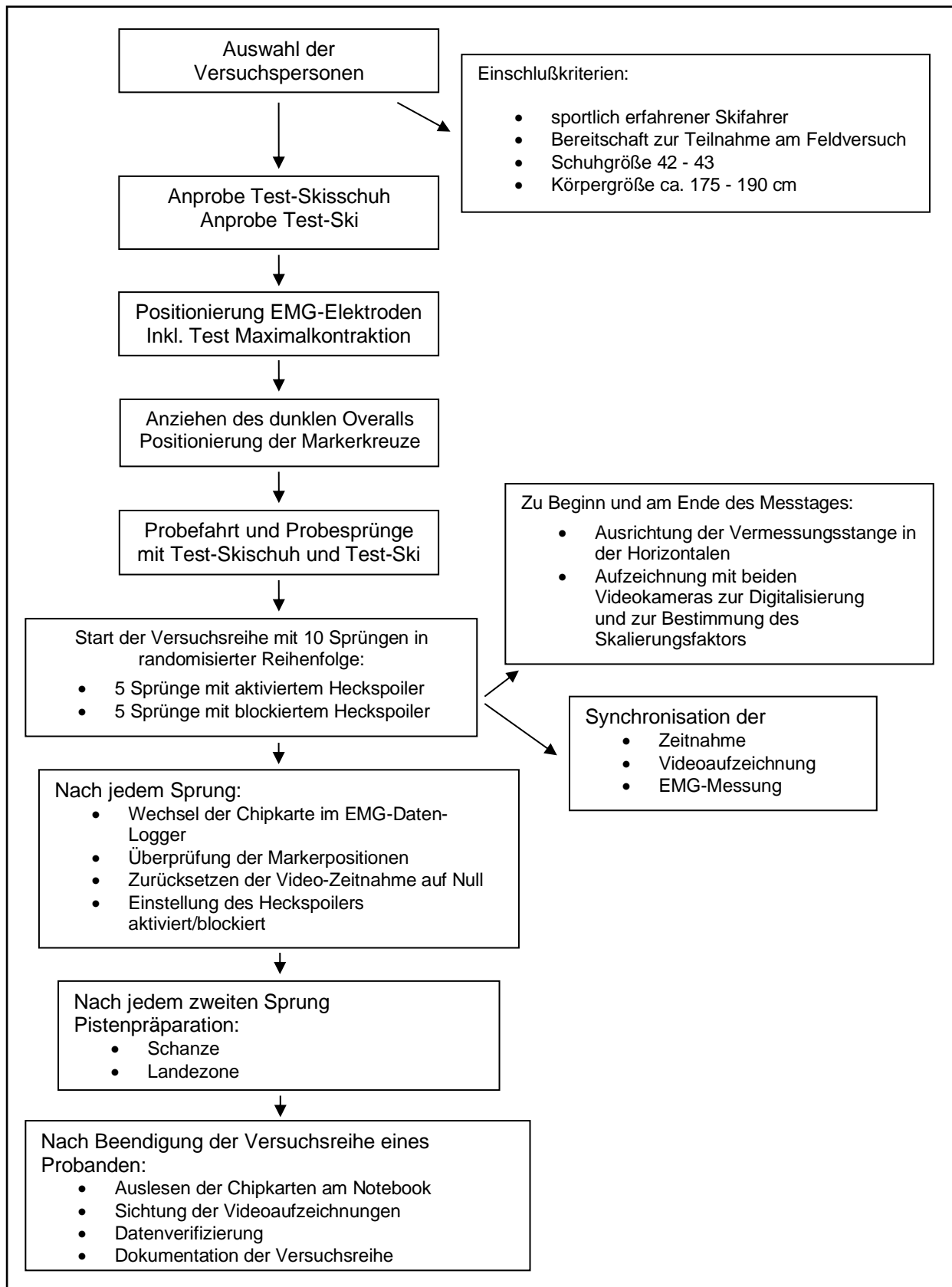
Um für den späteren manuellen Digitalisierungsvorgang eine möglichst hohe Genauigkeit zu erzielen wurde der Bildausschnitt der beiden Kameras möglichst groß gewählt. Beide Bildausschnitte hatten einen geringen sich überlappenden Bereich der durch zwei Markierungskreuze (Abbildung 19) gekennzeichnet war. Anhand dieser Geländemarker konnten Veränderungen der Kameraposition oder des jeweiligen Bildausschnittes z.B. durch Zoomeffekte erkannt und korrigiert werden.

Die erste Kamera erfasste die Flugphase der Versuchsperson unmittelbar nach Verlassen des Schanzentisches bis zum vollständigen Aufsetzen der Ski, dem Klappende (Abbildung 17), mit einem Bildausschnitt von 6,18 m.

Die zweite Kamera zeichnet die Landephase nach dem Klappende mit einem Bildausschnitt von 6,62 m auf. Der Überlappungsbereich betrug 1,55 m, sodass sich ein zusammenhängender Bildausschnitt von 11,25 m ergab.

Zur Bestimmung des für die spätere Korrektur der Winkeldaten notwendigen Hangwinkels (Neigung der Skipiste) wurde, jeweils zu Beginn und am Ende des Messtages, eine Vermessungsstange mittels Wasserwaage in der Horizontalen ausgerichtet, mit den beiden Videokameras aufgezeichnet und später digitalisiert. Gleichzeitig galt diese Messung der Bestimmung des

Skalierungsfaktors zur Umrechnung der Videobilddaten in metrische Längeneinheiten. Dadurch wurde es möglich die Entfernung zweier Bildpunkte nicht nur in Pixel, sondern in Zentimeter (cm) bzw. Meter (m) anzugeben.



Flussdiagramm 2: Ablauf der Versuchsreihe

Im Rahmen der weiteren Auswertung wurden die Datensätze der beiden Kameras für den jeweiligen Versuch zusammengefügt und die sich überlappenden Sequenzen herausgeschnitten. Das Flussdiagramm 2 stellt den Ablauf der Versuchsreihe grafisch dar.

3.10 Auswerteverfahren der Bewegungsanalysedaten

Tabelle 6 listet die aufeinander folgenden Schritte für die Auswertung der Bewegungsanalysedaten auf.

- 1) Digitalisierung der Videobilder
- 2) Kalibrierung
- 3) Winkelberechnung
- 4) Spline-Interpolation
- 5) Zeitnormierung
- 6) Auswahl der zu mittelnden Sprünge
- 7) Mittelung der zeitnormierten Winkel-Zeitverläufe

Tabelle 6: Auswertung der Bewegungsanalysedaten

Digitalisierung der Videobilder

Digitalisieren bedeutet, dass von jedem am Computerbildschirm dargestellten Videobild die Koordinaten der relevanten Bildpunkte, registriert werden. Dies erfolgt durch manuelles Anklicken der im Bild sichtbaren, an Ausrüstung und der Versuchsperson angebrachten Marker. Für jeden unserer Feldversuche entstanden zunächst zwei Datensätze (ein Datensatz für jede der beiden SVHS-Videokameras). Diese mussten schließlich wieder miteinander verknüpft und der sich überlappende Datensatz herausgeschnitten werden.

Entsprechende Sorgfalt bei der manuellen Positionierung des Mausursors ist notwendig. Dies ist ein zeitintensiver Prozess, da bei 69 Sprüngen à 55 Bilder mit 8 Markern pro Bild, ca. 30.000 Punkte zu digitalisieren sind. Das Programm speichert die entsprechenden Cursorpositionen bezüglich des Monitorkoordinatensystems als Pixelwert ab. Zwischen den Pixelkoordinaten können nun beliebige Verbindungslinien definiert werden.

Abbildung 20 stellt den Landevorgang eines Versuches aus den definierten Verbindungslinien als Strichfiguren-Sequenz dar.

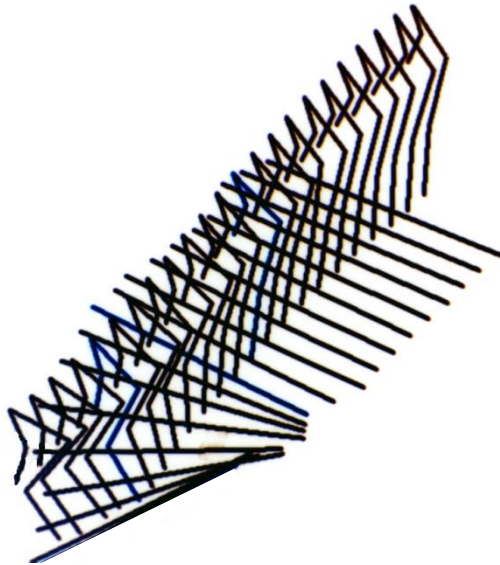


Abbildung 20: Landungsvorgang als Strichfiguren-Sequenz

Kalibrierung

Zur Umrechnung der ermittelten Pixelabstände in Meter wurde eine Vermessungsstange mit bekannter Länge einmal vertikal und einmal horizontal ins Blickfeld der jeweiligen Kamera gehalten. Der Anfang und das Ende der Stange wurden digitalisiert und hieraus der Umrechnungsfaktor von Pixel in Meter bestimmt.

Winkelberechnung

Zwischen den Verbindungslinien der Marker lassen sich relative und absolute Winkel definieren. Das Bewegungsanalyse-Programm berechnet daraufhin die Werte und Zeitverläufe der Winkel. In unserem Versuch sind die absoluten Winkel, der Klappwinkel und die Körperwinkel. Die relativen Winkel sind die Gelenkwinkel (Tabelle 7).

absolute Winkel:	relative Winkel:
Klappwinkel	Hüftwinkel
Vorlagewinkel	Kniewinkel
Oberkörperwinkel	OSG-Winkel

Tabelle 7: Absolute und relative Winkel

Die Definition der genannten Winkel zeigt Abbildung 21.

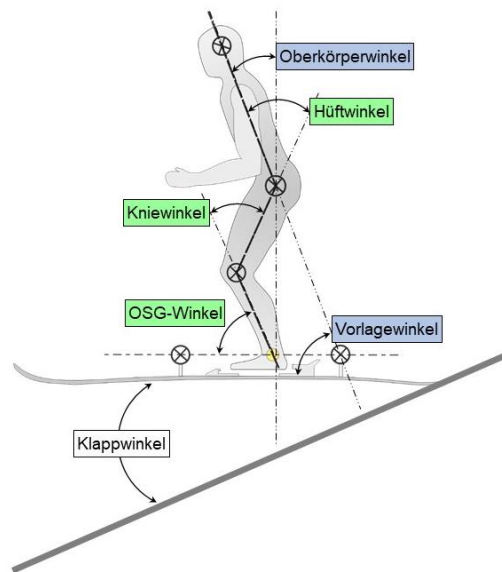


Abbildung 21: Winkeldefinition

Spline-Interpolation

Diese dient zur geringen Glättung und Berechnung der ersten und zweiten Ableitung aus den Winkelwerten. Videomesstechnisch bedingt konnte alle 20 Millisekunden (ms) jeweils ein Wert für die erfassten Winkel bestimmt werden. Zur geringen Glättung der Winkelkurven und Berechnung der ersten und zweiten Ableitung aus den Winkelwerten ist eine Interpolation der Daten nötig. Dabei gilt es den besten Kompromiss in Bezug auf die Darstellungstreue der tatsächlichen Messwerte und den Glättungseffekt zu finden. Der Algorithmus zur Bestimmung des Glättungsgrades (Spline-Funktion) wurde in Senners Arbeit dargestellt (Senner 1994). Für unsere Feldversuche erwies sich der Spline-Faktor von 0,1 als geeignet.

Auswahl der zu mittelnden Sprünge

Trotz der großen Erfahrung unserer Versuchspersonen ließen sich gewisse Abweichungen in der Sprungausführung nicht vermeiden. Aus diesem Grund wird über mehrere Versuche gemittelt. Der Landewinkel galt unter dem Aspekt des auftretenden, möglicherweise kritischen Drehimpulses, durch die Klappbewegung des Skis, als der entscheidende Bewegungsparameter. Der Landewinkel (Abbildung 21) ist der Winkel, den zum Zeitpunkt Klappanfang - dem Erstkontakt des Skiendes - der Ski mit dem Hang einnimmt.

Zunächst erfolgte für jede Versuchsperson die Bestimmung der Muskelaktivitäten der 8 Oberschenkelmuskeln für die Referenzperiode und für die Reaktionsperiode. Daraus konnte für jeden einzelnen Muskel der Aktivitätsquotient errechnet werden. Aus den jeweiligen Versuchen mit gleicher Einstellung des Auslösemechanismus konnte der Aktivitätsquotienten-Mittelwert (AQ-MW) bestimmt werden. Daraufhin war der Vergleich der Muskelaktivitäten zwischen dem blockierten und aktivierten Mechanismus möglich.

Diese AQ-MWs wurden zunächst für alle Landewinkel verglichen.

Der Ansicht folgend, dass mit größer werdendem Landewinkel der auftretende Drehimpuls wahrscheinlich zunimmt, wurden isoliert die Versuche betrachtet, bei denen der Landewinkel mehr als 45° betrug. Dies war bei 19 (27,5 %) der insgesamt 69 Sprüngen der Fall. Zusätzlich erfolgte die separate Betrachtung aller Feldversuche mit einem Landewinkel von mehr als 30° und einem Landewinkel zwischen 30° und 45°.

Zeitnormierung

Für den Vergleich der beiden Heckspoiler-Einstellungen (blockiert vs. aktiviert), wird die durchschnittliche Kinematik der beiden Behandlungen verglichen.

Hierfür lässt sich der Versuch durch zwei definierte Ereignisse, dem Klappanfang (KA) und dem Klappende (KE) in insgesamt vier Abschnitte unterteilen (Abbildung 22). Anfahrt und Flugphase liegen unmittelbar vor dem Klappanfang. Die Klappphase liegt zwischen dem Klappanfang und dem Klappende. Die abschließende Landephase beginnt mit dem Klappende.

Bei dem Versuch die Sprünge in Echtzeit zu vergleichen, zeigt sich, dass jede Phase von unterschiedlicher Dauer ist. Ein verlässlicher Vergleich ist somit nur schwer möglich.

Durch die Schwankungen in der Anfahrtsgeschwindigkeit der Probanden ergeben sich Unterschiede in der Ausführung des Sprungs und der Landung. (z.B. hinsichtlich Flugdauer und -weite). Um eine interindividuelle Vergleichbarkeit zu ermöglichen war es notwendig die Bewegungsdaten vor einer Mittelwertbildung zeitlich zu normieren. Hierzu wird die reale Zeitachse auf zwei, für den Feldversuch typische (also regelmäßig auftretende) Ereignisse gestreckt bzw. gestaucht. Diesen beiden Ereignissen wird zum einen die normierte Zeit null Prozent und zum anderen einhundert Prozent zugeordnet.

MATERIAL UND METHODEN – Auswerteverfahren Bewegungsanalyse

In unserer Auswertung wurde auf das Ereignis „Messungsbeginn“ (0%) (nach Durchfahren der Startschranke) und „Klappende“ (100%) normiert. Das Klappende (KE) bezeichnet den Zeitpunkt, zu welchem der Ski erstmals über die volle Länge Bodenkontakt hat. Abbildung 22 illustriert die Bewegungsphasen des Landevorganges und gibt die entsprechenden Werte der Normzeiten (NZ) wieder.

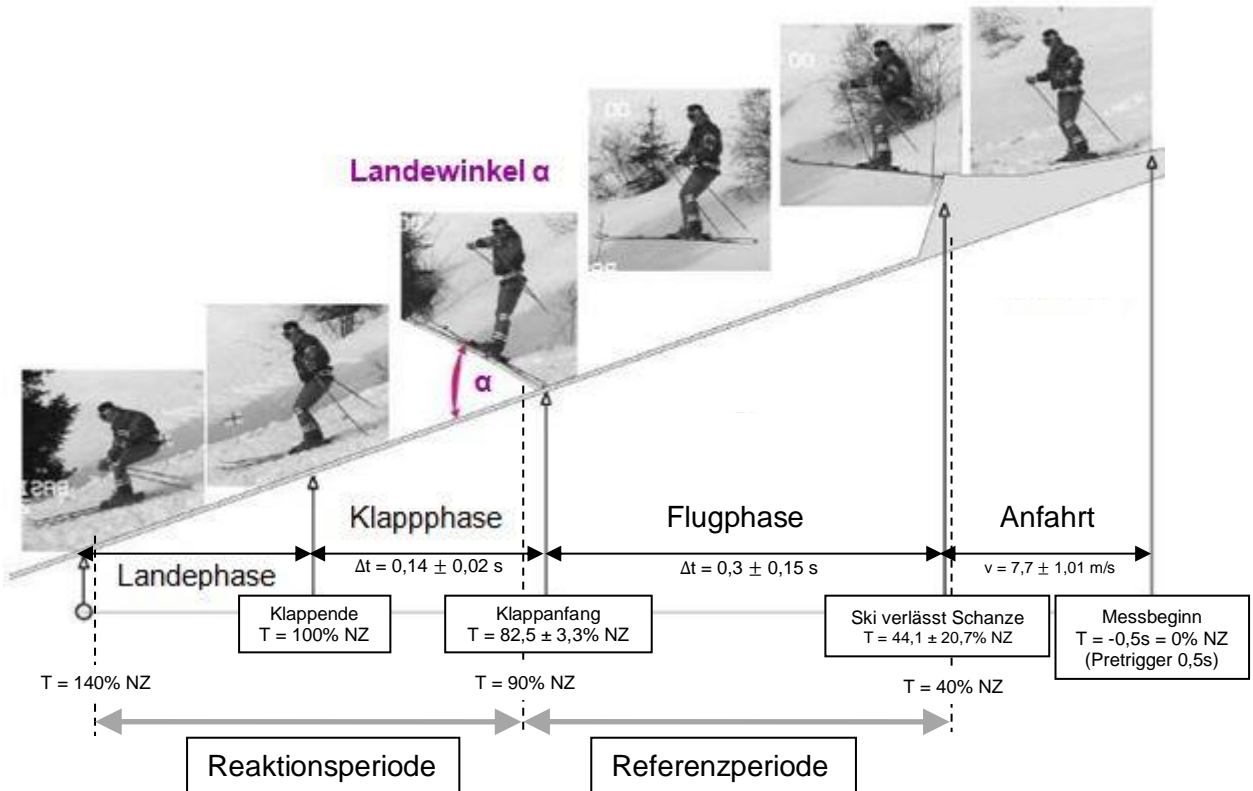


Abbildung 22: Bewegungsablauf und aus allen VPs gemittelte Bezugsperioden zur Auswertung der Bewegungsanalyse- und EMG-Daten (Senner 2001)

Die Flugphase dauerte im Mittel über alle Versuchspersonen mindestens von 44,1% NZ (Ski verlässt die Schanze) bis 82,5% NZ (Klappanfang). Vor der Auslösung des Heckspoilers bei aktiviertem Mechanismus, muss sich erst noch ein Moment zur Überwindung des Schwellenwertes aufbauen. Daher ist im ersten Drittel der Klappphase (von Klappanfang bei 82,5% NZ bis Klappende bei 100% NZ = 17,5% NZ) nicht mit dem Auslösen zu rechnen.

Somit kann frühestens zum Zeitpunkt Klappanfang + $\frac{1}{3}$ Klappphase, $82,5\% \text{ NZ} + 5,8\% \text{ NZ} = 88,3\% \text{ NZ}$, die Auslösung erfolgen. Die muskuläre Reaktionszeit auf die Auslösung liegt bei mindestens $20 \text{ ms} = 2,6\% \text{ NZ}$ und addiert sich zu den bisherigen 88,3% NZ auf 90,9% NZ.

Daher wurde für die Referenzperiode der Zeitraum 40% NZ – 90% NZ und für die Reaktionsperiode der Zeitraum 90% NZ – 140% NZ festgelegt.



Flussdiagramm 3: Darstellung des Videodaten-Auswerteverfahrens

Für die Winkelwerte, der zeitnormierten Sprünge des blockierten und des aktivierten Heckspoilermechanismus, werden für jede Versuchsperson die arithmetischen Mittelwerte und die zugehörigen Standardabweichungen gebildet. Flussdiagramm 3 stellt das Videodaten-Auswerteverfahren grafisch dar.

3.11 Auswerteverfahren der Elektromyographie

Zur Ermittlung der Muskelaktivität während der Versuchsreihe wurde bilateral eine Oberflächenelektromyographie der Kniegelenkbeuger und –strecker durchgeführt. Die Vorbereitungen hierzu erfolgten in einer nahegelegenen Bergwachthütte (Zipp 1989; Gollhofer et al. 1989). Jeweils ein Ag/AgCl-Oberflächenelektrodenpaar wurde auf den entsprechenden Muskelbauch geklebt (Abbildung 23). Die Referenzelektrode wurde am vorderen Beckenkamm (Spina iliaca anterior superior rechts) fixiert. Zur Kontaktoptimierung wurden die ausgewählten Hautareale rasiert und vor dem Bekleben mit alkoholischer Lösung gereinigt und entfettet.

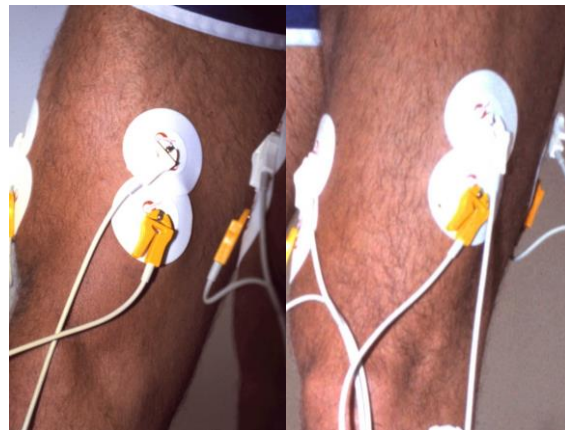


Abbildung 23: Positionierung der Oberflächenelektroden

Tabelle 8 listet die ausgewählten Kniebeuger und Kniestrecker an beiden Beinen der Versuchspersonen, inklusive der im weiteren Verlauf verwendeten Abkürzungen, auf.

Seite	Name	Abkürzung	Seite	Name	Abkürzung
rechts	M. vastus medialis	VAMER	links	M. vastus medialis	VAMEL
	M. vastus lateralis	VALAR		M. vastus lateralis	VALAL
	M. biceps femoris	BIFER		M. biceps femoris	BIFEL
	M. semitendinosus	SEMIR		M. semitendinosus	SEMIL

Tabelle 8: Liste der mittels EMG erfassten Oberschenkelmuskeln

Die EMG-Kabel wurden mit Leukosilk-Pflastern am Körper fixiert. Abschließend erfolgte für jede Versuchsperson eine Probemessung für jeden einzelnen Muskel mit isometrischer Maximalkontraktion zur Überprüfung der Messtechnik, der Signalgüte und zur Angleichung des individuellen Messbereiches (Zwick et al. 1994). Hierdurch konnten Übersteuerungsartefakte behoben werden.

Signalverarbeitung

Die Aufzeichnungsfrequenz des EMG-Signals betrug 1000 Hz. Direkt nach den Ag/AgCl-Elektroden wurde ein Vorverstärker integriert der zur Vermeidung von Kabelartefakten diente.

Mit einem Tiefpassfilter mit 500 Hz konnte dem Aliasing Einhalt geboten werden. Anschließend folgte das Zentrieren und Gleichrichten der EMG-Daten.

Die Zeitnormierung erfolgte wie bei der Auswertung der Videodaten (Kapitel 3.10) auf die beiden Ereignisse „Messungsbeginn“ (0% Normzeit) und „Klappende“ (100% Normzeit).

Im nächsten Schritt folgte eine zweite Tiefpassfilterung mit 20 Hz. Diese Frequenz erlaubte es, bei der Darstellung der Hüllkurven, das Signal noch mit hoher Genauigkeit abzubilden.

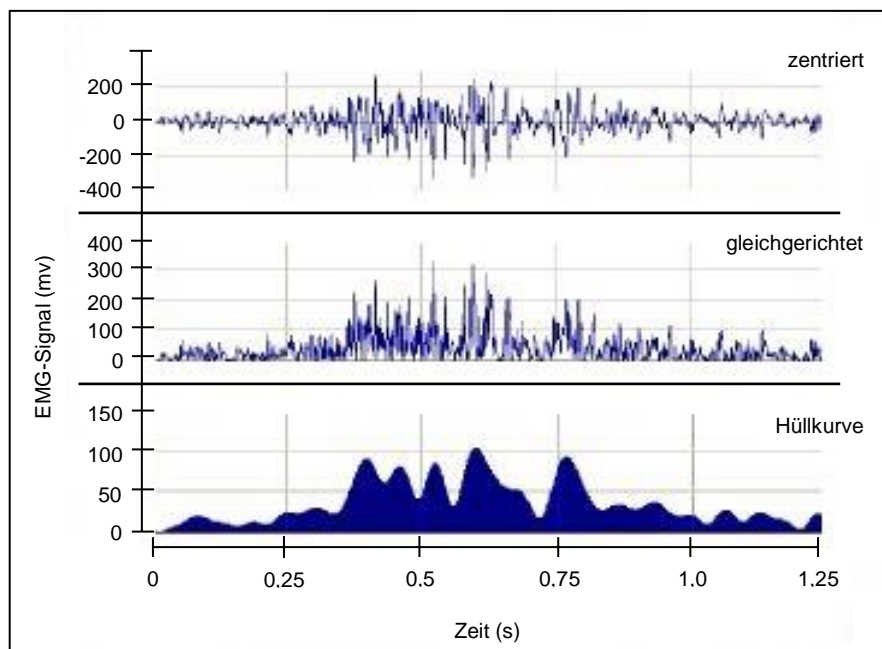


Abbildung 24: Behandlung der EMG-Daten

Abbildung 24 veranschaulicht die Effekte der beschriebenen Behandlung der EMG-Daten. Das obere Diagramm stellt das zentrierte EMG-Signal dar. Das mittlere Diagramm zeigt dasselbe Signal nach der Gleichrichtung und das untere Diagramm die 20 Hz Hüllkurve.

Anschließend wird das Hüllkurvenintegral (Fläche unter der Kurve) berechnet. Es gilt als anerkannte Kenngröße für die Höhe der aufgetragenen kontraktiven Muskelarbeit und wird im weiteren als Muskelaktivität bezeichnet. (Winter 1990) Für die weitere Analyse der EMG-Daten über das Hüllkurvenintegral ist die Wahl seiner Integrationsgrenzen von großer Bedeutung.

Referenz- und Reaktionsperiode

Dazu wurden zwei Perioden festgelegt, die als Referenzperiode und als Reaktionsperiode bezeichnet werden (Abbildung 22).

Durch die Antizipation der bevorstehenden Landung wird die Beinmuskulatur bereits in der Flugphase angespannt um den Landevorgang vorzubereiten (Schaff et al. 1996).

Nachdem die Datensätze auf das Klappende mit 100% normiert wurden, ergab sich für die Referenzperiode der Bereich von 40% bis 90% Normzeit und für die Reaktionsperiode 90% bis 140% Normzeit.

Für jeden Versuch wurde für jeden abgeleiteten Muskel, sowohl für die Referenzperiode als auch für die Reaktionsperiode, die Muskelaktivität bestimmt. Als Maß der Muskelaktivität für den gesamten Versuch, wurde der Aktivitätsquotient (AQ) zwischen den Muskelaktivitäten der Reaktions- und Referenzperiode berechnet. Hierdurch wird der Wert der Reaktionsperiode auf den Wert der Referenzperiode bezogen.

$$AQ = \frac{\text{Muskelaktivität in der Reaktionsperiode}}{\text{Muskelaktivität in der Referenzperiode}}$$

Für jede Versuchsperson wurde für alle Versuche mit blockiertem Mechanismus der Mittelwert aus allen AQs gebildet. Gleiches erfolgte für die Versuche mit aktiviertem Mechanismus. Die auf diese Weise ermittelten Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW), wurden innerhalb jeder Versuchsperson und weiterer Subgruppen im Balkendiagramm gegenübergestellt und verglichen.

Aktivitätsquotient-Mittelwert (AQ-MW)

$$AQ-MW = \frac{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n AQ_{Reak, i}}{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n AQ_{Ref, i}}$$

i = Index des Experiments

Ischio/Quad-Index (IQI)

2010 berechnete Kurpiers im Rahmen seiner Dissertation (Kurpiers 2010) die „Flexoren-Extensoren-Ratio“, um am Kniegelenk die Beugermuskulatur mit Streckermuskulatur zu vergleichen.

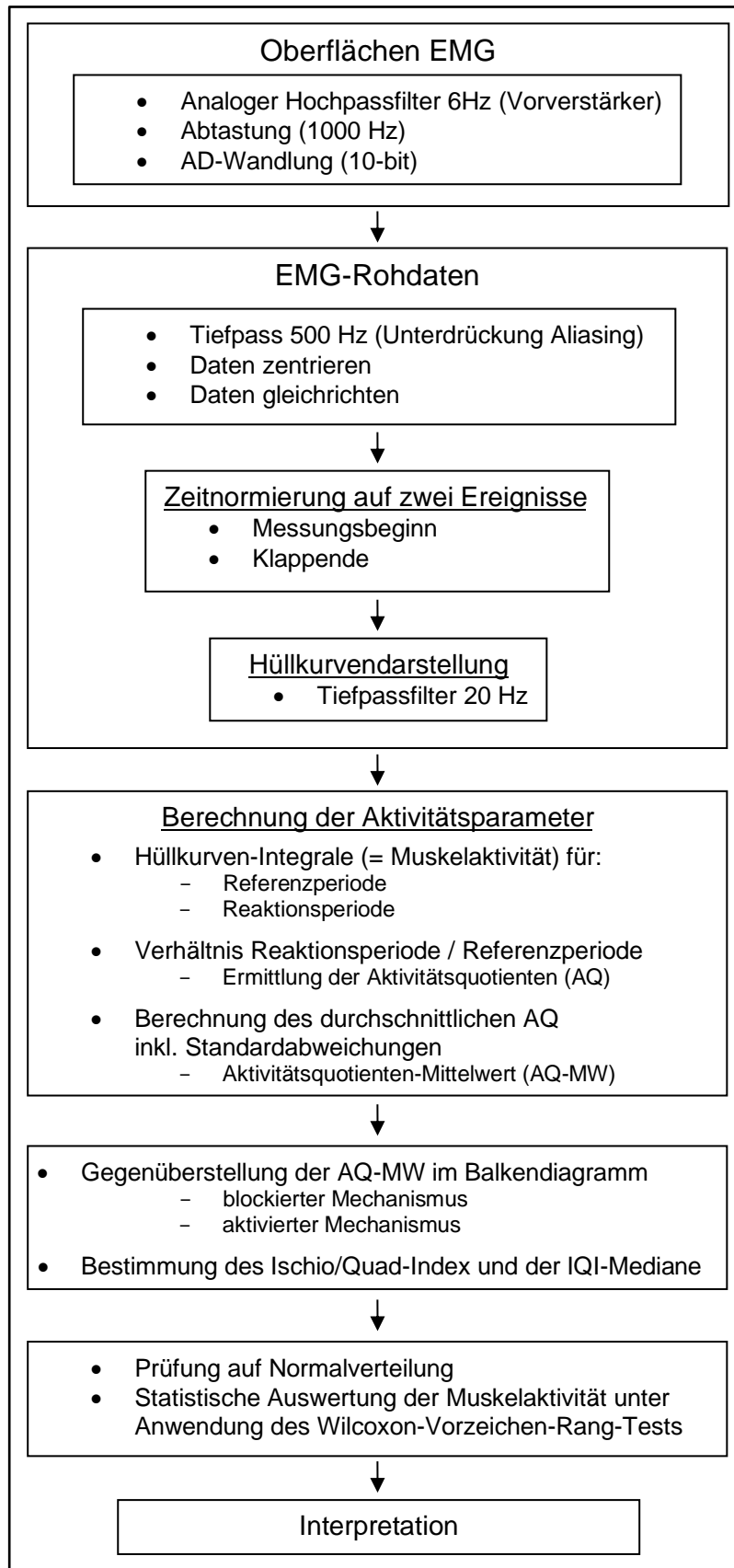
In Anlehnung an dieses Vorgehen setzten wir die Muskelaktivität der Kniebeuger (M. biceps femoris (BIFE) und M. semitendinosus (SEMI)) in Relation zu den Kniestreckern (M. vastus medialis (VAME) und M. vastus lateralis (VALA)). Daraus wurde der Ischio/Quad-Index (IQI) aus den jeweiligen AQ-MW-Summen bestimmt:

$$\text{Ischio/Quad-Index} = \frac{\sum AQ-MW (BIFE + SEMI)}{\sum AQ-MW (VAME + VALA)}$$

Ein IQI > 1 weist eine höhere Aktivität der ischiocruralen Muskulatur nach. Bei einem IQI < 1 ist die Aktivität der Quadrizepsmuskulatur höher.

Flussdiagramm 4 stellt das Ablaufschema des EMG-Auswerteverfahrens dar.

Die EMG Messungen wurden mit der Videoaufzeichnung für die Bewegungsanalyse über eine Lichtschranke per Funksignal synchronisiert. Dies ermöglichte eine präzise Zuordnung der Muskelaktivität zur Körperposition der Versuchsperson.



Flussdiagramm 4: Darstellung des EMG-Auswerteverfahrens

3.12 Statistik

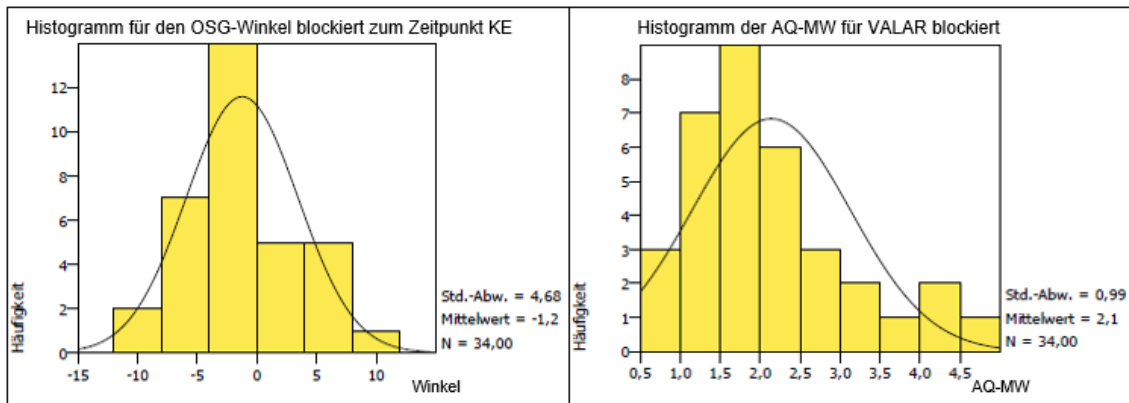
Das Untersuchungsdesign unserer Versuchsreihe entspricht einer Wiederholungsmessung mit identischem Probanden und somit einer intraindividuellen Vergleichsstudie.

Wie in Kapitel 3.3 ausgeführt, sah das Versuchsprogramm ursprünglich fünf Wiederholungen mit blockiertem und aktiviertem Mechanismus vor. Insgesamt konnten 69 Versuche (34 blockiert; 35 aktiviert) ausgewertet werden. Aus den gewonnenen Messgrößen (Winkeldaten und EMG-Daten) wurde das arithmetische Mittel berechnet. Diese Mittelwerte definieren einen „mittleren“ Sprung des jeweiligen Probanden. Somit liegen für jede der $n=8$ Versuchspersonen mittlere Gelenk- und Körperwinkel, sowie mittlere Muskelaktivitäten, zum einen mit blockiertem und zum anderen mit aktiviertem Mechanismus vor. Bei der geringen Fallzahl, wurden die Messwerte zum einen grafisch, mit Hilfe von Histogrammen und Quantil-Quantil-Diagrammen aus standardisierten, z-transformierten Daten und zum anderen analytisch, durch den Kolmogorov-Smirnov-Test, auf Ihre Normalverteilung überprüft. Hierbei fanden sich sowohl normalverteilte als auch nicht normalverteilte Daten. Die weitere inferenzstatistische Auswertung erfolgte daher mit Hilfe des verteilungsfreien Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Tests.

Histogramm 1 sowie die Abbildungen 25 und 26 stellen die unterschiedlichen Ergebnisse zur Untersuchung der Daten auf Normalverteilung beispielhaft dar.

Die beiden folgenden Histogramme zeigen links die Normalverteilung für den OSG-Winkel mit blockiertem Mechanismus zum Zeitpunkt Klappende (KE).

Das rechte Histogramm zeigt eine linkssteile Verteilung (Schiefe $v = 1,23$; z-Schiefe = 3,075) der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte für den Musculus vastus lateralis mit blockiertem Mechanismus, somit keine Normalverteilung.



Histogramm 1: - links: OSG-Winkel mit blockiertem Mechanismus zum Zeitpunkt Klappende (KE), - rechts: Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) des Musculus vastus lateralis rechts mit blockiertem Mechanismus

Die Quantil-Quantil-Diagramme in Abbildung 25 wurden aus standardisierten, z-transformierten Daten erstellt. Für den Kniewinkel mit blockiertem Mechanismus zum Zeitpunkt Klappende findet sich eine annähernde Normalverteilung. Nahezu alle z-Werte liegen im Bereich der Trendlinie.

Das rechte Q-Q-Plot zeigt keine Normalverteilung der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte des Musculus vastus medialis links bei aktiviertem Mechanismus.

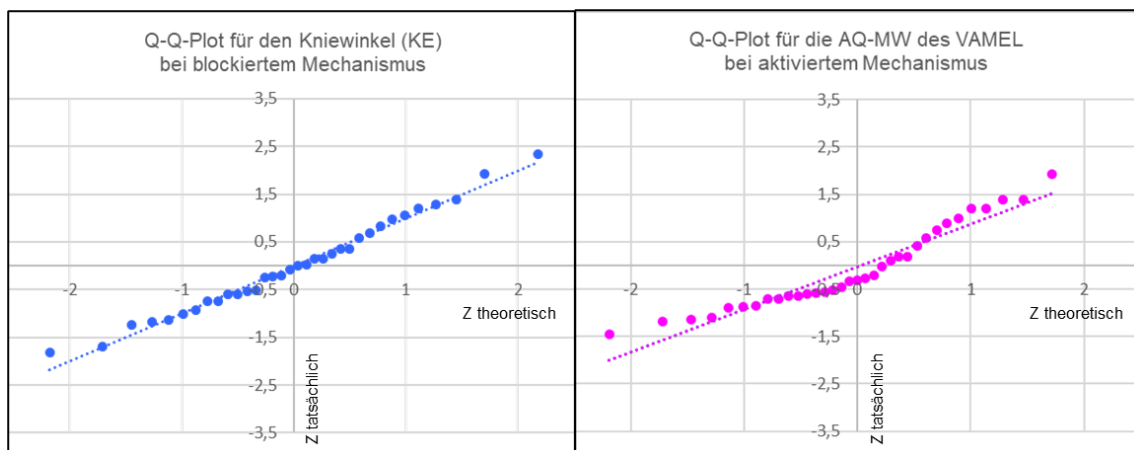


Abbildung 25: Quantil-Quantil-Diagramme: - links - für den Kniewinkel mit blockiertem Mechanismus zum Zeitpunkt Klappende (KE), - rechts - für die Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) des Musculus vastus medialis links mit aktiviertem Mechanismus

Der Kolmogorov-Smirnov-Test dient zur analytischen Prüfung auf Normalverteilung. Die Nullhypothese H_0 für diesen Test geht von einer

Normalverteilung aus. Liegt die Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha \geq 0,05$, so muss H_0 nicht verworfen werden und es liegt Normalverteilung vor.

Für den Vorlagewinkel mit blockiertem und aktiviertem Mechanismus zum Zeitpunkt T248 liegt α bei 0,871, bzw. 0,430, sodass eine Normalverteilung angenommen werden kann. Für die Aktivitätsquotienten-Mittelwerte des Musculus biceps femoris links bei blockiertem ($\alpha = 0,029$) und aktiviertem ($\alpha = 0,035$) Mechanismus muss H_0 verworfen werden. Es liegt keine Normalverteilung vor.

Kolmogorov-Smirnov Test für den Vorlagewinkel (T248) bei blockiertem und aktiviertem Mechanismus				Kolmogorov-Smirnov Test für die AQ-MW des BIFEL bei blockiertem und aktiviertem Mechanismus				
		Vor248blk	Vor248akt			BIFELblk	BIFELakt	
N		34	35	N		34	35	
Normal Parameter	Mittelwert	68,73	63,29	Normal Parameter	Mittelwert	4,18	2,59	
	Std. Abweichung	10,48	9,80		Normal Parameter	Std. Abweichung	4,69	2,34
Größte Differenz	Absolut	,10	,15	Größte Differenz		Absolut	,24	,23
	Positiv	,10	,15		Größte Differenz	Positiv	,24	,23
	Negativ	-,10	-,09			Größte Differenz	Negativ	-,23
Kolmogorov-Smirnov Z		,59	,87	Kolmogorov-Smirnov Z			1,39	1,37
Asymp. Sig. (2-seitig)	$\alpha =$,871	,430	Asymp. Sig. (2-seitig)	$\alpha =$,029	,035	

Abbildung 26: Kolmogorov-Smirnov Test - links - für den Vorlagewinkel mit blockiertem und aktiviertem Mechanismus zum Zeitpunkt T248, - rechts - für die Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) des Musculus biceps femoris links mit blockiertem und aktiviertem Mechanismus

Für die Daten der Bewegungsanalyse prüft der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test die Unterschiede zwischen den beiden Mechanismen mit folgendem Hypothesenpaar:

H_0 : Es besteht kein Unterschied für die mittleren Gelenk- bzw. Körperwinkel in Folge der beiden Behandlungen ($\mu_{blk} = \mu_{akt}$).

H_1 : Es besteht ein Unterschied für die mittleren Gelenk- bzw. Körperwinkel in Folge der beiden Behandlungen ($\mu_{blk} \neq \mu_{akt}$).

Für die Daten zur Muskelaktivität (EMG) prüft der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test dieses Hypothesenpaar:

H_0 : Es besteht kein Unterschied für die Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) bzw. Ischio/Quad-Indices (IQI) in Folge der beiden Behandlungen ($\mu_{blk} = \mu_{akt}$).

H_1 : Es besteht ein Unterschied für die Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) bzw. Ischio/Quad-Indices (IQI) in Folge der beiden Behandlungen ($\mu_{blk} \neq \mu_{akt}$).

Damit liegt jeweils eine ungerichtete Hypothesenformulierung vor.

ERGEBNISSE

Der inferenzstatistischen Prüfung wird ein Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ zugrunde gelegt. Die nachfolgende Tabelle 9 von Zöfel dient zur weiteren Differenzierung der Irrtumswahrscheinlichkeit (Zöfel 1988):

1.	$p < 0,001$	⇒	der Unterschied ist höchst signifikant (***)
2.	$p < 0,01$	⇒	der Unterschied ist hoch signifikant (**)
3.	$p < 0,05$	⇒	der Unterschied ist signifikant (*)
4.	$0,05 \leq p \leq 0,1$	⇒	der Unterschied zeigt eine Tendenz an (-)

Tabelle 9: Differenzierung der Irrtumswahrscheinlichkeiten nach Zöfel

Für die statistische Analyse kamen die freeware PAST (Paleontological Statistic software package for education and data analysis) Version 3.14 und die freeware PSPP (Perfect Statistics Professionally Presented) in der Version GNU psp 1.4.1-g79ad47 zum Einsatz.

4 ERGEBNISSE

Zur Auswertung kommen die Messwerte für die 2D-Bewegungsanalyse und die Muskelaktivität der 8 Versuchspersonen. Von den insgesamt 76 Versuchen konnten 69 für die Auswertung genutzt werden. Davon erfolgten 34 mit blockiertem und 35 mit aktiviertem Auslösemechanismus des Skischuh-Schaftes.



Unser Ziel ist es, den Einfluss des Auslösemechanismus, am hinteren Schaftanteil des Skischuhs, auf den Bewegungsablauf und die Muskelaktivität unserer Versuchspersonen zu bestimmen.

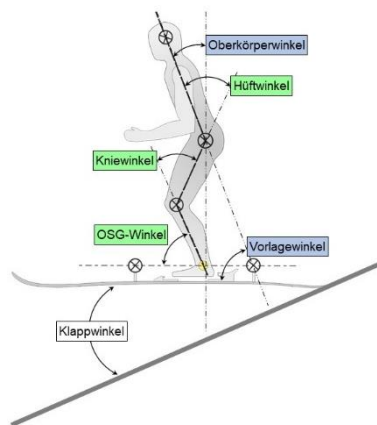
Der Auslösemechanismus lässt zwei Einstellungen zu. Bei der ersten Einstellung ist der Auslösemechanismus blockiert. Hierdurch verhält sich der Versuchsskischuh wie ein herkömmlicher Skischuh. Die zweite Einstellung, aktiviert den Auslösemechanismus und ermöglicht das kontrollierte, dorsale Nachgeben des Skischuh-Schaftes.

Die Bewegungsanalyse erfolgte zur Bestimmung der Körperwinkel und der Gelenkwinkel (Abbildung 21).

Zusätzlich wurde sie für die Auswertung der EMG-Daten benötigt, um die jeweiligen Aktivitäten der abgeleiteten Muskeln bestimmten Bewegungsabläufen und Körperpositionen zuzuordnen.

Die Auswertung befasst sich im ersten Teil mit dem Vergleich, der aus der Bewegungsanalyse gewonnenen Winkeldaten. Im zweiten Teil folgt der Vergleich für die, mittels Oberflächen-EMG bestimmte Muskelaktivität. Hierfür werden die Ergebnisse für den blockierten Mechanismus, den Ergebnissen für den aktivierten Mechanismus gegenübergestellt.

4.1 Ergebnisse der Bewegungsanalyse zur Kinematik



In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der Bewegungsanalyse dargestellt. Hierzu werden die Unterschiede zwischen dem blockierten und dem aktivierten Mechanismus in Bezug auf den Klappwinkel, die Gelenkwinkel und die Körperwinkel verdeutlicht. Die grafische Darstellung erfolgt zunächst für die jeweiligen Winkelentitäten im Liniendiagramm. Anschließend erfolgt eine

vergleichende Darstellung zu den relevanten Zeitpunkten (KA, KE, T248, LE) unseres Versuches durch Balkendiagramme und Strichfiguren. Hierbei werden die Werte für den blockierten Mechanismus in blau und die Werte für den aktivierten Mechanismus in pink dargestellt. Die Verteilung der Klappwinkel wird in Box-Plot-Diagrammen wiedergegeben.

Die Angaben zur Inferenzstatistik mit dem Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test erfolgen unmittelbar in den grafischen Darstellungen und im Begleittext.

(n.s. = nicht signifikant; ~ = Tendenz; * = signifikant; ** = hoch signifikant).

Der Klappwinkel beschreibt die Position der Ski zur Skipiste. Zu den Gelenkwinkeln zählen der Hüftwinkel, der Kniewinkel und der OSG-Winkel. Der Oberkörperwinkel und der Vorlagewinkel sind Körperwinkel.

Davon ausgehend, dass die Flugphase des Versuches durch die beiden Einstellungen des Auslösemechanismus nicht relevant beeinflusst wird,

konzentriert sich die Auswertung der Bewegungsanalysedaten auf die Klappphase und die Landephase des Experimentes. Abbildung 27 zeigt die vier Bezugsgrößen der Auswertung. Zum einen den Klappanfang (KA), das Klappende (KE), den Zeitpunkt T248 und das Landungsende (LE).

Der Klappanfang ist der Zeitpunkt des ersten Kontaktes der Skienden mit der Skipiste und markiert zugleich den Start der Klappphase. Das Klappende bezeichnet den Zeitpunkt des vollständigen Kontaktes der gesamten Skifläche mit der Skipiste und stellt das Ende der Klappphase und gleichzeitig den Beginn der Landephase dar. Die durchschnittliche Klappphase beträgt 140 ms.

Für die Landephase werden messbare Unterschiede in den Winkeldaten zwischen den beiden Mechanismen erwartet. Daher wurde der Zeitpunkt T248 zur Zeit T (= Time) 248 ms nach dem Klappanfang als Bezugsgröße während der Landephase gewählt. Zu diesem Zeitpunkt sind 2/3 (99 ms) der Landephase absolviert. Die Dauer der auszuwertenden Landephase wurde in Anlehnung an die vorhergehende Phase, ebenfalls auf 149 ms festgelegt, sodass der Zeitpunkt Landungsende zur Zeit T = 298 ms erreicht ist.

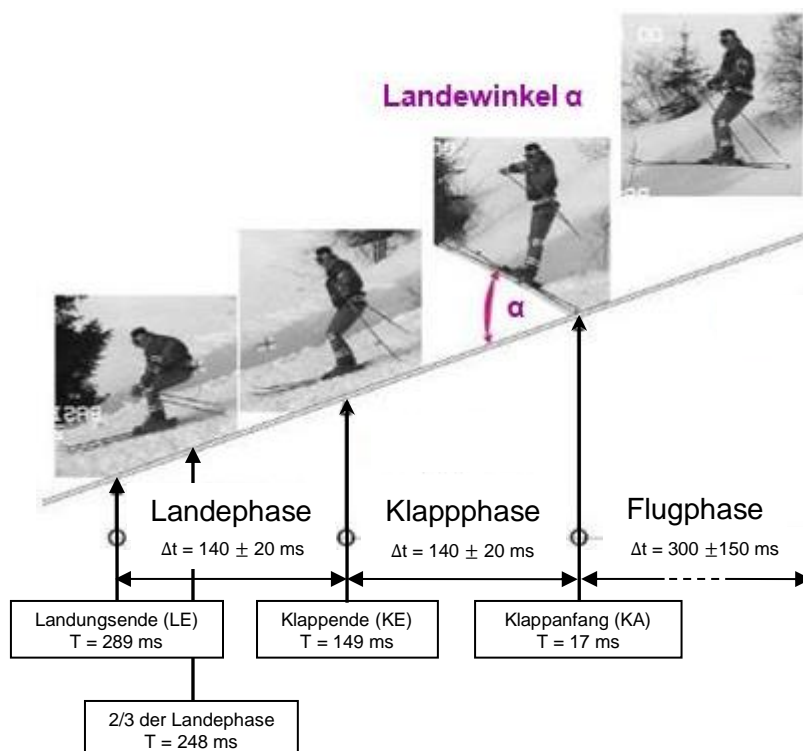


Abbildung 27: Bewegungsablauf und die dazugehörigen Bezugsgrößen (KA, KE, T248, LE) zur Auswertung der Bewegungsanalyse (Senner 2001)

4.1.1 Landewinkel und zeitlicher Verlauf des Klappwinkel

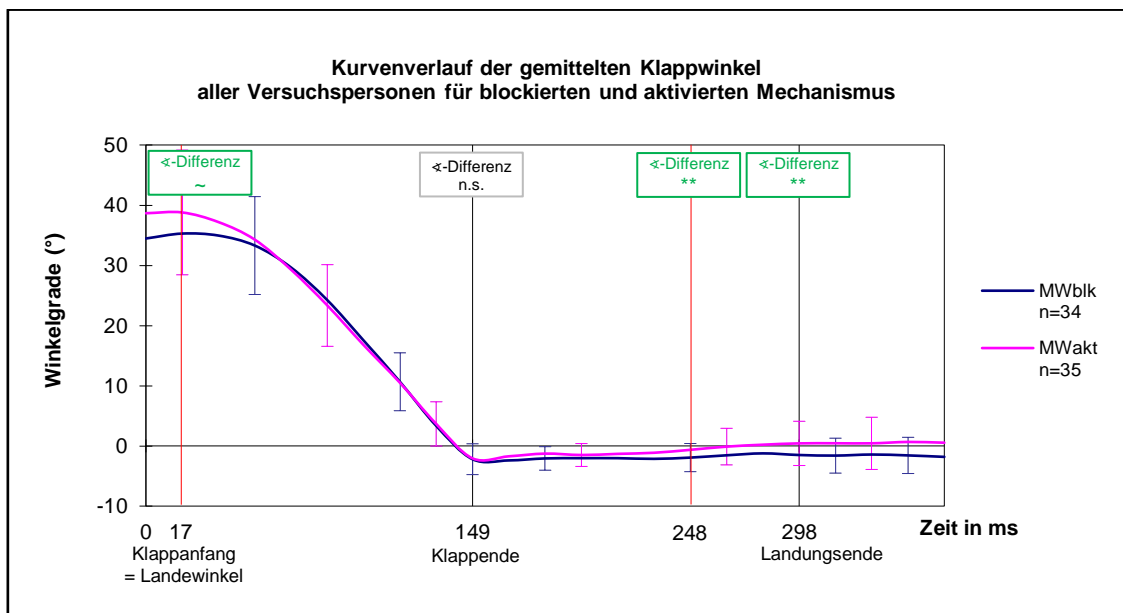
Der Klappwinkel ist der Winkel, der sich zwischen den Ski der Versuchsperson und dem Hang bildet. Mit Hilfe des Klappwinkels wird die Klappphase definiert. Die Klappphase beginnt zum Zeitpunkt des Erstkontaktes der Skienden mit der Skipiste.

Dieser Klappwinkel, zum Zeitpunkt Klappanfang (KA), wird als Landewinkel bezeichnet.

Dem Landewinkel kommt insbesondere bei der Auswertung der EMG-Daten, im zweiten Teil der Ergebnisdarstellung, eine wichtige Rolle zu.

Die Versuchspersonen wurden angehalten, ihren Sprung in Rücklage mit hohem Landewinkel auszuführen. Dies wurde gut erfüllt. Die Unterschiede betragen wenige Grad, allerdings bei hoher Streuung und sind daher praktisch nicht relevant.

Die Klappphase endet mit dem vollständigen Aufsetzen der Ski zum Zeitpunkt Klappende (KE). Auf dieses definierte Klappende – bei 149 ms – erfolgte die Zeitnormierung aller Datensätze. Hierdurch wurde die Grundlage für die Vergleichbarkeit der Sprünge geschaffen.



Liniendiagramm 2: Gemittelte Klappwinkel für den blockierten und den aktivierten Mechanismus



Nach dem Klappende folgt die Landephase. Der Zeitpunkt Landungsende (LE) – bei 298 ms – markiert das Ende der Landephase. Nach dem Landungsende (LE) lassen sich nur noch geringe Veränderungen in allen Winkelkurven nachweisen. Die Versuchspersonen haben ab diesem Zeitpunkt eine annähernd stabile Körperposition eingenommen.

Der Vergleich zwischen dem blockierten und aktivierten Mechanismus für die gemittelten Klappwinkel zeigt am Klappanfang (KA) größere Winkel für den aktivierten Mechanismus (Liniendiagramm 2). So betragen die gemittelten Landewinkel (= Klappwinkel zum Zeitpunkt KA) für den blockierten Mechanismus $35,3^\circ$ und für den aktivierten Mechanismus $38,8^\circ$. Der Signifikanzwert p liegt bei 0,052, sodass sich eine klare Tendenz für einen Unterschied findet.

Im weiteren Verlauf der Klappphase nähern sich beide Kurven aneinander an. Der Klappwinkel wird erwartungsgemäß zunehmend kleiner und erreicht zum Zeitpunkt Klappende (KE) seinen niedrigsten Wert. Zum Zeitpunkt KE liegen die Absolutwerte bei $-2,2^\circ$ für den blockierten und bei $-2,1^\circ$ für den aktivierten Mechanismus. Der Unterschied ist nicht signifikant ($p > 0,05$). Die negativen Werte erklären sich durch das, mehr oder weniger starke, Einsinken in den Schnee.

Unmittelbar nach dem KE bleibt der Klappwinkel für beide Mechanismen erwartungsgemäß konstant um die 0° . Die Klappphase ist beendet und die Ski gleiten beim weiteren Landevorgang, der Hangneigung folgend, auf der Skipiste abwärts.

Zum Zeitpunkt T248 beträgt der Klappwinkel für den blockierten $-1,9^\circ$ und für den aktivierten Mechanismus $-0,7^\circ$, einer absoluten Winkeldifferenz von $1,2^\circ$ entsprechend. Zu diesem Zeitpunkt liegt ein hoch signifikanter Unterschied ($p=0,002$) vor. Dieses Ergebnis setzt sich im weiteren Verlauf bis zum Zeitpunkt LE fort. Hier besteht eine absolute Winkeldifferenz von $1,9^\circ$ ($Kl_{p_{blk}} -1,5^\circ$ vs. $Kl_{p_{akt}} 0,4^\circ$). Der Unterschied bleibt hoch signifikant, $p=0,002$, hat allerdings ebenso wie der hoch signifikante Unterschied zum Zeitpunkt T248 für die weitere Auswertung keine Relevanz.

Abbildung 28 stellt die Verteilung des Landewinkels in einem Box-Plot-Diagramm dar. Jeder Punkt symbolisiert einen Messwert (blockiert n=34; aktiviert n=35).

In der Box liegen die mittleren 50% der Daten. Die Werte außerhalb der Box stellen die restlichen 50% dar. Die Unterkante der Box begrenzt das untere Quartil (25%), die Oberkante das obere Quartil (25%). Die Länge der Box entspricht dem Interquartilsabstand. Der Median wird durch den waagerechten Strich in der Box dargestellt.

Nach einer Definition von John W. Tukey, beträgt die Länge der Whisker (Antennen) maximal das 1,5-fache des Interquartilsabstands. Sind die Werte, außerhalb der Box, geringer als der 1,5-fache Interquartilsabstand ist der entsprechende Whisker kürzer. Die Whiskerlänge endet am niedrigsten (Minimum) oder am höchsten Wert (Maximum). Daher müssen die Whisker nicht auf beiden Seiten gleich lang sein. Werte die jenseits des 1,5-fachen Interquartilsabstand liegen, werden als ausreißerverdächtig behandelt (Cleff 2015).

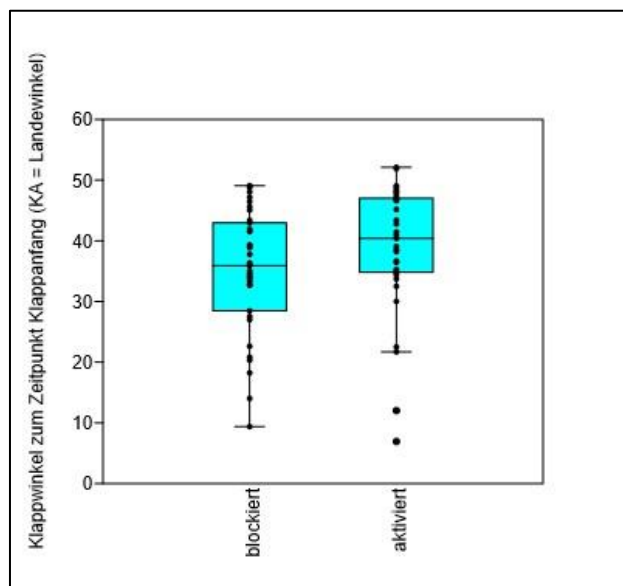


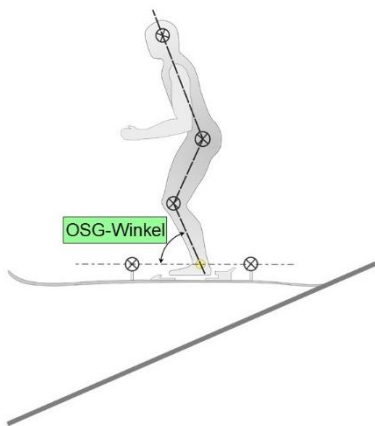
Abbildung 28: Box-Plot-Diagramm zur Darstellung der Verteilung für den Landewinkel mit blockiertem und aktiviertem Mechanismus

Hier finden sich zum einen zwei Ausreißer für den aktivierten Mechanismus, zum anderen ist gut zu erkennen, dass jeweils 75% der Landewinkel über 30° betragen. Dieser offensichtliche Schwellenwert (Landewinkel 30°) wird im Rahmen der Datenauswertung zur Muskelaktivität (4.2.2) noch von Bedeutung sein.

Fazit: Der Klappwinkel zum Zeitpunkt Klappanfang (KA) wird als Landewinkel bezeichnet. Der gemittelte Landewinkel bei blockiertem Mechanismus beträgt $35,3^\circ$, bei aktiviertem Mechanismus $38,8^\circ$. 75% der Landewinkel liegen über 30° . Während der Klappphase gleichen sich die Klappwinkelkurven für beide Mechanismen an. Zum Zeitpunkt T248 und Landungsende (LE) finden sich zwar hoch signifikante Unterschiede, die absoluten Differenzen unterscheiden sich jedoch nur um $1,2^\circ$ (T248) und $1,9^\circ$ (LE), sodass dem Unterschied für die weitere Auswertung keine besondere Bedeutung zu kommt.

4.1.2 OSG-, Knie und Hüftwinkel

OSG-Winkel

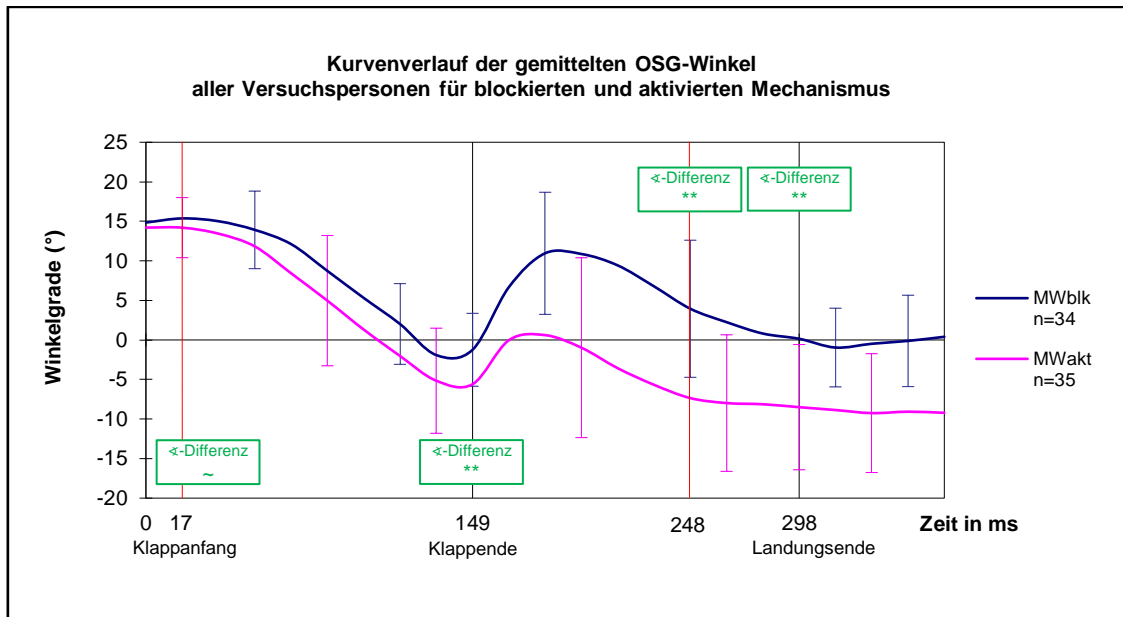


Der Vergleich zwischen dem blockierten und aktivierten Mechanismus für die gemittelten OSG-Winkel zeigt am KA eine Tendenz für einen Unterschied. So betragen die OSG-Winkel zum Zeitpunkt KA für den blockierten $15,4^\circ$ und für den aktivierten Mechanismus $14,2^\circ$ ($p=0,051$). Im weiteren Verlauf der Klappphase verringert sich für beide Mechanismen der OSG-Winkel, die Streckung (Dorsalextension) im OSG wird geringer.

Für den aktivierten Mechanismus geschieht dies früher und schneller.

Zum Zeitpunkt KE ist die Neutral-Null-Position des OSG für beide Mechanismen durchschritten. Die Absolutwerte liegen bei $-1,2^\circ$ für den blockierten und $-5,6^\circ$ für den aktivierten Mechanismus. Der Unterschied ist hoch signifikant ($p=0,001$).

Liniendiagramm 3 stellt die gemittelten OSG-Winkel für den blockierten und den aktivierten Mechanismus dar.

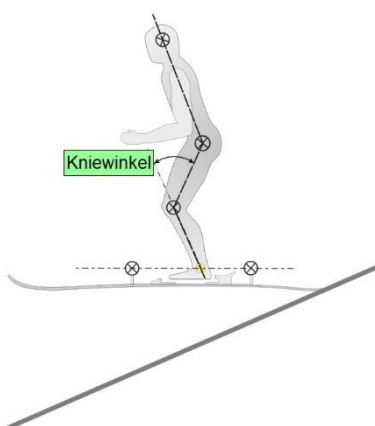


Liniendiagramm 3: gemittelte OSG-Winkel für den blockierten und den aktivierten Mechanismus

Unmittelbar nach dem KE folgt für beide Mechanismen ein erneuter Anstieg der Kurven mit deutlich höheren Werten für den blockierten Mechanismus, einer größeren Streckung (Dorsalextension) des OSG und einer aufrechteren Körperhaltung entsprechend.

Zum Zeitpunkt T248 betragen die absoluten Winkeldifferenzen zwischen den beiden Mechanismen für den OSG-Winkel $11,4^{\circ}$ ($OSG_{blk} 4,0^{\circ}$ vs. $OSG_{akt} -7,4^{\circ}$). Zu diesem Zeitpunkt liegt ein hoch signifikanter Unterschied ($p < 0,001$) vor. Der Unterschied bleibt annähernd konstant und setzt sich bis zum Ende der Messung fort. Zum Zeitpunkt LE besteht eine absolute Winkeldifferenz von $8,7^{\circ}$ ($OSG_{blk} 0,2^{\circ}$ vs. $OSG_{akt} -8,5^{\circ}$). Der Unterschied bleibt hoch signifikant ($p < 0,001$).

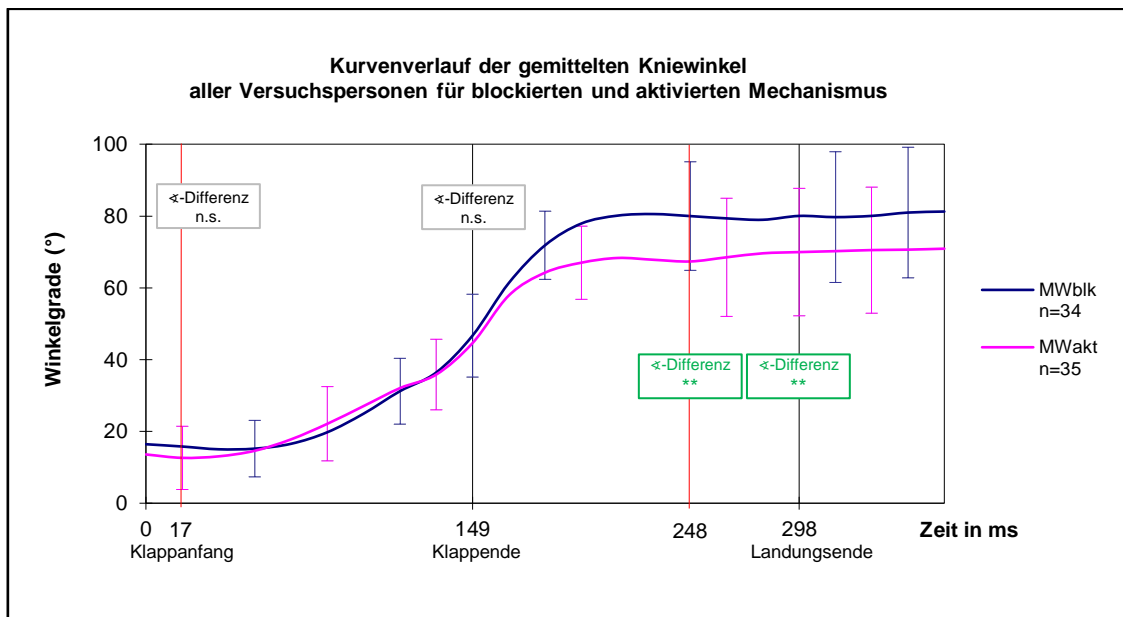
Kniewinkel



Der Vergleich zwischen dem blockierten und aktivierten Mechanismus für die gemittelten Kniewinkel zeigt in der Klappphase, zwischen dem Klappanfang (KA) und dem Klappende (KE), keinen relevanten Unterschied. So betragen die Kniewinkel zum Zeitpunkt KA für den blockierten $15,8^{\circ}$ und für den aktivierten Mechanismus $12,6^{\circ}$ ($p > 0,05$). Während der Klappphase nimmt der Kniewinkel und

damit die Beugung im Kniegelenk für beide Mechanismen stetig zu. Zum Zeitpunkt KE findet sich ein ähnliches Bild. Die Absolutwerte liegen bei $46,7^\circ$ für den blockierten und $44,6^\circ$ für den aktivierten Mechanismus ($p > 0,05$).

Liniendiagramm 4 stellt die gemittelten Kniewinkel für den blockierten und den aktivierten Mechanismus dar.



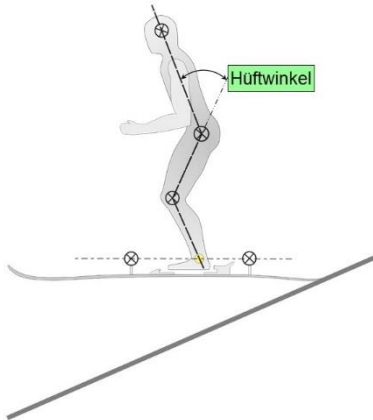
Liniendiagramm 4: gemittelte Kniewinkel für den blockierten und den aktivierten Mechanismus

Kurz nach dem Klappende beginnen die beiden Kurven auseinanderzuweichen. Dabei werden für den blockierten Mechanismus bis zum Landungsende und darüber hinaus höhere Werte festgestellt. Dies entspricht im Vergleich zum aktivierten Mechanismus einer stärkeren Beugung im Kniegelenk.

Zum Zeitpunkt T248, also knapp eine Zehntelsekunde nach dem Klappende, betragen die absoluten Winkeldifferenzen zwischen den beiden Mechanismen für den Kniewinkel $12,7^\circ$ ($\text{Knie}_{\text{blk}} 80,0^\circ$ vs. $\text{Knie}_{\text{akt}} 67,3^\circ$), der Unterschied ist hoch signifikant ($p < 0,01$).

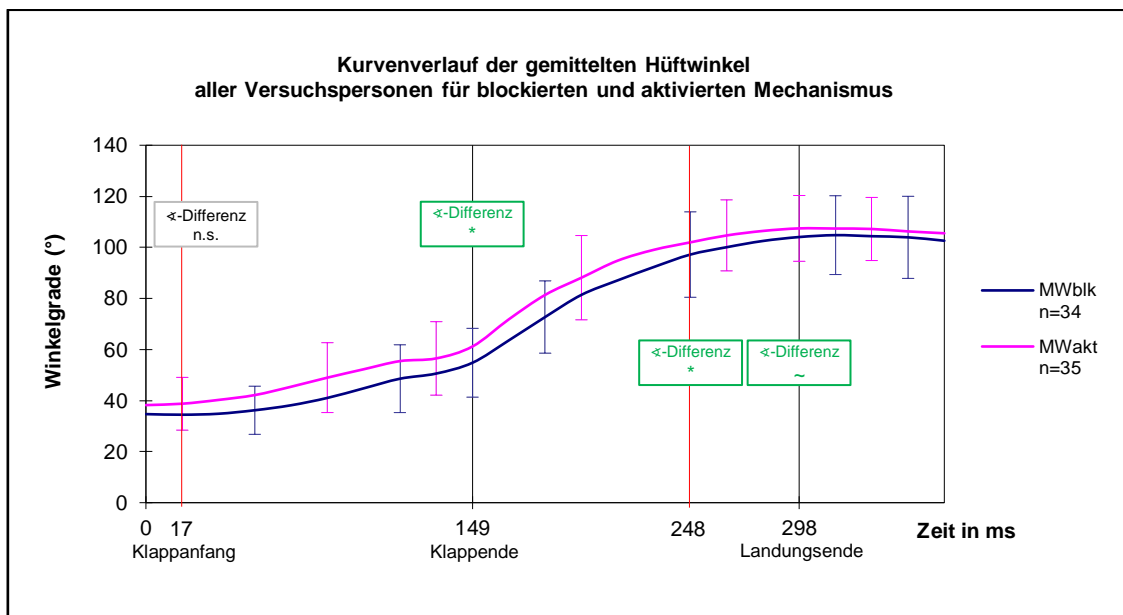
Ähnlich wie beim OSG-Winkel bleibt der Unterschied annähernd konstant und setzt sich bis zum Ende der Messung fort. Zum Zeitpunkt des Landungsendes (LE) besteht eine absolute Winkeldifferenz von $10,1^\circ$ ($\text{Knie}_{\text{blk}} 80,0^\circ$ vs. $\text{Knie}_{\text{akt}} 69,9^\circ$). Der Unterschied bleibt hoch signifikant ($p < 0,01$).

Hüftwinkel



Der Vergleich zwischen dem blockierten und aktivierten Mechanismus für die gemittelten Hüftwinkel zeigt am Klappanfang (KA), wie auch schon die Knie- und die OSG-Winkel, keinen relevanten Unterschied. So betragen die Hüftwinkel zum Zeitpunkt KA für den blockierten 34,5° und für den aktivierten Mechanismus 38,8° ($p > 0,05$). Im weiteren Verlauf der Klappphase steigt für beide Mechanismen der Hüftwinkel etwas an, die Hüftbeugung nimmt zu. Zum Zeitpunkt KE liegen die Absolutwerte bei 54,8° für den blockierten und 61,2° für den aktivierten Mechanismus. Der Unterschied ist signifikant ($p=0,015$).

Liniendiagramm 5 stellt die gemittelten Hüftwinkel für den blockierten und den aktivierten Mechanismus dar.



Liniendiagramm 5: gemittelte Hüftwinkel für den blockierten und den aktivierten Mechanismus

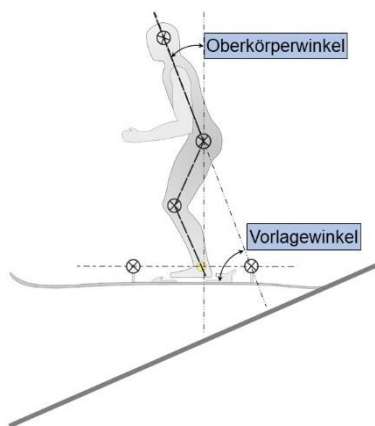
Unmittelbar nach dem KE folgt für beide Mechanismen ein weiterer Anstieg der Kurven, mit konstant höheren Werten für den aktivierten Mechanismus, einer stärkeren Hüftbeugung entsprechend.

Zum Zeitpunkt T248 betragen die absoluten Winkeldifferenzen zwischen den beiden Mechanismen für den Hüftwinkel $4,8^\circ$ (Hüft_{blk} $97,2^\circ$ vs. Hüft_{akt} $102,0^\circ$). Zu diesem Zeitpunkt liegt ein signifikanter Unterschied ($p=0,028$) vor.

Im weiteren Verlauf erreichen die beiden Kurven ein Plateau, welches bis zum Ende der Messung erhalten bleibt. Dabei nähern sich die beiden Kurven, ähnlich wie zum Zeitpunkt KA, wieder an. Zum Zeitpunkt LE besteht eine absolute Winkeldifferenz von $3,4^\circ$ (Hüft_{blk} $104,0^\circ$ vs. Hüft_{akt} $107,4^\circ$). Der Unterschied ist nicht mehr signifikant ($p=0,070$), zeigt jedoch eine Tendenz.

Fazit: Zu den Gelenkwinkel zählen OSG-, Knie- und Hüftwinkel. Erwartungsgemäß lassen sich hier die eindeutigsten Unterschiede feststellen. Für den OSG- und Kniewinkel sind diese am augenscheinlichsten. Insbesondere nach dem Klappende (KE) finden sich, den beiden verschiedenen Mechanismen geschuldete, hoch signifikante Unterschiede. Diese spiegeln sich auch in den absoluten Differenzen wider, für den OSG-Winkel $11,4^\circ$ und den Kniewinkel $12,7^\circ$ jeweils zum Zeitpunkt T248. Im Gegensatz dazu verlaufen die beiden Hüftwinkelkurven ohne große Abweichungen vergleichsweise parallel zueinander.

4.1.3 Oberkörper- und Vorlagewinkel



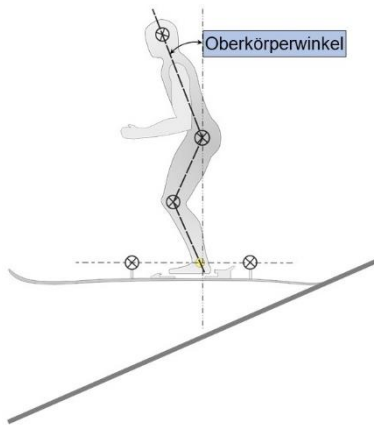
Der Oberkörperwinkel stellt die Neigung des Oberkörpers zur Senkrechten im Raum dar. Dadurch stellt der Oberkörperwinkel, unabhängig vom Verhalten des restlichen Körpers, ein Maß für die Vor- bzw. Rücklage des Körpers dar. Je kleiner der Oberkörperwinkel ist, desto aufgerichteter ist der Oberkörper, bzw. desto mehr Rücklage hat die Versuchsperson.

Im Gegensatz dazu stellt der Vorlagewinkel, die Position des Oberkörpers im Verhältnis zu den Ski der Versuchsperson dar. Hier gilt, je größer der Vorlagewinkel ist, desto aufgerichteter ist der Oberkörper, bzw. desto mehr Rücklage hat die Versuchsperson.

Durch die gemeinsame Betrachtung der beiden Körperwinkel, lässt sich die Körpervorlage bzw. die Körperrücklage während der Klapp- und der Landephase beurteilen.

Sowohl der Oberkörperwinkel als auch der Vorlagewinkel zeigen, für den blockierten und für den aktivierten Mechanismus, sehr ähnliche Kurvenverläufe. Für den Oberkörperwinkel sind alle Werte für den aktivierten Mechanismus höher als die Werte für den fixierten Mechanismus. Für den Vorlagewinkel gilt die umgekehrte Beobachtung.

Oberkörperwinkel

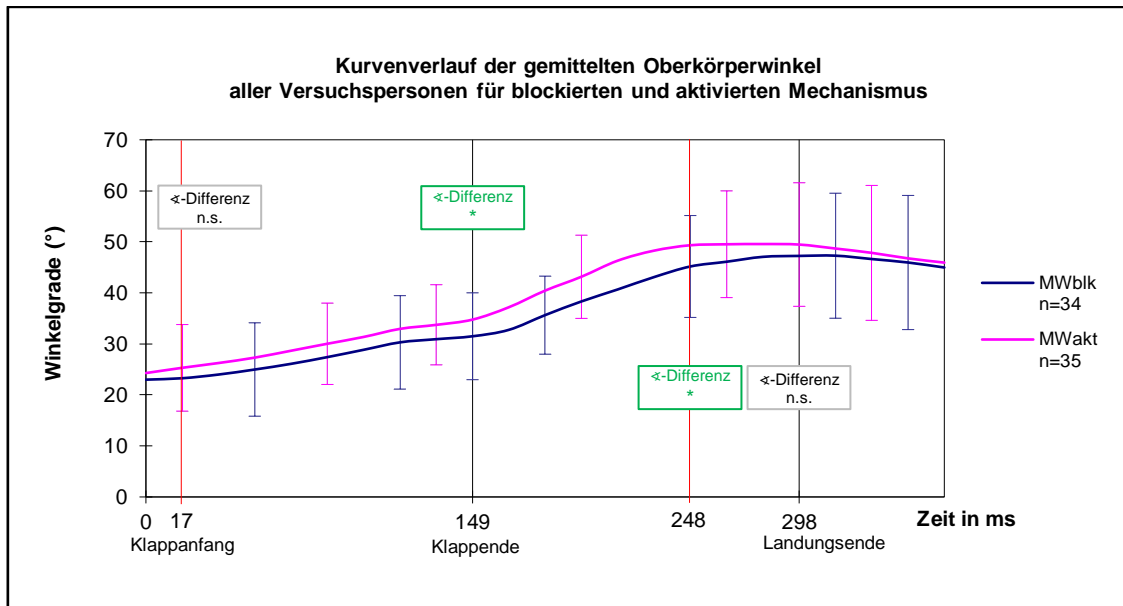


Der Vergleich zwischen dem blockierten und aktivierten Mechanismus für die gemittelten Oberkörperwinkel zeigt am Klappanfang (KA), wie auch im weiteren Verlauf bis zum Landungsende (LE), keinen relevanten Unterschied. So betragen die Oberkörperwinkel zum Zeitpunkt KA für den blockierten Obk_{blk} $23,3^\circ$ und für den aktivierten Mechanismus Obk_{akt} $25,3^\circ$ ($p > 0,05$). Im weiteren

Verlauf der Klappphase steigt für beide Mechanismen der Oberkörperwinkel etwas an, die Vorlage nimmt zu. Zum Zeitpunkt KE liegen die Absolutwerte bei Obk_{blk} $31,5^\circ$ für den blockierten und Obk_{akt} $34,8^\circ$ für den aktivierten Mechanismus. Der Unterschied ist jetzt signifikant ($p=0,043$).

Unmittelbar vor und nach dem KE zeigt sich ein kurzes Plateau. Auf dieses folgt für beide Mechanismen ein weiterer Anstieg der Kurven, mit konstant höheren Werten für den aktivierten Mechanismus, einer stärkeren Vorlage entsprechend. Zum Zeitpunkt T248 betragen die absoluten Winkeldifferenzen zwischen den beiden Mechanismen für den Oberkörperwinkel $3,9^\circ$ (Obk_{blk} $45,2^\circ$ vs. Obk_{akt} $49,3^\circ$). Auch zu diesem Zeitpunkt bleibt der Unterschied signifikant ($p=0,012$). Im weiteren Verlauf der Landung flachen beide Kurven geringfügig ab. Dabei nähern sich die beiden Kurven, ähnlich wie zum Zeitpunkt KA, wieder an. Zum Zeitpunkt LE besteht eine absolute Winkeldifferenz von $2,3^\circ$ (Obk_{blk} $47,2^\circ$ vs. Obk_{akt} $49,5^\circ$). Der Unterschied ist zu diesem Zeitpunkt nicht mehr signifikant ($p > 0,05$).

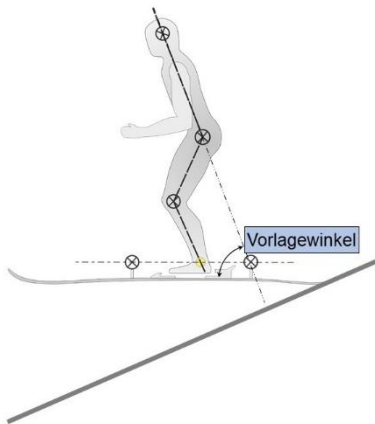
Liniendiagramm 6 stellt die gemittelten Oberkörperwinkel für den blockierten und den aktivierten Mechanismus dar.



Liniendiagramm 6: gemittelte Oberkörperwinkel für den blockierten und den aktivierten Mechanismus

Die Werte für den aktivierten Mechanismus sind durchgehend geringfügig höher als die Werte für den blockierten Mechanismus. Dies bedeutet eine vermehrte Rücklage bei blockiertem Mechanismus.

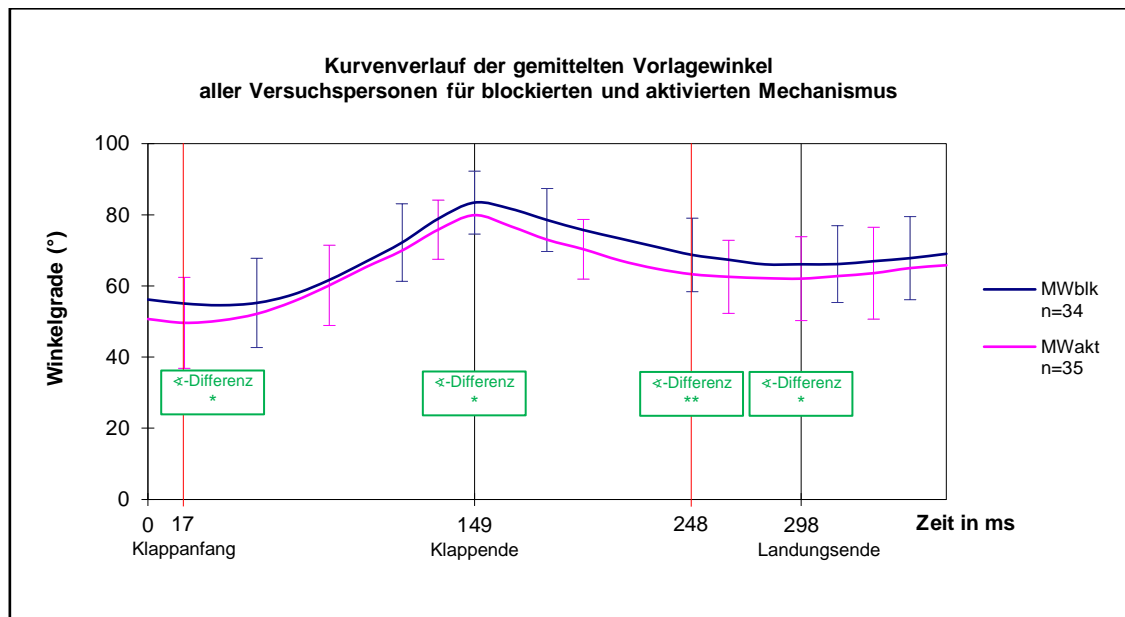
Vorlagewinkel



Der Vergleich zwischen dem blockierten und aktivierten Mechanismus für die gemittelten Vorlagewinkel zeigt am Klappanfang (KA), wie auch im weiteren Verlauf bis zum Landungsende (LE), signifikante Unterschiede. So betragen die Vorlagewinkel zum Zeitpunkt KA für den blockierten Vor_{blk} $55,1^\circ$ und für den aktivierten Mechanismus Vor_{akt} $49,7^\circ$ ($p=0,043$). Der Vorlagewinkel nimmt zu Beginn der Klappphase, in den ersten 30 ms, zunächst ab. Im weiteren Verlauf der Klappphase steigt für beide Mechanismen der Vorlagewinkel an, die Rücklage - in Relation zu den Ski - nimmt zu. Zum Zeitpunkt KE liegen die Absolutwerte bei Vor_{blk} $83,4^\circ$ für den blockierten und Vor_{akt} $79,9^\circ$ für den aktivierten Mechanismus. Der Unterschied bleibt signifikant ($p=0,026$).

Liniendiagramm 7 stellt die gemittelten Vorlagewinkel für den blockierten und den aktivierten Mechanismus dar.

ERGEBNISSE – Kinematik Körperwinkel



Liniendiagramm 7: gemittelte Vorlagewinkel für den blockierten und den aktivierten Mechanismus

Unmittelbar nach dem KE, folgt für beide Mechanismen ein Abflachen der Kurven, mit konstant höheren Werten für den blockierten Mechanismus, einer stärkeren Rücklage entsprechend.

Zum Zeitpunkt T248 betragen die absoluten Winkeldifferenzen zwischen den beiden Mechanismen für den Vorlagewinkel $5,4^\circ$ ($Vor_{blk} 68,7^\circ$ vs. $Vor_{akt} 63,3^\circ$). Zu diesem Zeitpunkt liegt ein hoch signifikanter Unterschied ($p=0,003$) vor.

Im weiteren Verlauf der Landung zeigen beide Kurven keine Änderung, bei anhaltend abnehmenden Werten. Zum Zeitpunkt LE besteht eine absolute Winkeldifferenz von $4,0^\circ$ ($Vor_{blk} 66,1^\circ$ vs. $Vor_{akt} 62,1^\circ$). Der Unterschied bleibt signifikant, ($p=0,031$). Nach dem Landungsende weisen wiederum beide Kurven, einen kleinen Anstieg auf. Die Werte für den blockierten Mechanismus sind durchgehend geringfügig höher als die Werte für den aktivierten Mechanismus. Dies bedeutet eine vermehrte Rücklage bei blockiertem Mechanismus.

Fazit: Zu den Körperwinkeln zählen Vorlage – und Oberkörperwinkel. Beide Körperwinkel zeigen im Verlauf signifikante bis hoch signifikante Unterschiede. Die absoluten Differenzen bewegen sich jedoch nur zwischen $2,0^\circ$ (Oberkörperwinkel KA) und $5,4^\circ$ (Vorlagewinkel KA). Der Kurvenverlauf stellt sich, ähnlich wie beim Hüftwinkel, annähernd parallel dar. Es findet sich eine geringfügig stärkere Rücklage für die Versuche mit blockiertem Mechanismus.

4.1.4 Kinematik zu den vier relevanten Zeitpunkten

Zur weiteren Verdeutlichung der kinematischen Unterschiede zwischen den beiden Mechanismen erfolgt die Darstellung des Klappwinkels wie auch der Gelenk- und Körperwinkel zu den vier Bezugsgrößen (KA, KE, T248, LE) während der Klapp- und Landephase als Strichfigur und als Balkendiagramm. Hierbei handelt es sich um die gemittelten Winkeldaten aller Versuchspersonen zu den jeweiligen Zeitpunkten für den **blockierten** und den **aktivierten** Mechanismus.

Zeitpunkt Klappanfang (KA)

Wie erwartet ist die Kinematik der Versuchspersonen zum Zeitpunkt des ersten Kontaktes der Skienden mit der Skipiste, dem Klappanfang (KA), zwischen den beiden Bedingungen (blockiert vs. aktiviert) nahezu identisch. Der Auslösemechanismus befindet sich zu diesem Zeitpunkt noch unter seiner Auslöseschwelle und wirkt sich daher nicht auf den Bewegungsablauf aus.

Abbildung 29 stellt die Winkeldaten aus Tabelle 20 (Anhang 10.2.1) als Strichfiguren dar.

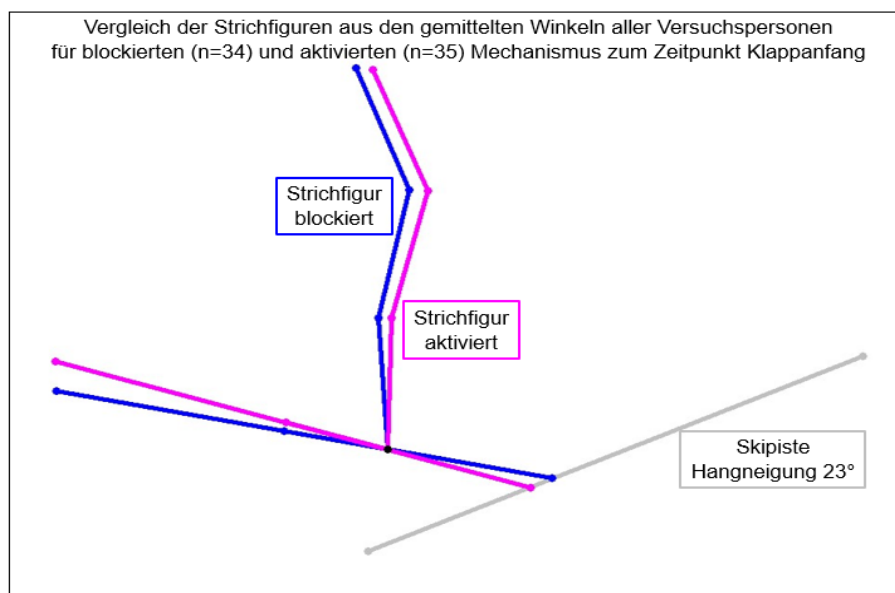
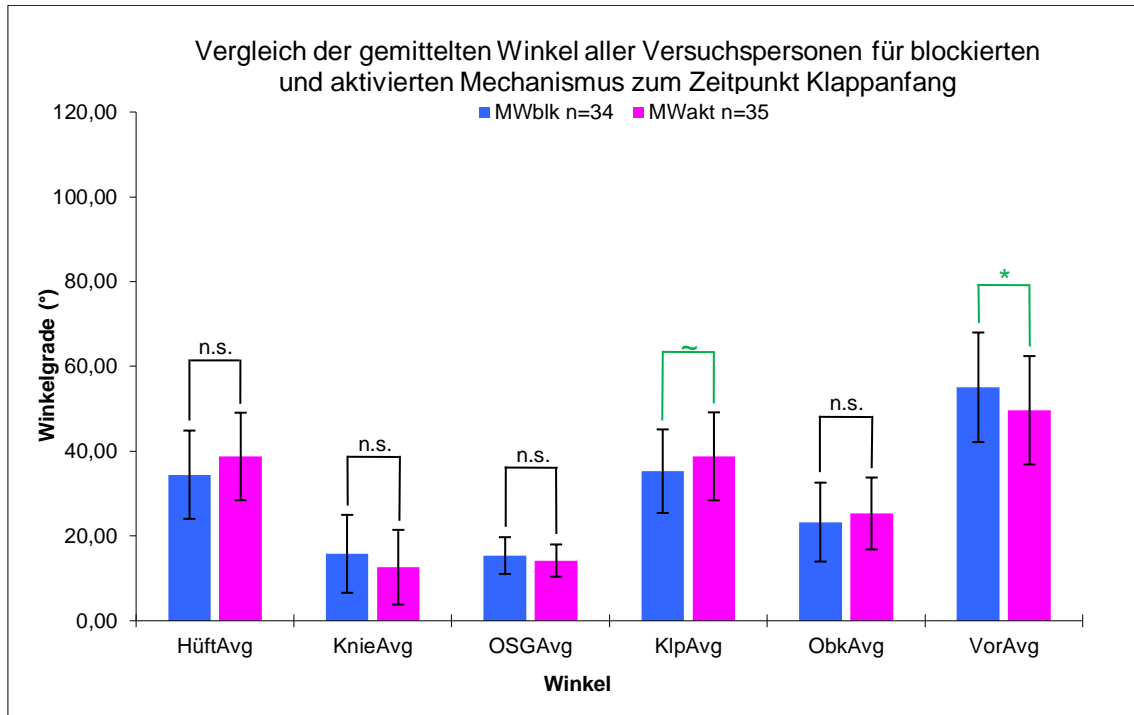


Abbildung 29: Strichfiguren aus den gemittelten Winkeldaten zum Zeitpunkt Klappanfang

Das Balkendiagramm 1 stellt die gemittelten Winkeldaten, sowohl für die Gelenkwinkel, als auch für die Körper- und den Klappwinkel, inklusive der einfachen Standardabweichung und der p-Werte zum Zeitpunkt KA für den blockierten und den aktivierten Mechanismen dar.



Balkendiagramm 1: Gelenk-, Körper- und Klappwinkel zum Zeitpunkt Klappanfang

Die Ergebnisse des Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Tests sind abgebildet (n.s. = nicht signifikant; ~ = Tendenz; * = signifikant).

Zeitpunkt Klappende (KE)

Abbildung 30 stellt die Winkeldaten aus Tabelle 21 (Anhang 10.2.1) als Strichfiguren dar.

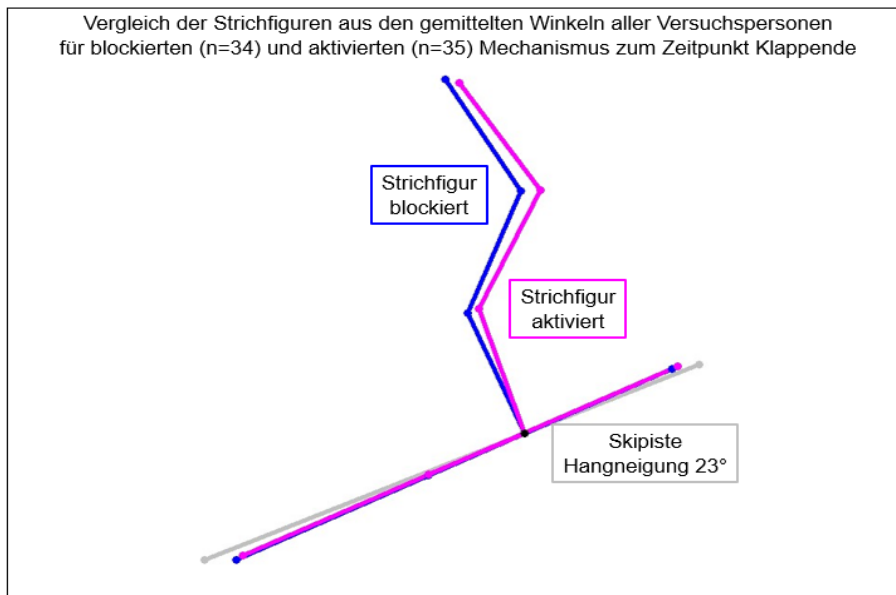
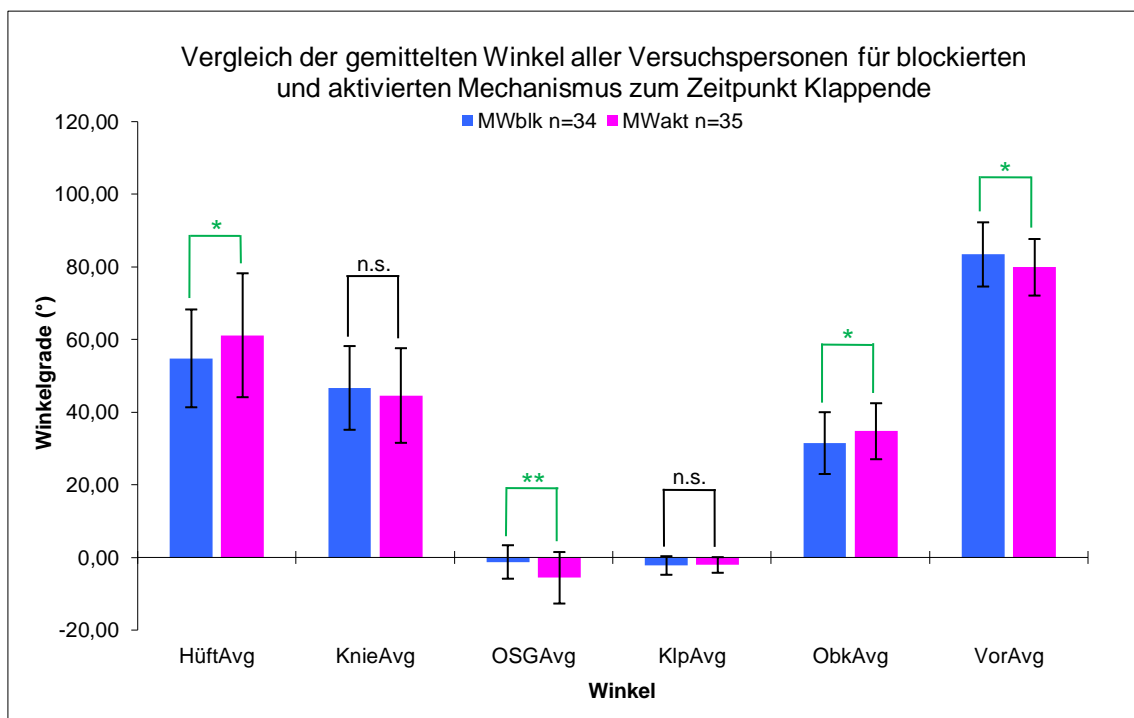


Abbildung 30: Strichfiguren aus den gemittelten Winkeldaten zum Zeitpunkt Klappende

Das Balkendiagramm 2 stellt die gemittelten Winkeldaten, sowohl für die Gelenkwinkel, als auch für die Körper- und den Klappwinkel, inklusive der einfachen Standardabweichung und der p-Werte zum Zeitpunkt KE für beide Mechanismen dar.

Für den Hüft-, Oberkörper und Vorlagewinkel finden sich signifikante Unterschiede ($p < 0,05$). Der OSG-Winkel zeigt einen hoch signifikanten (**) Unterschied zwischen den beiden Mechanismen.



Balkendiagramm 2: Gelenk-, Körper- und Klappwinkel zum Zeitpunkt Klappende

Zeitpunkt T248

Abbildung 31 stellt die Winkeldaten aus Tabelle 22 (Anhang 10.2.1) als Strichfiguren dar.

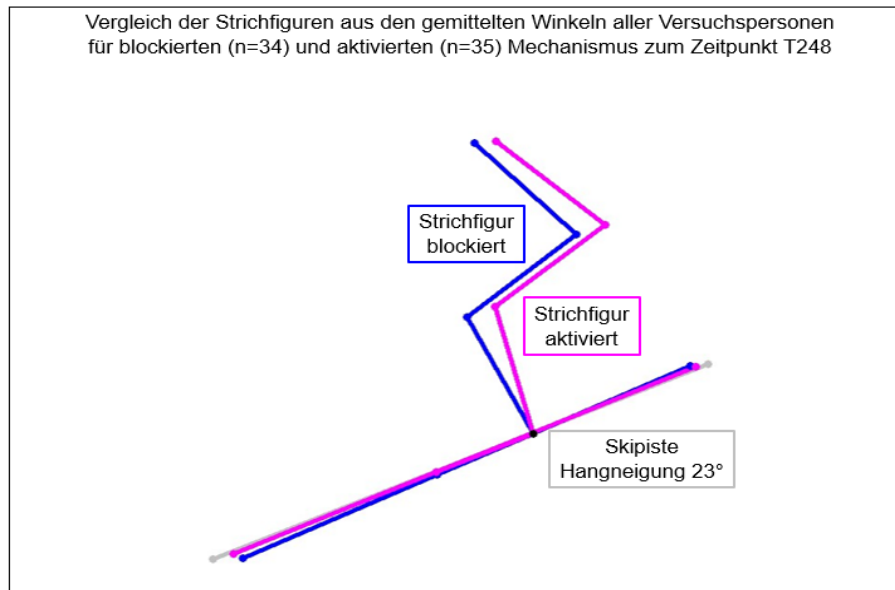
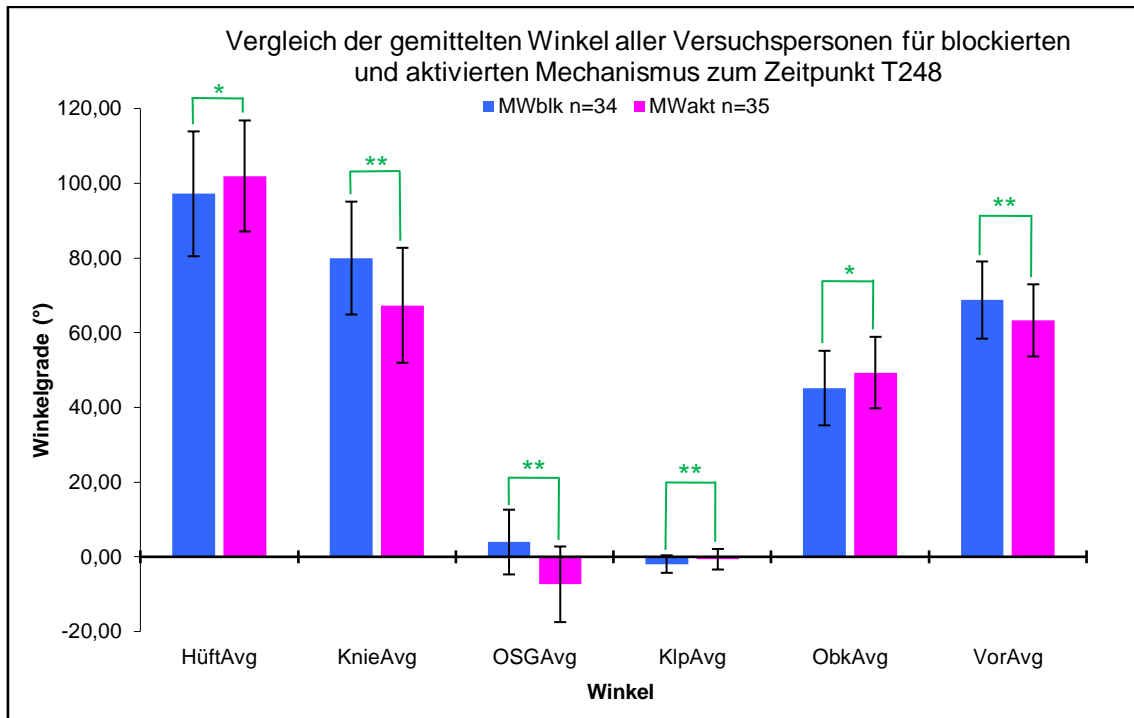


Abbildung 31: Strichfiguren aus den gemittelten Winkeldaten zum Zeitpunkt T248

Balkendiagramm 3 stellt die gemittelten Winkeldaten, sowohl für die Gelenkwinkel, als auch für die Körper- und den Klappwinkel, inklusive der einfachen Standardabweichung und der p-Werte zum Zeitpunkt T248 für den blockierten und den aktivierten Mechanismus dar.

Für den Hüft- und den Oberkörperwinkel finden sich signifikante Unterschiede ($p < 0,05$). Die Knie-, OSG-, Klapp- und Vorlagewinkel zeigen hoch signifikante Unterschiede ($p < 0,01$).



Balkendiagramm 3: Gelenk-, Körper- und Klappwinkel zum Zeitpunkt T248

Zeitpunkt Landungsende (LE)

Abbildung 32 stellt die Winkeldaten aus Tabelle 23 (Anhang 10.2.1) als Strichfiguren dar.

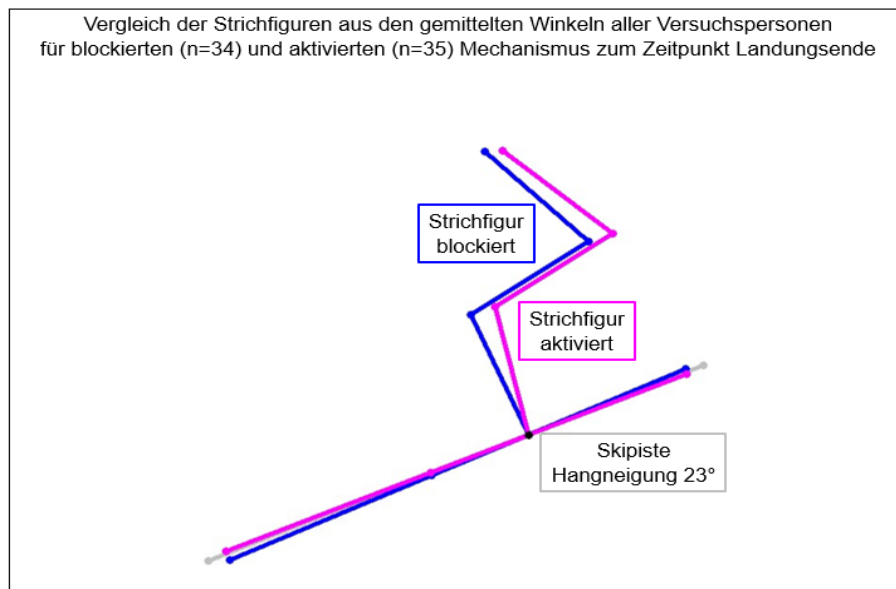
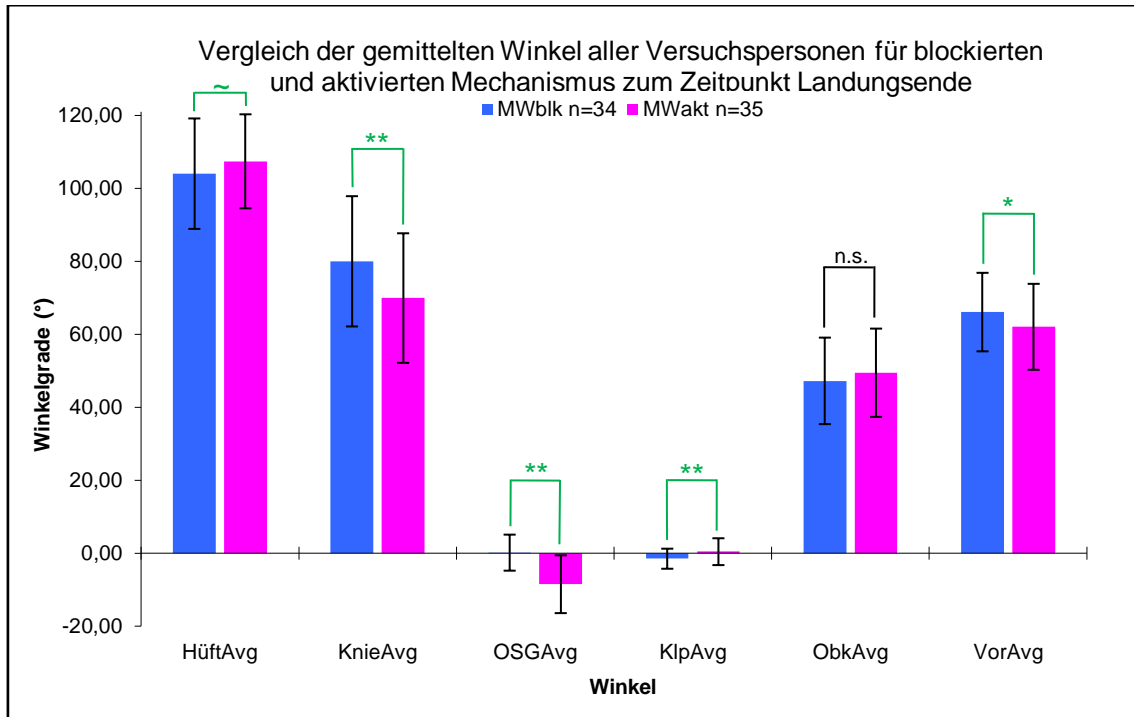


Abbildung 32: Strichfiguren aus den gemittelten Winkeldaten zum Zeitpunkt Landungsende

Balkendiagramm 4 stellt die gemittelten Winkeldaten, sowohl für die Gelenkwinkel, als auch für die Körper- und den Klappwinkel inklusive der einfachen Standardabweichung und der p-Werte zum Zeitpunkt Landungsende für beide Mechanismen dar. Für den Knie-, OSG- und Klappwinkel finden sich hoch signifikante Unterschiede ($p < 0,01$). Der Unterschied beim Vorlagewinkel ist signifikant ($p < 0,05$). Der Hüftwinkel zeigt eine Tendenz ($p = 0,070$).



Balkendiagramm 4: Gelenk-, Körper- und Klappwinkel zum Zeitpunkt Landungsende

Kinematik der gemittelten Winkeldaten für den blockierten und für den aktivierten Mechanismus im zeitlichen Verlauf

Hierzu findet sich im Anhang (10.2.2) die tabellarische Darstellung der Absolutwerte für den blockierten (Tabelle 24) und für den aktivierten (Tabelle 25) Mechanismus zum Zeitpunkt Klappanfang, Klappende, T248 und Landungsende. Abbildung 37 und 38 stellen diese Winkeldaten als Strichfiguren im zeitlichen Verlauf dar.

4.1.5 Vergleich der Winkeldaten für beide Mechanismen (I)

Tabelle 10 stellt die Absolutwerte der gemittelten Winkeldaten für den blockierten und aktivierten Mechanismus zum Zeitpunkt Klappanfang, Klappende, T248 und Landungsende sowie die p-Werte der signifikanten und hoch signifikanten Unterschiede dar.

Für den OSG- und den Kniewinkel finden sich ab dem Klappende (KE) die eindeutigsten Unterschiede.

blockiert/aktiviert	Klappanfang		Klappende		T248		Landungsende	
Hüftwinkel blk	34,5°		54,8°	p < 0,05	97,2°	p < 0,05	104,0°	Tendenz
Hüftwinkel akt	38,8°		61,2°		102,0°		107,4°	
Kniewinkel blk	15,8°		46,7°	p < 0,01	80,0°	p < 0,01	80,0°	p < 0,01
Kniewinkel akt	12,7°		44,6°		67,3°		70,0°	
OSG-Winkel blk	15,4°		-1,2°	p < 0,01	4,0°	p < 0,01	0,2°	p < 0,01
OSG-Winkel akt	14,2°		-5,6°		-7,4°		-8,5°	
Klappwinkel blk	35,3°	Tendenz	-2,2°	p < 0,01	-1,9°	p < 0,01	-1,5°	p < 0,01
Klappwinkel akt	38,8°		-2,1°		-0,7°		0,4°	
Oberkörperwinkel blk	23,3°		31,5°	p < 0,05	45,2°	p < 0,05	47,2°	
Oberkörperwinkel akt	25,3°		34,8°		49,3°		49,5°	
Vorlagewinkel blk	55,1°	p < 0,05	83,4°	p < 0,05	68,7°	p < 0,01	66,1°	p < 0,05
Vorlagewinkel akt	49,7°		79,9°		63,3°		62,1°	

Tabelle 10: Gelenk-, Körper- und Klappwinkel inkl. p-Werte für den blockierten und aktivierten Mechanismus

Abbildung 33 stellt alle Winkeldaten aus Tabelle 10 als Strichfiguren im zeitlichen Verlauf dar.

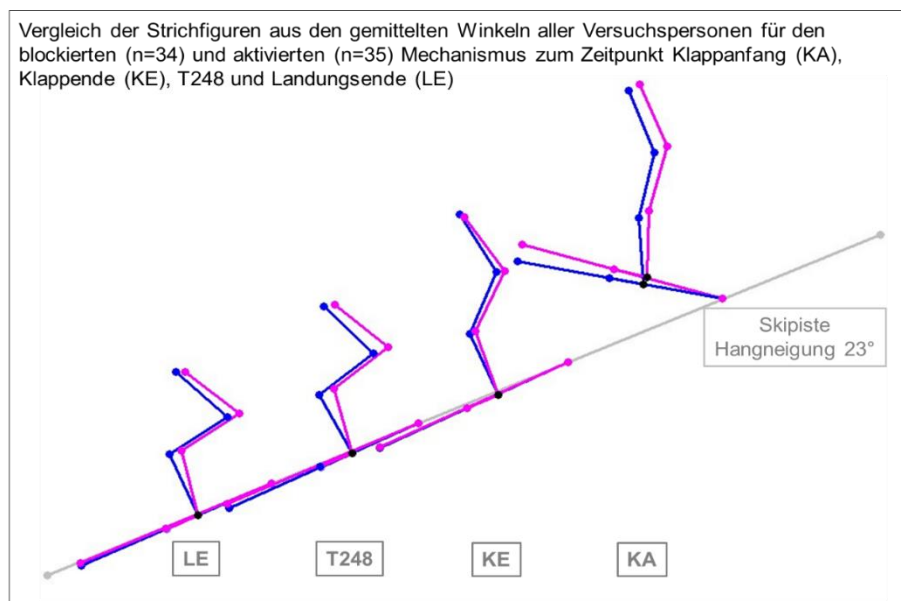


Abbildung 33: Strichfiguren für den blockierten und aktivierten Mechanismus im zeitlichen Verlauf

Inwieweit sich die gefundenen kinematischen Veränderungen auf die Muskelaktivität auswirken zeigen die Ergebnisse der EMG-Messungen.

4.2 Ergebnisse der EMG-Messung zur Muskelaktivität

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der EMG-Messung dargestellt. Hierzu werden die Unterschiede zwischen dem blockierten und dem aktivierten Mechanismus anhand der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) und der Ischio/Quad-Indices (IQI) der jeweiligen Muskeln verdeutlicht. Die grafische Darstellung erfolgt in Balken- und Streudiagrammen, sowie in Histogrammen. Wiederum in blau werden die Werte für den blockierten Mechanismus und erneut in pink die Werte für den aktivierten Mechanismus dargestellt.

Abbildung 34 zeigt zum einen die vier Phasen, Anfahrt, Flug- Klapp- und Landephase sowie zum anderen die Referenz- und Reaktionsperiode, auf die sich die Auswertung der EMG-Daten bei der Berechnung des Aktivitätsquotienten (AQ) bezieht.

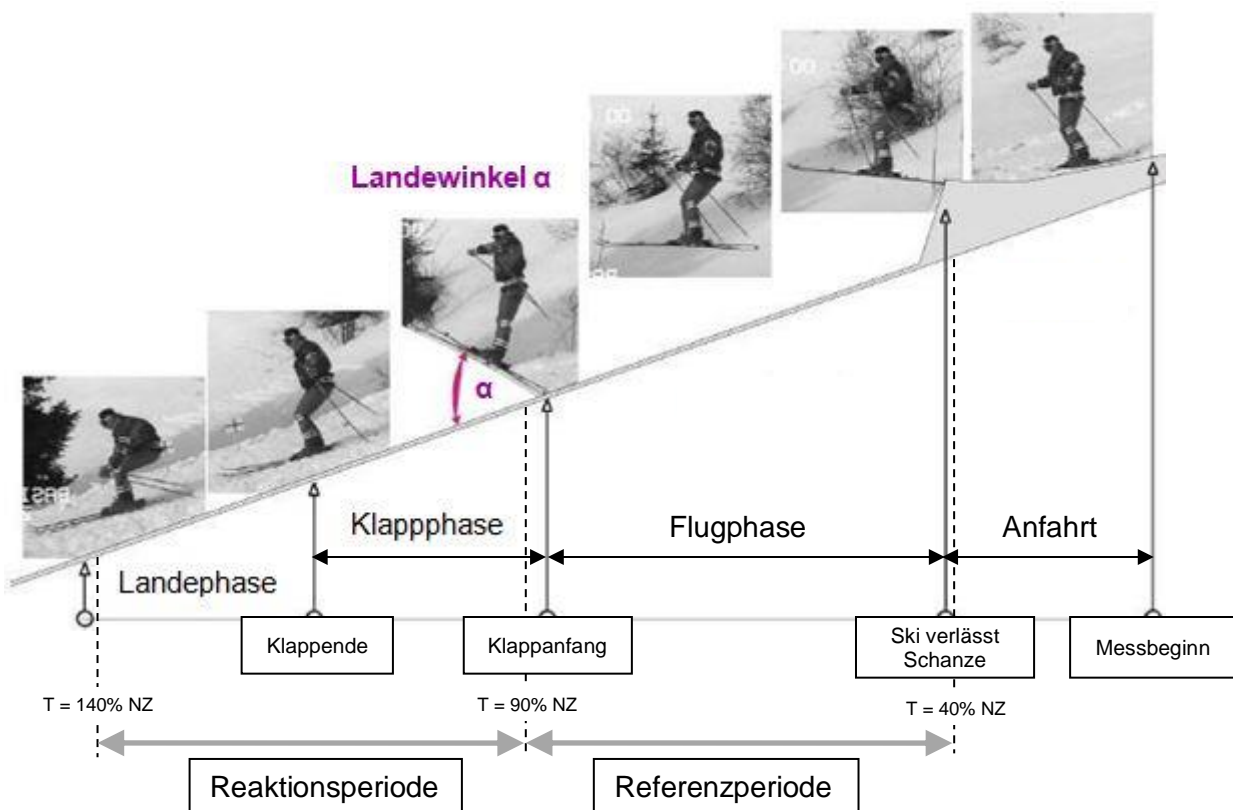


Abbildung 34: Darstellung der Bezugsperioden zur Berechnung des Aktivitätsquotienten (AQ) aus den EMG-Daten (Senner 2001)

Die Phasen des Bewegungsablaufes und die Bezugsperioden zur Berechnung des AQ sind im Methodenteil, Kapitel 3.10 beschrieben.

Für jeden Versuch wurde für alle abgeleiteten Muskeln (Abbildung 35), sowohl für die Referenzperiode, als auch für die Reaktionsperiode, die Muskelaktivität bestimmt.

Als Maß der Muskelaktivität für den gesamten Versuch, wurde der Aktivitätsquotient (AQ) zwischen den Muskelaktivitäten der Reaktions- und Referenzperiode berechnet. Hierdurch wird der Wert der Reaktionsperiode auf den Wert der Referenzperiode bezogen.

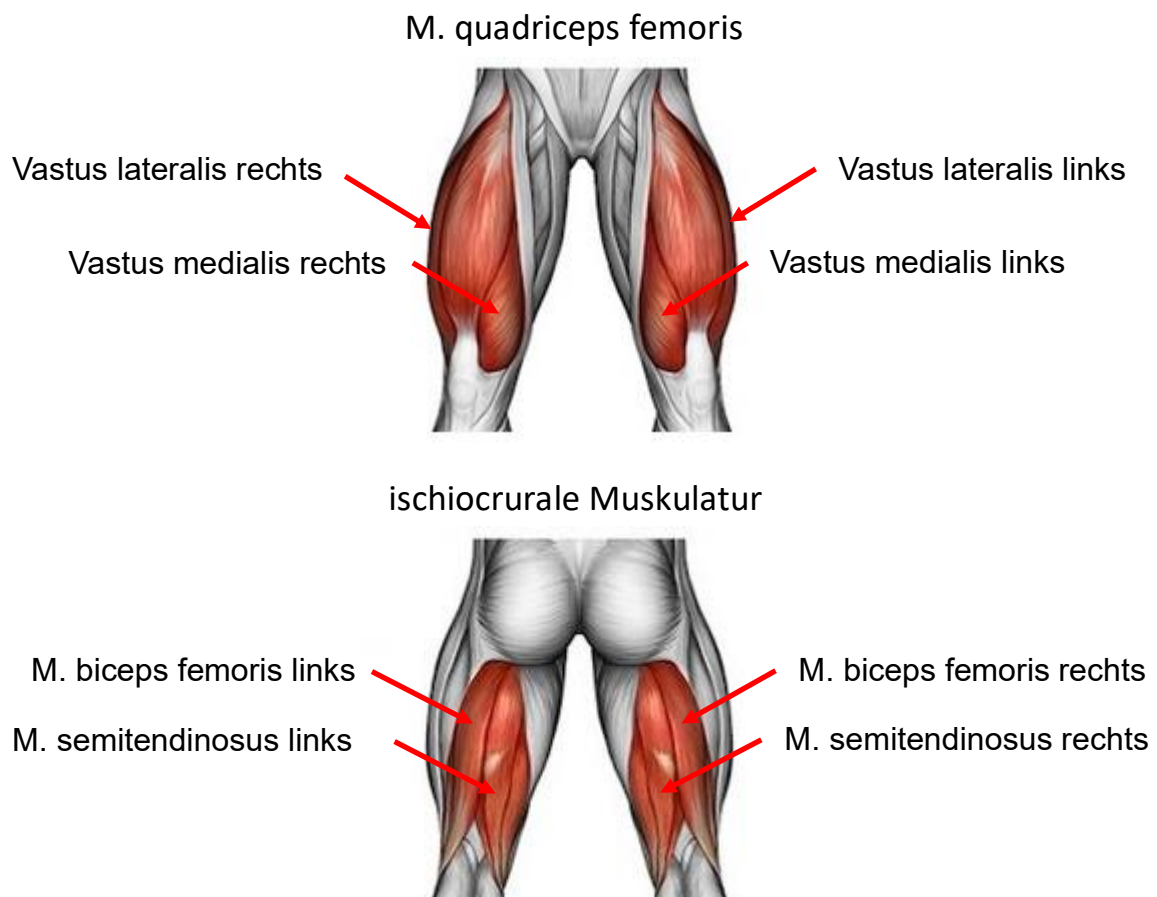


Abbildung 35: abgeleitete ventrale und dorsale Oberschenkelmuskulatur (<https://www.fitundattraktiv.de/beinmuskulatur-aufbauen-top-6-uebungen>)

Kapitel 3.11 des Methodenteils beschreibt die Berechnung der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) sowie des Ischio/Quad-Index (IQI).

4.2.1 Individuelle Betrachtung und Kategorisierung

Die individuelle Betrachtung der EMG-Daten in Form der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) erlaubt eine Kategorisierung der Versuchspersonen in zwei Gruppen.

Versuchspersonen deren Muskulatur auf die Aktivierung des Mechanismus adäquat, im Sinne eines höheren AQ-MW, reagieren werden der Gruppe der Responder zugeordnet. Hierunter fallen alle VPs (VP2, VP3, VP5, VP6) bei denen zwei, oder mehr Muskeln auf die Aktivierung mit einem größeren AQ-MW, im Vergleich zum blockierten Mechanismus, reagiert haben.

In die Gruppe der Non-Responder fallen alle VPs (VP1, VP4, VP7, VP8) bei denen kein Muskel, oder nur ein Muskel, auf die Aktivierung des Mechanismus mit einem größeren AQ-MW reagiert hat.

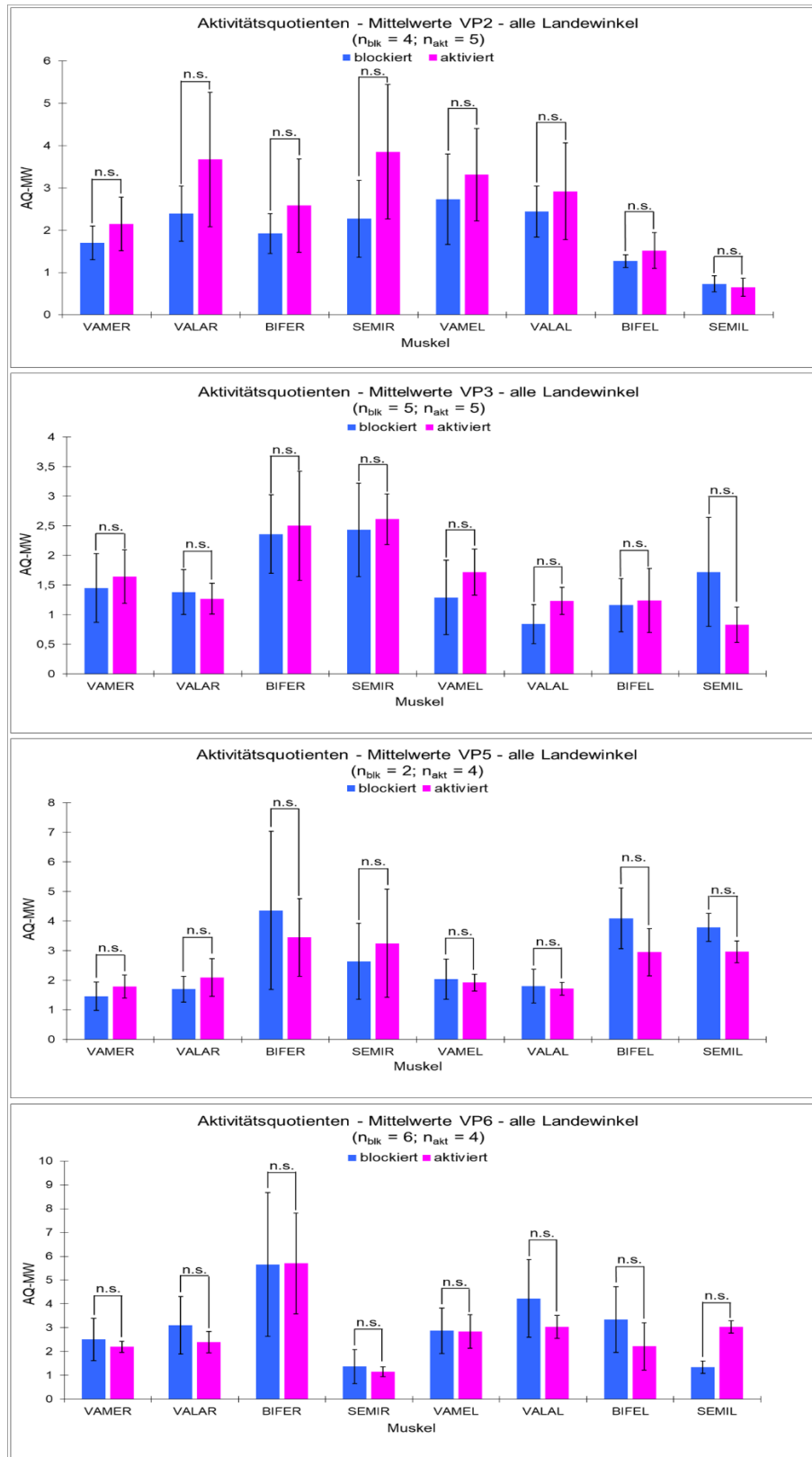
4.2.1.1 Responder-Gruppe

Das Balkendiagramm 5 stellt den Vergleich der AQ-MW zwischen den beiden Mechanismen, für die vier VPs der Responder-Gruppe dar. Zur besseren Darstellung wurden die Ordinaten unterschiedlich skaliert.

In der Responder-Gruppe reagiert bei VP2 und VP3 die überwiegende Mehrheit (7 von 8 bzw. 6 von 8) der Muskeln mit einer Erhöhung des AQ-MW bei aktiviertem Mechanismus.

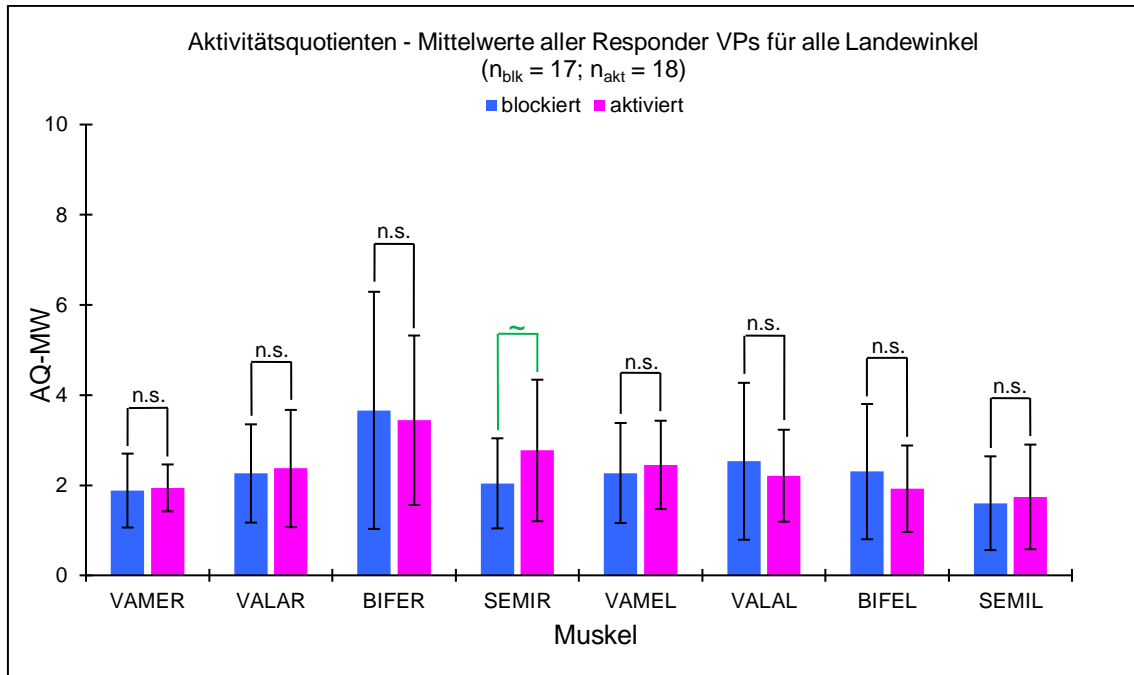
Bei VP5 und VP6 sind es weniger (3 von 8 bzw. 2 von 8). Signifikante Unterschiede liegen nicht vor (Balkendiagramm 5).

ERGEBNISSE – Muskelaktivität - Responder



Balkendiagramm 5: AQ-MW - Vergleich aller VPs der Responder-Gruppe

Das Balkendiagramm 6 fasst die Mittelwerte aller AQ-MW der gesamten Responder-Gruppe für alle Landewinkel in einer Grafik zusammen.



Balkendiagramm 6: AQ-MW aller Responder VPs für alle Landewinkel

Für 5 von 8 Muskeln finden sich höhere AQ-MW für den aktivierten Mechanismus. Für den M. semitendinosus rechts kann eine Tendenz ($p=0,072$) zugunsten des aktivierten Mechanismus nachgewiesen werden. Für die weiteren Muskeln ist kein signifikanter Unterschied nachweisbar.

In Tabelle 11 wird für die Responder-Gruppe der Vergleich der jeweiligen Mediane des Ischio/Quad-Index (IQI) zwischen blockiertem und aktiviertem Mechanismus für beide Beine aufgelistet.

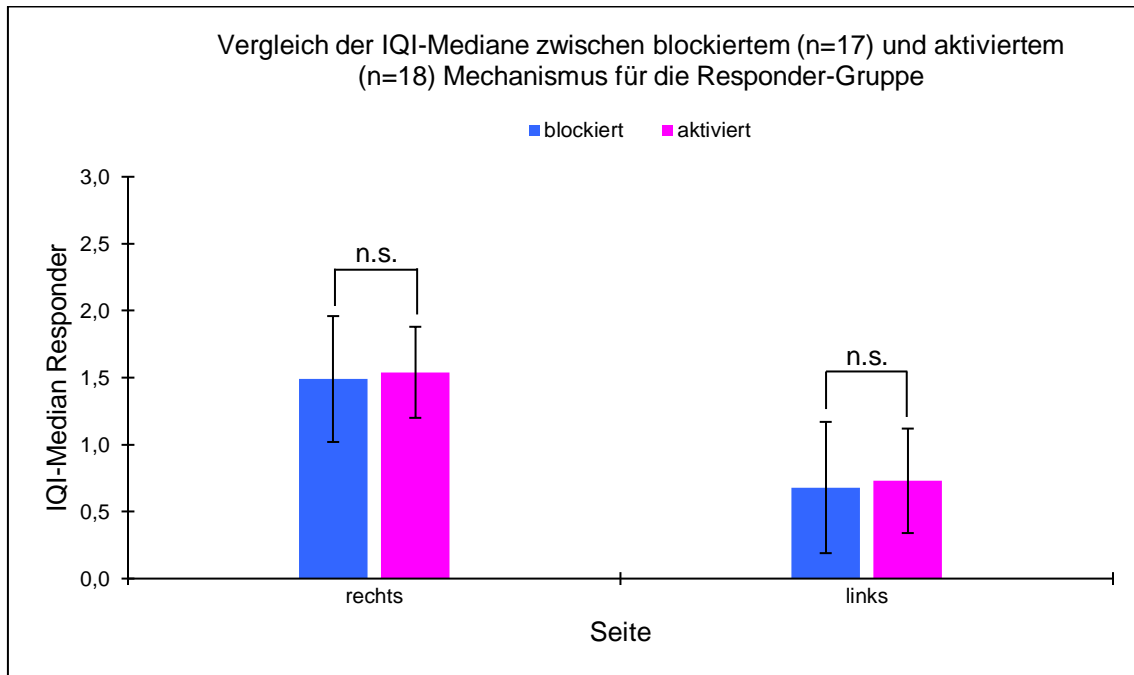
IQI-Median Responder	rechts			links		
	blockiert	aktiviert	Wilcoxon	blockiert	aktiviert	Wilcoxon
VP2	1,02	1,17	n.s.	0,46	0,38	n.s.
VP3	1,72	1,75	n.s.	1,26	0,70	~
VP5	2,28	1,57	n.s.	2,15	1,58	n.s.
VP6	1,44	1,27	n.s.	0,65	0,91	~
alle VPs Responder	1,49	1,54	n.s.	0,68	0,73	n.s.

Tabelle 11: Vergleich der IQI-Mediane für die Responder-Gruppe

In der Responder-Gruppe zeigt der IQI für das, dominante, rechte Bein durchgehend bei allen VPs für beide Mechanismen einen Index >1 und damit eine höhere Aktivität der ischiocruralen Muskulatur im Vergleich zur Quadrizepsmuskulatur. Für das, nicht dominante, linke Bein trifft dies nicht zu. Sowohl für den blockierten (2 von 4) als auch für den aktivierten (3 von 4) Mechanismus ergaben sich IQIs <1 , gleichbedeutend mit einer höheren Aktivität der VKB-antagonistischen Quadrizepsmuskulatur.

Bei der separaten Betrachtung der einzelnen Versuchspersonen, zeigt sich für VP3 eine Tendenz ($p = 0,080$) zugunsten des blockierten Mechanismus. Für VP6 eine Tendenz ($p = 0,068$) zugunsten des aktivierten Mechanismus.

Das Balkendiagramm 7 stellt den Vergleich der Ischio/Quad-Index-Mediane für beide Beine und beide Mechanismen für die Responder-Gruppe grafisch dar.



Balkendiagramm 7: Vergleich der IQI-Mediane für die Responder-Gruppe

Es zeigt sich für beide Beine ein geringfügig höherer IQI-Median für den aktivierten Mechanismus. Der Unterschied ist nicht signifikant. Der gewünschte Effekt durch den aktivierten Mechanismus lässt sich erkennen und kann als Verstärkung der VKB-agonistischen, ischiocruralen Muskelaktivität interpretiert werden.

Tabelle 12 und das Balkendiagramm 8 zeigen den unmittelbaren Seitenvergleich der IQI-Mediane zwischen dem dominanten rechten und dem nicht dominanten linken Bein mit hoch signifikanten Unterschieden ($p_{\text{blk}} = 0,006$; $p_{\text{akt}} = 0,002$) für

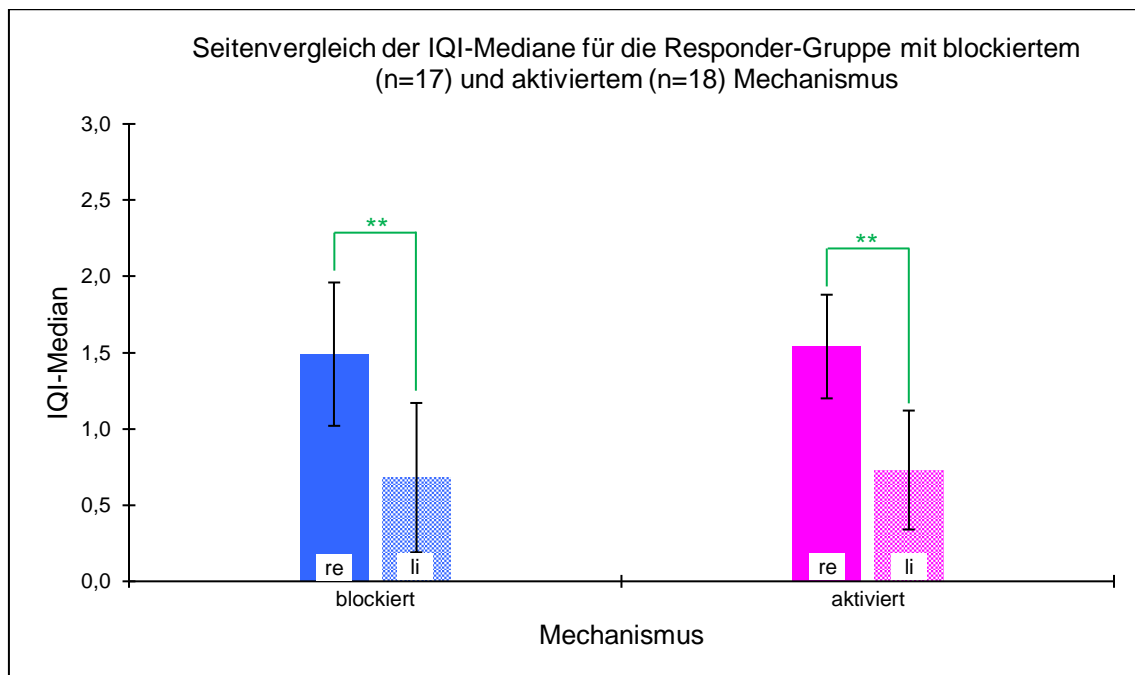
beide Mechanismen. Die IQI-Mediane sind für beide Mechanismen für das dominante rechte Bein mehr als doppelt so hoch. Am dominanten Bein überwiegt die Aktivität der ischiocruralen Muskulatur bei beiden Mechanismen.

Dies könnte als Hinweis für eine stärkere muskuläre Stabilisierung des VKB in dieser speziellen Landesituation interpretiert werden.

Am linken Bein überwiegt die Aktivität der Quadrizepsmuskulatur, sodass ein geringerer Schutz und damit eine stärkere Gefährdung des VKB vorliegen könnte.

IQI-Median	blockiert			aktiviert		
	rechts	links	Wilcoxon	rechts	links	Wilcoxon
Responder	1,49	0,68	**	1,54	0,73	**

Tabelle 12: Seitenvergleich der IQI-Mediane für die Responder-Gruppe



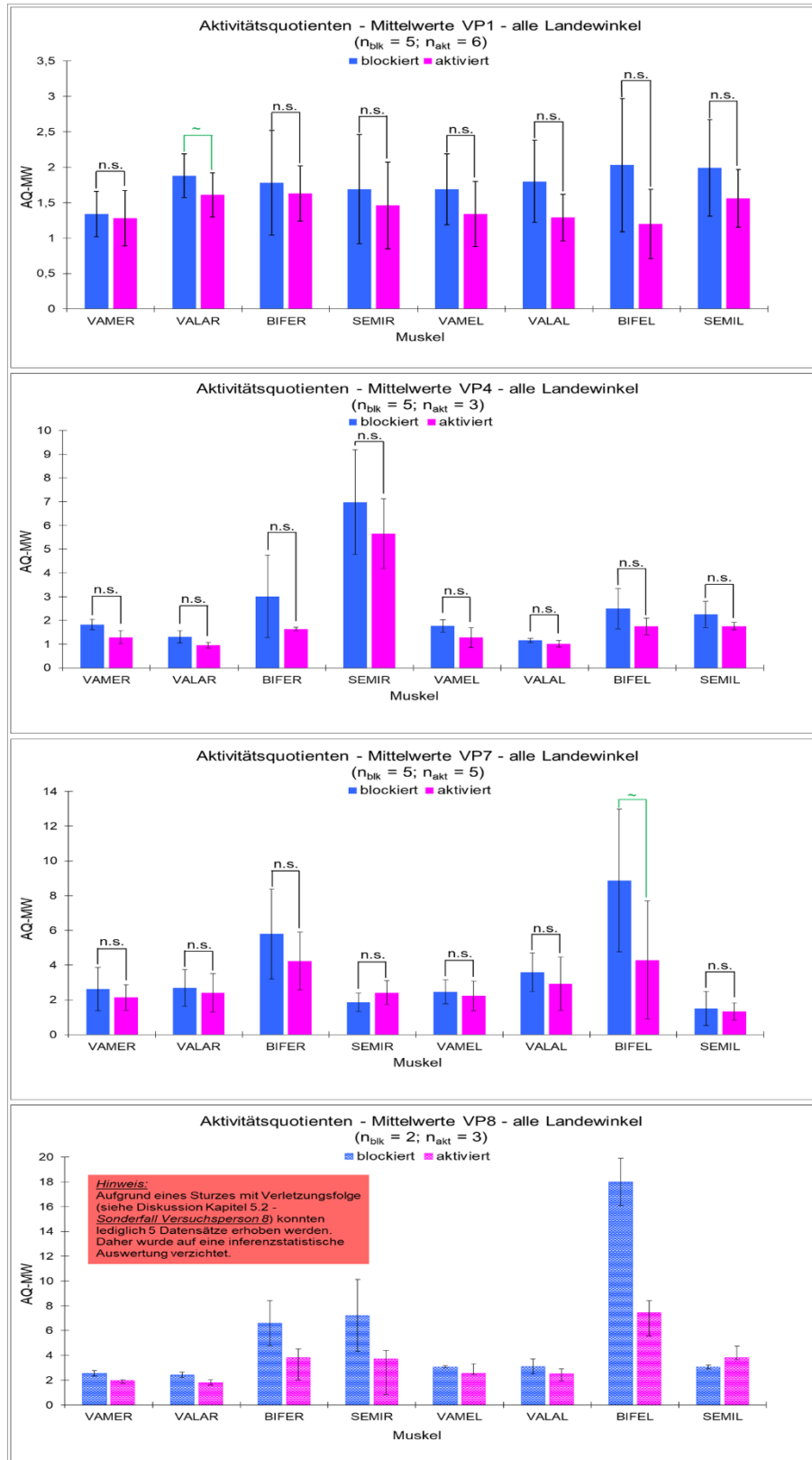
Balkendiagramm 8: Seitenvergleich der IQI-Mediane für die Responder-Gruppe

Fazit: Die AQ-MW für den aktivierten Mechanismus sind vergleichsweise höher als für den blockierten Mechanismus. Gleiches gilt für die IQI-Mediane. In der Responder-Gruppe führt die Aktivierung des Mechanismus zu einer höheren Muskelaktivität, die als verbesserte VKB-Protektion interpretiert werden kann.

Als Besonderheit finden sich im Seitenvergleich hoch signifikant niedrigere IQI-Mediane für das nicht dominante linke Bein. Das dominante rechte Bein ist an die Belastungssituation besser adaptiert. Die IQI-Mediane liegen links unter 1, gleichbedeutend mit einem Überwiegen der Quadrizeps-Aktivität.

4.2.1.2 Non-Responder-Gruppe

Das Balkendiagramm 9 stellt den Vergleich der AQ-MW zwischen den beiden Mechanismen für die VPs der Non-Responder-Gruppe dar. Zur besseren Darstellung wurden die Ordinaten unterschiedlich skaliert.

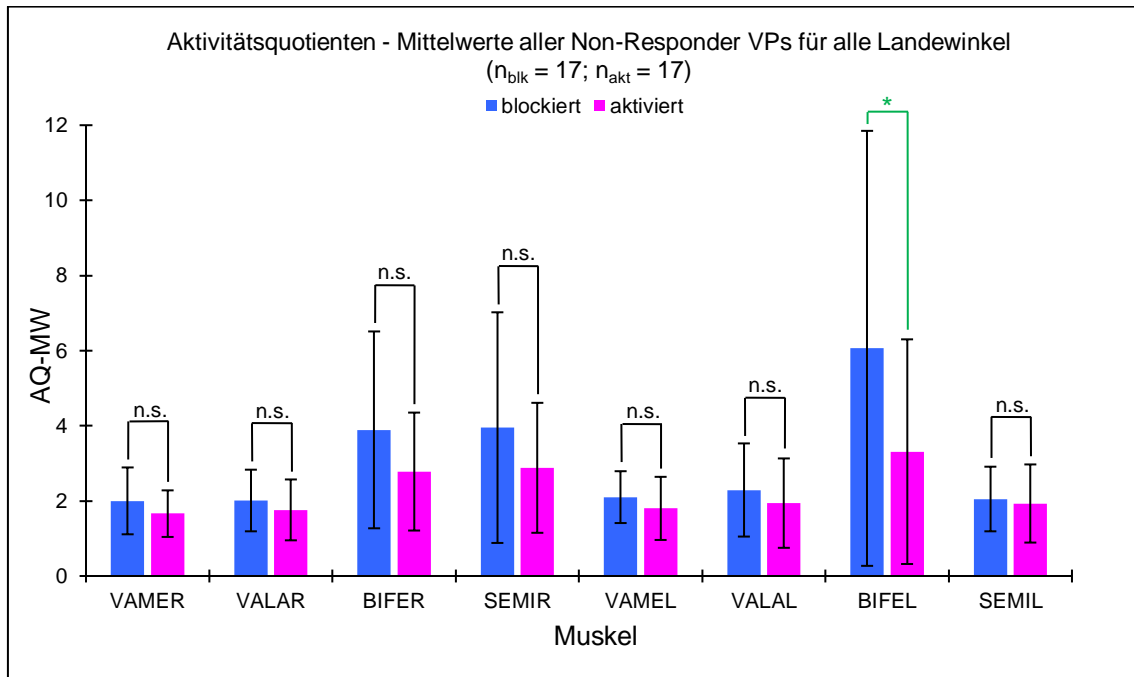


Balkendiagramm 9: AQ-MW - Vergleich aller VPs der Non-Responder-Gruppe

ERGEBNISSE – Muskelaktivität - Non-Responder

In der Non-Responder-Gruppe (Balkendiagramm 9) reagieren bei VP1 und VP4 alle Muskeln mit einer Erhöhung des AQ-MW bei blockiertem Mechanismus. Bei VP7 und VP8 sind es noch 7 von 8 Muskeln. Signifikante Unterschiede liegen nicht vor. Bei VP7 zeigt sich für den M. biceps femoris links, eine Tendenz ($p = 0,063$) zugunsten des blockierten Mechanismus.

Das Balkendiagramm 10 fasst die Mittelwerte aller AQ-MW der gesamten Non-Responder-Gruppe für alle Landewinkel in einer Grafik zusammen.



Balkendiagramm 10: AQ-MW aller Non-Responder VPs für alle Landewinkel

Für alle Muskeln finden sich höhere AQ-MW für den blockierten Mechanismus. Für den M. biceps femoris links ist der Unterschied signifikant ($p = 0,015$), für die weiteren Muskeln nicht.

In Tabelle 13 wird für die Non-Responder-Gruppe der Vergleich der jeweiligen Mediane des Ischio/Quad-Index (IQI) zwischen blockiertem und aktiviertem Mechanismus für beide Beine dargestellt.

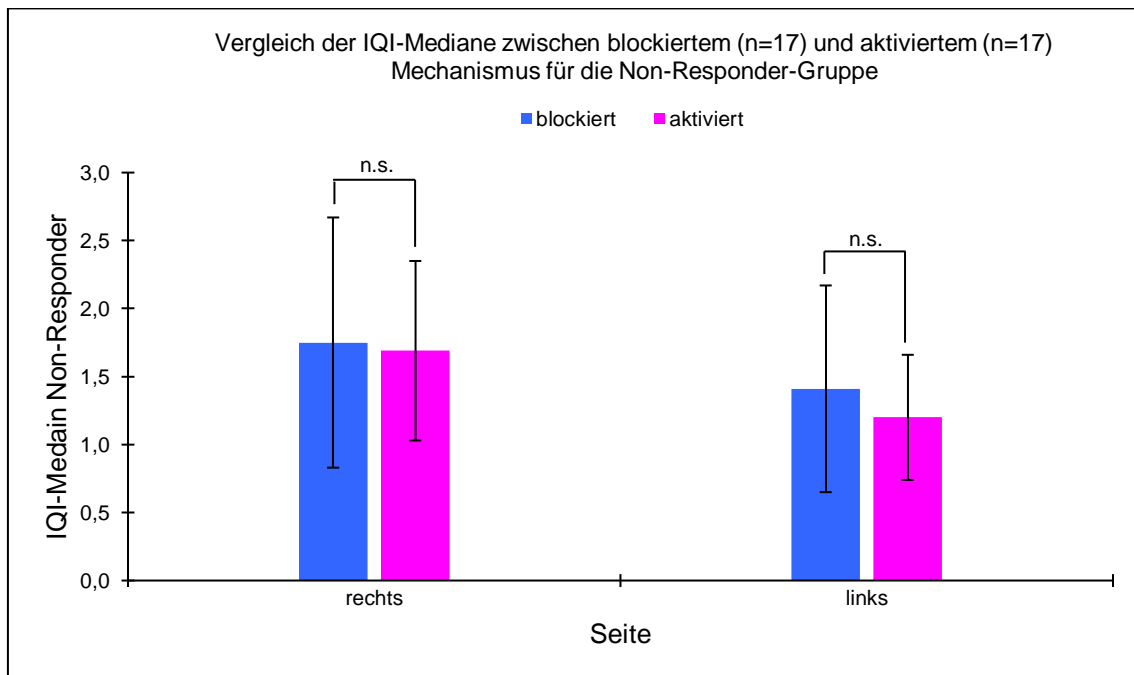
IQI-Median Non-Responder	rechts			links		
	blockiert	aktiviert	Wilcoxon	blockiert	aktiviert	Wilcoxon
VP1	1,08	1,07	n.s.	1,15	1,05	n.s.
VP4	3,19	3,26	n.s.	1,62	1,53	n.s.
VP7	1,44	1,46	n.s.	1,72	1,09	~
VP8	2,78	1,99	n.s.	3,40	2,22	n.s.
alle VPs Non-Responder	1,75	1,69	n.s.	1,41	1,2	n.s.

Tabelle 13: Vergleich der IQI-Mediane für die Non-Responder-Gruppe

In der Non-Responder-Gruppe zeigt der IQI für beide Beine durchgehend bei allen VPs für beide Mechanismen einen Wert >1 und damit eine höhere Aktivität der ischiocruralen Muskulatur im Vergleich zur Quadrizepsmuskulatur.

Bei der separaten Betrachtung der einzelnen Versuchspersonen, zeigt sich für das linke Bein bei VP7 eine Tendenz ($p = 0,080$) zugunsten des blockierten Mechanismus.

Das Balkendiagramm 11 stellt den Vergleich der Ischio/Quad-Index-Mediane für beide Beine und beide Mechanismen für die Non-Responder-Gruppe grafisch dar.



Balkendiagramm 11: Vergleich der IQI-Mediane für die Non-Responder-Gruppe

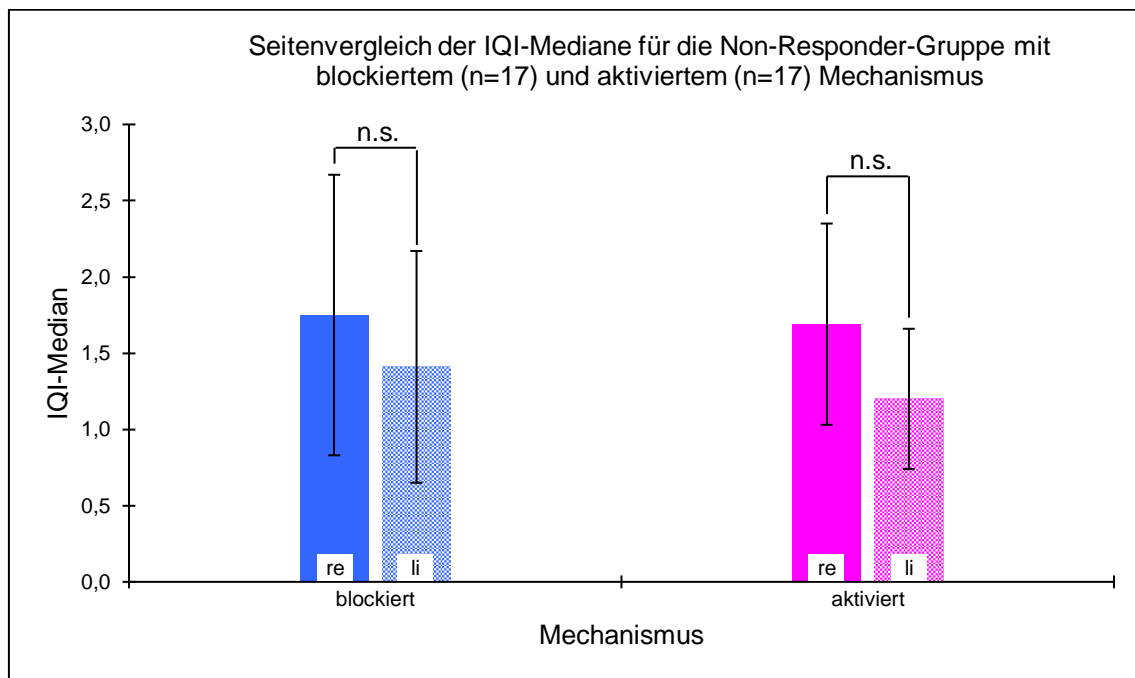
Für die Non-Responder-Gruppe ergeben sich für beide Beine höhere IQI-Mediane für den blockierten Mechanismus. Der Unterschied ist nicht signifikant. Der gewünschte Effekt durch den aktivierten Mechanismus bleibt aus. Für beide Beine sind die IQI-Mediane >1.

Tabelle 14 und das Balkendiagramm 12 zeigen den unmittelbaren Seitenvergleich der IQI-Mediane zwischen dem dominanten rechten und dem nicht dominanten linken Bein ohne signifikanten Unterschied für beide Mechanismen. Die IQI-Mediane sind bei beiden Mechanismen für das dominante rechte Bein höher. Für beide Beine und beide Mechanismen liegt der Wert >1,

es überwiegt die Aktivität der ischiocruralen Muskulatur bei beiden Mechanismen. Die Non-Responder-Gruppe scheint an diese Landesituation, auch mit dem nicht dominanten Bein, besser adaptiert zu sein.

IQI-Median	blockiert			aktiviert		
	rechts	links	Wilcoxon	rechts	links	Wilcoxon
Non-Responder	1,75	1,41	n.s.	1,69	1,20	n.s.

Tabelle 14: Seitenvergleich der IQI-Mediane für die Non-Responder-Gruppe



Balkendiagramm 12: Seitenvergleich der IQI-Mediane für die Non-Responder-Gruppe

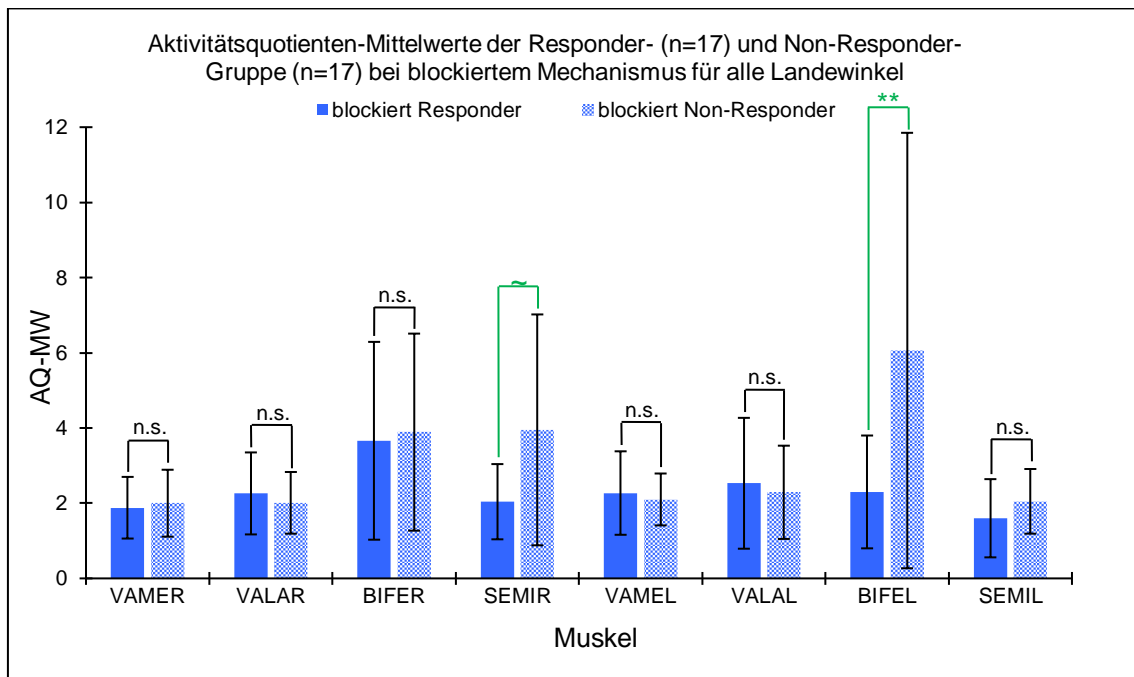
Fazit: Die AQ-MW für den aktivierten Mechanismus sind vergleichsweise niedriger als für den blockierten Mechanismus. Gleiches gilt für die IQI-Mediane. In der Non-Responder-Gruppe führt die Aktivierung des Mechanismus nicht zu einer höheren Muskelaktivität.

Im Seitenvergleich finden sich – wie schon in der Responder-Gruppe - niedrigere IQI-Mediane für das nicht dominante linke Bein. Die Unterschiede sind nicht signifikant. Die IQI-Mediane liegen beidseits über 1, gleichbedeutend mit einem Überwiegen der ischiocruralen Aktivität, die als VKB-protektiv interpretiert werden kann.

4.2.1.3 Vergleich Responder und Non-Responder

Balkendiagramm 13 vergleicht die Aktivitätsquotienten-Mittelwerte der Responder-Gruppe und der Non-Responder-Gruppe bei blockiertem Mechanismus für alle Landewinkel.

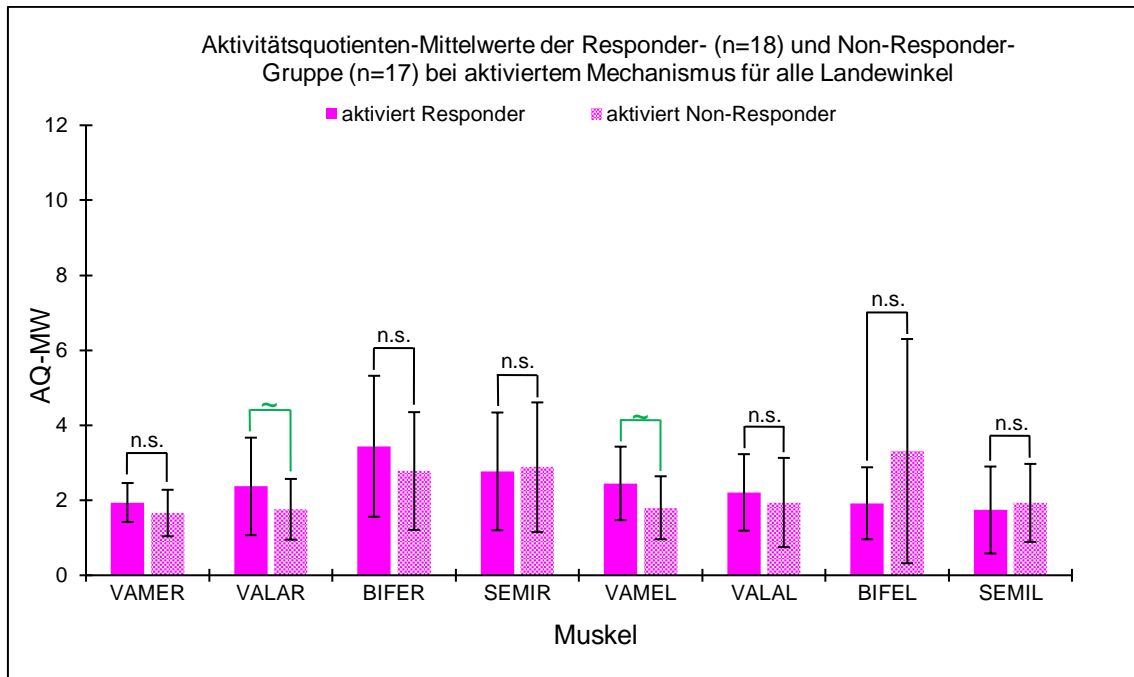
Für den M. semitendinosus rechts zeigt sich eine Tendenz ($p = 0,093$) zugunsten der Non-Responder. Für den M. biceps femoris links, lässt sich ein hoch signifikanter ($p = 0,005$) Unterschied des AQ-MWs zugunsten der Non-Responder-Gruppe nachweisen. Für die restlichen sechs Muskeln fand sich kein signifikanter Unterschied.



Balkendiagramm 13: AQ-MW der Responder- und Non-Responder-Gruppe bei blockiertem Mechanismus

Balkendiagramm 14 vergleicht die Aktivitätsquotienten-Mittelwerte der Responder-Gruppe mit den Mittelwerten der Non-Responder-Gruppe bei aktiviertem Mechanismus für alle Landewinkel.

Für den M. vastus lateralis rechts ($p = 0,076$) und den M. vastus medialis links ($p = 0,068$) zeigt sich eine Tendenz zugunsten der Responder. Für die restlichen sechs Muskeln fand sich kein signifikanter Unterschied.

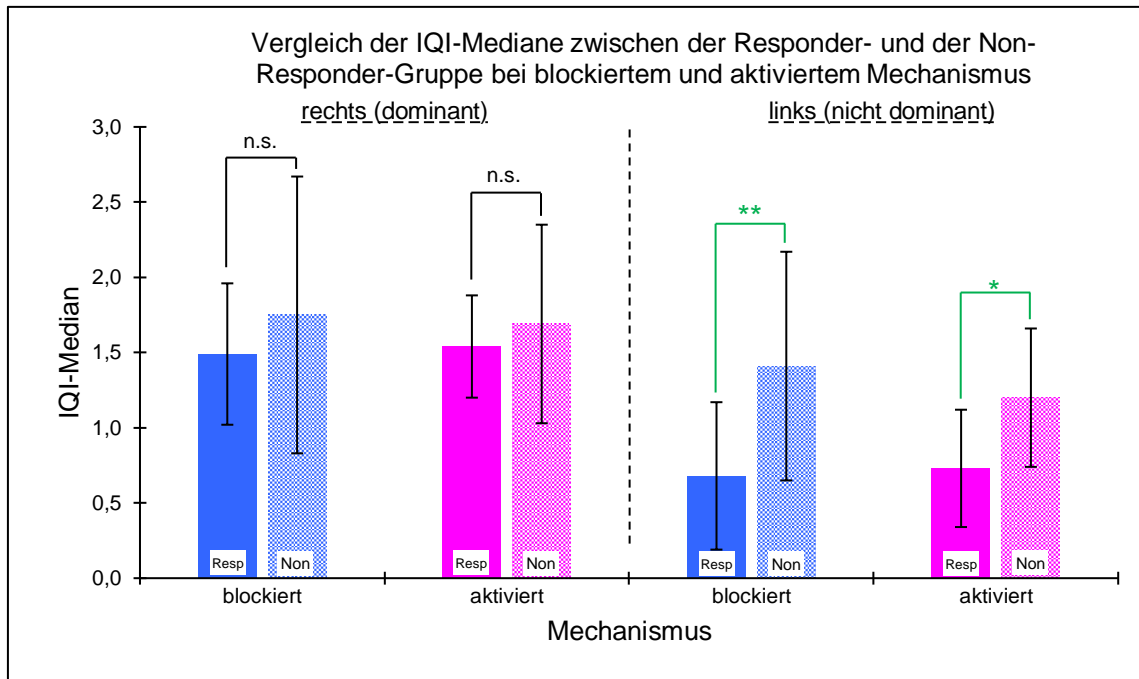


Balkendiagramm 14: AQ-MW der Responder- und Non-Responder-Gruppe bei aktiviertem Mechanismus

Tabelle 15 und Balkendiagramm 15 stellen den Vergleich der IQI-Mediane zwischen der Responder- und der Non-Responder-Gruppe für beide Beine dar. Für das dominante Bein finden sich keine signifikanten Unterschiede zwischen der Responder und der Non-Responder-Gruppe. Für das nicht dominante, linke Bein hingegen, ist der Unterschied zwischen den beiden Gruppen für den blockierten Mechanismus hoch signifikant ($p = 0,007$) und für den aktivierten Mechanismus signifikant ($p = 0,031$).

IQI-Median	rechts			links		
	Responder	Non-Responder	Wilcoxon	Responder	Non-Responder	Wilcoxon
blockiert	1,49	1,75	n.s.	0,68	1,41	**
aktiviert	1,54	1,69	n.s.	0,73	1,20	*

Tabelle 15: Vergleich der IQI-Mediane der Responder- und der Non-Responder-Gruppe bei blockiertem und aktiviertem Mechanismus



Balkendiagramm 15: Vergleich der IQI-Mediane zwischen der Responder- und der Non-Responder-Gruppe bei blockiertem und aktiviertem Mechanismus

Fazit: Die AQ-MW bei blockiertem Mechanismus sind für die Non-Responder-Gruppe vergleichsweise höher. Die AQ-MW bei aktiviertem Mechanismus sind für die Responder-Gruppe vergleichsweise höher. Für die Responder-Gruppe konnte ein Effekt des aktivierten Mechanismus nachgewiesen werden.

Die IQI-Mediane sind bei beiden Mechanismen und im Seitenvergleich für die Non-Responder-Gruppe höher. Für das nicht dominante linke Bein finden sich signifikante und hoch signifikante Unterschiede zugunsten der Non-Responder-Gruppe. Diese Beobachtung erlaubt die Interpretation, dass die Non-Responder-Gruppe sowohl mit dem dominanten, als auch mit dem nicht dominanten Bein, vergleichsweise besser an die Versuchsbedingungen adaptiert ist. Dies könnte eine mögliche Erklärung für den ausbleibenden zusätzlichen positiven Effekt des aktivierten Mechanismus sein.

Auf der anderen Seite lässt sich für das nicht dominante Bein der Responder-Gruppe ein vergleichsweise höheres Risikopotential für das VKB ableiten, welches durch den aktivierten Mechanismus in diesem Versuch nur geringfügig reduziert wird.

Die Darstellung und Beschreibung der IQI-Vergleiche ist für jede einzelne Versuchsperson im Anhang (10.3) zu finden.

Fazit für den Vergleich der Responder- und Non-Responder-IQI-Mediane:

Vergleich blockierter vs. aktivierter Mechanismus:

In der Responder-Gruppe ist der IQI-Median für den aktivierten Mechanismus höher (n.s.) als der des blockierten Mechanismus (Balkendiagramm 7). In der Non-Responder-Gruppe verhält es sich umgekehrt (Balkendiagramm 11).

- Hieraus lässt sich auf einen positiven Effekt des aktivierten Mechanismus in der Responder-Gruppe schließen.

Vergleich dominantes, rechtes Bein vs. nicht dominantes, linkes Bein:

Der IQI-Median ist für das dominante, rechte Bein bei beiden Mechanismen und für beide Gruppen höher (Balkendiagramm 8 und 12) als der des nicht dominanten, linken Beins. In der Responder-Gruppe sind die Unterschiede signifikant.

- Hieraus lässt sich in beiden Gruppen, auf eine bessere muskuläre Stabilisierung und einen besseren Schutz des VKB durch die ischiocrurale Muskulatur am dominanten Bein schließen.
- Andererseits stellt sich das nicht dominante Bein, vor allem in der Responder Gruppe, als weniger muskulär stabilisiert dar und lässt somit auf eine höhere Gefährdung des VKB schließen.

Unterstützt wird die zweite Aussage dadurch, dass in der Responder-Gruppe, der IQI-Median bei beiden Mechanismen für das nicht dominante, linke Bein <1 ist (Balkendiagramm 7). Somit überwiegt die Aktivität der Quadrizepsmuskulatur.

- Hieraus lässt sich auf eine stärkere Belastung und eine zusätzliche Gefährdung des VKB am nicht dominanten Bein schließen.

Vergleich Responder-Gruppe vs. Non-Responder-Gruppe:

In der Non-Responder-Gruppe sind die IQI-Mediane im direkten Vergleich mit der Responder-Gruppe für beide Beine höher (Balkendiagramm 15). Für das nicht dominante, linke Bein sind die Unterschiede signifikant, bei blockiertem Mechanismus hoch signifikant.

- Die Non-Responder-Gruppe zeigt bei der Landung mit Rücklagetendenz eine bessere muskuläre Stabilität für das VKB.
- Die Non-Responder-Gruppe scheint an diesen Bewegungsablauf besser adaptiert zu sein. Die Aktivierung des Mechanismus führt zu keiner weiteren Erhöhung der muskulären Aktivität.

4.2.2 Zusammenhang zwischen der Muskelaktivität und Landewinkel

Für diesen Abschnitt werden die EMG-Daten im Zusammenhang mit dem jeweiligen Landewinkel (LW) betrachtet. Dazu werden im Gegensatz zu Kapitel 4.2.1 die EMG-Datensätze aller Versuche und VPs in einem gemeinsamen Datenpool analysiert.

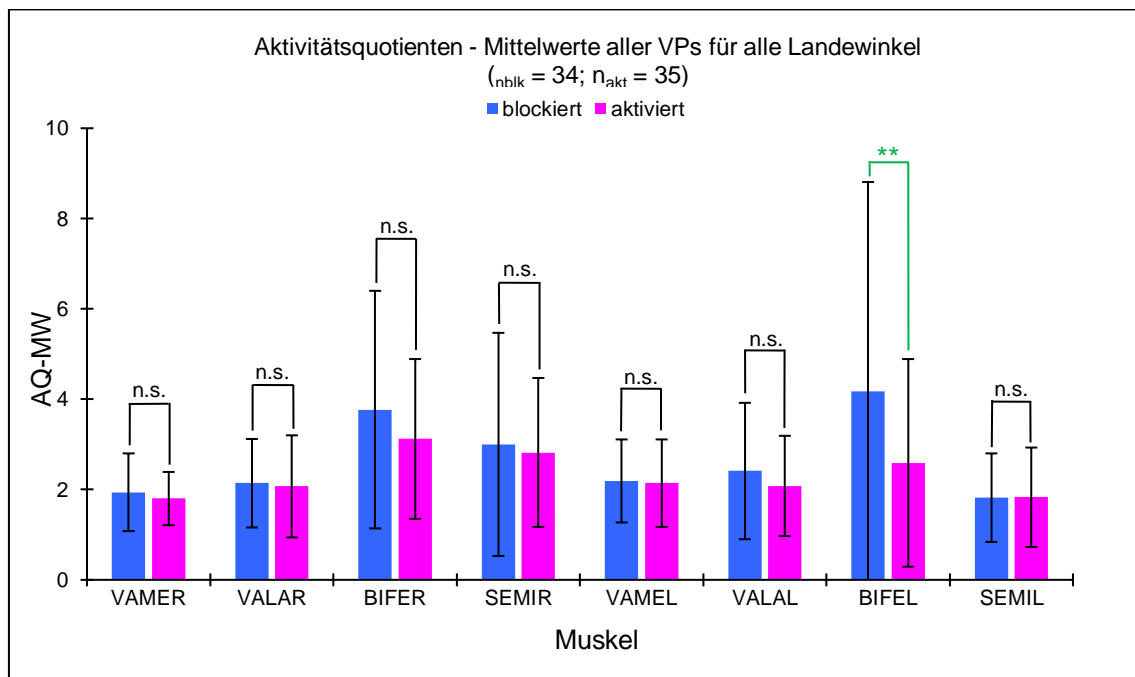
Es beginnt mit dem Vergleich der AQ-MW's und IQI-Mediane für beide Mechanismen für alle Versuche unabhängig von der Höhe des Landewinkels. Anschließend folgt eine differenziertere Betrachtung anhand der Häufigkeitsverteilung des Landewinkels.

4.2.2.1 Alle Landewinkel

Es folgt der Vergleich aller gemittelten Aktivitätsquotienten-Mittelwerte aller Versuchspersonen für den blockierten und aktivierten Mechanismus. Hierfür kamen 69 Sprünge in die Auswertung (34 mit blockiertem Mechanismus = 49% aller Sprünge; 35 mit aktiviertem Mechanismus = 51% aller Sprünge).

Der Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte zeigt für 7 Muskeln höhere Werte für den blockierten Mechanismus (Balkendiagramm 16). Für den Kniebeuger BIFEL ist der Unterschied hoch signifikant ($p=0,006$), für die weiteren Muskeln nicht.

Für den Kniebeuger SEMIL ist der AQ-MW bei aktiviertem Mechanismus mit 1,83 geringfügig höher als der AQ-MW für den blockierten Mechanismus mit 1,82.



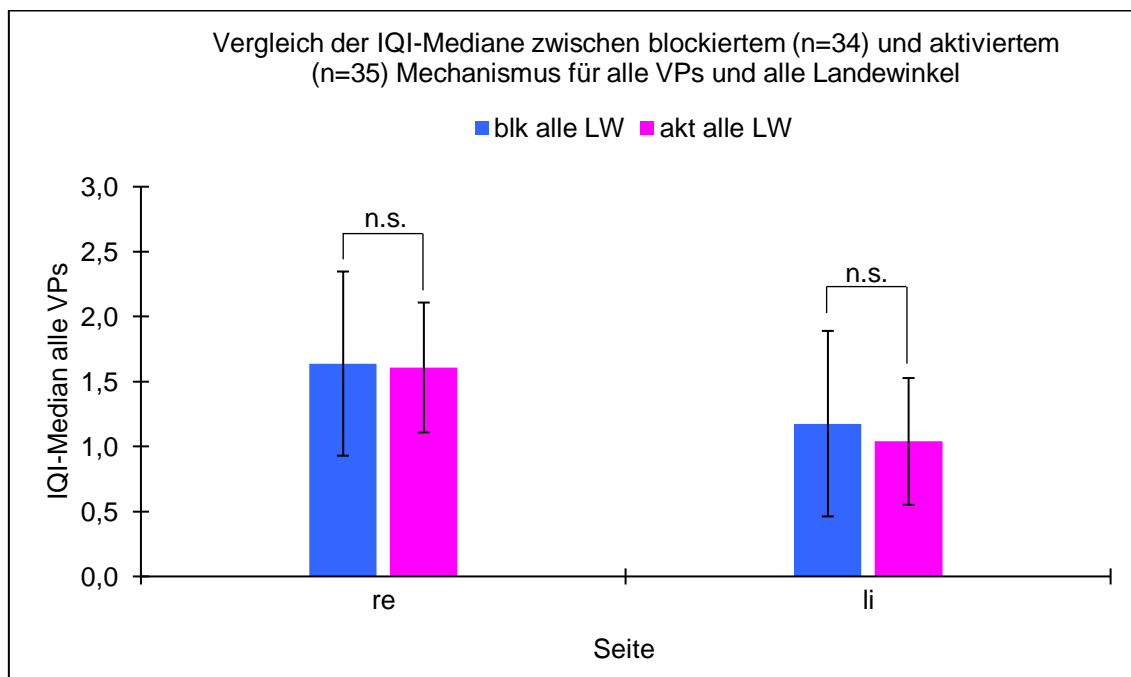
Balkendiagramm 16: Vergleich der AQ-MW aller VPs für alle Landewinkel

Vergleich des Ischio/Quad-Index für alle Landewinkel

Der Ischio/Quad-Index-Median zeigt für beide Beine und beide Mechanismen jeweils eine verstärkte Aktivität der ischiocruralen Muskulatur im Vergleich zur Quadrizepsmuskulatur (Tabelle 16 und Balkendiagramm 17). Der Effekt ist für das rechte Bein ausgeprägter als für das linke Bein. Im Vergleich der IQI-Mediane der beiden Mechanismen zeigt sich für beide Beine kein signifikanter Unterschied.

IQI-Median	rechts			links		
	blockiert	aktiviert	Wilcoxon	blockiert	aktiviert	Wilcoxon
VP1	0,79	0,86	n.s.	1,10	1,11	n.s.
VP2	1,02	1,17	n.s.	0,46	0,38	n.s.
VP3	1,72	1,75	n.s.	1,26	0,70	~
VP4	2,84	2,87	n.s.	1,49	1,35	n.s.
VP5	2,28	1,57	n.s.	2,15	1,58	n.s.
VP6	1,44	1,27	n.s.	0,65	0,91	~
VP7	1,44	1,52	n.s.	1,47	1,20	~
VP8	2,88	2,00	n.s.	3,48	2,36	n.s.
alle VPs	1,64	1,61	n.s.	1,18	1,04	n.s.

Tabelle 16: Vergleich der IQI-Mediane zwischen blockiertem und aktiviertem Mechanismus für alle VPs und alle Landewinkel



Balkendiagramm 17: Vergleich der IQI-Mediane zwischen blockiertem und aktiviertem Mechanismus für alle VPs und alle Landewinkel

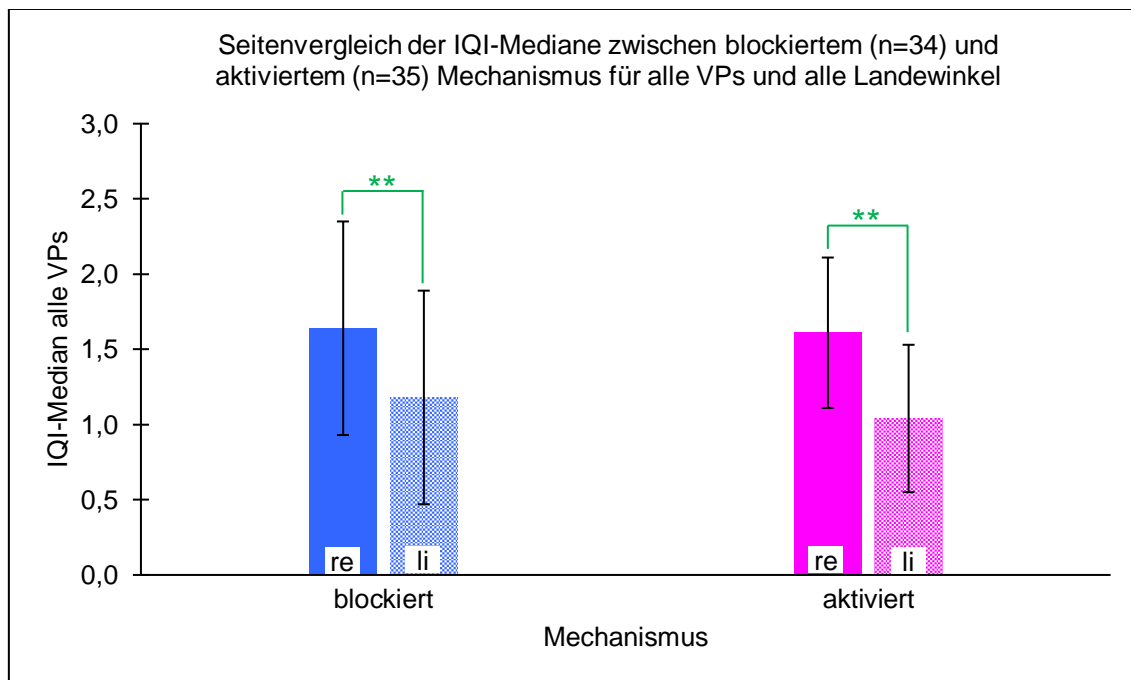
ERGEBNISSE – Muskelaktivität - alle Landewinkel

Im unmittelbaren Seitenvergleich finden sich sowohl für den blockierten Mechanismus, als auch für den aktivierten Mechanismus, bei fünf von acht VPs, höhere IQI-Mediane für das dominante, rechte Bein als für das linke Bein.

Der IQI-Median aller VPs ist für das rechte Bein sowohl für den blockierten Mechanismus als auch für den aktivierten Mechanismus höher als der des linken Beins. Die Unterschiede sind hoch signifikant (Tabelle 17 und Balkendiagramm 18).

IQI-Median	blockiert			aktiviert		
	rechts	links	Wilcoxon	rechts	links	Wilcoxon
alle VPs	1,64	1,18	**	1,61	1,04	**

Tabelle 17: Seitenvergleich der IQI-Mediane zwischen blockiertem und aktiviertem Mechanismus für alle VPs und alle Landewinkel



Balkendiagramm 18: Seitenvergleich der IQI-Mediane zwischen blockiertem und aktiviertem Mechanismus für alle VPs und alle Landewinkel

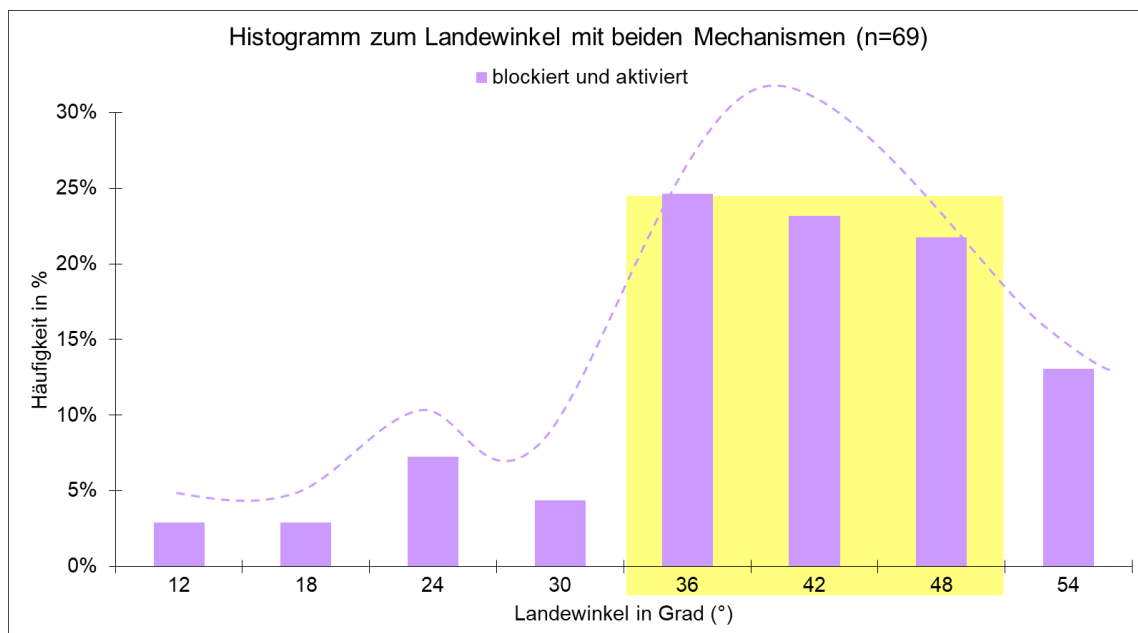
Da alle acht Versuchspersonen ihre rechte Seite als dominant angegeben haben, besteht bei dieser Beobachtung unter Umständen ein Zusammenhang mit der dominanten Körperhälfte, die an diese Landesituation besser adaptiert zu sein scheint. Trotz der Vorgabe an die Versuchspersonen, einen für beide Körperhälften synchroner Bewegungsablauf mit gleichzeitiger, beidbeiniger Landung zu absolvieren, zeigt die dominante Seite eine höhere ischiocrurale Muskelaktivität im Vergleich zur nicht dominanten Seite.

Fazit: Der IQI-Median aller VPs ist für das rechte Bein bei beiden Mechanismen höher als der des linken Beins. Die Unterschiede sind hoch signifikant (Tabelle 17 und Balkendiagramm 18). Dieses Ergebnis deckt sich mit dem Seitenvergleich der IQI-Mediane für die Responder-Gruppe (Tabelle 12 und Balkendiagramm 8). Für die dominante Körperhälfte findet sich eine höhere ischiocrurale Muskelaktivität, sodass sie an diese Landesituation besser adaptiert zu sein scheint.

Um den Einfluss des Landewinkels auf die Muskelaktivität zu untersuchen, erfolgt die Betrachtung der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte und des Ischio/Quad-Index für den blockierten und aktivierten Mechanismus für verschiedene Landewinkel. Die Wahl der Landewinkel richtet sich nach deren Häufigkeitsverteilung.

4.2.2.2 Häufigkeitsverteilung der Landewinkel

Einen Überblick über das Verteilungsmuster des Landewinkels gibt das Histogramm 2. Es stellt die prozentuale Häufigkeitsverteilung der Landewinkel für alle Versuche (n=69) mit beiden Mechanismen dar. Die Klassenbreite ist konstant und beträgt 6°. Der mittlere Landewinkel (mLW) beträgt 37,1°.



Histogramm 2: Häufigkeitsverteilung der Landewinkel mit beiden Mechanismen in Prozent

ERGEBNISSE – Muskelaktivität - Häufigkeitsverteilung Landewinkel

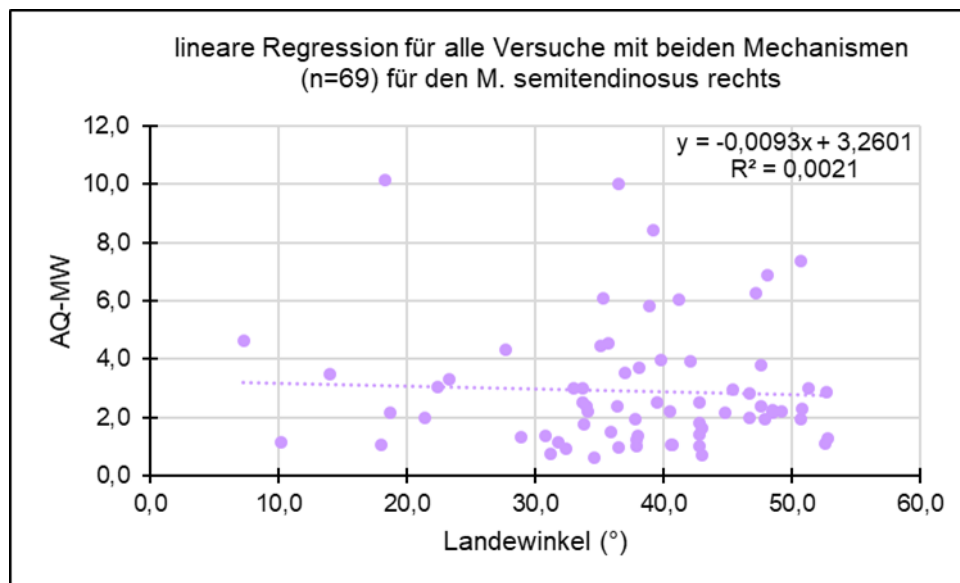
Der gelb markierte Bereich zeigt, dass die Landewinkel zwischen 30° und 48° am häufigsten - insgesamt zu 70% - vertreten sind. Die restlichen 30% verteilen sich auf die Landewinkel <30° mit 17% und die Landewinkel >48° mit 13%.

Lineare Regression der Landewinkel und der AQ-MW

Um den Zusammenhang der Landewinkel mit der Muskelaktivität zu bestimmen wird eine Regressionsanalyse durchgeführt.

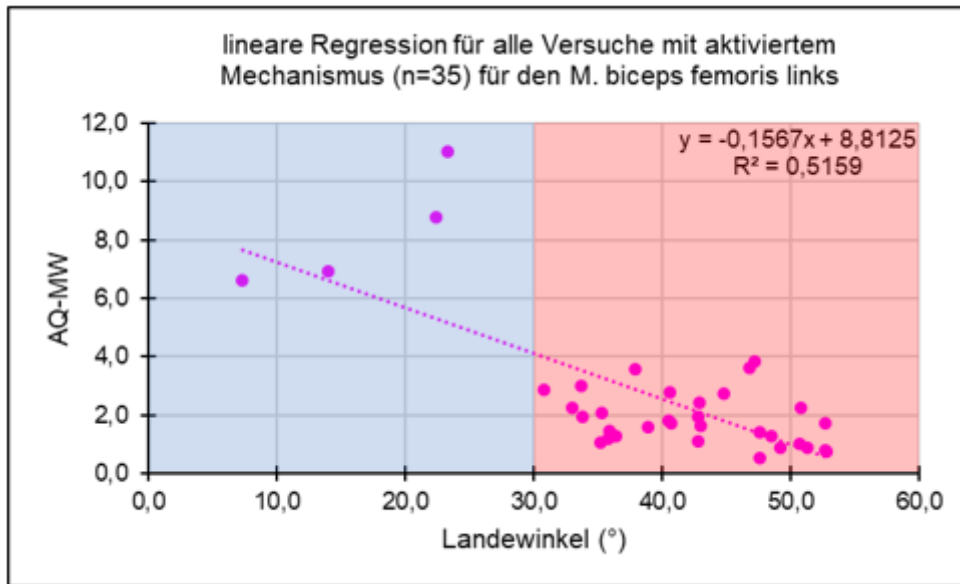
Für die acht Muskeln wird die lineare Regression für alle Versuche mit beiden Mechanismen zusammen und jeweils getrennt voneinander berechnet. Die unabhängige Variable (Einflussgröße) ist der Landewinkel und die abhängige Variable (Zielgröße) ist der Aktivitätsquotient-Mittelwert (AQ-MW). Die Darstellung erfolgt als Streudiagramm. Dabei stellt das Bestimmtheitsmaß (R^2) eine Kennzahl für die Variation der Daten dar.

Im Folgenden werden exemplarisch drei lineare Regressionen dargestellt. Das Streudiagramm 1 zeigt die lineare Regression für alle 69 Versuche für beide Mechanismen am Beispiel des linken M. semitendinosus. Für diesen Muskel besteht somit kein Zusammenhang zwischen der Muskelaktivität (AQ-MW) und dem Landewinkel.



Streudiagramm 1: lineare Regression aller Versuche mit blockiertem und aktiviertem Mechanismus (n=69) für den M. semitendinosus rechts

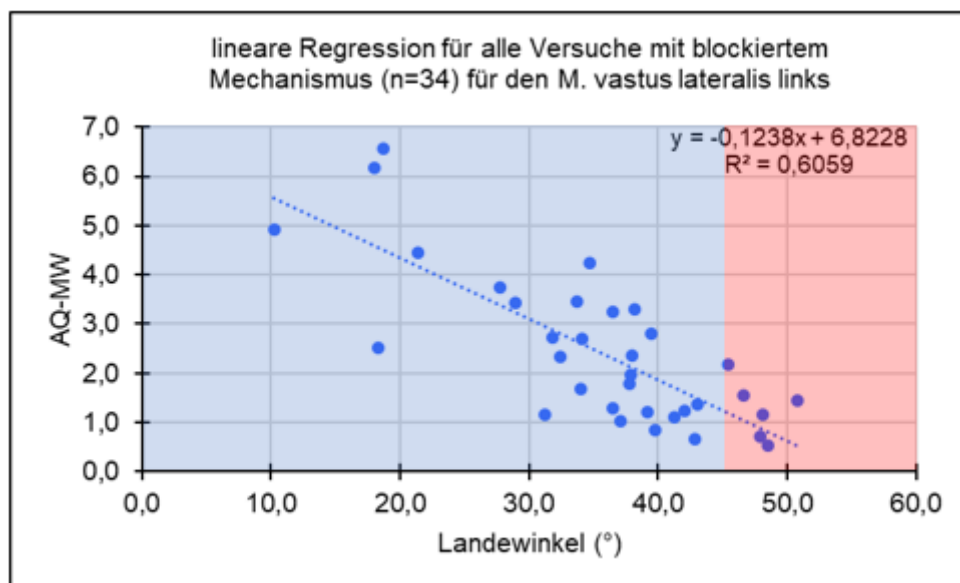
Im Streudiagramm 2 wird die lineare Regression für die 35 Versuche mit aktiviertem Mechanismus am Beispiel des linken M. biceps femoris dargestellt.



Streudiagramm 2: lineare Regression aller Versuche mit aktiviertem Mechanismus (n=35) für den M. biceps femoris links

Das Bestimmtheitsmaß in Höhe von 0,52 entspricht einem Korrelationskoeffizienten von 0,72 und bestätigt den großen Zusammenhang des Landewinkels mit der Muskelaktivität (AQ-MW) des M. biceps femoris links. Die deutlichsten Abweichungen von der Trendlinie finden sich bei den Landewinkeln $< 30^\circ$ (blauer Bereich).

Das Streudiagramm 3 zeigt die lineare Regression für die 34 Versuche mit blockiertem Mechanismus am Beispiel des linken M. vastus lateralis.



Streudiagramm 3: lineare Regression aller Versuche mit blockiertem Mechanismus (n=34) für den M. vastus lateralis links

ERGEBNISSE – Muskelaktivität - Häufigkeitsverteilung Landewinkel

Auch für den M. vastus lateralis links zeigt das Bestimmtheitsmaß (0,61) und der Korrelationskoeffizient (0,78) den großen Zusammenhang des Landewinkels mit der Muskelaktivität (AQ-MW) des M. vastus lateralis links.

Tabelle 18 stellt den Pearson-Korrelationskoeffizienten inkl. des Signifikanztests auf Basis der zweiseitigen t-Verteilung für die Muskelaktivität (AQ-MW) aller 8 Muskeln und dem jeweiligen Landewinkel für alle 69 Versuche für beide Mechanismen dar.

Muskel n = 69	r	Signifikanztest (zweiseitige t-Verteilung)
VAMERalle	0,48	*
VALARalle	0,43	*
BIFERalle	0,44	*
SEMIRalle	0,05	n.s.
VAMELalle	0,61	*
VALALalle	0,68	*
BIFELalle	0,62	*
SEMILalle	0,17	n.s.

r = Korrelationskoeffizient (Pearson)

n.s. = nicht signifikant

* = signifikant

Die Korrelation ist auf dem 0,05 Niveau signifikant (zweiseitig)

Tabelle 18: Pearson-Korrelationskoeffizient mit Signifikanztest für alle AQ-MW und den entsprechenden Landewinkeln für alle 69 Versuche mit beiden Mechanismen

In Anlehnung an die Interpretation des Korrelationskoeffizienten r nach Cohen (Cohen 2013; Tabelle 19) findet sich für die Mm. vastus medialis und lateralis sowie den M. biceps femoris am rechten, dominanten Bein, eine moderate Pearson-Korrelation $r = 0,43$ bis $0,48$, $p < 0,05$ zwischen der Muskelaktivität (AQ-MW) und dem Landewinkel.

Für die Mm. vastus medialis und lateralis sowie den M. biceps femoris am linken, nicht dominanten Bein, zeigt sich eine starke Pearson-Korrelation $r = 0,61$ bis $0,68$, $p < 0,05$.

$r = 0,1$	kleine / geringe / schwache Korrelation
$r = 0,3$	mittlere / moderate Korrelation
$r = 0,5$	große / starke Korrelation

Tabelle 19: Interpretation des Korrelationskoeffizienten nach Cohen (2013)

Für den M. semitendinosus links findet sich noch eine schwache Pearson-Korrelation $r = 0,17$, $p < 0,05$. Für den M. semitendinosus rechts besteht keine Korrelation.

Fazit: Unter Einbeziehung des Signifikanztests lässt sich für 6 von 8 Muskeln auf einen systematischen Zusammenhang zwischen der Muskelaktivität und dem Landewinkel schließen.

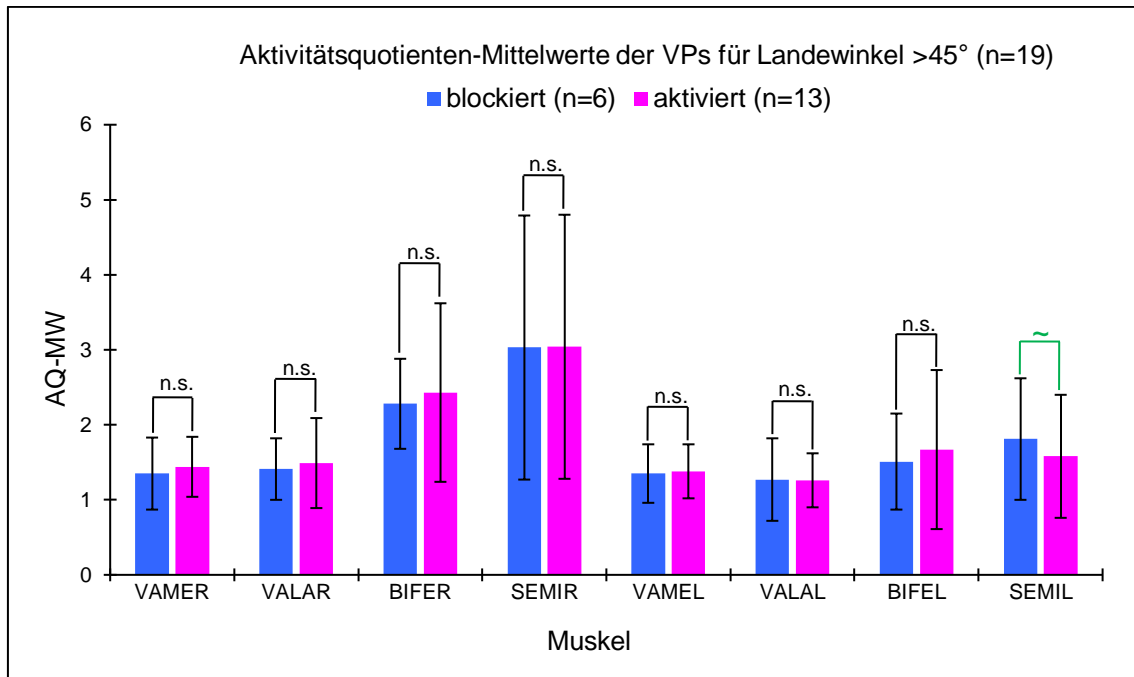
In Zusammenschau mit den in den Streudiagrammen 2 und 3 und dem Histogramm 2 dargestellten Ergebnissen fällt die Entscheidung zur weiteren Subgruppenanalyse.

Es folgt eine differenziertere Betrachtung inkl. dem Vergleich der Muskelaktivitäten für die Versuche mit einem Landewinkel >45° und einem Landewinkel <30°.

4.2.2.3 Landewinkel >45°

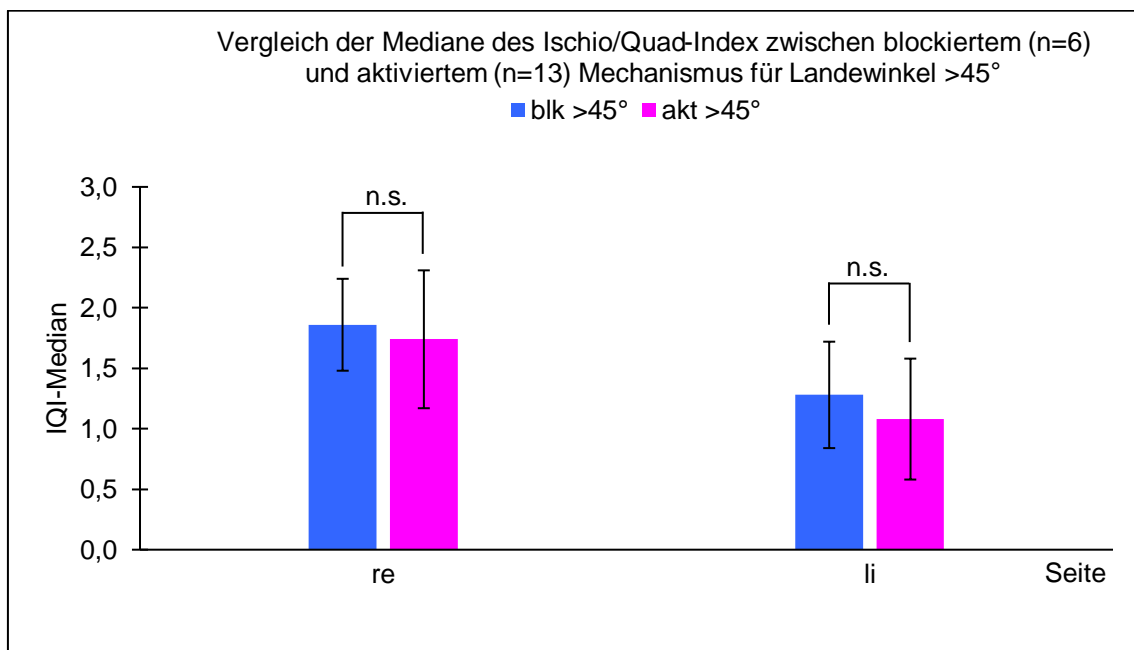
Für den Vergleich aller Aktivitätsquotienten-Mittelwerte aller Versuchspersonen für den blockierten und aktivierten Mechanismus mit einem LW >45° kamen 19 Sprünge (= 28% aller Sprünge; mLW: 48,9°) in die Auswertung. 6 mit blockiertem Mechanismus (= 18% aller Sprünge mit blockiertem Mechanismus; mLW: 47,9°) und 13 mit aktiviertem Mechanismus (= 37% aller Sprünge mit aktiviertem Mechanismus; mLW: 49,4°).

Der Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte zeigt für 6 Muskeln höhere Werte für den aktivierten Mechanismus (Balkendiagramm 19). Für den Kniestrecker VALAL (1,27 vs. 1,26) und den Kniebeuger SEMIL (1,81 vs. 1,58) finden sich höhere Werte für den blockierten Mechanismus. Signifikante Unterschiede zwischen den beiden Mechanismen finden sich nicht. Für den M. semitendinosus links (SEMIL) ergibt sich eine Tendenz für höhere AQ-MW bei blockiertem Mechanismus.



Balkendiagramm 19: Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) aller VPs für Landewinkel >45°

Der Ischio/Quad-Index-Median (IQI-Median) zeigt für beide Beine und beide Mechanismen Werte >1 und somit jeweils eine verstärkte Aktivität der ischiocruralen Muskulatur im Vergleich zur Quadrizepsmuskulatur (Balkendiagramm 20).



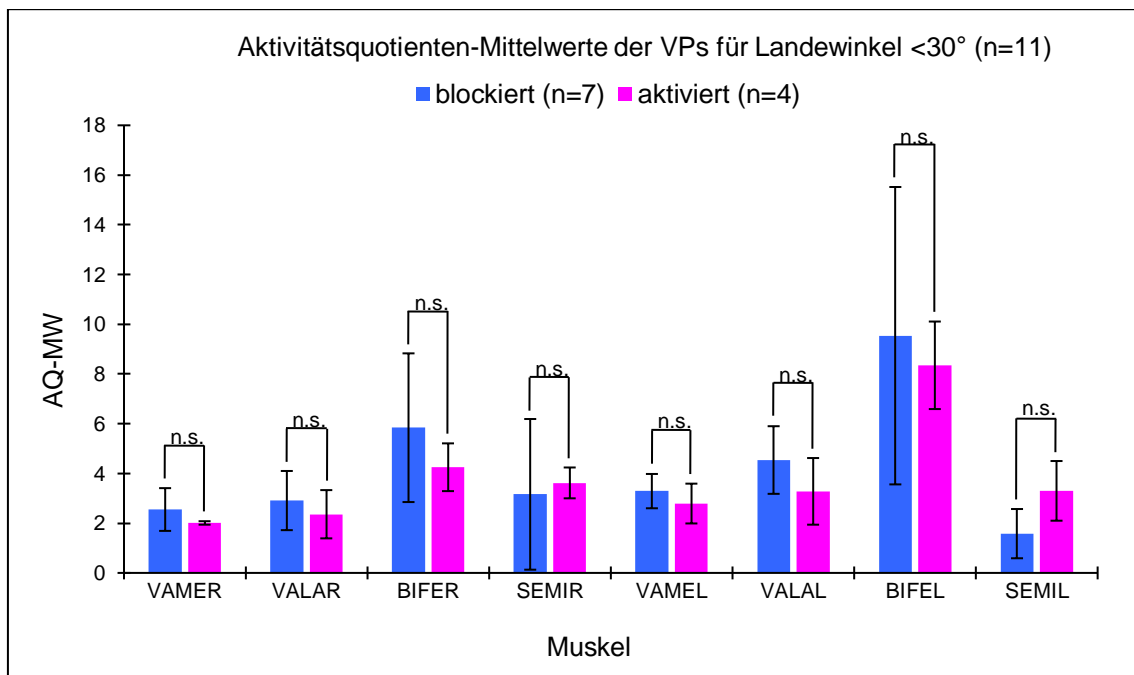
Balkendiagramm 20: Vergleich der IQI-Mediane zwischen blockiertem und aktiviertem Mechanismus für Landewinkel >45°

Der IQI ist im Seitenvergleich für das dominante rechte Bein ($IQI_{\text{reblk}>45^\circ} = 1,86$; $IQI_{\text{reakt}>45^\circ} = 1,74$) höher als für das linke Bein ($IQI_{\text{liblk}>45^\circ} = 1,28$; $IQI_{\text{liakt}>45^\circ} = 1,08$). Bei beiden Beinen ist der IQI für den blockierten Mechanismus höher im Vergleich zum aktivierten Mechanismus.

Fazit: Der Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte zeigt für 6 Muskeln höhere Werte für den aktivierten Mechanismus (Balkendiagramm 19). Die Aktivierung des Mechanismus führt bei einem Landewinkel >45° zu keiner Erhöhung des IQI.

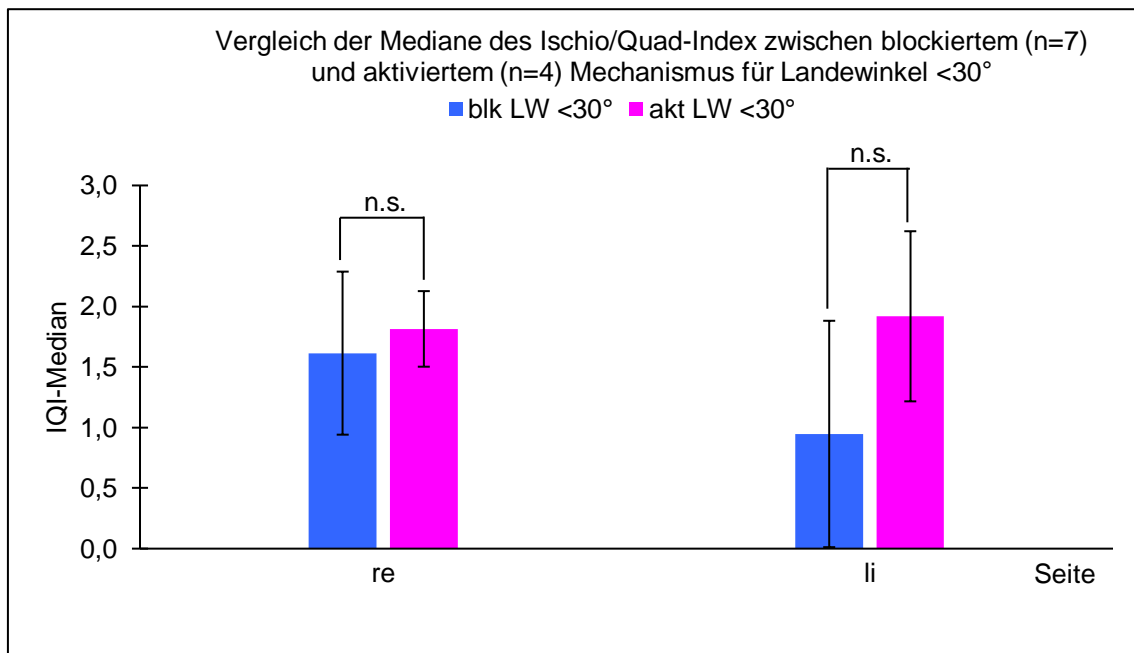
4.2.2.4 Landewinkel <30°

Für den Vergleich aller Aktivitätsquotienten-Mittelwerte aller Versuchspersonen für den blockierten und aktivierten Mechanismus mit einem Landewinkel <30° kamen 11 Sprünge (= 16% aller Sprünge; mLW: 19,1°) in die Auswertung. 7 mit blockiertem Mechanismus (= 21% aller Sprünge mit blockiertem Mechanismus; mLW: 20,5°) und 4 mit aktiviertem Mechanismus (= 11% aller Sprünge mit aktiviertem Mechanismus; mLW: 16,8°). Der Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte zeigt für 6 Muskeln höhere Werte für den blockierten Mechanismus (Balkendiagramm 21). Für die Kniebeuger SEMIR (3,62 vs. 3,16) und SEMIL (3,3 vs. 1,58) finden sich höhere Werte für den aktivierten Mechanismus. Signifikante Unterschiede zwischen den beiden Mechanismen finden sich nicht.



Balkendiagramm 21: Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) aller VPs für Landewinkel <30°

Der Ischio/Quad-Index-Median zeigt für das rechte Bein bei blockiertem Mechanismus und für beide Beine bei aktiviertem Mechanismus jeweils eine verstärkte Aktivität der ischiocruralen Muskulatur im Vergleich zur Quadrizepsmuskulatur (Balkendiagramm 22). Im Seitenvergleich zeigt sich bei blockiertem Mechanismus für das dominante rechte Bein ein höherer IQI ($IQI_{blkre<30^\circ} = 1,61$; $IQI_{blkli<30^\circ} = 0,95$) als links. Bei aktiviertem Mechanismus ($IQI_{aktre<30^\circ} = 1,81$; $IQI_{aktli<30^\circ} = 1,92$) ist es umgekehrt. Bei beiden Beinen ist der IQI für den aktivierten Mechanismus höher im Vergleich zum blockierten Mechanismus.



Balkendiagramm 22: Vergleich der IQI-Mediane zwischen blockiertem und aktiviertem Mechanismus für Landewinkel <30°

Fazit: Im Gegensatz zu den Versuchen mit den Landewinkeln >45° (Balkendiagramm 20) sind die IQI-Mediane mit den Landewinkeln <30° (Balkendiagramm 22) für den aktivierten Mechanismus höher als für den blockierten Mechanismus.

Ließe sich die vermehrte Aktivierung der ischiocruralen Muskulatur als reflektorische Belastungsreduktion des VKB interpretieren, so könnte eine höhere Belastung auf das VKB bei Landewinkeln <30° ursächlich sein.

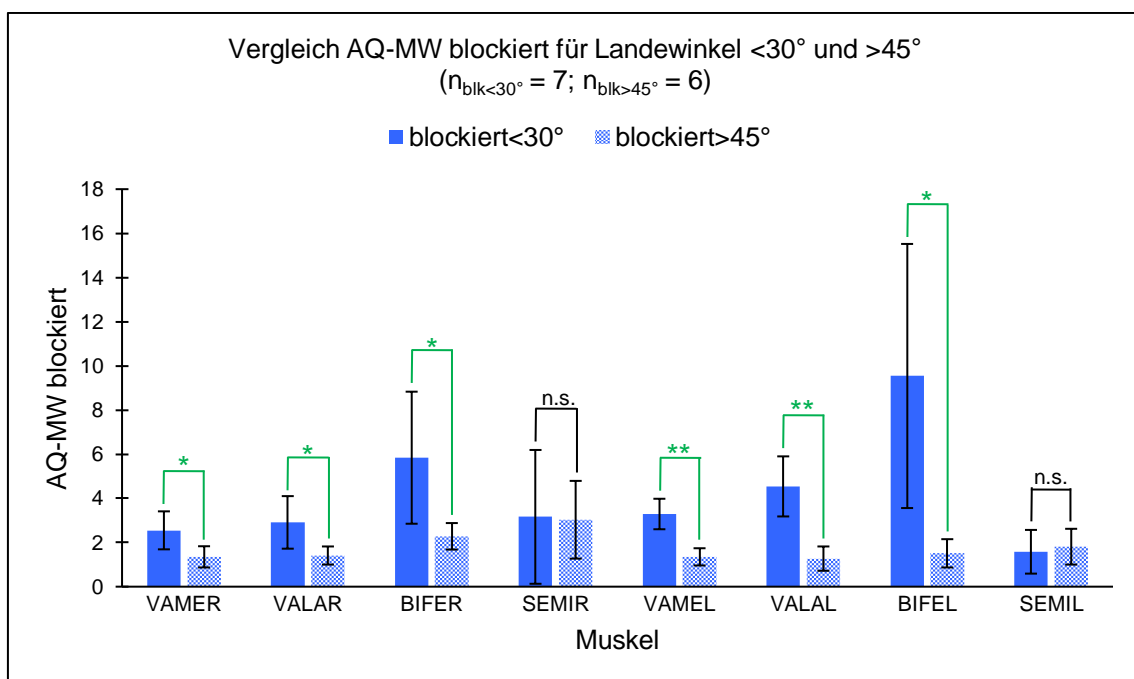
Die bisherige Auswertung der EMG-Daten konzentrierte sich auf den Vergleich der beiden Auslösemechanismen zum einen zwischen den Versuchspersonen, zum anderen in Abhängigkeit verschiedener Landewinkel.

Den Abschluss der Auswertung der EMG-Daten stellt der Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte und IQI-Mediane innerhalb des jeweiligen Mechanismus in Abhängigkeit des Landewinkels dar. Es sollte geprüft werden, inwieweit sich allein, verschiedene Landewinkel auf die Muskelaktivität auswirken.

4.2.2.5 Landewinkel <30° vs. >45° für blockierten Mechanismus

Für den Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte der Versuche mit einem Landewinkel <30° und >45° bei blockiertem Mechanismus konnten 13 Versuche (38%) herangezogen werden. Davon betrug bei 7 Versuchen (21%) der Landewinkel <30° (mLW: 20,5°). Für die weiteren 6 Versuche (18%) betrug der Landewinkel >45° (mLW: 47,9°).

Der Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte zeigt für 6 Muskeln bei einem Landewinkel <30° signifikant bis hoch signifikant (t-Test) höhere Werte als bei einem Landewinkel >45° (Balkendiagramm 23). Für die Kniebeuger SEMIR und SEMIL ist der Unterschied nicht signifikant.

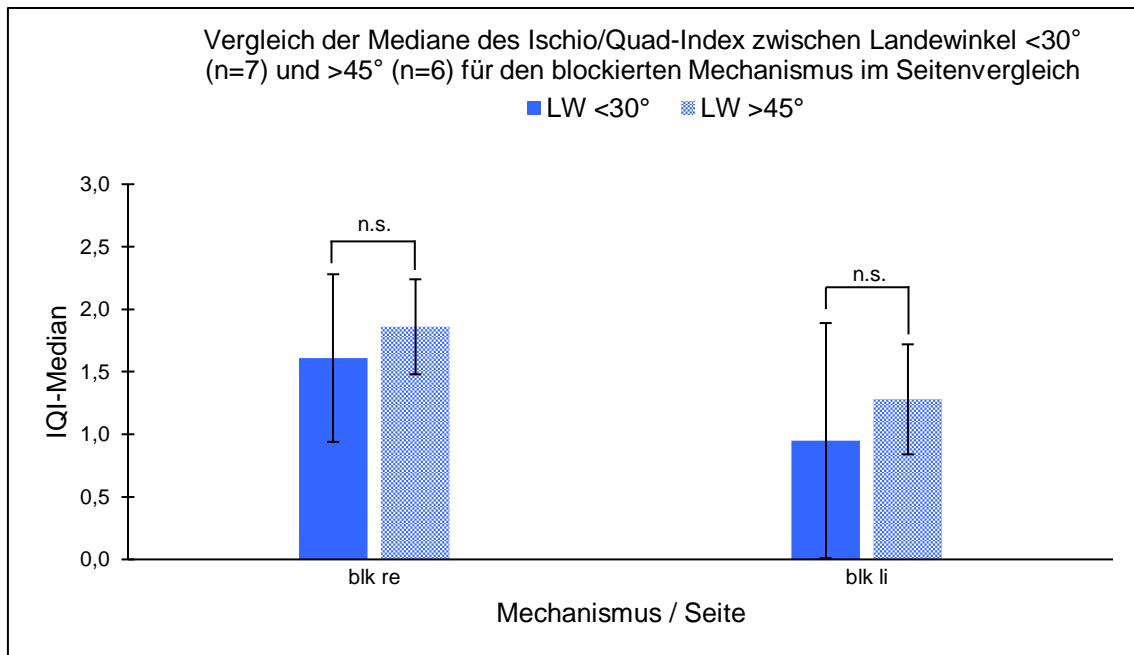


Balkendiagramm 23: Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte mit blockiertem Mechanismus für Landewinkel 30° und 45°

Der Ischio/Quad-Index-Median liegt für das dominante rechte Bein für beide Landewinkel über 1 ($IQI_{\text{blkre}<30^\circ} = 1,61$; $IQI_{\text{blkre}>45^\circ} = 1,86$). Somit besteht eine

stärkere Aktivität der ischiocruralen Muskulatur im Vergleich zur Quadrizepsmuskulatur (Balkendiagramm 24).

Für das nicht dominante, linke Bein liegt der IQI-Median für den Landewinkel <30° unter 1 ($IQI_{blkli<30^\circ} = 0,95$), somit überwiegt hier die Aktivität der Quadrizepsmuskulatur. Für den LW >45° verhält es sich umgekehrt ($IQI_{blk>45^\circ} = 1,28$), die ischiocrurale Aktivität überwiegt. Signifikante Unterschiede lassen sich nicht nachweisen.



Balkendiagramm 24: Vergleich der IQI-Mediane zwischen Landewinkel <30° und >45° für den blockierten Mechanismus im Seitenvergleich

Im Seitenvergleich liegen die IQI-Mediane für das rechte Bein höher als für das linke Bein. Beidseits sind die IQI-Mediane für den LW >45° höher als für den LW <30°.

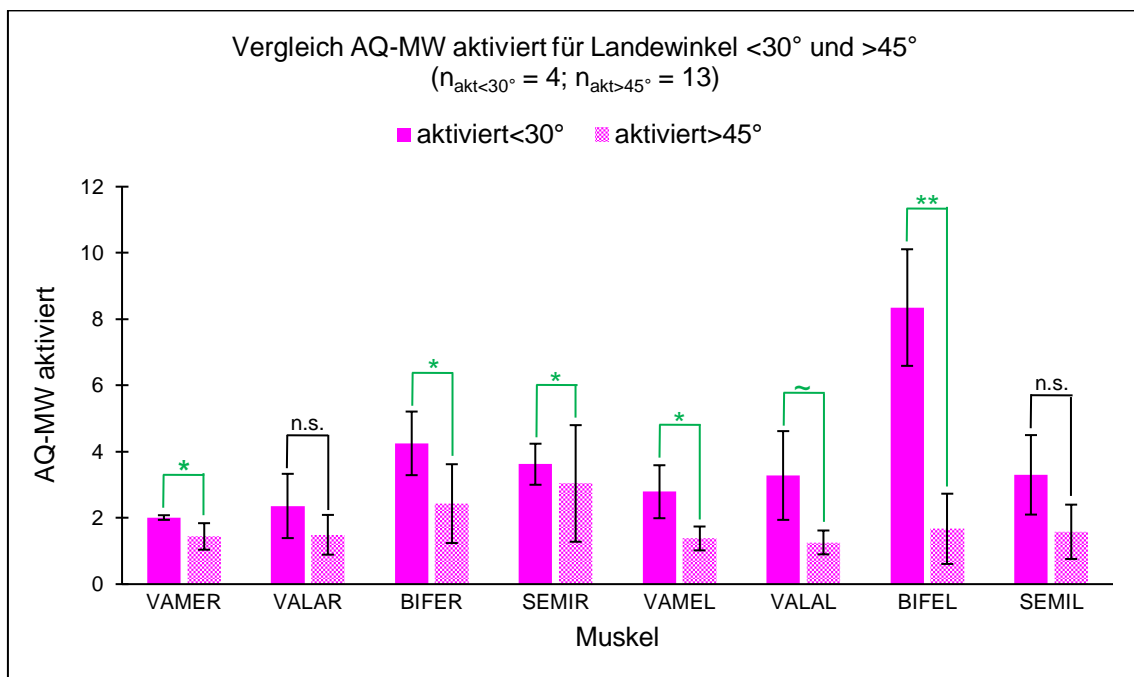
Fazit: Bei den Versuchen mit blockiertem Mechanismus kommt es bei der flacheren Landung (LW <30°) zu einer vermehrten Muskelaktivität im Vergleich zu den LW >45° (Balkendiagramm 23). Die IQI-Mediane sind für das dominante Bein und die LW >45° höher (Balkendiagramm 24).

4.2.2.6 Landewinkel <30° vs. >45° für aktivierten Mechanismus

Für den Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte der Versuche mit einem Landewinkel <30° und >45° bei aktiviertem Mechanismus konnten 17 Versuche

(49%) herangezogen werden. Davon betrug bei 4 Versuchen (11%) der Landewinkel <30° (mLW: 16,8°). Für die weiteren 13 Versuche (37%) betrug der Landewinkel >45° (mLW: 49,4°).

Der Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte zeigt für 5 Muskeln bei einem Landewinkel <30° signifikant bis hoch signifikant (t-Test) höhere Werte als bei einem Landewinkel >45° (Balkendiagramm 25). Für den Kniestrecker VALAL lässt sich eine Tendenz ($p = 0,068$) zugunsten des LW <30° nachweisen. Für den Kniestrecker VALAR und den Kniebeuger SEMIL ist der Unterschied nicht signifikant.

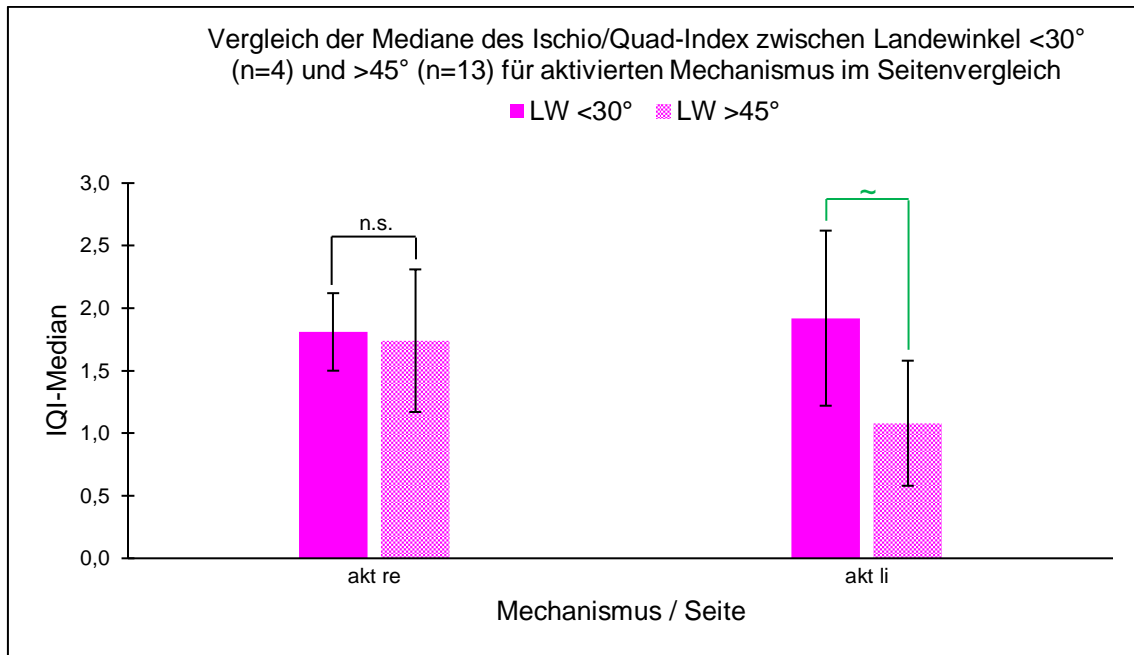


Balkendiagramm 25: Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte mit aktiviertem Mechanismus für Landewinkel <30° und >45°

Der Ischio/Quad-Index-Median zeigt für beide Beine und beide Landewinkel Werte größer 1 ($IQ_{aktre<30°} = 1,81$; $IQ_{aktre>45°} = 1,74$; $IQ_{aktli<30°} = 1,92$; $IQ_{aktli>45°} = 1,08$) und somit eine stärkere Aktivität der ischiocruralen Muskulatur im Vergleich zur Quadrizepsmuskulatur (Balkendiagramm 26).

Signifikante Unterschiede lassen sich nicht nachweisen, für das linke Bein ergibt sich eine Tendenz ($p = 0,068$) zugunsten der Landewinkel <30°.

Beidseits sind die IQI-Mediane für den LW <30° höher als für den LW >45°.

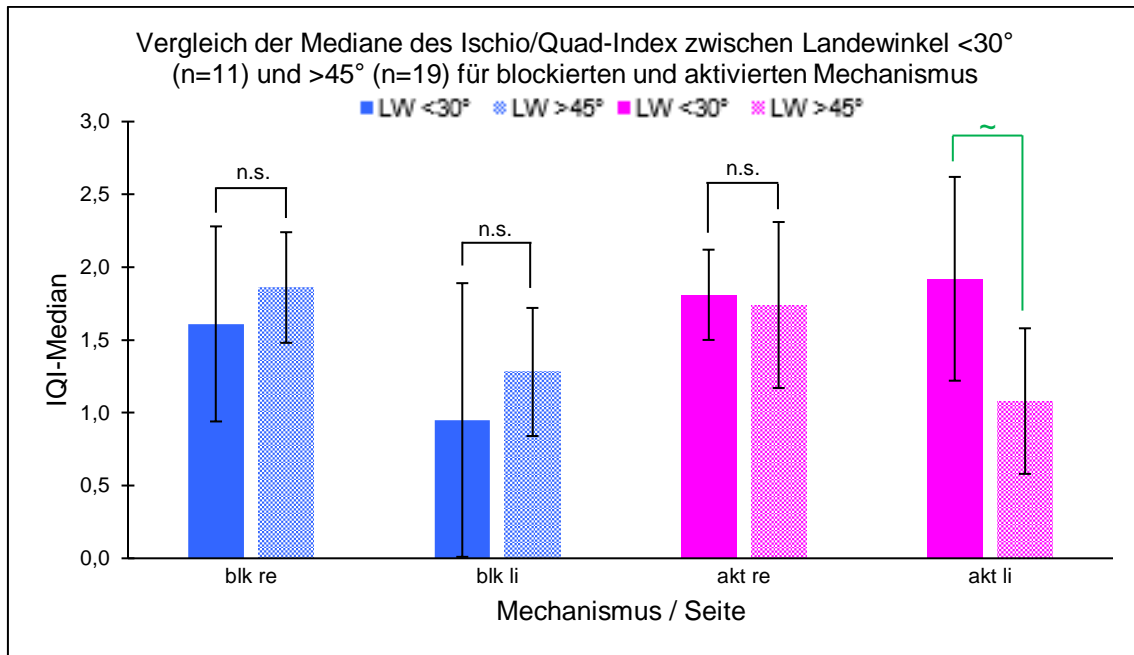


Balkendiagramm 26: Vergleich der IQI-Mediane zwischen Landewinkel <30° und >45° für den aktivierten Mechanismus im Seitenvergleich

Fazit: Bei den Versuchen mit aktiviertem Mechanismus kommt es bei der flacheren Landung (LW <30°) zu einer vermehrten Muskelaktivität im Vergleich zu den LW >45° (Balkendiagramm 25). Die IQI-Mediane sind bei beiden Beinen für die LW <30° höher (Balkendiagramm 26).

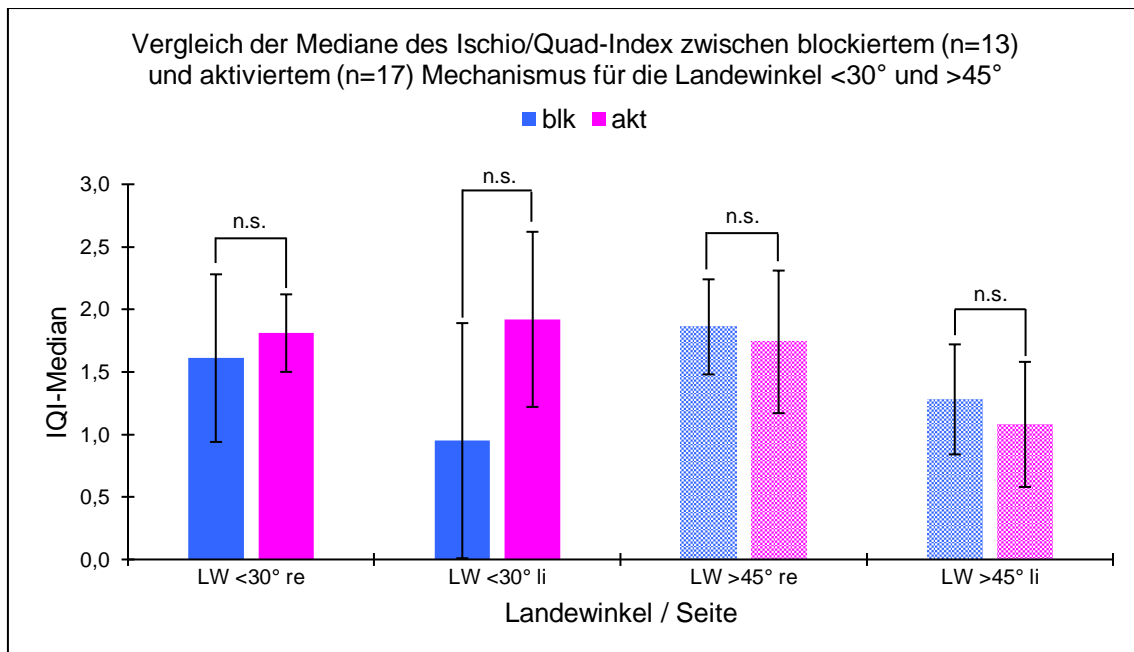
Balkendiagramm 27 stellt den Vergleich der IQI-Mediane aus den Balkendiagrammen 24 und 26 in einem Diagramm dar.

Es verdeutlicht die höheren IQI-Mediane bei aktiviertem Mechanismus für die Landewinkel <30° und zeigt, dass bei blockiertem Mechanismus die IQI-Mediane für die Landewinkel >45° höher sind.



Balkendiagramm 27: Vergleich der IQI-Mediane zwischen dem Landewinkel <30° und >45° für blockierten und aktivierten Mechanismus

Balkendiagramm 28 veranschaulicht die höheren IQI-Mediane bei aktiviertem Mechanismus für den Landewinkel <30°. Für den Landewinkel >45° verhält es sich umgekehrt, hier sind die IQI-Mediane bei blockiertem Mechanismus höher.



Balkendiagramm 28: Vergleich der IQI-Mediane zwischen blockiertem und aktiviertem Mechanismus für die Landewinkel <30° und >45°

Fazit für den Zusammenhang der Muskelaktivität und dem Landewinkel:

Vergleich blockierter vs. aktivierter Mechanismus für alle LW:

Die AQ-MW sind bei blockiertem Mechanismus höher als bei aktiviertem Mechanismus (Balkendiagramm 16). Für die IQI-Mediane gilt das gleiche (Balkendiagramm 17).

- Der gewünschte Effekt einer gesteigerten Muskelaktivität durch den aktivierten Mechanismus konnte nicht für alle LW beobachtet werden.

Im Seitenvergleich zeigen die IQI-Mediane bei beiden Mechanismen für das dominante rechte Bein hoch signifikant höhere Werte im Vergleich zum nicht dominanten linken Bein (Balkendiagramm 18).

- Das dominante Bein ist an die Landesituation besser adaptiert.
- Das VKB des linken Kniegelenkes wird muskulär weniger unterstützt

Vergleich blockierter vs. aktivierter Mechanismus für LW >45°:

Die AQ-MW sind bei aktiviertem Mechanismus überwiegend höher als bei blockiertem Mechanismus (Balkendiagramm 19).

- Die Muskelaktivität konnte durch den aktivierten Mechanismus überwiegend gesteigert werden.

Allerdings gilt diese Beobachtung nicht für die IQI-Mediane. Hier finden sich höhere Werte für den blockierten Mechanismus.

Im Seitenvergleich überwiegt wiederum das dominante rechte Bein bei beiden Mechanismen (Balkendiagramm 20).

- Das dominante Bein ist an die Landesituation besser adaptiert.

Vergleich blockierter vs. aktivierter Mechanismus für LW <30°:

Die AQ-MW sind bei blockiertem Mechanismus höher als bei aktiviertem Mechanismus (Balkendiagramm 21).

Allerdings finden sich für die IQI-Mediane höhere Werte für den aktivierten Mechanismus.

- Der aktivierte Mechanismus führt zu einem Überwiegen der protektiven ischiocruralen Muskulatur im Vergleich zur Quadrizepsmuskulatur.

Im Seitenvergleich überwiegt das dominante rechte Bein bei blockiertem Mechanismus. Bei aktiviertem Mechanismus überwiegt das nicht dominante linke Bein (Balkendiagramm 22).

- Durch die Aktivierung des Mechanismus lässt sich bei flachen Landungen (LW < 30°) der IQI-Median für beide Beine positiv beeinflussen. Insbesondere für das nicht dominante, linke Bein lässt sich eine Steigerung der muskulären Unterstützung des VKB erzielen.

Vergleich LW < 30° vs. LW > 45° für blockierten Mechanismus:

Die AQ-MW sind bei LW < 30° signifikant, z.T. auch hoch signifikant höher als bei LW > 45°. (Balkendiagramm 23). Die IQI-Mediane sind für die LW > 45° höher. Im Seitenvergleich sind die IQI-Mediane rechts für beide Landewinkel höher (Balkendiagramm 24).

Vergleich LW < 30° vs. LW > 45° für aktivierten Mechanismus:

Die AQ-MW sind bei LW < 30° signifikant, z.T. auch hoch signifikant höher als bei LW > 45°. (Balkendiagramm 25). Auch die IQI-Mediane sind für die LW < 30° höher. Im Seitenvergleich sind die IQI-Mediane rechts für LW > 45° höher. Links ist es umgekehrt (Balkendiagramm 26).

4.3 Abschließendes Fazit

Kinematik

In der vorliegenden Arbeit kann die Nullhypothese zur Kinematik verworfen werden. Sowohl für die Gelenk- als auch für die Körperwinkel konnten, nach dem Klappende in der Landephase, behandlungsbedingte (= mechanismusbedingte) signifikante Unterschiede nachgewiesen werden (Kapitel 4.1 und Tabelle 10). Insbesondere für den OSG- und den Kniewinkel fanden sich die deutlichsten Unterschiede (Liniendiagramm 3 und 4, Balkendiagramm 3 und 4).

Muskelaktivität

Die Nullhypothese zur Muskelaktivität kann nicht verworfen werden. Dennoch ließen sich nicht signifikante Unterschiede zwischen den beiden Mechanismen für bestimmte Subgruppen beobachten:

- LW < 30° führen zu einer höheren Muskelaktivität
- Bei blockiertem Mechanismus größerer IQI bei LW > 45°
- Bei aktiviertem Mechanismus größerer IQI bei LW < 30°
- Bei blockiertem Mechanismus
 - größerer IQI bei LW > 45° für das dominante Bein
 - größerer IQI bei LW < 30° für das dominante Bein
- Bei aktiviertem Mechanismus
 - größerer IQI bei LW > 45° für das dominante Bein
 - größerer IQI bei LW < 30° für das nicht dominante Bein

5 DISKUSSION

5.1 Diskussion zur Kinematik

In ihrer Arbeit über den einbeinigen Sprung zur VKB-Ruptur ohne Fremdeinwirkung fand Bakker u. a. folgende Variablen, die mit zunehmender Spannung im VKB signifikant korrelieren: (Bakker et al. 2016)

- erhöhte Bodenreaktionskraft
- geringere maximale Kniebeugung
- geringere Hüftbeugung zum Zeitpunkt der maximalen Bodenreaktionskraft

Im Gegensatz zu anderen Arbeiten (z.B. Eberle et al. 2016) fand sich keine Korrelation bei maximaler Kraft der Quadrizeps-Muskulatur mit der VKB-Spannung.

In Bezug auf die Knie- und Hüftwinkel ließe sich für die Landesituation folgern, dass sich sowohl eine größere Beugung des Kniegelenkes, als auch des Hüftgelenkes, reduzierend auf die Spannung des VKB auswirkt.

Der Verlauf der Hüftwinkelkurven (Liniendiagramm 5) in der vorliegenden Arbeit zeigt für den blockierten und den aktivierten Mechanismus einen ähnlichen Verlauf. Während des gesamten Beobachtungszeitraumes ist der Hüftwinkel für den aktivierten Mechanismus größer. Zum Zeitpunkt des Klappendes (KE), besteht ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Mechanismen. Der größte absolute Unterschied ($8,6^\circ$) findet sich 31 ms nach dem KE.

Für die Kniewinkelkurven (Liniendiagramm 4) fällt der Unterschied zwischen dem blockierten und dem aktivierten Mechanismus grafisch deutlicher aus. In der Klappphase verlaufen die beiden Kurven nahezu deckungsgleich. Nach dem KE kommt die Auswirkung des aktivierten Mechanismus zum Tragen. Im Vergleich zum blockierten Mechanismus verringert sich der Kniewinkel für den aktivierten Mechanismus. Zum Zeitpunkt des Landungsendes ist der Unterschied signifikant. Der größte absolute Unterschied ($12,6^\circ$) findet sich 85 ms nach dem Klappende.

Der obigen Aussage Bakkers folgend, lässt sich feststellen, dass der aktivierte Mechanismus in Bezug auf den Hüftwinkel zur Spannungsreduktion und in Bezug auf den Kniewinkel zur Spannungszunahme beiträgt. Zum Zeitpunkt der angenommen höchsten Bodenreaktionskraft, dem Klappende, betragen die Kniewinkel bereits 46° bei blockiertem, und 45° bei aktiviertem Mechanismus. In

der Landephase steigen sie beide an. Bei blockiertem Mechanismus bis auf 81° , bei aktiviertem Mechanismus bis 71° .

Im Gegensatz hierzu traten in Bakkers Arbeit die VKB-Rupturen bei geringerer Kniebeugung (durchschnittlich bei 22°) und während der ansteigenden Dehnungsrate des VKB, zu Beginn der Landung (in den ersten 50 ms) auf. Die maximale Belastung des VKB tritt bei Bakkers Versuchen erst zu einem späteren Zeitpunkt (im Mittel 114 ms nach Beginn der Landung) auf. Von daher bewertete Bakkers die ansteigende Dehnungsrate des VKB und die geringe Beugung des Kniegelenkes, zu Beginn der Landung, als verletzungsgefährdend und formulierte, dass eine Ruptur des VKB auch dann möglich ist, wenn es noch nicht die Maximalspannung erreicht hat, sondern wie bei Ihren Versuchen, wenn es bei geringer Kniebeugung einer schnellen Belastung ausgesetzt ist.

Blackburn fand 2009, je weiter der Oberkörper sich bei der Landung nach vorne neigt umso größer wird der Hüft- und auch der Kniewinkel. Dies wirkt sich auf eine weniger aufrechte Landung mit geringeren axialen Kräften auf das Kniegelenk positiv für das VKB aus (Blackburn et al. 2009). Hashemi et al. bestätigten genauso wie Bakker (Bakker et al. 2016) die Co-Flexion des Hüft- und Kniegelenkes zur Ausführung einer kontrollierten Landung. Andernfalls bringt eine verspätete Beugung in der Hüfte das Kniegelenk in eine Position, in der die anteriore tibiale Translation (vordere Schublade) nur durch das VKB abgefangen werden kann. Dies führt zu einer Erhöhung der Spannung im VKB und wahrscheinlich auch des Verletzungsrisikos (Hashemi et al. 2011).

Die Oberkörperwinkelkurven (Liniendiagramm 6) in der vorliegenden Arbeit zeigen für den blockierten und den aktivierten Mechanismus einen ähnlichen Verlauf. Während des gesamten Beobachtungszeitraumes ist der Oberkörperwinkel für den aktivierten Mechanismus größer. Ein signifikanter Unterschied besteht nicht. Der größte absolute Unterschied ($5,8^\circ$) findet sich 66 ms nach dem KE.

Auf das Kniegelenk wirken neben den inneren Kräften, wie z. B. die muskulären Kräfte, auch äußere Kräfte die u.a. durch Materialeigenschaften wie z. B. der Schaftsteifigkeit des Skischuhs beeinflusst werden. Gerritsen konnte zeigen, dass äußere Kräfte zu 75 % und innere Kräfte zu 25% an der Belastung des VKB beteiligt sind. Hierzu zählt auch die voll angespannte Quadrizepsmuskulatur zur Wiederaufrichtung und Sturzvermeidung aus der Rücklage (Gerritsen et al. 1996).

5.2 Diskussion zur Muskelaktivität

Vergleich zu Senner

Die Arbeit von Senner (Senner et al. 1995) kommt der vorliegenden Arbeit am nächsten. Dennoch finden sich Unterschiede die im Rahmen der Diskussion zu berücksichtigen sind.

Senners Pilotstudie untersuchte eine Versuchsperson. Die Hangneigung der Landezone beträgt bei Senner 51%, in der vorliegenden Arbeit 42%. Die durchschnittliche Geschwindigkeit der Versuchspersonen liegt bei Senner mit 3,4 m/s = 12,2 km/h deutlich niedriger als in der vorliegenden Arbeit mit 7,8 m/s = 28,1 km/h. Unterschiede fanden sich auch in den einzelnen Phasen des Versuchs. So dauerte die durchschnittliche Flugphase bei Senner 0,5 s und in der vorliegenden Arbeit 0,3 s, die Klappphase bei Senner 184 ms und in der vorliegenden Arbeit 140 ms. Der mittlere Landewinkel beträgt in Senners Arbeit 51,6°, in der vorliegenden Arbeit über alle Versuche gemittelt 37,7°. In der Subgruppe der Versuche mit einem LW >45° beträgt der mittlere LW in der vorliegenden Arbeit 48,9°.

Senner wies bei seiner Versuchsperson für Landewinkel >45° höhere Muskelaktivitäten für den aktivierten Mechanismus nach.

Dieses Ergebnis konnte in der vorliegenden Arbeit bestätigt werden.

- Zum einen individuell in der Responder Gruppe, über alle Landewinkel gemittelt (Kapitel 4.2.1.1), vor allem für VP2 und 3 sowie VP5 für das dominante, rechte Bein (Balkendiagramm 31, 32 und 34).
- Zum anderen kumulativ für alle VPs bei einem LW >45°.
 - Bei 6 von 8 Muskeln (am dominanten rechten Bein 4, am nicht dominanten linken Bein 2 von 4) führte die Aktivierung des Mechanismus zu höheren AQ-MW im Vergleich zum blockierten Mechanismus (Balkendiagramm 19).

Um den Anteil der ischiocruralen Muskulatur an der Muskelaktivität zu bestimmen erfolgte die Berechnung des Ischio/Quad-Index (IQI).

- Hier zeigte sich für beide Beine ein höherer IQI-Median bei blockiertem Mechanismus (Balkendiagramm 20).

Für die Versuche mit einem Landewinkel $<30^\circ$ verhält sich die Muskulatur genau umgekehrt zu den Versuchen mit $LW >45^\circ$.

- Die AQ-MW sind für 6 von 8 Muskeln bei blockiertem Mechanismus höher (Balkendiagramm 21).
- Die IQI-Mediane sind für den aktivierten Mechanismus höher (Balkendiagramm 22).

Im unmittelbaren Vergleich zwischen den Versuchen mit einem $LW >45^\circ$ und den Versuchen mit einem $LW <30^\circ$ fand sich

- für beide Mechanismen eine verstärkte Muskelaktivität (AQ-MW) für die $LW <30^\circ$ (Balkendiagramm 23 und 25).

Die IQI-Mediane verhielten sich für die beiden Mechanismen unterschiedlich:

- Für den blockierten Mechanismus waren die IQI-Mediane bei $LW >45^\circ$ höher (Balkendiagramm 24).
- Für den aktivierten Mechanismus waren die IQI-Mediane bei $LW <30^\circ$ höher. (Balkendiagramm 26).

Offensichtlich wird die kniegelenksumspannende Muskulatur, durch den Aufprall in der speziellen Landesituation bei $LW <30^\circ$, im Vergleich zu $LW >45^\circ$, vermehrt aktiviert. Die verstärkte Muskelaktivität erfolgt nicht nur willkürlich, sondern in den ersten 20-40 ms nach dem Klappende auch reflektorisch. Diese Muskelaktivierung trägt zur Belastungsreduktion des Kapsel-Band-Apparates am Kniegelenk bei.

Um eine mögliche Auswirkung auf das VKB zu bewerten, erfolgte eine Differenzierung zwischen der Kniestrecker- und der Kniebeugeraktivität durch die Bestimmung des Ischio/Quad-Index.

Bei den Versuchen mit $LW >45^\circ$ führte der aktivierte Mechanismus zu keiner Steigerung des IQI im Vergleich zum blockierten Mechanismus. In dieser Landesituation ($LW >45^\circ$) ist der blockierte Mechanismus überlegen und verstärkt die Aktivität der ischiocruralen Muskulatur und kann so zur Protektion des VKB beitragen.

Im Gegensatz dazu führte der aktivierte Mechanismus bei $LW <30^\circ$ zur Steigerung des IQI im Vergleich zum blockierten Mechanismus. In dieser Landesituation ($LW <30^\circ$) ist der aktivierte Mechanismus überlegen und kann über die verstärkte ischiocrurale Aktivität zur Protektion des VKB beitragen (Balkendiagramm 27).

Der separate Vergleich der IQI-Mediane für das dominante rechte und das nicht dominante linke Bein deckt eine weitere Stärke des aktivierten Mechanismus auf.

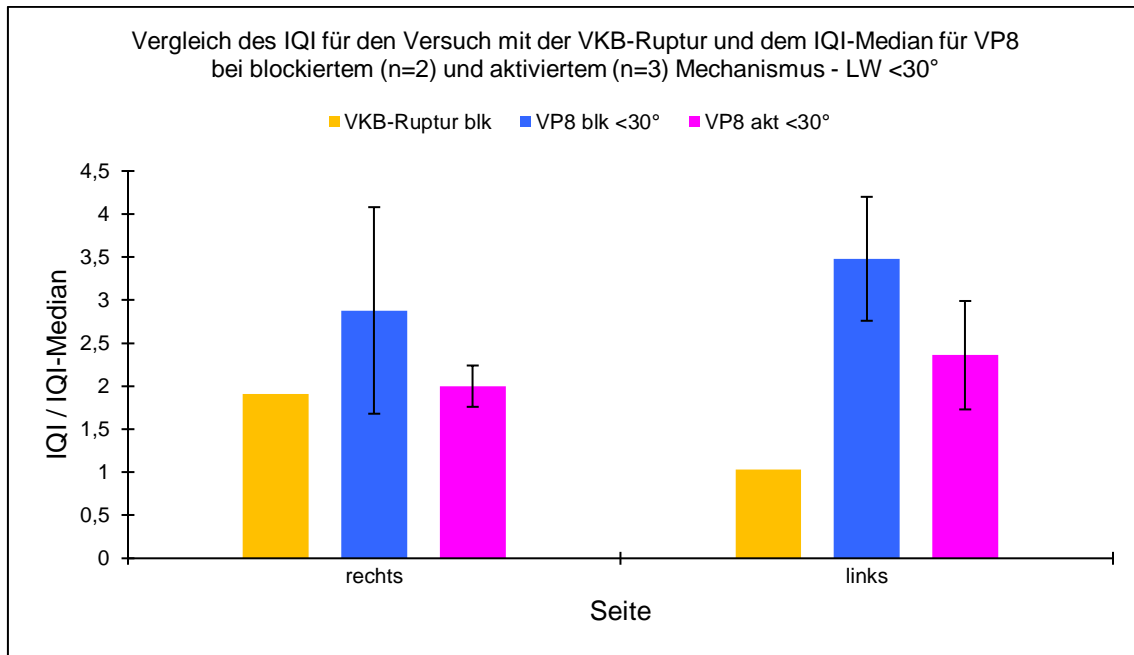
Für das dominante rechte Bein liegen die IQI-Mediane bei blockiertem Mechanismus sowohl für $LW < 30^\circ$, als auch für $LW > 45^\circ$, höher als für das nicht dominante linke Bein. Gleiches gilt bei aktiviertem Mechanismus für $LW > 45^\circ$.

Im Gegensatz dazu gelingt es dem aktivierten Mechanismus die ischiocrurale Aktivität bei $LW < 30^\circ$ am nicht dominanten, linken Bein im Vergleich zum dominanten rechten Bein zu steigern (Balkendiagramm 28). Da es sich bei dem nicht dominanten Bein gemeinhin um das schwächere und somit das gefährdetere, verletzungsanfälliger Bein handelt, ist dieser positive Effekt des aktivierten Mechanismus in dieser Landesituation hervorzuheben.

Sonderfall Versuchsperson 8

Versuchsperson 8 stürzte und zog sich eine vordere Kreuzbandruptur am rechten Kniegelenk zu. Daher konnten nur 5 vollständige Datensätze (2 mit blockiertem und 3 mit aktiviertem Mechanismus) erhoben werden. Folglich wurde auf eine intraindividuelle inferenzstatistische Auswertung für VP8 verzichtet. Barone et al. stellten die im Rahmen des Sturzes gewonnenen kinematischen und elektromyographischen Daten einer Referenzgruppe mit blockiertem Mechanismus gegenüber. Dabei fanden sich mehrere Unterschiede die möglicherweise die Verletzung begünstigten (Barone et al. 1999). Neben dem geringen Landewinkel (3°), der kurzen Klappphase mit hoher Klappwinkelbeschleunigung bei stärkerer Rücklage wurde der rigide Landevorgang mit verzögerter Muskelantwort genannt.

In Ergänzung zu den bisherigen Ergebnissen zeigt der Vergleich des IQI-Medians für den Versuch der zur VKB-Ruptur führte (linker, gelber Balken), mit den restlichen Versuchen der VP, einen geringeren Ischio/Quad-Index (Balkendiagramm 29). Somit lag für diesen Versuch zusätzlich eine verringerte Aktivität der Kniebeuger vor. Der protektive Einfluss der ischiocruralen Muskulatur auf das VKB kam nicht zum Tragen und konnte den Landevorgang nicht begünstigen.



Balkendiagramm 29: IQI-Vergleich zwischen VKB-Ruptur mit IQI-Median für VP8 bei blockiertem und aktiviertem Mechanismus für LW <30°

Vergleich mit weiterer Literatur

2016 untersuchte Eberle die Landung in Rücklage mittels Computersimulation (Eberle et al. 2016). Es fanden sich höhere Zugkräfte im VKB bei zunehmender Steifigkeit des Skischuh-Heckspoilers. Die Ursache hierfür waren höhere, anterior wirkende Kräfte auf das Schienbein - im Sinne einer zunehmenden vorderen Schublade - die durch den steifen Skischuh-Heckspoiler bedingt waren. Zusätzlich wurde diese anterior wirkende Kraft durch eine vermehrte Aktivität der Quadrizepsmuskulatur verstärkt. Eberle findet eine Reduzierung der Heckspoiler-Steifigkeit im Skirennsport für wenig akzeptabel. Vorbeugend empfiehlt er, die Aktivität der Quadrizepsmuskulatur zum Zeitpunkt der Landung zu reduzieren. Die Umsetzbarkeit dieser Empfehlung erscheint allerdings schwierig. Färber et al. zeigten, dass eine willkürliche Koaktivierung der Kniebeuger und Kniestrecker realisierbarer ist, als beispielsweise eine isolierte Aktivierung der Kniebeuger (Färber et al. 2019). Im Gegensatz zu Eberle, fand Bakkers keine Korrelation mit der VKB-Spannung bei maximaler Kraft der Quadrizepsmuskulatur (Bakker et al. 2016).

In der vorliegenden Arbeit findet sich bei sechs Versuchspersonen (VP1, VP4, VP6, VP7, VP8) eine Reduktion der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte für die Quadrizepsmuskulatur bei aktiviertem Mechanismus im Vergleich zum

blockierten Mechanismus (Anhang 10.3; Balkendiagramm 30, 33, 35, 36 und 37). Bei Versuchsperson 5 zeigte sich dieser Effekt unilateral, am linken Bein (Anhang 10.3; Balkendiagramm 34). Somit käme der in der vorliegenden Arbeit eingesetzte Skischuh-Prototyp, mit aktiviertem Mechanismus, der von Eberle empfohlenen Reduktion der Aktivität der Quadrizepsmuskulatur, als verletzungsvorbeugende Wirkung auf das VKB, nahe.

Kurpiers verglich in seiner Arbeit (Kurpiers 2010) die Muskelaktivität der Kniebeuger mit der, der Kniestrecker. Hierzu bildete er die Ratio Flexoren/Extensoren. Er untersuchte die Auswirkungen eines modifizierten und damit flexibleren Skischuhs auf die Muskelaktivität beim Befahren einer Buckelpiste. Zunächst konnte er keine höhere Muskelaktivität für den flexibleren Skischuh im Vergleich zum konventionellen Skischuh feststellen. Die Muskelaktivierung war im konventionellen Skischuh für alle untersuchten Muskeln im Allgemeinen größer. Die weitere Auswertung zeigte zum Zeitpunkt der Spitzenbelastung auf die Fußsohle für das linke Bein einen Anstieg des Flexoren/Extensoren-Verhältnisses, im Sinne einer Zunahme der Aktivität der ischiocruralen Muskulatur. Daraus leitete er einen möglichen protektiven Effekt auf das VKB ab.

In der Analyse der Versuche der vorliegenden Arbeit mit einem Landewinkel $<30^\circ$, fand sich ein Unterschied in Bezug auf eine Zunahme des Ischio/Quad-Indexes (IQI) der dem Flexoren/Extensoren-Verhältnis gleichzusetzten ist. In dieser Subgruppe konnte eine Zunahme des IQI bei aktiviertem Mechanismus im Vergleich zum blockierten Mechanismus für beide Beine gefunden werden. Für das rechte Bein betrug die Steigerung 12,4% (von 1,61 $IQI_{\text{blkre}<30^\circ}$ auf 1,81 $IQI_{\text{aktre}<30^\circ}$), für das linke Bein betrug die Steigerung 102,1% (von 0,95 $IQI_{\text{blkli}<30^\circ}$ auf 1,92 $IQI_{\text{aktli}<30^\circ}$). Dies entspricht in dieser Subgruppe (LW $< 30^\circ$) einer Aktivitätszunahme der ischiocruralen Muskulatur, die sich als Agonist des VKB, protektiv auf die Belastung des VKB auswirkt.

Der Ischio/Quad-Index (IQI) war für fünf Versuchspersonen (VP1, VP4, VP5, VP7, VP8, Anhang 10.3; Tabelle 26, 29, 30, 32, 33) sowohl für den blockierten, als auch für den aktivierten Mechanismus an beiden Beinen >1 . Bei den restlichen drei Versuchspersonen (VP2, VP3, VP6) zeigte sich dieser Effekt jeweils unilateral am dominanten rechten Bein. Somit überwiegt, während der Landung, mehrheitlich die Aktivität der ischiocruralen Muskulatur, die sich agonistisch dem VKB gegenüber verhält und somit ebenfalls als

verletzungsvorbeugend betrachtet werden kann. In der Arbeit von Senner lassen sich vergleichbare Ergebnisse für das Kniebeuger/Kniestrecker-Verhältnis finden (Senner et al. 1995).

5.3 Limitationen

Teil der wissenschaftlichen Diskussion ist es, die Limitation der vorliegenden Arbeit zu erörtern.

5.3.1 Witterung

Witterungsbedingte Schwankungen an den drei Messtagen führten zu variablen Versuchsbedingungen für die einzelnen Versuchspersonen.

Tageszeitlich bedingte Temperaturschwankungen verursachten Veränderungen der Schneesverhältnisse. Die morgendliche Griffigkeit des harten Schnees, wich im Laufe des Messtages dem weichen, sulzigen Schnee. Dies wiederum führt zu unterschiedlichen Dämpfungseigenschaften in der Landezone der Versuchsstrecke und kann zu verschieden stark, zu absorbierenden Stößen im Landevorgang führen. Trotz regelmäßiger Präparation des Versuchsgeländes zwischen den Versuchen ließ sich dieser Effekt nicht vollständig vermeiden.

Am zweiten Messtag führten wechselnde Wetterverhältnisse, mit zwischenzeitlich stärkerem Schneefall, zur Beeinträchtigung der Sicht, sodass das Versuchsprogramm immer wieder unterbrochen wurde. Dies führte teilweise zur Auskühlung der Versuchspersonen und könnte Einfluss auf den Bewegungsablauf genommen haben. Um die Sicherheit und Orientierung der Versuchspersonen zu gewährleisten wurde die Versuchsstrecke mit roter Schneefarbe und rot-weißen Fluchtstangen markiert.

Bei der späteren Auswertung der Videodaten, zeigte sich die Auswirkung der wechselnden Witterungsbedingungen auf die Bildqualität. Hierdurch erhöhte sich die Fehleranfälligkeit des automatisierten Digitalisierungsvorganges, sodass die Digitalisierung manuell zu erfolgen hatte. Ebenfalls betroffen war die technische Ausrüstung. So kam es zum Ausfall einer Videokamera. Dadurch erfolgte die Erfassung der Bewegungsanalysedaten am zweiten Messtag mit einer Videokamera, geringerem Zoom und vergrößertem Abstand zur Landezone.

Zwischenzeitlich traten akkubedingte Kameraausfälle und Störungen der Funkverbindung zur Synchronisation der Videokameras auf. Dies hatte eine Wiederholung einzelner Versuche zur Folge und führte zu Verzögerungen des Versuchsprogrammes. Für die dritte Versuchsperson (VP5) an diesem Messtag

konnten daher, statt der geplanten 10 Versuche, nur 6 Versuche durchgeführt werden.

Am dritten Tag stürzte unsere letzte Versuchsperson (VP8), sodass die Versuchsreihe nach 6 Versuchen beendet wurde.

Von den insgesamt 76 Versuchen kamen 69 Versuche (90,8%) mit vollständigen Datensätzen in die Auswertung.

Die folgenden 7 Versuche konnten nicht ausgewertet werden:

Bei einem Versuch der ersten Versuchsperson (VP1) ergab die Datensichtung einen Ausfall der unteren Kamera, sodass für den Landevorgang keine Bewegungsanalyse erfolgen konnte und dieser Versuch nicht in die Auswertung genommen werden konnte. Für VP2 fanden sich bei einem Versuch keine EMG-Daten auf der entsprechenden Chipkarte. Bei 2 Versuchen der dritten Versuchsperson (VP3) führte ebenfalls ein Kameraausfall zum Verlust der Bewegungsanalysedaten. Bei VP6 fiel bei zwei Versuchen die Zeitmessung aus. Diese Störung wurde unmittelbar bemerkt und konnte vor den darauffolgenden Versuchen behoben werden. Die beiden „Fehlversuche“ wurden wiederholt. Der Versuch bei dem unsere achte Versuchsperson (VP8) stürzte, kam nicht in die Auswertung.

5.3.2 Inhomogene Versuchsgruppe

Die Auswahl der Versuchspersonen erfolgte nach Sportlichkeit und Erfahrung im alpinen Skifahren. Eine zusätzliche Limitation war die Schuhgröße (42 - 43), da der Testskischuh nur in dieser Größe zur Verfügung stand. So lag es nahe, dass alle Versuchspersonen dem männlichen Geschlecht angehörten. Trotz dieser Einschränkungen ergab sich keine ganz homogene Versuchsgruppe. Das Alter variierte von 24 bis 37 Jahren, die Körpergröße von 169 bis 193 cm und das Körpergewicht von 68 bis 86 kg. Somit wird die unmittelbare Vergleichbarkeit zwischen den Versuchspersonen eingeschränkt und die Aussagekraft der Ergebnisse - zusätzlich durch die relativ geringe Anzahl an Versuchspersonen und Versuchen - bleibt auf diese Versuchsgruppe beschränkt und lässt sich nicht unmittelbar auf die Allgemeinheit übertragen.

5.3.3 Skischuh-Prototyp mit modifiziertem Heckspoiler

In diesem Zusammenhang sei auch auf den Heckspoilermechanismus eingegangen. Der Mechanismus folgt dem „Alles-oder-Nichts-Prinzip“, nach Überschreiten des Schwellenwertes von 145 Nm, gibt der Heckspoiler rückwärts

nach (Auslenkung $15,4^\circ$, Abbildung 36), um kurz darauf durch die integrierte Anschlagfeder wieder abgebremst zu werden (Bremsweg weitere $8,3^\circ$).

Der Schwellenwert ist - im Gegensatz zur Sicherheitsbindung am Ski - nicht individuell einstellbar. So kann es bei größeren Versuchspersonen durch den längeren Hebel (längerer Unterschenkel) durch geringere Kräfte zur Auslösung des Heckspoilermechanismus kommen als bei kleineren Versuchspersonen. Auch das höhere Körpergewicht führt bei schwereren Versuchspersonen in unserer Versuchskonstellation zu einer „vereinfachten“ Auslösung. Um diese Effekte auszugleichen käme für künftige Mechanismen eine individualisierte Einstellmöglichkeit in Betracht.

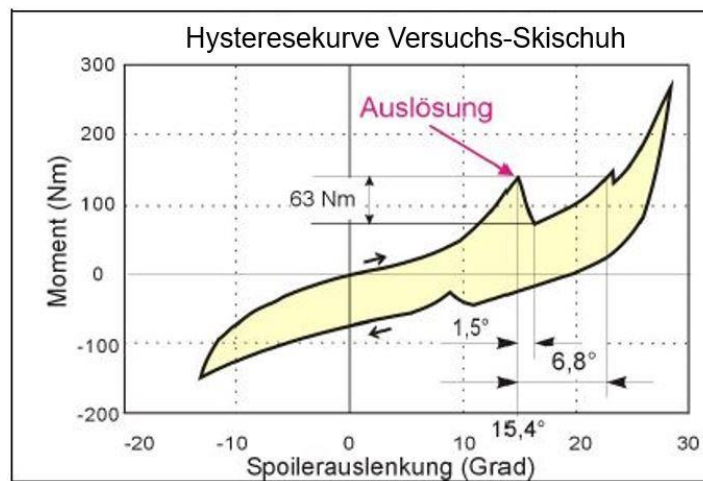


Abbildung 36: Hysteresekurve der Schaftsteifigkeitsmessung für den Versuchs-Skischuh (Senner et al. 1995)

5.3.4 2D-Analyse auf eine Ebene beschränkt

Idealerweise gehen wir davon aus, dass sich unsere Versuchspersonen in der Flug-, Klapp- und Landephase in einer Ebene bewegen und die Versuche durch die beiden Videokameras genau im 90° -Winkel zur Versuchsebene aufgezeichnet werden. Abweichungen von der Ideallinie sind in diesem Versuchsaufbau unvermeidbar, allerdings messtechnisch nicht erfassbar und können daher zu Ungenauigkeiten bei den Winkelberechnungen führen. Um diese Fehlerquelle so klein wie möglich zu halten erfolgten drei Probesprünge für jede Versuchsperson. Mit deren Hilfe wurden die Kamerapositionen bestmöglich auf das Sprungverhalten der jeweiligen Versuchsperson angepasst.

Hame zeigte an Kadaver-Kniegelenken, dass eine zusätzliche Innenrotation von 10° , bei maximaler Streckung und maximaler Beugung im Kniegelenk, die

höchste Belastung und Rupturgefahr für das vordere Kreuzband darstellen kann (Hame et al. 2002).

Kiapour wies ebenfalls an Leichenpräparaten nach, dass im Moment einer axialen Kompression des Kniegelenkes, die Kombination aus anterior wirkender Scherkraft, Abduktion (Valgusstress) und Innenrotation, einen signifikanten Anstieg der VKB-Spannung verursacht und zu einer VKB-Ruptur führen kann (Kiapour et al. 2016).

Hier zeigt sich eine weitere Einschränkung der vorliegenden Arbeit, da Rotationsbewegungen im Kniegelenk ebenso wie Abduktions- und Adduktionsbewegungen nicht erfasst wurden. Allerdings zeigte das Kniegelenk in der kritischen Landephase ein durchschnittliches Bewegungsausmaß von 46° bis 81° beim blockierten und 45° - 71° beim aktivierten Mechanismus. In diesem Bewegungsradius des Kniegelenkes wirkt sich eine zusätzliche Innenrotation nicht in dem von Hame beschriebenen Maße auf das VKB aus.

5.3.5 2D-Analyse auf die linke Körperhälfte beschränkt

In unserer Messreihe erfolgte die Videoaufzeichnung jeweils von der linken Seite aus Sicht der Versuchsperson. Folglich sind alle berechneten Winkeldaten der linken Körperhälfte zuzuordnen.

Für die rechte Körperseite erfolgte keine eigene Bewegungsanalyse. In der Annahme, unseren Versuchspersonen gelingt es, sich an die Vorgaben zu halten und eine für beide Körperhälften synchrone Flug-, Klapp- und Landephase auszuführen, werden die gleichen Winkeldaten für die rechte Körperseite, wie für die linke Seite herangezogen. Somit sind auch hier Ungenauigkeiten in Kauf zu nehmen. Die EMG-Ergebnisse des rechten Beines werden anhand der Winkeldaten der linken Körperhälfte analysiert. Auch hier ist mit Ungenauigkeiten zu rechnen, da nicht durchgehend von einer vollkommen synchronen beidbeinigen Landung ausgegangen werden kann.

5.3.6 Korrelation zwischen Landewinkel und Muskelaktivität

Für 6 von 8 Muskeln (keine Korrelation für den M. semitendinosus bds.) konnte ein Zusammenhang zwischen der Muskelaktivität (AQ-MW) und dem Landewinkel (LW) nachgewiesen werden (Kap. 4.2.2.2).

Da der Korrelationskoeffizient r ein Maß für den linearen Zusammenhang von zwei Variablen darstellt, ist eine alleinige Kausalinterpretation nicht zulässig. Neben dem Landewinkel werden auch andere Variablen wie die Geschwindigkeit, die Sprungweite oder die Sprunghöhe, die Muskelaktivität beeinflussen können.

5.3.7 Begrenzte Anzahl der ableitbaren Muskeln

Im Fokus der vorliegenden Arbeit stand die kniegelenksumspannende Muskulatur (Quadrizeps- und ischiocrurale Muskulatur) an beiden Beinen. Darüber hinaus sind die Aktivitäten der beiden Muskelgruppen zur Berechnung des IQI notwendig. Die verfügbaren technischen Möglichkeiten (mobiler 8-Kanal EMG-Controller) ließen keine weiteren Muskeln zu.

Die Einbeziehung der Muskel am Unterschenkel ist durch den Schaft des Skischuhs limitiert. Druckbedingte, mechanische Störungen an den Klebeelektroden können zu artefaktanfälligen EMG-Signalen führen. Trotz dieses Einwandes, hätten beispielsweise durch die Ableitung des M. tibialis anterior weitere Erkenntnisse zum Vergleich der Muskelaktivität zwischen den beiden Mechanismen in der Landephase gewonnen werden können.

5.3.8 Trainingseffekt

Jede Sportart erfordert ein gewisses Maß an Training, unter anderem auch um die genutzte Sportausrüstung optimal einzusetzen. Beim Skifahren zählt neben dem Ski inkl. Sicherheitsbindung auch der Skischuh zu den Ausrüstungsgegenständen, die eine gewisse Eingewöhnungszeit benötigen, um alle Vorteile der spezifischen Eigenschaften nutzen zu können.

Machens und Kampe diskutierten in ihren Arbeiten zu den Auswirkungen eines flexiblen Softboots auf die Muskelaktivität und die Kinematik beim Überfahren zweier Buckel, einen positiven Trainingseffekt. Sie postulieren, je länger sich eine Versuchsperson an die Eigenschaften eines modifizierten Versuchs-Skischuhs gewöhnen kann, desto besser weiß sie die neuen Eigenschaften zu ihrem Vorteil zu nutzen (Machens 2006; Kampe 2014).

Unterstützt wird deren Beobachtung durch die Arbeit von Kurpiers. Er stellte fest, dass es zum Unterlassen von automatisierten Bewegungsabläufen einen

Prozess der Umgewöhnung benötigt, der in der Regel einen mehrtägigen Zeitraum in Anspruch nimmt (Kurpiers 2010).

2020 fand Kurpiers im Rahmen einer Machbarkeitsstudie, bei der Versuchsperson, die sich im Feldversuch auf der Skipiste am längsten (2 Tage) an einen modifizierten Skischuh mit weicherem Schaft gewöhnen konnte, bereits an den modifizierten Skischuh adaptierte Bewegungsmuster. Im Gegensatz dazu fand sich bei den drei weiteren Versuchspersonen, mit nur 1-2 Stunden Eingewöhnungszeit, keine Veränderung der Bewegungsmuster. Unklar ist, wie lange es dauert, sich ein neues Bewegungsmuster anzueignen und einzuprägen. Dieser Vorgang kann von Person zu Person sehr variieren (Kurpiers et al. 2020).

In der vorliegenden Arbeit war eine längerfristige Gewöhnung an die besonderen Eigenschaften des Skischuh-Prototyps, insbesondere des aktivierten Mechanismus, nicht vorgesehen.

Möglicherweise hätte eine längere Eingewöhnungszeit, weitere Unterschiede zwischen dem blockierten und dem aktivierten Mechanismus, begünstigt. Hinweise hierzu finden sich in der Arbeit von Senner (Senner et al. 1995).

Er ermöglichte seiner Versuchsperson, sich im Vorfeld seiner Fallstudie zum Rückwärtssturz, einen Tag an die Eigenschaften des Heckspoilermechanismus zu gewöhnen. Die Datenauswertung ergab ein hohes Maß an Reproduzierbarkeit der einzelnen Versuche mit niedrigen mittleren Variationskoeffizienten für den Hüft-, Knie- und OSG-Winkel.

Die kurze Einfahrzeit (drei Probesprünge) in der vorliegenden Arbeit wurde u. a. genutzt, um zu prüfen, ob eine hohe Reproduzierbarkeit der Bewegungsabläufe bei beiden Mechanismen auch ohne längere Gewöhnungsphase nachweisbar ist. Die Variationskoeffizienten (VK) (Anhang 10.4; Liniendiagramm 8) lagen in der Klappphase noch vergleichbar zu denen aus der Arbeit von Senner.

In der anschließenden Landephase liegen die mittleren VKs (Anhang 10.4; Balkendiagramm 38) im Vergleich zu Senner deutlich höher.

Der klare Unterschied in der Reproduzierbarkeit der Bewegungsabläufe, zugunsten des aktivierten Mechanismus - mit kleineren mittleren VKs für alle Gelenkwinkel (Senner et al. 1995) - fand sich in der vorliegenden Arbeit nicht.

Weitere Untersuchungen

Die Landung nach einem Sprung mit flachem Landewinkel ($LW < 30^\circ$) führte im Vergleich zu den Landungen mit steilem Landewinkel ($LW > 45^\circ$) zu einer verstärkten Muskelaktivität (Balkendiagramm 23 und 25). Zusätzlich zeigt sich eine Zunahme der ischiocruralen Aktivität (Balkendiagramm 26). Aufgrund der reflektorischen Verknüpfung des VKB mit der ischiocruralen Muskulatur, lässt sich hieraus auf eine verstärkte Belastung des VKB schließen. Somit ist insbesondere die Landung bei flachem Landewinkel ($LW < 30^\circ$) mit Rücklage als zusätzlicher Risikofaktor für eine VKB-Ruptur zu nennen.

In Zusammenschau mit den Daten von Kurpiers (Kurpiers et al. 2020) und Senner (Senner et al. 1995), sollten künftige Versuchsreihen auf eine längere Übungsmöglichkeit, eine langsame Geschwindigkeit ($< 20\text{km/h}$) und flache Landewinkel ($LW < 30^\circ$) achten. Ethische Rechtfertigungsprobleme können durch den Einsatz einer Computersimulation vermieden werden (Eberle et al. 2019).

Weitere Skischuhentwicklung

Der aktivierte Mechanismus wirkt sich sowohl bei steilem ($LW > 45^\circ$, Balkendiagramm 19) als auch bei flachem Landewinkel ($LW < 30^\circ$, Balkendiagramm 25) positiv auf die Muskelaktivität aus. Bei flachem Landewinkel begünstigt der aktivierte Mechanismus den Ischio/Quad-Index (Balkendiagramm 26). Die verstärkte ischiocrurale Aktivität, konnte insbesondere auch für das nichtdominante, schwächere und somit verletzungsanfälliger Bein nachgewiesen werden (Balkendiagramm 27).

Somit sollte der ideale, intelligente Skischuh mit einem alltagstauglichen Mechanismus ausgestattet sein, der sich in unkritischen Fahrsituationen wie ein herkömmlicher Skischuh verhält und in kritischen Situationen wie z.B. der Landung in Rücklage bei flachem Landewinkel eine kontrollierte und individuell, beispielsweise auf das Körpergewicht, einstellbare Auslösung ermöglicht.

7 ZUSAMMENFASSUNG

Einleitung: Kniegelenksverletzungen führen die Statistiken sowohl im Profi- als auch im Breitenski sport seit vielen Jahren unverändert an. Insbesondere die Verletzung des VKB führt zu langen Ausfallszeiten der Skisportler. Der Rückwärtssturz stellt die zweithäufigste Ursache für eine VKB-Ruptur dar. Zur Risikominimierung und Verletzungsprophylaxe wurde ein Skischuh mit integriertem Auslösemechanismus im dorsalen Schaftanteil entwickelt.

Ziel: Diese Arbeit untersuchte die Auswirkungen dieses Mechanismus auf die Kinematik und die Muskelaktivität der Versuchspersonen.

Methoden: Im Feldversuch wurde nach einem Sprung über eine kleine Schanze die Landung in Rücklage simuliert. Mit Hilfe einer zweidimensionalen Bewegungsanalyse wurden die Winkeldaten erhoben. Ein mobiles 8-Kanal-EMG-System erfasste die Muskelaktivität.

Ergebnis: Insgesamt konnten 69 Versuche von acht Versuchspersonen ausgewertet werden. Davon erfolgten 34 Versuche ohne Auslösung (blockiert) und 35 Versuche mit Auslösung (aktiviert). Sowohl für die Gelenk- als auch für die Körperwinkel konnten in der Landephase, mechanismusbedingte, signifikante Unterschiede nachgewiesen werden. Insbesondere für den OSG- und den Kniewinkel fanden sich die deutlichsten Unterschiede.

Für die Muskelaktivität ließen sich nicht signifikante Unterschiede zwischen den beiden Mechanismen für bestimmte Subgruppen beobachten. In der Responder-Gruppe führte der aktivierte Mechanismus zur Steigerung der Muskelaktivität. In der Non-Responder-Gruppe konnte dieser Effekt nicht gezeigt werden. Für die Versuche mit steilem Landewinkel ($LW >45^\circ$) konnte die Muskelaktivität durch den aktivierten Mechanismus gesteigert werden. Bei flacheren Landewinkeln ($LW <30^\circ$) ist die Muskelaktivität für beide Mechanismen höher als bei $LW >45^\circ$. Für den aktivierten Mechanismus fand sich zusätzlich eine Steigerung der ischiocruralen Aktivität bei einem Landewinkel von $LW <30^\circ$. Im Seitenvergleich führte der aktivierte Mechanismus im Gegensatz zum blockierten Mechanismus bei $LW <30^\circ$ zu einer deutlichen Aktivitätssteigerung der ischiocruralen Muskulatur für das nicht dominante Bein. Da es sich bei dem nicht dominanten Bein um das schwächere und somit das verletzungsanfälligere Bein handelt, ist dieser positive Effekt besonders hervorzuheben.

Diskussion: Die wesentlichen Unterschiede zu Senners Pilotstudie (Senner et al. 1995) lagen im mittleren Landewinkel, der Hangneigung, der

ZUSAMMENFASSUNG

durchschnittlichen Geschwindigkeit und der Eingewöhnungszeit. Dennoch konnte für steilere Landewinkel (LW $>45^\circ$) Senners Ergebnis bestätigt werden. Im Vergleich zum blockierten Mechanismus war die Muskelaktivität bei aktiviertem Mechanismus in dieser Subgruppe höher. Ein interessanter Aspekt ergab sich im interindividuellen Vergleich. Bei 4 von 8 Versuchspersonen fand sich ebenfalls ein positiver Effekt des aktivierten Mechanismus auf die Muskelaktivität. Sie wurden als Responder-Gruppe deklariert. Bei den restlichen 4 Versuchspersonen, der Non-Responder-Gruppe, konnte der aktivierte Mechanismus keine Steigerung der Muskelaktivität im Vergleich zum blockierten Mechanismus erzielen. Die Non-Responder-Gruppe schien an die Landesituation bereits besser adaptiert zu sein. Kurpiers zeigte, dass es zur Vermeidung von gewohnten Bewegungsabläufen, aber auch zur Adaptation an neue Bewegungsmuster idealerweise eine ein- bis zweitägige Eingewöhnung benötigt (Kurpiers et al. 2020). Möglicherweise hätte eine längere Trainingszeit, weitere Unterschiede zwischen dem blockierten und dem aktivierten Mechanismus, begünstigt.

Um die Auswirkung auf das VKB zu bewerten, erfolgte die Bestimmung des Ischio/Quad-Index (IQI) aus der Kniestreck- und der Kniebeugeraktivität. Bei flachem Landewinkel (LW $<30^\circ$) ist der aktivierte Mechanismus insbesondere am nicht dominanten Bein überlegen und führt zur Steigerung des IQI. Die verstärkte ischiocrurale Aktivität kann zur Belastungsreduktion und somit zum Schutz des VKB beitragen. Aufgrund der reflektorischen Verknüpfung des VKB mit der ischiocruralen Muskulatur kann aus der verstärkten ischiocruralen Aktivität umgekehrt auch auf eine erhöhte Belastung des VKB geschlossen werden. Somit ist insbesondere die Landung bei flachem Landewinkel (LW $<30^\circ$) mit Rücklage als zusätzlicher Risikofaktor für eine VKB-Ruptur zu nennen.

Ausblick: Der modifizierte Skischuh kann in der untersuchten Situation das Verletzungsrisiko reduzieren. Künftige Versuchsreihen sollten auf eine längere Eingewöhnungszeit, eine langsame Geschwindigkeit ($< 20\text{km/h}$) und flache Landewinkel (LW $<30^\circ$) achten. Der zukünftige Skischuh sollte mit einem intelligenten, alltagstauglichen Mechanismus ausgestattet sein, der sich in unkritischen Fahrsituationen wie ein herkömmlicher Skischuh verhält und in kritischen Situationen wie z.B. der Landung in Rücklage bei flachem Landewinkel eine kontrollierte und individuell, beispielsweise auf das Körpergewicht, einstellbare Auslösung ermöglicht.

Summary

The ACL injury in alpine skiing:

Field experiment on the influence of reduced ski boot stiffness on joint kinematics and muscular activity of the knee extensors and knee flexors

Introduction: Knee joint injuries have led the statistics in both professional and amateur skisports unchanged for many years. In particular, ACL injury leads to long periods of absence from skiing. The backward fall represents the second most common cause of ACL rupture. To minimize risk and prevent injury, a ski boot with an integrated release mechanism in the dorsal part of the shaft was developed.

Purpose: This work investigated the effects of this mechanism on the kinematics and muscle activity of the subjects.

Methods: In the field experiment, landing in a reclined position was simulated after a jump over a small ski jump. Two-dimensional motion analysis was used to collect angular data. A mobile 8-channel EMG system recorded muscle activity.

Results: A total of 69 trials from eight subjects could be evaluated. Of these, 34 trials were without triggering (blocked) and 35 trials were with triggering (activated). For both joint and body angles, mechanism-related significant differences could be demonstrated in the landing phase. In particular, the most significant differences were found for the ankle and knee angles.

For muscle activity, non-significant differences between the two mechanisms could be observed for specific subgroups. In the responder group, the activated mechanism led to an increase in muscle activity. In the non-responder group, this effect could not be shown. For the trials with steep landing angle ($>45^\circ$) the muscle activity could be increased by the activated mechanism. At flatter landing angles ($<30^\circ$), muscle activity for both mechanisms was higher than for $>45^\circ$. For the activated mechanism, an additional increase in ischiocrural activity was found at a landing angle $>30^\circ$. In a side-by-side comparison, the activated mechanism, in contrast to the blocked mechanism, resulted in a significant increase in ischiocrural muscle activity for the nondominant leg at a landing angle $<30^\circ$. Since the nondominant leg is the weaker leg and thus the leg more susceptible to injury, this positive effect is particularly noteworthy.

Discussion: The main differences to Senner's pilot study (Senner et al. 1995) were in the mean landing angle, slope inclination, average speed, and

SUMMARY

familiarization time. Nevertheless, for steeper landing angles ($>45^\circ$) Senner's result could be confirmed. Compared to the blocked mechanism, muscle activity was higher with the mechanism activated in this subgroup. An interesting aspect emerged in the interindividual comparison. In 4 of 8 subjects, a positive effect of the activated mechanism on muscle activity was also found. They were declared as the responder group. In the remaining 4 subjects, the non-responder group, the activated mechanism failed to produce an increase in muscle activity compared with the blocked mechanism. The non-responder group seemed to be already better adapted to the land situation. Kurpiers showed that to avoid familiar movement patterns, but also to adapt to new movement patterns, it ideally takes one to two days of familiarization (Kurpiers et al. 2020). It is possible that a longer training period, further differences between the blocked and activated mechanism, would have benefited.

To evaluate the effect on the ACL, the determination of the ischio/quad-index (IQI) from knee extensor and knee flexor activity was performed. When the landing angle is flat ($<30^\circ$), the activated mechanism is superior, especially on the nondominant leg, leading to an increase in IQI. The increased ischiocrural activity may contribute to load reduction and thus protection of the ACL. Due to the reflex linkage of the ACL with the ischiocrural musculature, increased ischiocrural activity can conversely be inferred to rise load on the ACL. Thus, landing at a flat landing angle ($<30^\circ$) with recline in particular should be mentioned as an additional risk factor for ACL rupture.

Outlook: The modified ski boot may reduce the risk of injury in the studied situation. Future test series should pay attention to a longer practice opportunity, a slow speed ($<20\text{km/h}$) and flat landing angles ($<30^\circ$). The future ski boot should be equipped with an intelligent mechanism suitable for everyday use that behaves like a conventional ski boot in non-critical skiing situations and enables controlled and individually adjustable release, for example to the body weight, in critical situations such as landing in a reclined position with a flat landing angle.

8 LITERATURVERZEICHNIS

- Adouni, M., Shirazi-Adl, A. & Marouane, H. (2016): Role of gastrocnemius activation in knee joint biomechanics: gastrocnemius acts as an ACL antagonist. In: *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 19 (4), S. 376–385. DOI: 10.1080/10255842.2015.1032943.
- Ardern, Clare L., Taylor, Nicholas F., Feller, Julian A., Whitehead, Timothy S. & Webster, Kate E. (2015): Sports participation 2 years after anterior cruciate ligament reconstruction in athletes who had not returned to sport at 1 year: a prospective follow-up of physical function and psychological factors in 122 athletes. In: *The American journal of sports medicine* 43 (4), S. 848–856. DOI: 10.1177/0363546514563282.
- Aune, Arne Kristian, Schaff, Peter & Nordsletten, Lars (1995): Contraction of knee flexors and extensors in skiing related to the backward fall mechanism of injury to the anterior cruciate ligament. In: *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 5 (3), S. 165–169.
- Bakker, Ryan, Tomescu, Sebastian, Brenneman, Elora, Hangalur, Gajendra, Laing, Andrew & Chandrashekar, Naveen (2016): Effect of sagittal plane mechanics on ACL strain during jump landing. In: *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 34 (9), S. 1636–1644. DOI: 10.1002/jor.23164.
- Bally, A., Boreiko, M., Bonjour, F. & Brown, C. A. (1989): Modeling Forces on the Anterior Cruciate Knee Ligament During Backward Falls While Skiing. In: R. J. Johnson, C. D. Mote und M-H Binet (Hg.): *Skiing Trauma and Safety: Seventh International Symposium*. 100 Barr Harbor Drive, PO Box C700, West Conshohocken, PA 19428-2959: ASTM International, 267-267-10.
- Barone, Mirko, Schaff, Peter, Senner, Veit, Hauser, Wolfart & Rosemeyer, Bernd (1994): Die muskuläre Aktivität während des Rückwärtsfalls beim Skifahren. Ein Schutzmechanismus für das vordere Kreuzband ? In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 45 (4), S. 142–150.
- Barone, Mirko, Senner, Veit & Schaff, Peter (1999): ACL Injury Mechanism in Alpine Skiing: Analysis of an Accidental ACL Rupture. In: Robert J. Johnson (Hg.): *Skiing trauma and safety: 12th volume*. [contains papers presented at the 12th International Symposium on Skiing Trauma and Safety held in Whistler Blackcomb, British Columbia, Canada, on 4 - 10 May 1997]. West Conshohocken: ASTM (ASTM STP, 1345), S. 63–81.
- Barone, Mirko D.O., Senner, Veit, Schaff, Peter & Rosemeyer, Bernd (1996): Muscle Activity During the Backward Fall—Protection for the ACL? In: Clayton Daniel Mote, JR., Robert J. Johnson, Wolfhart Hauser und Peter Schaff (Hg.): *Skiing trauma and safety: 10th volume*. [contains papers presented at the 10th International Symposium on Skiing Trauma and Safety held in Zell am See, Austria, on 17 - 21 March 1993]. West Conshohocken: ASTM (ASTM STP, 1266), S. 244–253.

- Benoit, Daniel L., Cerulli, G., Lamontagne, M., Greaves, C., Caraffa, A., Liti, A. & Schonuber, H. (2001): The Effect of Rear Spoiler Release on Knee Joint Kinetics During the Backward Fall in Skiing. aus dem Abstraktband Proceedings of the 5th Symposium on Footwear Biomechanics. Hg. v. E. Henning et al. Let People Move Biomechanics Laboratory, Perugia, Italy. Zürich. Online verfügbar unter <https://www.uni-due.de/~qpd800/ISBFW01.pdf>.
- Bere, T., Flørenes, T. W., Krosshaug, T., Haugen, P., Svandal, I., Nordsletten, L. & Bahr, R. (2014a): A systematic video analysis of 69 injury cases in World Cup alpine skiing. In: *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 24 (4), S. 667–677. DOI: 10.1111/sms.12038.
- Bere, Tone, Flørenes, Tonje Wale, Krosshaug, Tron, Koga, Hideyuki, Nordsletten, Lars, Irving, Christopher, Muller, Erich, Reid, Robert Cortas, Senner, Veit & Bahr, Roald (2011): Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in World Cup alpine skiing. A systematic video analysis of 20 cases. In: *The American journal of sports medicine* 39 (7), S. 1421–1429. DOI: 10.1177/0363546511405147.
- Bere, Tone, Flørenes, Tonje Wale, Nordsletten, Lars & Bahr, Roald (2014b): Sex differences in the risk of injury in World Cup alpine skiers: a 6-year cohort study. In: *British journal of sports medicine* 48 (1), S. 36–40. DOI: 10.1136/bjsports-2013-092206.
- Bischoff, Christian et al. (Hg.) (2018): EMG · NLG. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Blackburn, J. Troy & Padua, Darin A. (2009): Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. In: *Journal of athletic training* 44 (2), S. 174–179. DOI: 10.4085/1062-6050-44.2.174.
- Blanke, Fabian, Kiapour, Ata M., Haenle, Maximilian, Fischer, Jens, Majewski, Martin, Vogt, Stephan & Camathias, Carlo (2016): Risk of Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries Is Not Associated With Slope and Concavity of the Tibial Plateau in Recreational Alpine Skiers. A Magnetic Resonance Imaging-Based Case-Control Study of 121 Patients. In: *The American journal of sports medicine* 44 (6), S. 1508–1514. DOI: 10.1177/0363546516632332.
- Böhm, Harald & Senner, Veit (2008): Effect of ski boot settings on tibio-femoral abduction and rotation during standing and simulated skiing. In: *Journal of biomechanics* 41 (3), S. 498–505. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2007.10.019.
- Bonfim, Thátia R., Janson Paccola, Cleber A. & Barela, José A. (2003): Proprioceptive and behavior impairments in individuals with anterior cruciate ligament reconstructed knees. In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 84 (8), S. 1217–1223. DOI: 10.1016/S0003-9993(03)00147-3.

- Brucker, Peter U., Katzmaier, Peter, Olvermann, Matthias, Huber, Andreas, Waibel, Karlheinz, Imhoff, Andreas B. & Spitzenpfeil, Peter (2014): Alpiner Skibreiten- und Skileistungssport. Typische Verletzungsmuster und Möglichkeiten der Prävention. In: *Unfallchirurg* 117 (1), S. 24–32. DOI: 10.1007/s00113-013-2464-4.
- Brucker, Peter U., Spitzenpfeil, Peter, Huber, Andreas, Waibel, Karlheinz & Maier, Wolfgang (2011): Belastungen und Verletzungen des Kniegelenkes im Alpinen Ski-Hochleistungssport – Eine Status-quo-Analyse unter spezieller Fokussierung auf das vordere Kreuzband. In: *Sport-Orthopädie - Sport-Traumatologie - Sports Orthopaedics and Traumatology* 27 (4), S. 247–254. DOI: 10.1016/j.orthtr.2011.10.007.
- Buchthal, F., Guld, C. & Rosenfalck, P. (1955): Propagation Velocity in Electrically Activated Fibres in Man. In: *Acta Physiologica Scandinavica* 34, S. 75–89.
- Bürkner, Andreas, Eichbichler, A. & Simmen, Hans Peter (2009): Risikoverhalten und Sicherheitsempfinden bei Ski- und Snowboardfahrern. In: *Sportverletzung · Sportschaden* 23 (1), S. 41–46. DOI: 10.1055/s-0028-1109075.
- Burtscher, Martin, Gatterer, Hannes, Flatz, Markus, Sommersacher, Renate, Woldrich, Thomas, Ruedl, Gerhard, Hotter, Barbara, Lee, Audrey & Nachbauer, Werner (2008): Effects of modern ski equipment on the overall injury rate and the pattern of injury location in Alpine skiing. In: *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine* 18 (4), S. 355–357. DOI: 10.1097/MJT.0b013e31815fd0fe.
- Burtscher, Martin & Ruedl, Gerhard (2015): Favourable changes of the risk-benefit ratio in alpine skiing. In: *International journal of environmental research and public health* 12 (6), S. 6092–6097. DOI: 10.3390/ijerph120606092.
- Cleff, Thomas (2015): Deskriptive Statistik und Explorative Datenanalyse. Eine computergestützte Einführung mit Excel, SPSS und STATA. Wiesbaden: Gabler Verlag; S. 51-54. Online verfügbar unter <http://gbv.ebib.com/patron/FullRecord.aspx?p=3109170>.
- Cohen, Jacob (2013): *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. 2nd ed. Hoboken: Taylor and Francis. Online verfügbar unter <http://gbv.ebib.com/patron/FullRecord.aspx?p=1192162>.
- Corazza, Stefano & Cobelli, Claudio (2005): An innovative ski-boot: design, numerical simulations and testing. In: *Journal of Sports Science & Medicine* 4 (3), S. 229–238.
- Cox, Charles L., Huston, Laura J., Dunn, Warren R., Reinke, Emily K., Nwosu, Samuel K., Parker, Richard D., Wright, Rick W., Kaeding, Christopher C., Marx, Robert G., Amendola, Annunziata, McCarty, Eric C. & Spindler, Kurt P. (2014): Are articular cartilage lesions and meniscus tears predictive of

- IKDC, KOOS, and Marx activity level outcomes after anterior cruciate ligament reconstruction? A 6-year multicenter cohort study. In: *The American journal of sports medicine* 42 (5), S. 1058–1067. DOI: 10.1177/0363546514525910.
- Eberle, R., Heinrich, D., van den Bogert, A. J., Oberguggenberger, M. & Nachbauer, W. (2019): An approach to generate noncontact ACL-injury prone situations on a computer using kinematic data of non-injury situations and Monte Carlo simulation. In: *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 22 (1), S. 3–10. DOI: 10.1080/10255842.2018.1522534.
- Eberle, Robert, Heinrich, Dieter, Kaps, Peter, Oberguggenberger, Michael & Nachbauer, Werner (2016): Effect of ski boot rear stiffness (SBRS) on maximal ACL force during injury prone landing movements in alpine ski racing: A study with a musculoskeletal simulation model. In: *Journal of sports sciences* 35 (12), S. 1125–1133. DOI: 10.1080/02640414.2016.1211309.
- Eckhardt, Rainer, Scharf, Hanns Peter & Puhl, Wolfhart (1994): Die Bedeutung der neuromuskularen Koordination für die sportliche Belastbarkeit des Kniegelenkes nach vorderen Kreuzbandverletzungen. Eine Gang- und Laufanalyse mittels EMG auf dem Laufband. In: *Sportverletzung · Sportschaden* 8 (1), S. 16–24. DOI: 10.1055/s-2007-993448.
- Färber, Sebastian, Heinrich, Dieter, Werner, Inge & Federolf, Peter (2019): Is it possible to voluntarily increase hamstring muscle activation during landing from a snow jump in alpine skiing? - a pilot study. In: *Journal of sports sciences* 37 (2), S. 180–187. DOI: 10.1080/02640414.2018.1488423.
- Fink, C., Hoser, C., Benedetto, K. P. & Judmaier, W. (1994): (Neuro)Muskuläre Veränderungen der kniegelenksstabilisierenden Muskulatur nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes. In: *Sportverletzung · Sportschaden* 8 (1), S. 25–30. DOI: 10.1055/s-2007-993449.
- Flørenes, T. W., Bere, T., Nordsletten, L., Heir, S. & Bahr, R. (2009): Injuries among male and female World Cup alpine skiers. In: *British journal of sports medicine* 43 (13), S. 973–978. DOI: 10.1136/bjism.2009.068759.
- Flørenes, Tonje Wale, Nordsletten, Lars, Heir, Stig & Bahr, Roald (2012): Injuries among World Cup ski and snowboard athletes. In: *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 22 (1), S. 58–66. DOI: 10.1111/j.1600-0838.2010.01147.x.
- Foede, Mark (2015): Kreuzbandrekonstruktion – Revisionseingriffen vs. Primär-OP (Zusammenfassung). Originalarbeit: Shelbourne - Return to Sports and Subsequent Injury Rates After Revision Anterior Cruciate Ligament Reconstruction With Patellar Tendon Autograft. In: *Sportverletzung · Sportschaden* 28 (04), S. 167. DOI: 10.1055/s-0034-1398711.

- Freiwald, Jürgen et al. (2007): Einführung in die Elektromyographie. Sport - Prävention - Rehabilitation. Balingen: Spitta-Verl. (Spitta-Fachbuchreihe Medizin).
- Freudiger, S. & Friederich, N. F. (2000): Critical Load Cases for Knee Ligaments at Skiing—An Engineering Approach. In: R. J. Johnson, P. Zucco und J. E. Shealy (Hg.): Skiing Trauma and Safety: Thirteenth Volume. 100 Barr Harbor Drive, PO Box C700, West Conshohocken, PA 19428-2959: ASTM International, 160-160-15.
- Gerritsen, Karin G.M., Nachbauer, Werner & van den Bogert, Anton J. (1996): Computer simulation of landing movement in downhill skiing. Anterior cruciate ligament injuries. In: *Journal of biomechanics* 29 (7), S. 845–854. DOI: 10.1016/0021-9290(95)00167-0.
- Geyer, M. & Wirth, Carl Jürgen (1991): Ein neuer Verletzungsmechanismus des vorderen Kreuzbandes. In: *Unfallchirurg* 94 (2), S. 69–72.
- Gollhofer, A. & Schmidtbleicher, D. (1989): Methodische Probleme der Elektromyographie. Protokoll der Expertendiskussion. DVS-Symposium. In: *Daug, R.; Leist, K.-H.; Ulmer, H.-V.; Motorikforschung aktuell dvs Clausthal-Zellerfeld*, S. 74–79.
- Goulet, Claude, Hagel, Brent E., Hamel, Denis & Legare, Gilles (2010): Self-reported skill level and injury severity in skiers and snowboarders. In: *Journal of science and medicine in sport* 13 (1), S. 39–41. DOI: 10.1016/j.jsams.2008.10.002.
- Greier, Klaus (2011): Skilaufverletzungen im Schulsport und Möglichkeiten der Prävention. In: *Sportverletzung · Sportschaden* 25 (4), S. 216–221. DOI: 10.1055/s-0031-1281816.
- Griffin, Letha Y., Albohm, Marjorie J., Arendt, Elizabeth A., Bahr, Roald, Beynon, Bruce D., Demaio, Marlene, Dick, Randall W., Engebretsen, Lars, Garrett, William E., Hannafin, Jo A., Hewett, Tim E., Huston, Laura J., Ireland, Mary Lloyd, Johnson, Robert J., Lephart, Scott, Mandelbaum, Bert R., Mann, Barton J., Marks, Paul H., Marshall, Stephen W., Myklebust, Grethe, Noyes, Frank R., Powers, Christopher, Shields, Clarence, Shultz, Sandra J., Silvers, Holly, Slauterbeck, James, Taylor, Dean C., Teitz, Carol C., Wojtys, Edward M. & Yu, Bing (2006): Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries. A review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. In: *The American journal of sports medicine* 34 (9), S. 1512–1532. DOI: 10.1177/0363546506286866.
- Haida, Amal, Coulmy, Nicolas, Dor, Frederic, Antero-Jacquemin, Juliana, Marc, Andy, Ledanois, Thibaut, Tourny, Claire, Rousseaux-Blanchi, Marie Philippe, Chambat, Pierre, Sedeaud, Adrien & Toussaint, Jean-Francois (2016): Return to Sport Among French Alpine Skiers After an Anterior Cruciate Ligament Rupture: Results From 1980 to 2013. In: *The American journal of sports medicine* 44 (2), S. 324–330. DOI: 10.1177/0363546515612764.

- Hame, Sharon L., Oakes, Daniel A. & Markolf, Keith L. (2002): Injury to the anterior cruciate ligament during alpine skiing: a biomechanical analysis of tibial torque and knee flexion angle. In: *The American journal of sports medicine* 30 (4), S. 537–540. DOI: 10.1177/03635465020300041301.
- Hashemi, Javad, Breighner, Ryan, Chandrashekar, Naveen, Hardy, Daniel M., Chaudhari, Ajit M., Shultz, Sandra J., Slauterbeck, James R. & Beynon, Bruce D. (2011): Hip extension, knee flexion paradox. A new mechanism for non-contact ACL injury. In: *Journal of biomechanics* 44 (4), S. 577–585. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.11.013.
- Hasler, Rebecca M., Dubler, S., Benneker, Lorin M., Berov, S., Spycher, J., Heim, D., Zimmermann, H. & Exadaktylos, Aristomenis K. (2009): Are there risk factors in alpine skiing? A controlled multicentre survey of 1278 skiers. In: *British journal of sports medicine* 43 (13), S. 1020–1025. DOI: 10.1136/bjism.2009.064741.
- Heinrich, Dieter, van den Bogert, Antonie J. & Nachbauer, Werner (2014): Relationship between jump landing kinematics and peak ACL force during a jump in downhill skiing: a simulation study. In: *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 24 (3), e180-7. DOI: 10.1111/sms.12120.
- Hewett, Timothy E., Myer, Gregory D. & Ford, Kevin R. (2006): Anterior cruciate ligament injuries in female athletes. Part 1, mechanisms and risk factors. In: *The American journal of sports medicine* 34 (2), S. 299–311. DOI: 10.1177/0363546505284183.
- Hoffelner, Thomas, Resch, Herbert, Moroder, Philipp, Atzwanger, Jörg, Wiplinger, Markus, Hitzl, Wolfgang & Tauber, Mark (2012): No increased occurrence of osteoarthritis after anterior cruciate ligament reconstruction after isolated anterior cruciate ligament injury in athletes. In: *Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association* 28 (4), S. 517–525. DOI: 10.1016/j.arthro.2011.09.014.
- Hörterer, Hubert (2005): Carvingskifahren. In: *Der Orthopade* 34 (5), S. 426–432. DOI: 10.1007/s00132-005-0793-x.
- Johnson, Robert J. et al. (Hg.) (1985): Skiing trauma and safety: 5th volume. [contains papers presented at the 5th International Symposium on Skiing Trauma and Safety held in Keystone, Colorado, USA, on 1 - 6 May 1983]. International Symposium on Skiing Trauma and Safety et al. Baltimore: ASTM (ASTM STP, 860).
- Johnson, Robert J., Ettlinger, Carl F. & Shealy, Jasper E. (2012): Paper 182. Skier Injury Trends - A 30-Year Investigation. In: *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 28 (8), e168. DOI: 10.1016/j.arthro.2012.05.469.

- Kampe, Michael (2014): Einfluss alpiner Softboots auf das Bewegungsmuster des Freestyle-Skifahrers und die Kräfte zwischen Ski und Bindung. Dissertation. Technische Universität München, München. Lehrstuhl für Ergonomie der Technischen Universität München.
- Kiapour, Ata M., Demetropoulos, Constantine K., Kiapour, Ali, Quatman, Carmen E., Wordeman, Samuel C., Goel, Vijay K. & Hewett, Timothy E. (2016): Strain Response of the Anterior Cruciate Ligament to Uniplanar and Multiplanar Loads During Simulated Landings: Implications for Injury Mechanism. In: *The American journal of sports medicine* 44 (8), S. 2087–2096. DOI: 10.1177/0363546516640499.
- Kurpiers, Nicolas (2010): Dynamics of Freestyle Skiing – Equipment development and implications for injury prevention strategies. A thesis submitted in fulfilment of the requirements of the degree of Doctor of Philosophy. The University of Auckland.
- Kurpiers, Nicolas, Petrone, Nicola, Supej, Matej, Wisser, Anna, Hansen, Jakob & Kersting, Uwe G. (2020): Application of Inertial Motion Unit-Based Kinematics to Assess the Effect of Boot Modifications on Ski Jump Landings-A Methodological Study. In: *Sensors (Basel, Switzerland)* 20 (13). DOI: 10.3390/s20133805.
- Luca, Carlo J. de, Adam, Alexander, Wotiz, Robert, Gilmore, L. Donald & Nawab, S. Hamid (2006): Decomposition of surface EMG signals. In: *Journal of neurophysiology* 96 (3), S. 1646–1657. DOI: 10.1152/jn.00009.2006.
- Ludin, Hans-Peter (1997): Praktische Elektromyographie. 5., überarb. Aufl. Stuttgart: Enke.
- Machens, Petra (2006): Einfluss eines neuen Konzepts alpiner Skischuhe auf das muskuläre Zusammenspiel im Buckelpisten-Skilauf. Dissertation. Technische Universität München, München. Fakultät für Sportwissenschaften der Technischen Universität München.
- Nusser, Michaela & Senner, Veit Stefan (2016): Entwicklung, Evaluation und Anwendung eines Kniesimulators zur Ermittlung der auftretenden Kräfte im Knie unter skitypischen Belastungssituationen. Dissertation. Technische Universität München, München. Sportgeräte und -materialien. Online verfügbar unter <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:bvb:91-diss-20160729-1280902-1-6>.
- Oiestad, Britt Elin, Holm, Inger, Aune, Arne Kristian, Gunderson, Ragnhild, Myklebust, Grethe, Engebretsen, Lars, Fosdahl, Merete Aarsland & Risberg, May Arna (2010): Knee function and prevalence of knee osteoarthritis after anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective study with 10 to 15 years of follow-up. In: *The American journal of sports medicine* 38 (11), S. 2201–2210. DOI: 10.1177/0363546510373876.
- Petersen, Wolf (2017): Knieverletzungen im Sport. In: *Sports Orthopaedics and Traumatology* 33 (4), S. 339–341. DOI: 10.1016/j.orthtr.2017.10.001.

- Posch, Markus, Ruedl, Gerhard, Tecklenburg, Katja, Helle, Kenneth, Schranz, Alois & Burtscher, Martin (2017): Unterscheiden sich männliche und weibliche Skifahrer mit einer VKB-Verletzung hinsichtlich der auf die Körpergröße und das Körpergewicht relativierten Skilänge, der Skitailierung und des Abnutzungsgrades der Skischuhsohle? In: *Sportverletzung · Sportschaden*. DOI: 10.1055/s-0043-106973.
- Röhrl, S., Hauser, W., Schaff, P. & Rosemeyer, B. (1994): Verletzungsmuster beim Skifahren weltweit. Können die derzeitigen Einstellrichtlinien die Verletzungen auch in Zukunft reduzieren? In: *Sportverletzung Sportschaden : Organ der Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin* 8 (2), S. 73–82. DOI: 10.1055/s-2007-993457.
- Ruedl, G., Fink, C., Schranz, A., Sommersacher, R., Nachbauer, W. & Burtscher, M. (2012a): Impact of environmental factors on knee injuries in male and female recreational skiers. In: *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 22 (2), S. 185–189. DOI: 10.1111/j.1600-0838.2011.01286.x.
- Ruedl, G., Helle, K., Tecklenburg, K., Schranz, A., Fink, C., Posch, M. & Burtscher, M. (2015a): Einfluss von subjektiver Ermüdung auf vordere Kreuzbandverletzungen beim alpinen Skifahren. Ein Geschlechtervergleich. In: *Sportverletzung Sportschaden : Organ der Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin* 29 (4), S. 226–230. DOI: 10.1055/s-0041-106948.
- Ruedl, G., Kopp, M., Burtscher, M., Bauer, R. & Benedetto, K. (2013): Ursachen und Einflussfaktoren von Personenkollisionen auf der Skipiste. In: *Sportverletzung · Sportschaden* 27 (2), S. 100–104. DOI: 10.1055/s-0032-1330767.
- Ruedl, G., Philippe, M., Sommersacher, R., Dunnwald, T., Kopp, M. & Burtscher, M. (2014): Aktuelles Unfallgeschehen auf österreichischen Skipisten. In: *Sportverletzung · Sportschaden* 28 (4), S. 183–187. DOI: 10.1055/s-0034-1385244.
- Ruedl, G., Pocecco, E., Kopp, M. & Burtscher, M. (2015b): Verletzungshäufigkeit und Unfallursachen beim Pistentourengehen - eine Pilotstudie. In: *Sportverletzung · Sportschaden* 29 (1), S. 46–50. DOI: 10.1055/s-0034-1399181.
- Ruedl, G., Webhofer, M., Linortner, I., Schranz, A., Fink, C., Patterson, C., Nachbauer, W. & Burtscher, M. (2011): ACL injury mechanisms and related factors in male and female carving skiers: a retrospective study. In: *International journal of sports medicine* 32 (10), S. 801–806. DOI: 10.1055/s-0031-1279719.
- Ruedl, Gerhard, Linortner, Ingrid, Schranz, Alois, Fink, Christian, Schindelwig, Kurt, Nachbauer, Werner & Burtscher, Martin (2009): Distribution of injury mechanisms and related factors in ACL-injured female carving skiers. In:

- Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 17 (11), S. 1393–1398. DOI: 10.1007/s00167-009-0860-7.
- Ruedl, Gerhard, Webhofer, Magdalena, Helle, Kenneth, Strobl, Martin, Schranz, Alois, Fink, Christian, Gatterer, Hannes & Burtscher, Martin (2012b): Leg dominance is a risk factor for noncontact anterior cruciate ligament injuries in female recreational skiers. In: *The American journal of sports medicine* 40 (6), S. 1269–1273. DOI: 10.1177/0363546512439027.
- Schaff, P. & Hauser, W. (1989): Skischuh versus Kniegelenk--ein sportmedizinisches, orthopädisches und biomechanisches Problem. In: *Sportverletzung · Sportschaden* 3 (4), S. 149–161. DOI: 10.1055/s-2007-993653.
- Schaff, P. & Hauser, W. (1990a): Skischuh versus Kniegelenk. Teil 2: Was bewirkt die Vorlageposition im Skischuh? In: *Sportverletzung · Sportschaden* 4 (1), S. 1–13. DOI: 10.1055/s-2007-993591.
- Schaff, P. & Hauser, W. (1990b): Skischuh versus Kniegelenk--Teil 3: Die Risikosituation Rückwärtsfall. In: *Sportverletzung · Sportschaden* 4 (4), S. 151–162. DOI: 10.1055/s-2007-993615.
- Schaff, Peter, Nordsletten, Lars & Aune, Arne Kristian (1996): Muscle Activity Patterns of Elite Downhill Ski Racers during Landing. In: *Journal of applied biomechanics* 12 (2), S. 225–236. DOI: 10.1123/jab.12.2.225.
- Schott, Wolfgang & Senner, Veit (2011): Emergency Release for Winter Sports Equipment. In: Robert J. Johnson, Jasper E. Shealy und Veit Senner (Hg.): *Skiing Trauma and Safety*. 18th Volume, Bd. 7. 100 Barr Harbor Drive, PO Box C700, West Conshohocken, PA 19428-2959: ASTM International, S. 1–9. Online verfügbar unter <http://www.astm.org/cgi-bin/googleScholar.cgi?JAI102824+PDF>.
- Schulz, David (2020): Unfälle und Verletzungen im alpinen Skisport. Zahlen und Trends 2019/2020. Hg. v. Auswertestelle für Skiunfälle et al. Düsseldorf. Online verfügbar unter www.stiftung.ski/sis-lab/asu-unfallanalyse/.
- Senner, Veit (1994): Die skischuhinduzierte Kreuzbandverletzung im alpinen Skilauf: Bestimmung individueller Eingangsparameter für die mathematische Simulation der ursächlichen Sturzbewegung. Diplomarbeit Sport TUM. Technische Universität München, Dipl.-Arb., 1994, München. Lehrstuhl für Sportwissenschaften.
- Senner, Veit (2001): Biomechanische Methoden am Beispiel der Sportgeräteentwicklung. Dissertation Maschinenbau TUM. Technische Universität München, Diss., 2001, München. Lehrstuhl für Konstruktion im Maschinenbau. Online verfügbar unter <http://d-nb.info/964211599/34>, zuletzt geprüft am 03.05.2017.
- Senner, Veit (2014): Skiausrüstung und Knieverletzungen beim alpinen Skifahren im Freizeitsport. Eine Expertise zum gegenwärtigen Stand der Technik und deren Entwicklungspotenzial. Bern: BfU (BfU-Report, 69).

- Senner, Veit, Lehner, Stefan, Mitternacht, Jürgen & Nusser, Michaela (2015): Methodological challenges for biomechanical approaches in winter sports. 33rd International Conference on Biomechanics in Sports. International Society of Biomechanics in Sports (ISBS). Poitiers, France, 29.06.2015. Online verfügbar unter <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/download/6319/5688>.
- Senner, Veit, Michel, Frank I., Lehner, Stefan & Brügger, Othmar (2013): Technical possibilities for optimising the ski-binding-boot functional unit to reduce knee injuries in recreational alpine skiing. In: *Sports Eng* 16 (4), S. 211–228. DOI: 10.1007/s12283-013-0138-7.
- Senner, Veit & Schaff, Peter (1997): Experimental Case Study with a Modified Ski Boot: Does the Spoiler Design Influence Muscle Activity and Kinematics During Landing? In: Arne Ekeland, C. Daniel Mote und Robert J. Johnson (Hg.): *Skiing trauma and safety*. Eleventh volume. West Conshohocken, Pa: ASTM International (ASTM STP, 1289), 63-63-18.
- Senner, Veit, Schaff, Peter, Bubb, Heiner & Ehrlenspiel, Klaus (1995): Der Rückwärtsfall im alpinen Skilauf. Fallstudie zum Einfluß des Heckspoilers des Skischuheres auf die Muskelaktivität und die Kinematik. In: *Sportverletzung · Sportschaden* 9 (04), S. 109–117. DOI: 10.1055/s-2007-993437.
- Shea, Kevin G., Archibald-Seiffer, Noah, Murdock, Elizabeth, Grimm, Nathan L., Jacobs, John C., JR, Willick, Stuart & van Houten, Heather (2014): Knee Injuries in Downhill Skiers: A 6-Year Survey Study. In: *Orthopaedic journal of sports medicine* 2 (1), 2325967113519741. DOI: 10.1177/2325967113519741.
- Shelbourne, K. Donald, Benner, Rodney W. & Gray, Tinker (2014): Return to Sports and Subsequent Injury Rates After Revision Anterior Cruciate Ligament Reconstruction With Patellar Tendon Autograft. siehe auch die Kurzfassung von Foede Mark. In: *The American journal of sports medicine* 42 (6), S. 1395–1400. DOI: 10.1177/0363546514524921.
- Shulman Ryan, Teng Lilly & Salonen David (2015): Imaging of Snow Skiing and Snowboarding Injuries. In: Ali Guermazi, Frank W. Roemer und Michel Daoud Crema (Hg.): *Imaging in Sports-Specific Musculoskeletal Injuries*. 1st ed. 2016. Cham: Springer International Publishing, S. 381–402.
- Stenroos, A. & Handolin, L. (2015): Incidence of Recreational Alpine Skiing and Snowboarding Injuries: Six Years Experience in the Largest Ski Resort in Finland. In: *Scandinavian journal of surgery : SJS : official organ for the Finnish Surgical Society and the Scandinavian Surgical Society* 104 (2), S. 127–131. DOI: 10.1177/1457496914532249.
- Stoffels, Thomas, Achtnich, Andrea & Petersen, Wolf (2017): Prävention von Knieverletzungen – besteht da Evidenz? In: *Sports Orthopaedics and Traumatology* 33 (4), S. 344–352. DOI: 10.1016/j.orthtr.2017.09.005.

- Stöhr, Amelie (2017): „Return to play“ nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes. In: *Sports Orthopaedics and Traumatology* 33 (4), S. 404–409. DOI: 10.1016/j.orthtr.2017.09.007.
- Supej, Matej, Senner, Veit, Petrone, Nicola & Holmberg, Hans-Christer (2017): Reducing the risks for traumatic and overuse injury among competitive alpine skiers. In: *British journal of sports medicine* 51 (1), S. 1–2. DOI: 10.1136/bjsports-2016-096502.
- Viola, R. W., Steadman, J. R., Mair, S. D., Briggs, K. K. & Sterett, W. I. (1999): Anterior cruciate ligament injury incidence among male and female professional alpine skiers. In: *The American journal of sports medicine* 27 (6), S. 792–795. DOI: 10.1177/03635465990270061701.
- Vogt, Wolfgang (1998): Krafteinwirkung auf das Kniegelenk beim alpinen Skilauf in Abhängigkeit von Skiausrüstung, Skitechnik und Skitaktik. Dissertation. Technische Universität München, München.
- Webster, J. D. & Brown, C. A. (1996): Computer Simulation of the Loads on the ACL During Backward Falls Based on an Open Kinematic Chain Model. In: C. D. Mote, R. J. Johnson, W. Hauser und P. S. Schaff (Hg.): *Skiing Trauma and Safety: Tenth Volume*. 100 Barr Harbor Drive, PO Box C700, West Conshohocken, PA 19428-2959: ASTM International, 254-254-16.
- Winter, David A. (1990): Kinesiologische Elektromyographie. In: David A. Winter (Hg.): *Biomechanics and motor control of human movement*. 2. Auflage. New York, Chichester, Brisbane, Toronto, Singapur: John Wiley & Sons, S. 191–212.
- Winter, David A., Sidwall, H. Grant & Hobson, Douglas A. (1974): Measurement and reduction of noise in kinematics of locomotion. In: *Journal of biomechanics* 7 (2), S. 157–159. DOI: 10.1016/0021-9290(74)90056-6.
- Zipp, P. (1989): Leitregeln für die Oberflächen-Myographie. ausgewählte Beispiele. DVS-Symposium. In: *Motorikforschung aktuell* dvs Clausthal-Zellerfeld, S. 68–73.
- Zöfel, Peter (1988): *Statistik in der Praxis*. 2., überarb. Aufl. Stuttgart: Fischer (UTB für Wissenschaft, 1293).
- Zwick, E. B. & Konrad, P. (1994): EMG-Fibel. Ein praxisorientierter Leitfaden für Einsteiger in das kinesiologische EMG. Kongreßbeilage zum NORAXON EMG Meeting 1994 in Berlin; Noraxon Austria, Wien (Hrsg.).

9 WEITERE VERZEICHNISSE

9.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: slip - catch Mechanismus mit Innenrotations- und Valgusstress auf das vordere Kreuzband (Shulman Ryan et al. 2015)	18
Abbildung 2: Vorwärts-Drehsturz mit Außenrotations- und Valgusstress auf das vordere Kreuzband (Shulman Ryan et al. 2015)	19
Abbildung 3: Rückwärts-Drehsturz (phantom foot) mit Innenrotations- und Hyperflexionsstress auf das vordere Kreuzband (Shulman Ryan et al. 2015)	20
Abbildung 4: Rückwärtsfall mit vorderem Schubladenstress auf das vordere Kreuzband (boot induced anterior drawer = biad) (Shulman Ryan et al. 2015)	21
Abbildung 5: Versuchsgelände rechts des Osterfelderkopf-Schleppliftes in Garmisch-Partenkirchen	28
Abbildung 6: mobiler 8-Kanal-EMG-Controller	29
Abbildung 7: Komponenten für die mobile EMG-Messung	29
Abbildung 8: SVHS-Kameras Panasonic AG 450	30
Abbildung 9: Ein Paar Ag/AgCl Oberflächenelektroden	34
Abbildung 10: Modifizierter Heckspoiler (Dachstein pro 77) mit integriertem Auslösemechanismus	37
Abbildung 11: Versuchs-Ski HEAD Traction Radial TR6	37
Abbildung 12: Versuchs-Skibindung ess pro line	37
Abbildung 13: Präparierter Schanzentisch	38
Abbildung 14: Kontinuierliche Schanzen und Pistenpräparation	38
Abbildung 15: Lichtschranke an der Zufahrt zum Schanzentisch	40
Abbildung 16: Synchronisierte Videokameras	40
Abbildung 17: Untersuchte Flug-, Klapp- und Landephase (Senner 2001)	41
Abbildung 18: Positionen der Marker für die 2D-Bewegungsanalyse	42
Abbildung 19: Position der beiden Videokameras und Markierungskreuze	43
Abbildung 20: Landungsvorgang als Strichfiguren-Sequenz	46
Abbildung 21: Winkeldefinition	47
Abbildung 22: Bewegungsablauf und aus allen VPs gemittelte Bezugsperioden zur Auswertung der Bewegungsanalyse- und EMG-Daten (Senner 2001)	49
Abbildung 23: Positionierung der Oberflächenelektroden	51
Abbildung 24: Behandlung der EMG-Daten	52
Abbildung 25: Quantil-Quantil-Diagramme: - links - für den Kniewinkel mit blockiertem Mechanismus zum Zeitpunkt Klappende (KE), - rechts - für die Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) des Musculus vastus medialis links mit aktiviertem Mechanismus	57

Abbildung 26: Kolmogorov-Smirnov Test - links - für den Vorlagewinkel mit blockiertem und aktiviertem Mechanismus zum Zeitpunkt T248, - rechts - für die Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) des Musculus biceps femoris links mit blockiertem und aktiviertem Mechanismus	58
Abbildung 27: Bewegungsablauf und die dazugehörigen Bezugsgrößen (KA, KE, T248, LE) zur Auswertung der Bewegungsanalyse (Senner 2001)	61
Abbildung 28: Box-Plot-Diagramm zur Darstellung der Verteilung für den Landewinkel mit blockiertem und aktiviertem Mechanismus	64
Abbildung 29: Strichfiguren aus den gemittelten Winkeldaten zum Zeitpunkt Klappanfang	73
Abbildung 30: Strichfiguren aus den gemittelten Winkeldaten zum Zeitpunkt Klappende	75
Abbildung 31: Strichfiguren aus den gemittelten Winkeldaten zum Zeitpunkt T248	76
Abbildung 32: Strichfiguren aus den gemittelten Winkeldaten zum Zeitpunkt Landungsende	77
Abbildung 33: Strichfiguren für den blockierten und aktivierten Mechanismus im zeitlichen Verlauf	79
Abbildung 34: Darstellung der Bezugsperioden zur Berechnung des Aktivitätsquotienten (AQ) aus den EMG-Daten (Senner 2001)	80
Abbildung 35: abgeleitete ventrale und dorsale Oberschenkelmuskulatur	81
Abbildung 36: Hysteresekurve der Schaftsteifigkeitsmessung für den Versuchs-Skischuh (Senner et al. 1995)	122
Abbildung 37: Strichfiguren für den blockierten Mechanismus im zeitlichen Verlauf	160
Abbildung 38: Strichfiguren für den aktivierten Mechanismus im zeitlichen Verlauf	161



*TOGETHER
EVERYONE
ACHIEVES
MORE*

9.2 Abkürzungsverzeichnis

akt:	aktiviert
AQ:	Aktivitätsquotient
AQ-MW:	Aktivitätsquotienten-Mittelwert
ASU:	Auswertestelle für Skiunfälle
biad:	boot induced anterior drawer
BIFEL:	Musculus biceps femoris links
BIFER:	Musculus biceps femoris rechts
blk:	blockiert
IKDC:	International Knee Documentation Committee
IQI:	Ischio/Quad-Index
KA:	Klappanfang
KE:	Klappende
Klp:	Klappwinkel
KOOS:	Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score
LE:	Landungsende
LSI:	Limb Symmetry Index
LW:	Landewinkel
ms:	Millisekunde
n.s.:	nicht signifikant
NZ:	Normzeit
Obk:	Oberkörperwinkel
OSG:	oberes Sprunggelenk
Q-Q-Plot:	Quantil-Quantil-Diagramm
SEMIL:	Musculus semitendinosus links
SEMIR:	Musculus semitendinosus rechts
T:	Time
VALAL:	Musculus vastus lateralis links
VALAR:	Musculus vastus lateralis rechts
VAMEL:	Musculus vastus medialis links
VAMER:	Musculus vastus medialis rechts
VKB:	vorderes Kreuzband
Vor:	Vorlagewinkel
VP:	Versuchsperson
vs.:	versus

9.3 Balkendiagrammverzeichnis

Balkendiagramm 1: Gelenk-, Körper- und Klappwinkel zum Zeitpunkt Klappanfang	74
Balkendiagramm 2: Gelenk-, Körper- und Klappwinkel zum Zeitpunkt Klappende	75
Balkendiagramm 3: Gelenk-, Körper- und Klappwinkel zum Zeitpunkt T248	77
Balkendiagramm 4: Gelenk-, Körper- und Klappwinkel zum Zeitpunkt Landungsende	78
Balkendiagramm 5: AQ-MW - Vergleich aller VPs der Responder-Gruppe	83
Balkendiagramm 6: AQ-MW aller Responder VPs für alle Landewinkel	84
Balkendiagramm 7: Vergleich der IQI-Mediane für die Responder-Gruppe	85
Balkendiagramm 8: Seitenvergleich der IQI-Mediane für die Responder-Gruppe	86
Balkendiagramm 9: AQ-MW - Vergleich aller VPs der Non-Responder-Gruppe	87
Balkendiagramm 10: AQ-MW aller Non-Responder VPs für alle Landewinkel	88
Balkendiagramm 11: Vergleich der IQI-Mediane für die Non-Responder-Gruppe	89
Balkendiagramm 12: Seitenvergleich der IQI-Mediane für die Non-Responder-Gruppe	90
Balkendiagramm 13: AQ-MW der Responder- und Non-Responder-Gruppe bei blockiertem Mechanismus	91
Balkendiagramm 14: AQ-MW der Responder- und Non-Responder-Gruppe bei aktiviertem Mechanismus	92
Balkendiagramm 15: Vergleich der IQI-Mediane zwischen der Responder- und der Non-Responder-Gruppe bei blockiertem und aktiviertem Mechanismus	93
Balkendiagramm 16: Vergleich der AQ-MW aller VPs für alle Landewinkel	95
Balkendiagramm 17: Vergleich der IQI-Mediane zwischen blockiertem und aktiviertem Mechanismus für alle VPs und alle Landewinkel	96
Balkendiagramm 18: Seitenvergleich der IQI-Mediane zwischen blockiertem und aktiviertem Mechanismus für alle VPs und alle Landewinkel	97
Balkendiagramm 19: Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) aller VPs für Landewinkel >45°	103
Balkendiagramm 20: Vergleich der IQI-Mediane zwischen blockiertem und aktiviertem Mechanismus für Landewinkel >45°	103
Balkendiagramm 21: Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) aller VPs für Landewinkel <30°	104

WEITERE VERZEICHNISSE – Balkendiagrammverzeichnis

Balkendiagramm 22: Vergleich der IQI-Mediane zwischen blockiertem und aktiviertem Mechanismus für Landewinkel $<30^\circ$	105
Balkendiagramm 23: Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte mit blockiertem Mechanismus für Landewinkel $<30^\circ$ und $>45^\circ$	106
Balkendiagramm 24: Vergleich der IQI-Mediane zwischen Landewinkel $<30^\circ$ und $>45^\circ$ für den blockierten Mechanismus im Seitenvergleich	107
Balkendiagramm 25: Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte mit aktiviertem Mechanismus für Landewinkel $<30^\circ$ und $>45^\circ$	108
Balkendiagramm 26: Vergleich der IQI-Mediane zwischen Landewinkel $<30^\circ$ und $>45^\circ$ für den aktivierten Mechanismus im Seitenvergleich	109
Balkendiagramm 27: Vergleich der IQI-Mediane zwischen dem Landewinkel $<30^\circ$ und $>45^\circ$ für blockierten und aktivierten Mechanismus	110
Balkendiagramm 28: Vergleich der IQI-Mediane zwischen blockiertem und aktiviertem Mechanismus für die Landewinkel $<30^\circ$ und $>45^\circ$	110
Balkendiagramm 29: IQI-Vergleich zwischen VKB-Ruptur mit IQI-Median für VP8 bei blockiertem und aktiviertem Mechanismus für LW $<30^\circ$	118
Balkendiagramm 30: Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) von VP1 für alle Landewinkel	162
Balkendiagramm 31: Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) von VP2 für alle Landewinkel	163
Balkendiagramm 32: Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) von VP3 für alle Landewinkel	164
Balkendiagramm 33: Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) von VP4 für alle Landewinkel	165
Balkendiagramm 34: Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) von VP5 für alle Landewinkel	166
Balkendiagramm 35: Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) von VP6 für alle Landewinkel	167
Balkendiagramm 36: Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) von VP7 für alle Landewinkel	168
Balkendiagramm 37: Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) von VP8 für alle Landewinkel	169
Balkendiagramm 38: Vergleich der mittleren Variationskoeffizienten der Gelenkwinkel vor und nach dem Klappende für den blockierten und den aktivierten Mechanismus	173

9.4 Flussdiagrammverzeichnis

Flussdiagramm 1: Auswahl und Optimierung des Versuchsgeländes und des Versuchsaufbaus	39
Flussdiagramm 2: Ablauf der Versuchsreihe	44
Flussdiagramm 3: Darstellung des Videodaten-Auswerteverfahrens	50
Flussdiagramm 4: Darstellung des EMG-Auswerteverfahrens	55

9.5 Histogrammverzeichnis

Histogramm 1: - links: OSG-Winkel mit blockiertem Mechanismus zum Zeitpunkt Klappende (KE), - rechts: Aktivitätsquotienten- Mittelwerte (AQ-MW) des Musculus vastus lateralis rechts mit blockiertem Mechanismus	57
Histogramm 2: Häufigkeitsverteilung der Landewinkel mit beiden Mechanismen in Prozent	98

9.6 Liniendiagrammverzeichnis

Liniendiagramm 1: Anteil der Knieverletzungen am Gesamtverletzungsaufkommen der letzten 15 Jahre erstellt aus der Datenbank der ASU für die Saison 2005/2006 bis 2019/2020	7
Liniendiagramm 2: Gemittelte Klappwinkel für den blockierten und den aktivierten Mechanismus	62
Liniendiagramm 3: gemittelte OSG-Winkel für den blockierten und den aktivierten Mechanismus	66
Liniendiagramm 4: gemittelte Kniewinkel für den blockierten und den aktivierten Mechanismus	67
Liniendiagramm 5: gemittelte Hüftwinkel für den blockierten und den aktivierten Mechanismus	68
Liniendiagramm 6: gemittelte Oberkörperwinkel für den blockierten und den aktivierten Mechanismus	71
Liniendiagramm 7: gemittelte Vorlagewinkel für den blockierten und den aktivierten Mechanismus	72
Liniendiagramm 8: Vergleich der Variationskoeffizienten für die Gelenkwinkel mit blockiertem und aktiviertem Mechanismus	171

9.7 Streudiagrammverzeichnis

Streudiagramm 1: lineare Regression aller Versuche mit blockiertem und aktiviertem Mechanismus (n=69) für den M. semitendinosus rechts	99
Streudiagramm 2: lineare Regression aller Versuche mit aktiviertem Mechanismus (n=35) für den M. biceps femoris links	100
Streudiagramm 3: lineare Regression aller Versuche mit blockiertem Mechanismus (n=34) für den M. vastus lateralis links	100

9.8 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Risikofaktoren für Verletzungen im alpinen Skisport	16
Tabelle 2: Bewegungsmuster und Verletzungsmechanismen die zur VKB-Ruptur führen können (Freudiger et al. 2000).	18
Tabelle 3: Ausrüstung des Mess- & Auswerteplatzes der Bewegungsanalyse	32
Tabelle 4: Einflussfaktoren auf die Messgenauigkeit des Oberflächen EMGs	36
Tabelle 5: Versuchspersonenstatistik	41
Tabelle 6: Auswertung der Bewegungsanalysedaten	45
Tabelle 7: Absolute und relative Winkel	46
Tabelle 8: Liste der mittels EMG erfassten Oberschenkelmuskeln	51
Tabelle 9: Differenzierung der Irrtumswahrscheinlichkeiten nach Zöfel	59
Tabelle 10: Gelenk-, Körper- und Klappwinkel inkl. p-Werte für den blockierten und aktivierten Mechanismus	79
Tabelle 11: Vergleich der IQI-Mediane für die Responder-Gruppe	84
Tabelle 12: Seitenvergleich der IQI-Mediane für die Responder-Gruppe	86
Tabelle 13: Vergleich der IQI-Mediane für die Non-Responder-Gruppe	88
Tabelle 14: Seitenvergleich der IQI-Mediane für die Non-Responder-Gruppe	90
Tabelle 15: Vergleich der IQI-Mediane der Responder- und der Non-Responder- Gruppe bei blockiertem und aktiviertem Mechanismus	92
Tabelle 16: Vergleich der IQI-Mediane zwischen blockiertem und aktiviertem Mechanismus für alle VPs und alle Landewinkel	96
Tabelle 17: Seitenvergleich der IQI-Mediane zwischen blockiertem und aktiviertem Mechanismus für alle VPs und alle Landewinkel	97
Tabelle 18: Pearson-Korrelationskoeffizient mit Signifikanztest für alle AQ-MW und den entsprechenden Landewinkeln für alle 69 Versuche mit beiden Mechanismen	101
Tabelle 19: Interpretation des Korrelationskoeffizienten nach Cohen (2013)	101
Tabelle 20: Gelenk-, Körper- und Klappwinkel zum Zeitpunkt Klappanfang	157
Tabelle 21: Gelenk-, Körper- und Klappwinkel zum Zeitpunkt Klappende	158
Tabelle 22: Gelenk-, Körper- und Klappwinkel zum Zeitpunkt T248	158
Tabelle 23: Gelenk-, Körper- und Klappwinkel zum Zeitpunkt Landungsende	159
Tabelle 24: Gelenk-, Körper- und Klappwinkel für den blockierten Mechanismus	160
Tabelle 25: Gelenk-, Körper- und Klappwinkel für den aktivierten Mechanismus	161
Tabelle 26: IQI-Mediane für Versuchsperson 1	162
Tabelle 27: IQI-Mediane für Versuchsperson 2	163
Tabelle 28: IQI-Mediane für Versuchsperson 3	164
Tabelle 29: IQI-Mediane für Versuchsperson 4	165
Tabelle 30: IQI-Mediane für Versuchsperson 5	166
Tabelle 31: IQI-Mediane für Versuchsperson 6	167
Tabelle 32: IQI-Mediane für Versuchsperson 7	168
Tabelle 33: IQI-Mediane für Versuchsperson 8	169

10 ANHANG

10.1 Versuchsprotokolle für alle 8 Versuchspersonen (VP1 – VP8)

Dauer der Versuchsphasen aus Videoaufzeichnung und Datenverknüpfung für VP1

Versuch	Mechanismus	Umrechnung Absolutzeit - NZ 1Sek = %NZ	Durchfahrt Schranke (s)	Durchfahrt Schranke %NZ	Flugstart 1. Bild (s)	Flugstart 1. Bild %NZ	Klapp- Anfang (s)	KA Bild	Klapp- Anfang %NZ	Klapp- Ende (s)	KE Bild	Klapp- Ende %NZ	letztes Bild (s)	Bilder- Anzahl	letztes Bild %NZ	Flug- Dauer (s)	Flug- Dauer %NZ	Klapp- Dauer (s)	Klapp- Dauer %NZ	Lande- Dauer (s)	Lande- Dauer %NZ	Geschwin- digkeit m/s	Lande- Winkel (°)	mittlere Klappwinkel- geschw. (rad/s)
ost00	blockiert	104,2	0	0	0,46	48	0,84	20	88	0,96	26	100	1,54	55	160	0,38	40	0,12	13	0,58	60	7,4	31,22	4,54
ost01	aktiviert	119,0	0	0	0,4	48	0,72	17	86	0,84	23	100	1,48	55	176	0,32	38	0,12	14	0,64	76	8,2	40,74	5,93
ost02	aktiviert	113,6	0	0	0,44	50	0,76	17	86	0,88	23	100	1,48	53	168	0,32	36	0,12	14	0,6	68	7,7	43	6,25
ost03	aktiviert	106,4	0	0	0,4	43	0,76	19	81	0,94	28	100	1,44	53	153	0,36	38	0,18	19	0,5	53	8,3	49,18	4,77
ost04	blockiert	116,3	0	0	0,38	44	0,72	18	84	0,86	25	100	1,34	49	156	0,34	40	0,14	16	0,48	56	8,5	45,4	5,66
ost05	aktiviert	100,0	0	0	0,4	40	0,8	21	80	1	31	100	1,36	49	136	0,4	40	0,2	20	0,36	36	8,6	47,59	4,15
ost06	blockiert	119,0	0	0	0,36	43	0,74	20	88	0,84	25	100	1,28	47	152	0,38	45	0,1	12	0,44	52	9	31,8	5,55
ost07	blockiert	100,0	0	0	0,36	36	0,84	25	84	1	33	100	1,32	49	132	0,48	48	0,16	16	0,32	32	8,8	43,06	4,7
ost08	aktiviert	96,2	0	0	0,5	48	0,86	19	83	1,04	28	100	1,5	51	144	0,36	35	0,18	17	0,46	44	8,3	52,4	5,08
ost09	blockiert	100,0	0	0	0,42	42	0,86	23	86	1	30	100	1,4	50	140	0,44	44	0,14	14	0,4	40	8,5	46,67	5,82
ost10	aktiviert	100,0	0	0	0,5	50	0,84	18	84	1	26	100	1,52	52	152	0,34	34	0,16	16	0,52	52	8	52,65	5,74
MW		106,8			0,42	44,7	0,79	19,7	84,5	0,94	27,1		1,42	51,2	151,7	0,37	39,8	0,15	15,5	0,48	51,7	8,3	43,97	5,29
STD		8,19			0,05	4,27	0,05	2,38	2,46	0,07	3,09		0,08	2,52	12,71	0,05	4,15	0,03	2,35	0,10	12,71	0,45	6,87	0,64
Variationskoeffizient (%)					11,9	9,6	6,3	12,1	2,9	7,4	11,4		5,6	4,9	8,4	13,5	10,4	20,0	15,2	20,8	24,6	5,4	15,6	12,1

Dauer der Versuchsphasen aus Videoaufzeichnung und Datenverknüpfung für VP2

Versuch	Mechanismus	Umrechnung Absolutzeit - NZ 1Sek = %NZ	Durchfahrt Schranke (s)	Durchfahrt Schranke %NZ	Flugstart 1. Bild (s)	Flugstart 1. Bild %NZ	Klepp- Anfang (s)	KA Bild	Klepp- Anfang %NZ	Klepp- Ende (s)	KE Bild	Klepp- Ende %NZ	letztes Bild (s)	letztes Bild %NZ	Flug- Dauer (s)	Flug- Dauer %NZ	Klepp- Dauer (s)	Klepp- Dauer %NZ	Lande- Dauer (s)	Lande- Dauer %NZ	Geschw in- digkeit m/s	Lande- Winkel (°)	mittlere Klappwinkel- geschw. (rad/s)
ost12	blockiert	102,0	0	0	0,58	59	0,88	16	90	0,98	21	100	1,62	165	0,3	31	0,1	10	0,64	65	8,3	37,92	6,62
ost13	blockiert	98,0	0	0	0,52	51	0,92	21	90	1,02	26	100	1,54	151	0,4	39	0,1	10	0,52	51	8,4	37,78	6,59
ost14	aktiviert	108,7	0	0	0,48	52	0,82	18	89	0,92	23	100	1,42	154	0,34	37	0,1	11	0,5	54	8,8	33,84	5,91
ost16	blockiert	106,4	0	0	0,46	49	0,82	19	87	0,94	25	100	1,48	157	0,36	38	0,12	13	0,54	57	8,7	34,14	4,97
ost17	aktiviert	108,7	0	0	0,4	43	0,8	21	87	0,92	27	100	1,42	154	0,4	43	0,12	13	0,5	54	7,5	36,38	5,29
ost18	aktiviert	108,7	0	0	0,4	43	0,8	21	87	0,92	27	100	1,44	157	0,4	43	0,12	13	0,52	57	7,8	35,16	5,11
ost19	blockiert	104,2	0	0	0,44	46	0,84	21	88	0,96	27	100	1,46	152	0,4	42	0,12	13	0,5	52	7,7	38,15	5,55
ost20	aktiviert	106,4	0	0	0,38	40	0,84	24	89	0,94	29	100	1,38	147	0,46	49	0,1	11	0,44	47	7,9	35,76	6,24
ost21	aktiviert	106,4	0	0	0,4	43	0,84	23	89	0,94	28	100	1,42	151	0,44	47	0,1	11	0,48	51	7,5	35,27	6,16
MW		105,5			0,45	47,3	0,84	20,4	88,4	0,95	25,9		1,46	154,2	0,39	41,0	0,11	11,7	0,52	54,2	8,1	36,04	5,83
STD		3,37			0,06	5,64	0,04	2,31	1,17	0,03	2,38		0,07	4,83	0,05	5,14	0,01	1,25	0,05	4,83	0,47	1,53	0,59
Variationskoeffizient (%)					13,3	11,9	4,8	11,3	1,3	3,2	9,2		4,8	3,1	12,8	12,5	9,1	10,7	9,6	8,9	5,8	4,2	10,1

Dauer der Versuchsphasen aus Videoaufzeichnung und Datenverknüpfung für VP3

Versuch	Mechanismus	Umrechnung Absolutzeit - NZ 1Sek = %NZ	Durchfahrt Schranke (s)	Durchfahrt Schranke %NZ	Durchfahrt 1. Bild (s)	Flugstart 1. Bild %NZ	Flugstart Klapp- Anfang (s)	KA Bild	Klapp- Anfang %NZ	Klapp- Ende (s)	KE Bild	Klapp- Ende %NZ	letztes Bild (s)	Bilder- Anzahl	letztes Bild %NZ	Flug- Dauer (s)	Flug- Dauer %NZ	Klapp- Dauer (s)	Klapp- Dauer %NZ	Land- Dauer (s)	Land- Dauer %NZ	Geschw in- digkeit m/s	Land- Winkel (°)	mittlere Klappwinkel- geschw. (rad/s)
ost22	blockiert	131,6	0	0	0,34	45	0,58	13	76	0,76	22	100	1,24	46	163	0,24	32	0,18	24	0,48	63	9,2	50,81	4,93
ost23	aktiviert	125,0	0	0	0,38	48	0,62	13	78	0,8	22	100	1,28	46	160	0,24	30	0,18	23	0,48	60	9,1	51,32	4,98
ost24	aktiviert	119,0	0	0	0,54	64	0,72	10	86	0,84	16	100	1,44	46	171	0,18	21	0,12	14	0,6	71	9	32,98	4,8
ost25	blockiert	119,0	0	0	0,5	60	0,7	11	83	0,84	18	100	1,4	46	167	0,2	24	0,14	17	0,56	67	8,9	42,86	5,34
ost26	aktiviert	119,0	0	0	0,52	62	0,66	8	79	0,84	17	100	1,34	42	160	0,14	17	0,18	21	0,5	60	9	50,67	4,91
ost27	aktiviert	122,0	0	0	0,48	59	0,64	9	78	0,82	18	100	1,36	45	166	0,16	20	0,18	22	0,54	66	9,6	48,52	4,7
ost28	blockiert	128,2	0	0	0,46	59	0,6	8	77	0,78	17	100	1,34	45	172	0,14	18	0,18	23	0,56	72	9,5	48,47	4,7
ost29	blockiert	138,9	0	0	0,48	67	0,58	6	81	0,72	13	100	1,36	45	189	0,1	14	0,14	19	0,64	89	9,7	39,77	4,96
ost30	blockiert	122,0	0	0	0,46	56	0,64	10	78	0,82	19	100	1,46	51	178	0,18	22	0,18	22	0,64	78	8	47,92	4,65
ost31	aktiviert	119,0	0	0	0,48	57	0,64	9	76	0,84	19	100	1,42	48	169	0,16	19	0,2	24	0,58	69	8,8	52,68	4,6
MW		124,4			0,46	57,7	0,64	9,7	79,2	0,81	18,1		1,36	46,0	169,5	0,17	21,7	0,17	20,9	0,56	69,5	9,1	46,60	4,86
STD		6,35			0,06	6,42	0,04	2,10	3,06	0,04	2,55		0,07	2,19	8,38	0,04	5,35	0,02	3,11	0,06	8,38	0,46	5,90	0,21
Variationskoeffizient (%)					13,0	11,1	6,3	21,6	3,9	4,9	14,1		5,1	4,8	4,9	23,5	24,7	11,8	14,9	10,7	12,1	5,1	12,7	4,3

Dauer der Versuchsphasen aus Videoaufzeichnung und Datenverknüpfung für VP4

Versuch	Mechanismus	Umrechnung Absolutzeit - NZ 1Sek = %NZ	Durchfahrt Schranke (s)	Durchfahrt Schranke %NZ	Flugstart 1. Bild (s)	Flugstart 1. Bild %NZ	Klapp- Anfang (s)	KA Bild	Klapp- Anfang %NZ	Klapp- Ende (s)	KE Bild	Klapp- Ende %NZ	letztes Bild (s)	Bilder- Anzahl	letztes Bild %NZ	Flug- Dauer (s)	Flug- Dauer %NZ	Klapp- Dauer (s)	Klapp- Dauer %NZ	Lande- Dauer (s)	Lande- Dauer %NZ	Geschwindigkeit m/s	Lande- Winkel (°)	mittlere Klappwinkel- geschw. (rad/s)
ost32	blockiert	128,2	0	0	0,5	64	0,62	7	79	0,78	15	100	1,44	48	185	0,12	15	0,16	21	0,66	85	8,7	39,17	4,27
ost34	aktiviert	138,9	0	0	0,48	67	0,54	4	75	0,72	13	100	1,38	46	192	0,06	8	0,18	25	0,66	92	7,6	50,75	4,92
ost36	blockiert	142,9	0	0	0,52	74	0,58	4	83	0,7	10	100	1,4	45	200	0,06	9	0,12	17	0,7	100	7,9	36,52	5,31
ost37	blockiert	131,6	0	0	0,58	76	0,62	3	82	0,76	10	100	1,46	45	192	0,04	5	0,14	18	0,7	92	7,6	48,16	6
ost38	aktiviert	135,1	0	0	0,46	62	0,62	9	84	0,74	15	100	1,38	47	186	0,16	22	0,12	16	0,64	86	8,5	38,87	5,65
ost39	blockiert	135,1	0	0	0,5	68	0,62	7	84	0,74	13	100	1,38	45	186	0,12	16	0,12	16	0,64	86	8,2	37,06	5,39
ost40	aktiviert	131,6	0	0	0,52	68	0,6	5	79	0,76	13	100	1,4	45	184	0,08	11	0,16	21	0,64	84	9,2	47,61	5,19
ost41	blockiert	135,1	0	0	0,5	68	0,6	6	81	0,74	13	100	1,38	45	186	0,1	14	0,14	19	0,64	86	8,7	41,24	5,14

MW 134,8 0,51 68,4 0,60 5,6 80,9 0,74 12,8 1,40 45,8 188,9 0,09 12,5 0,14 19,1 0,66 88,9 8,3 42,42 5,23

STD 4,28 0,03 4,36 0,03 1,87 2,89 0,02 1,79 0,03 1,09 5,09 5,02 0,04 5,02 0,02 2,89 0,02 5,09 0,54 5,21 0,48

Variationskoeffizient (%) 5,9 6,4 5,0 33,4 3,6 2,7 14,0 2,1 2,4 2,7 44,4 40,2 14,3 15,1 3,0 5,7 6,5 12,3 9,2

Dauer der Versuchsphasen aus Videoaufzeichnung und Datenverknüpfung für VP5

Versuch	Mechanismus	Umrechnung Absolutzeit - NZ 1Sek = %NZ	Durchfahrt Schranke (s)	Durchfahrt Schranke %NZ	Flugstart 1. Bild (s)	Flugstart 1. Bild %NZ	Flugstart Klapp- Anfang (s)	KA Bild	Klapp- Anfang %NZ	Klapp- Ende (s)	KE Bild	Klapp- Ende %NZ	letztes Bild (s)	Bilder- Anzahl	letztes Bild %NZ	Flug- Dauer (s)	Flug- Dauer %NZ	Klapp- Dauer (s)	Klapp- Dauer %NZ	Lande- Dauer (s)	Lande- Dauer %NZ	Geschwindigkeit m/s	Lande- Winkel (°)	mittlere Klappwinkelgeschw. (rad/s)
ost42	blockiert	131,6	0	0	0,58	76	0,66	5	87	0,76	10	100	1,44	44	189	0,08	11	0,1	13	0,68	89	9,8	38,02	6,64
ost43	aktiviert	122,0	0	0	0,58	71	0,66	5	80	0,82	13	100	1,44	44	176	0,08	10	0,16	20	0,62	76	8,4	42,86	4,68
ost44	aktiviert	128,2	0	0	0,56	72	0,62	4	79	0,78	12	100	1,58	52	203	0,06	8	0,16	21	0,8	103	8,3	46,75	5,1
ost45	blockiert	128,2	0	0	0,56	72	0,62	4	79	0,78	12	100	1,5	48	192	0,06	8	0,16	21	0,72	92	7,6	42,07	4,59
ost46	aktiviert	131,6	0	0	0,6	79	0,62	2	82	0,76	9	100	1,54	48	203	0,02	3	0,14	18	0,78	103	9,1	47,21	5,89
ost47	aktiviert	128,2	0	0	0,58	74	0,62	3	79	0,78	11	100	1,56	50	200	0,04	5	0,16	21	0,78	100	8,1	42,81	4,67
MW		128,3			0,58	74,0	0,63	3,8	81,0	0,78	11,2		1,51	47,7	193,8	0,06	7,5	0,15	19,0	0,73	93,8	8,6	43,29	5,26
STD		3,21			0,01	2,77	0,02	1,07	2,89	0,02	1,34		0,06	2,92	9,58	0,02	2,75	0,02	2,89	0,06	9,58	0,71	3,08	0,76
Variationskoeffizient (%)					1,7	3,7	3,2	28,2	3,6	2,6	12,0		4,0	6,1	4,9	33,3	36,7	13,3	15,2	8,2	10,2	8,3	7,1	14,4

Dauer der Versuchsphasen aus Videoaufzeichnung und Datenverknüpfung für VP6

Versuch	Mechanismus	Umrechnung Absolutzeit - NZ 1Sek = %NZ	Durchfahrt Schranke (s)	Durchfahrt Schranke %NZ	Flugstart 1. Bild (s)	Flugstart 1. Bild %NZ	Klapp- Anfang (s)	KA Bild	Klapp- Anfang %NZ	Klapp- Ende (s)	KE Bild	Klapp- Ende %NZ	letztes Bild (s)	Bilder- Anzahl	letztes Bild %NZ	Flug- Dauer (s)	Flug- Dauer %NZ	Klapp- Dauer (s)	Klapp- Dauer %NZ	Lande- Dauer (s)	Lande- Dauer %NZ	Geschwin- digkeit m/s	Lande- Winkel (°)	mittlere Klappwinkel- geschw. (rad/s)
ost48	blockiert	142,9	0	0	0,1	14	0,6	26	86	0,7	31	100	1,28	60	183	0,5	71	0,1	14	0,58	83	7,3	18,74	3,27
ost49	blockiert	138,9	0	0	0,1	14	0,62	27	86	0,72	32	100	1,24	58	172	0,52	72	0,1	14	0,52	72	7,2	17,97	3,14
ost50	aktiviert	142,9	0	0	0,06	9	0,5	23	71	0,7	33	100	1,24	60	177	0,44	63	0,2	29	0,54	77	7,1	42,83	3,74
ost53	aktiviert	135,1	0	0	0,12	16	0,56	23	76	0,74	32	100	1,34	62	181	0,44	59	0,18	24	0,6	81	6,7	35,92	3,48
ost54	blockiert	128,2	0	0	0,14	18	0,6	24	77	0,78	33	100	1,36	62	174	0,46	59	0,18	23	0,58	74	6,6	36,52	3,54
ost55	blockiert	128,2	0	0	0,12	15	0,6	25	77	0,78	34	100	1,38	64	177	0,48	62	0,18	23	0,6	77	6,4	39,5	3,83
ost56	aktiviert	128,2	0	0	0,2	26	0,6	21	77	0,78	30	100	1,34	58	172	0,4	51	0,18	23	0,56	72	6,7	40,57	3,93
ost57	blockiert	138,9	0	0	0,16	22	0,56	21	78	0,72	29	100	1,3	58	181	0,4	56	0,16	22	0,58	81	6,9	34,66	3,78
ost58	aktiviert	131,6	0	0	0,12	16	0,6	25	79	0,76	33	100	1,36	63	179	0,48	63	0,16	21	0,6	79	6,6	37,88	4,13
ost59	blockiert	138,9	0	0	0,06	8	0,58	27	81	0,72	34	100	1,3	63	181	0,52	72	0,14	19	0,58	81	6,7	32,42	4,04
MW		135,4			0,12	15,8	0,58	24,2	78,8	0,74	32,1		1,31	60,8	177,7	0,46	62,8	0,16	21,2	0,57	77,7	6,8	33,70	3,69
STD		5,64			0,04	5,11	0,03	2,09	4,33	0,03	1,58		0,05	2,18	3,77	0,04	6,72	0,03	4,33	0,03	3,77	0,28	8,18	0,31
Variationskoeffizient (%)					33,3	32,3	5,2	8,6	5,5	4,1	4,9		3,8	3,6	2,1	8,7	10,7	18,8	20,4	5,3	4,9	4,1	24,3	8,4

Dauer der Versuchsphasen aus Videoaufzeichnung und Datenverknüpfung für VP7

Versuch	Mechanismus	Umrechnung Absolutzeit - NZ 1Sek = %NZ	Durchfahrt Schranke (s)	Durchfahrt Schranke %NZ	Flugstart 1. Bild (s)	Flugstart 1. Bild %NZ	Flugstart Anfang (s)	KA Bild	Klapp- Anfang %NZ	Klapp- Ende (s)	KE Bild	Klapp- Ende %NZ	Flug- leitzes Bild (s)	Bilder- Anzahl	Flug- leitzes Bild %NZ	Flug- Dauer (s)	Flug- Dauer %NZ	Klapp- Dauer (s)	Klapp- Dauer %NZ	Lande- Dauer (s)	Lande- Dauer %NZ	Geschw.in- digkeit m/s	Lande- Winkel (°)	mittlere Klappwinkel- geschw. (rad/s)
ost60	blockiert	151,5	0	0	0,1	15	0,52	22	79	0,66	29	100	1,3	61	197	0,42	64	0,14	21	0,64	97	6,6	33,98	4,24
ost61	blockiert	138,9	0	0	0,08	11	0,56	25	78	0,72	33	100	1,32	63	183	0,48	67	0,16	22	0,6	83	6,6	33,68	3,67
ost62	aktiviert	161,3	0	0	0,18	29	0,5	17	81	0,62	23	100	1,32	58	213	0,32	52	0,12	19	0,7	113	6,5	23,31	3,39
ost63	aktiviert	151,5	0	0	0,16	24	0,5	18	76	0,66	26	100	1,36	61	206	0,34	52	0,16	24	0,7	106	6,3	44,81	4,89
ost64	blockiert	151,5	0	0	0,18	27	0,58	21	88	0,66	25	100	1,34	59	203	0,4	61	0,08	12	0,68	103	6,6	21,42	4,67
ost65	aktiviert	142,9	0	0	0,12	17	0,56	23	80	0,7	30	100	1,3	60	186	0,44	63	0,14	20	0,6	86	6,2	33,72	4,2
ost66	aktiviert	156,3	0	0	0,16	25	0,5	18	78	0,64	25	100	1,34	60	209	0,34	53	0,14	22	0,7	109	6,4	30,78	3,84
ost67	blockiert	151,5	0	0	0,12	18	0,6	25	91	0,66	28	100	1,3	60	197	0,48	73	0,06	9	0,64	97	6,8	10,21	2,97
ost68	aktiviert	156,3	0	0	0,16	25	0,48	17	75	0,64	25	100	1,32	59	206	0,32	50	0,16	25	0,68	106	6,4	40,48	4,42
ost69b	blockiert	151,5	0	0	0,1	15	0,54	23	82	0,66	29	100	1,26	59	191	0,44	67	0,12	18	0,6	91	6,8	28,92	4,21
MW		151,3			0,14	20,6	0,53	20,9	80,8	0,66	27,3		1,32	60,0	199,1	0,40	60,2	0,13	19,2	0,65	99,1	6,5	30,13	4,05
STD		6,12			0,03	5,80	0,04	3,01	4,83	0,03	2,87		0,03	1,34	9,52	0,06	7,55	0,03	4,83	0,04	9,52	0,19	9,40	0,56
Variationskoeffizient (%)					21,4	28,2	7,5	14,4	6,0	4,5	10,5		2,3	2,2	4,8	15,0	12,5	23,1	25,2	6,2	9,6	2,9	31,2	13,8

Dauer der Versuchsphasen aus Videoaufzeichnung und Datenverknüpfung für VP8

Versuch	Mechanismus	Umrechnung Absolutzeit - NZ 1Sek = %NZ	Durchfahrt Schranke (s)	Durchfahrt Schranke %NZ	Flugstart 1. Bild (s)	Flugstart 1. Bild %NZ	Klapp- Anfang (s)	KA Bild	Klapp- Anfang %NZ	Klapp- Ende (s)	KE Bild	Klapp- Ende %NZ	letztes Bild (s)	Bilder- Anzahl	letztes Bild %NZ	Flug- Dauer (s)	Flug- Dauer %NZ	Klapp- Dauer (s)	Klapp- Dauer %NZ	Lande- Dauer (s)	Lande- Dauer %NZ	Geschw in- digkeit m/s	Lande- Winkel (°)	mittlere Klappwinkel- geschw. (rad/s)
ost70b	blockiert	131,6	0	0	0,12	16	0,72	31	95	0,76	33	100	1,3	60	171	0,6	79	0,04	5	0,54	71	7	3,39	1,48
ost71	blockiert	147,1	0	0	0,18	26	0,58	21	85	0,68	26	100	1,48	66	218	0,4	59	0,1	15	0,8	118	6,2	18,35	3,2
ost72	blockiert	128,2	0	0	0,18	23	0,64	24	82	0,78	31	100	1,54	69	197	0,46	59	0,14	18	0,76	97	6	27,71	3,45
ost73	aktiviert	151,5	0	0	0,14	21	0,6	24	91	0,66	27	100	1,48	68	224	0,46	70	0,06	9	0,82	124	6,2	14,01	4,08
ost74	aktiviert	156,3	0	0	0,22	34	0,58	19	91	0,64	22	100	1,32	56	206	0,36	56	0,06	9	0,68	106	6	7,31	2,13
ost75	aktiviert	151,5	0	0	0,18	27	0,5	17	76	0,66	25	100	1,56	70	236	0,32	48	0,16	24	0,9	136	5,5	22,44	2,45
MW		144,4			0,17	24,5	0,60	22,7	86,7	0,70	27,3		1,45	64,8	208,7	0,43	61,8	0,09	13,3	0,75	108,7	6,2	15,54	2,80
STD		10,61			0,03	5,56	0,07	4,50	6,39	0,05	3,68		0,10	5,11	20,94	0,09	10,02	0,04	6,39	0,11	20,94	0,45	8,38	0,87
Variationskoeffizient (%)					17,6	22,7	11,7	19,8	7,4	7,1	13,5		6,9	7,9	10,0	20,9	16,2	44,4	48,0	14,7	19,3	7,3	53,9	31,1

10.2 Ergänzungen zur Kinematik

10.2.1 Gemittelte Winkeldaten zum Zeitpunkt KA, KE, T248 und LE

Zeitpunkt Klappanfang (KA)

Tabelle 20 stellt die Absolutwerte sowie die absoluten und relativen Differenzen der beiden Mechanismen zum Zeitpunkt KA gegenüber. In dieser Phase des Versuches, führt die unterschiedliche Beweglichkeit des Heckspoilers, sowohl für die Gelenkwinkel, als auch für die Körper- und den Klappwinkel, zu keinen signifikanten Unterschieden. Die Körperhaltung ist für beide Mechanismen, dem Versuchsdesign entsprechend, aufrecht. Die etwas geringere Beugung ($\Delta 3,2^\circ$) im Kniegelenk für den aktivierten Mechanismus wird durch die stärkere Beugung ($\Delta 4,3^\circ$) im Hüftgelenk ausgeglichen. Die Unterschiede im Vorlagewinkel ($\Delta 5,4^\circ$) erklären sich durch die unterschiedlichen Klappwinkel ($\Delta 3,5^\circ$).

Klappanfang	blockiert	aktiviert	absolute Differenz
Hüftwinkel	34,5°	38,8°	4,3°
Kniewinkel	15,8°	12,6°	3,2°
OSG-Winkel	15,4°	14,2°	1,2°
Klappwinkel = Landewinkel	35,3°	38,8°	3,5°
Oberkörperwinkel	23,3°	25,3°	2,0°
Vorlagewinkel	55,1°	49,7°	5,4°

Tabelle 20: Gelenk-, Körper- und Klappwinkel zum Zeitpunkt Klappanfang

Zeitpunkt Klappende (KE)

Tabelle 21 stellt die Absolutwerte sowie die absoluten und relativen Differenzen der beiden Mechanismen zum Zeitpunkt KE gegenüber. In dieser Phase des Versuches, führt die unterschiedliche dorsale Beweglichkeit des Skischuh-Schaftes für den OSG-Winkel ($\Delta 4,4^\circ$; $p=0,001$) zu einem hoch signifikanten und für den Hüftwinkel ($\Delta 6,4^\circ$; $p=0,015$) zu einem signifikanten Unterschied. Dadurch zeigt die Körperhaltung für den aktivierten Mechanismus eine stärkere Rücklage. Die stärkere Rücklage wird durch die stärkere Beugung im Hüftgelenk ($\Delta 6,4^\circ$) und einem damit verbundenen höheren Oberkörperwinkel ($\Delta 3,3^\circ$) ausgeglichen. Für den Knie- und den Klappwinkel findet sich kein signifikanter Unterschied. Für die zwei Körperwinkel sind die Unterschiede signifikant ($p_{\text{Obk}}=0,043$; $p_{\text{Vor}}=0,026$).

Klappende	blockiert	aktiviert	absolute Differenz
Hüftwinkel	54,8°	61,2°	6,4°
Kniewinkel	46,7°	44,6°	2,1°
OSG-Winkel	-1,2°	-5,6°	4,4°
Klappwinkel	-2,2°	-2,1°	0,1°
Oberkörperwinkel	31,5°	34,8°	3,3°
Vorlagewinkel	83,4°	79,9°	3,5°

Tabelle 21: Gelenk-, Körper- und Klappwinkel zum Zeitpunkt Klappende

Zeitpunkt T248

Tabelle 22 stellt die Absolutwerte sowie die absoluten und relativen Differenzen der beiden Mechanismen zum Zeitpunkt T248 gegenüber. In dieser Phase des Versuches, finden sich hoch signifikante Unterschiede für den Kniewinkel ($\Delta 12,7^\circ$; $p=0,001$), den OSG-Winkel ($\Delta 11,4^\circ$; $p=0,001$) und den Klappwinkel ($\Delta 1,2^\circ$; $p=0,002$). Für den Hüftwinkel ($\Delta 4,9^\circ$; $p < 0,05$) findet sich ein signifikanter Unterschied. Allerdings stellt der Klappwinkel in der Landephase des Versuches keinen relevanten Winkel dar. Die auch schon zuvor für das KE festgestellte, stärkere Rücklage für den aktivierten Mechanismus setzt sich weiter fort.

T = 248 ms	blockiert	aktiviert	absolute Differenz
Hüftwinkel	97,2°	102,0°	4,8°
Kniewinkel	80,0°	67,3°	12,7°
OSG-Winkel	4,0°	-7,4°	11,4°
Klappwinkel	-1,9°	-0,7°	1,2°
Oberkörperwinkel	45,2°	49,3°	4,1°
Vorlagewinkel	68,7°	63,3°	5,4°

Tabelle 22: Gelenk-, Körper- und Klappwinkel zum Zeitpunkt T248

Wiederum wird die stärkere Rücklage durch die stärkere Beugung im Hüftgelenk ($\Delta 4,8^\circ$) und einen höheren Oberkörperwinkel ($\Delta 4,1^\circ$) ausgeglichen. Für den Oberkörperwinkel ($p_{\text{Obk}}=0,012$) ist der Unterschied signifikant, für den Vorlagewinkel ($p_{\text{Vor}}=0,003$) hoch signifikant.

Zeitpunkt Landungsende (LE)

Tabelle 23 stellt die Absolutwerte sowie die absoluten und relativen Differenzen der beiden Mechanismen zum Zeitpunkt LE gegenüber. In dieser Phase des Versuches, finden sich hoch signifikante Unterschiede für den Kniewinkel ($\Delta 10,0^\circ$; $p=0,001$) und den OSG-Winkel ($\Delta 8,3^\circ$; $p=0,001$). Auch der Klappwinkel ($\Delta 1,9^\circ$; $p=0,002$) unterscheidet sich wiederum hoch signifikant, allerdings stellt er auch an dieser Stelle des Versuches keinen relevanten Winkel dar.

Die bestehende stärkere Rücklage für den aktivierten Mechanismus setzt sich weiter fort. Auch hier führt die stärkere Rücklage, zu einer stärkeren Beugung im Hüftgelenk ($\Delta 3,4^\circ$) und einen höheren Oberkörperwinkel ($\Delta 2,3^\circ$). Für den Hüftwinkel findet sich eine Tendenz, für den Vorlagewinkel ($p_{\text{Vor}}=0,031$) ein signifikanter und für den Oberkörperwinkel ($p_{\text{Obk}}=0,180$) kein signifikanter Unterschied.

Landungsende	blockiert	aktiviert	absolute Differenz
Hüftwinkel	104,0°	107,4°	3,4°
Kniewinkel	80,0°	70,0°	10,0°
OSG-Winkel	0,2°	-8,5°	8,3°
Klappwinkel	-1,5°	0,4°	1,9°
Oberkörperwinkel	47,2°	49,5°	2,3°
Vorlagewinkel	66,1°	62,1°	4,0°

Tabelle 23: Gelenk-, Körper- und Klappwinkel zum Zeitpunkt Landungsende

10.2.2 Vergleich der Winkeldaten für beide Mechanismen (II)

Tabelle 24 stellt die Absolutwerte für den blockierten Mechanismus zum Zeitpunkt Klappanfang, Klappende, T248 und Landungsende dar.

blockiert	Klappanfang	Klappende	T248	Landungsende
Hüftwinkel	34,5°	54,8°	97,2°	104,0°
Kniewinkel	15,8°	46,7°	80,0°	80,0°
OSG-Winkel	15,4°	-1,2°	4,0°	0,2°
Klappwinkel	35,3°	-2,2°	-1,9°	-1,5°
Oberkörperwinkel	23,3°	31,5°	45,2°	47,2°
Vorlagewinkel	55,1°	83,4°	68,7°	66,1°

Tabelle 24: Gelenk-, Körper- und Klappwinkel für den blockierten Mechanismus

Abbildung 37 stellt die aus Tabelle 24 bekannten Winkeldaten als Strichfiguren im zeitlichen Verlauf dar.

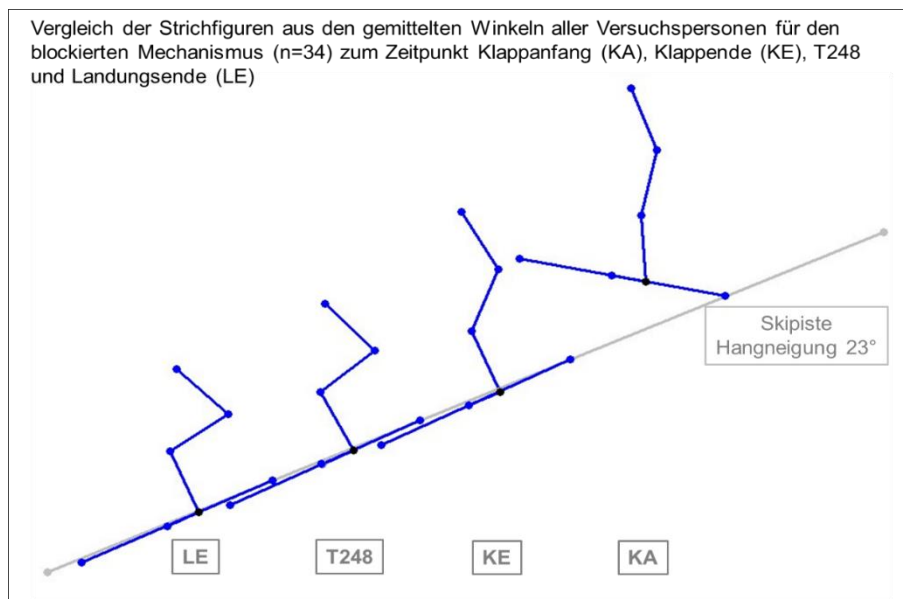


Abbildung 37: Strichfiguren für den blockierten Mechanismus im zeitlichen Verlauf

Tabelle 25 stellt die Absolutwerte für den aktivierten Mechanismus zum Zeitpunkt Klappanfang, Klappende, T248 und Landungsende dar.

aktiviert	Klappanfang	Klappende	T248	Landungsende
Hüftwinkel	38,8°	61,2 °	102,0°	107,4°
Kniewinkel	12,6°	44,6°	67,3°	69,9°
OSG-Winkel	14,2°	-5,6°	-7,4°	-8,5°
Klappwinkel	38,8°	-2,1°	-0,7°	0,4°
Oberkörperwinkel	25,3°	34,8°	49,3°	49,5°
Vorlagewinkel	49,7°	79,9°	63,3°	62,1°

Tabelle 25: Gelenk-, Körper- und Klappwinkel für den aktivierten Mechanismus

Abbildung 38 stellt die aus Tabelle 25 bekannten Winkeldaten als Strichfiguren im zeitlichen Verlauf dar.

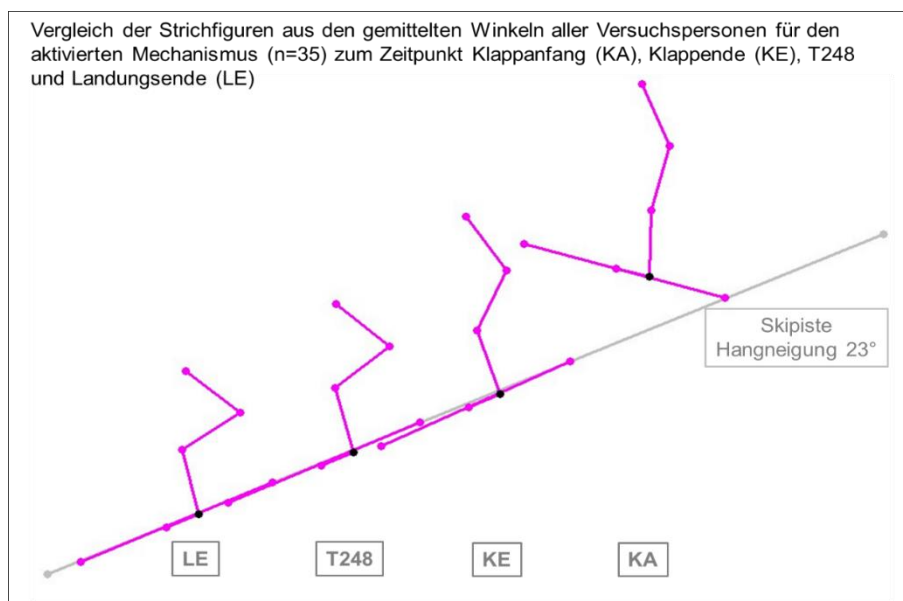
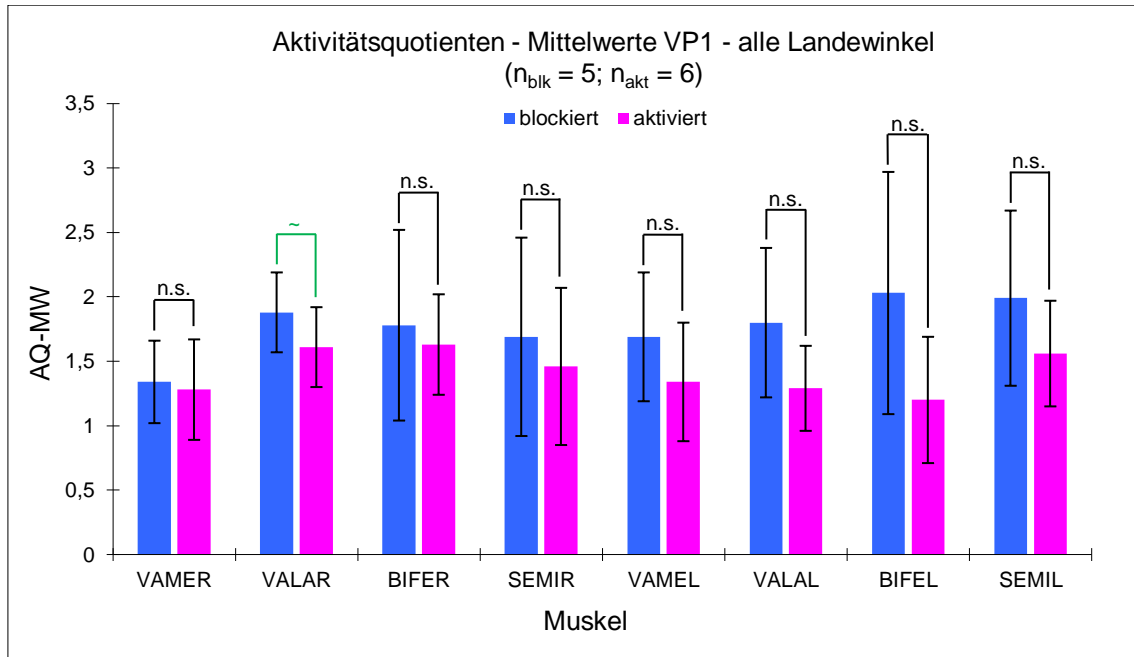


Abbildung 38: Strichfiguren für den aktivierten Mechanismus im zeitlichen Verlauf

10.3 Muskelaktivität (AQ-MW und IQI) für VP1 – VP8

Versuchsperson 1 (VP1)

Für die erste Versuchsperson konnten 11 Sprünge (5 mit blockiertem Mechanismus, 6 mit aktiviertem Mechanismus) ausgewertet werden. Der Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte zeigt für alle Muskeln höhere Werte für den blockierten Mechanismus (Balkendiagramm 30).



Balkendiagramm 30: Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) von VP1 für alle Landewinkel

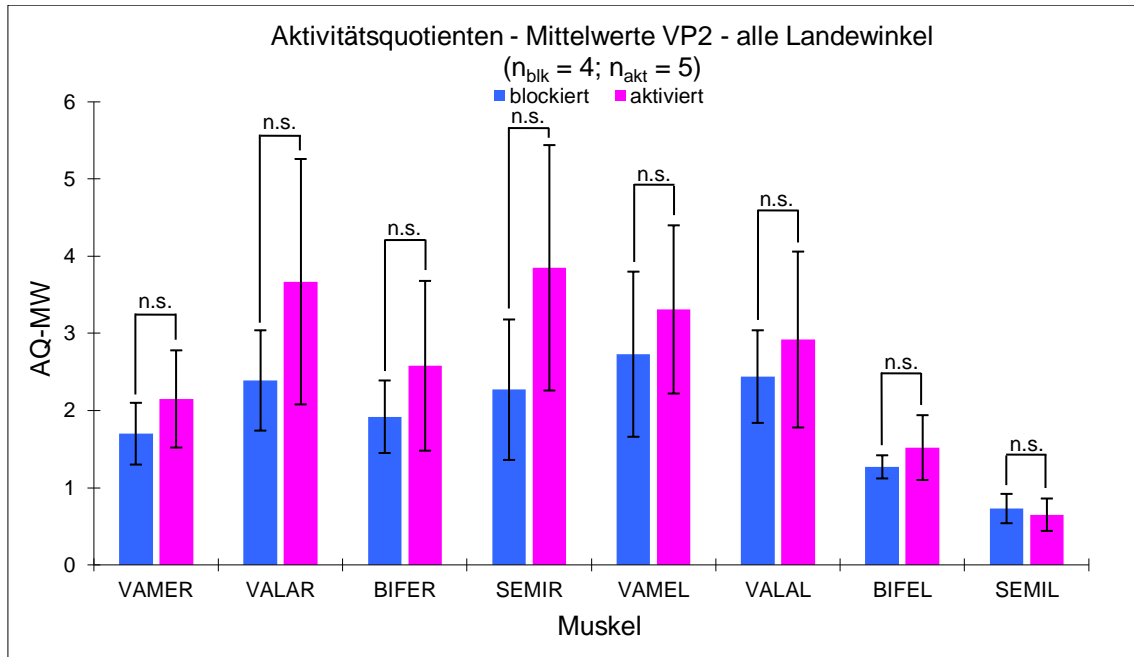
Die Mediane des Ischio/Quad-Index (IQI-Median) zeigen für das rechte Bein, bei beiden Mechanismen eine höhere Aktivität der Quadrizepsmuskulatur. Für das linke Bein bei beiden Mechanismen eine verstärkte Aktivität der ischiocruralen Muskulatur (Tabelle 26).

Mechanismus/Seite	IQI-Median	Wilcoxon
blockiert rechts	0,79	n.s.
aktiviert rechts	0,86	
blockiert links	1,10	n.s.
aktiviert links	1,11	

Tabelle 26: IQI-Mediane für Versuchsperson 1

Versuchsperson 2 (VP2)

Für die zweite Versuchsperson konnten 9 Sprünge (4 mit blockiertem Mechanismus, 5 mit aktiviertem Mechanismus) ausgewertet werden. Der Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte zeigt für 7 der 8 Muskeln – die Ausnahme bildet der M. semitendinosus links - höhere Werte für den aktivierten Mechanismus (Balkendiagramm 31).



Balkendiagramm 31: Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) von VP2 für alle Landewinkel

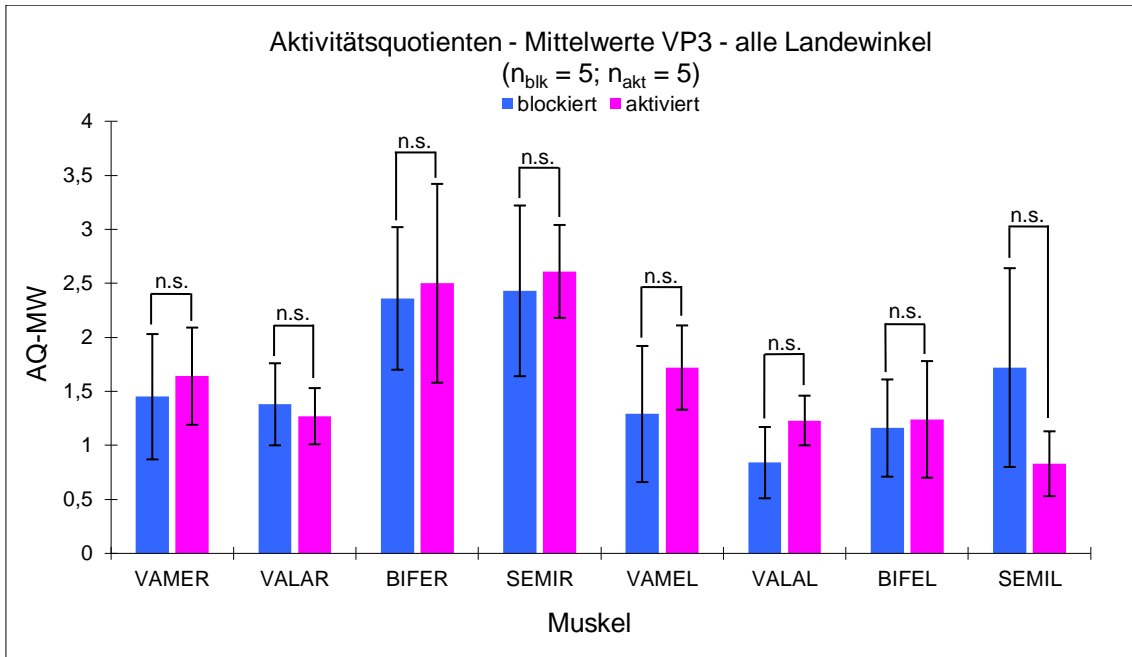
Die IQI-Mediane zeigen für das rechte Bein und beide Mechanismen jeweils eine höhere Aktivität der ischiocruralen Muskulatur (Tabelle 27). Für das linke Bein verhält es sich umgekehrt, hier findet sich für beide Mechanismen eine deutlich höhere Aktivität für die Quadrizepsmuskulatur.

Mechanismus/Seite	IQI-Median	Wilcoxon
blockiert rechts	1,02	n.s.
aktiviert rechts	1,17	
blockiert links	0,46	n.s.
aktiviert links	0,38	

Tabelle 27: IQI-Mediane für Versuchsperson 2

Versuchsperson 3 (VP3)

Für die dritte Versuchsperson konnten 10 Sprünge (5 mit blockiertem Mechanismus, 5 mit aktiviertem Mechanismus) ausgewertet werden. Der Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte zeigt für 6 der 8 Muskeln – die Ausnahme bilden der M. vastus lateralis rechts und der M. semitendinosus links - höhere Werte für den aktivierten Mechanismus (Balkendiagramm 32).



Balkendiagramm 32: Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) von VP3 für alle Landewinkel

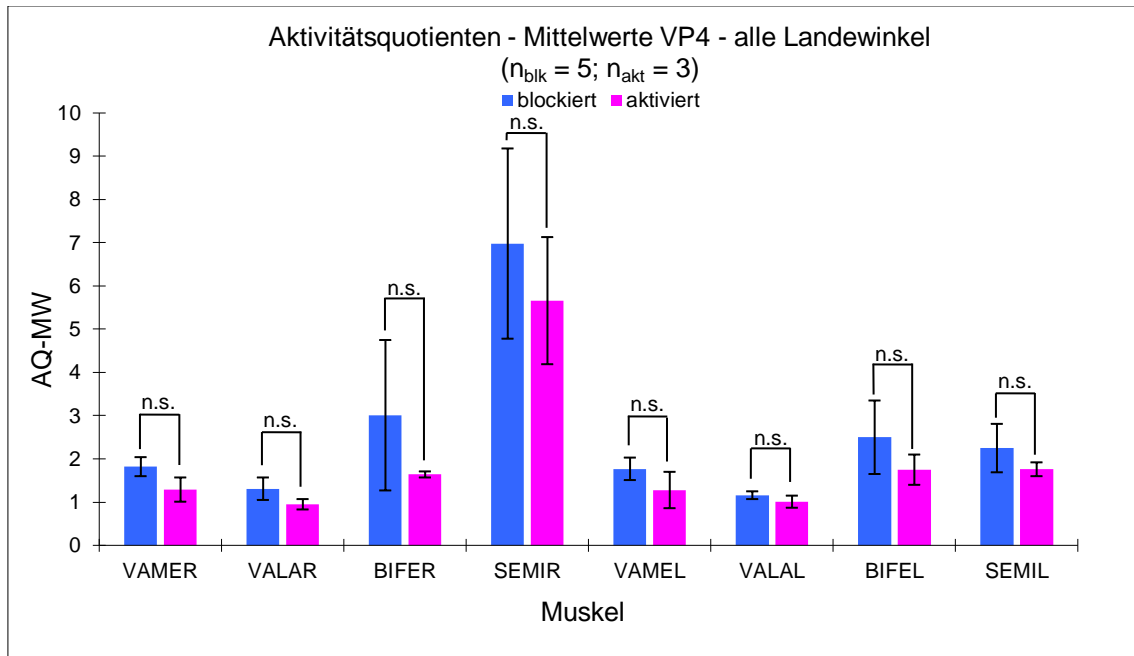
Die IQI-Mediane zeigen für das rechte Bein und beide Mechanismen jeweils eine verstärkte Aktivität der ischiocruralen Muskulatur (Tabelle 28). Für das linke Bein finden sich gegensätzliche Ergebnisse für die beiden Mechanismen. Bei blockiertem Mechanismus findet sich eine höhere Aktivität der ischiocruralen Muskulatur, bei aktiviertem Mechanismus überwiegt die Aktivität der Quadrizepsmuskulatur.

Mechanismus/Seite	IQI-Median	Wilcoxon
blockiert rechts	1,72	n.s.
aktiviert rechts	1,75	
blockiert links	1,26	~
aktiviert links	0,70	

Tabelle 28: IQI-Mediane für Versuchsperson 3

Versuchsperson 4 (VP4)

Für die vierte Versuchsperson konnten 8 Sprünge (5 mit blockiertem Mechanismus, 3 mit aktiviertem Mechanismus) ausgewertet werden. Der Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte zeigt für alle Muskeln höhere Werte für den blockierten Mechanismus (Balkendiagramm 33).



Balkendiagramm 33: Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) von VP4 für alle Landewinkel

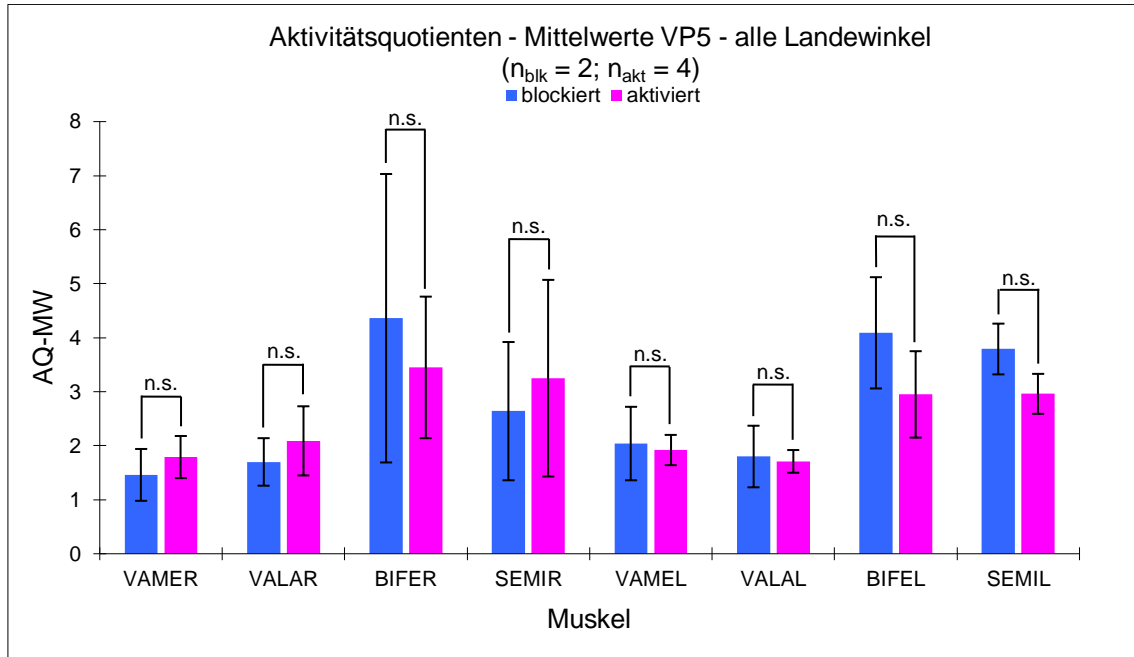
Die IQI-Mediane zeigen für beide Beine, rechts wesentlich ausgeprägter als links, und beide Mechanismen jeweils eine verstärkte Aktivität der ischiocruralen Muskulatur (Tabelle 29).

Mechanismus/Seite	IQI-Median	Wilcoxon
blockiert rechts	2,84	n.s.
aktiviert rechts	2,87	
blockiert links	1,49	n.s.
aktiviert links	1,35	

Tabelle 29: IQI-Mediane für Versuchsperson 4

Versuchsperson 5 (VP5)

Für die fünfte Versuchsperson konnten 6 Sprünge (2 mit blockiertem Mechanismus, 4 mit aktiviertem Mechanismus) ausgewertet werden. Der Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte zeigt für 5 Muskeln (darunter alle Muskeln des linken Beines und der M. biceps femoris rechts) höhere Werte für den blockierten Mechanismus (Balkendiagramm 34). Für drei Muskeln des rechten Beines findet sich eine höhere Aktivität für den aktivierten Mechanismus.



Balkendiagramm 34: Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) von VP5 für alle Landewinkel

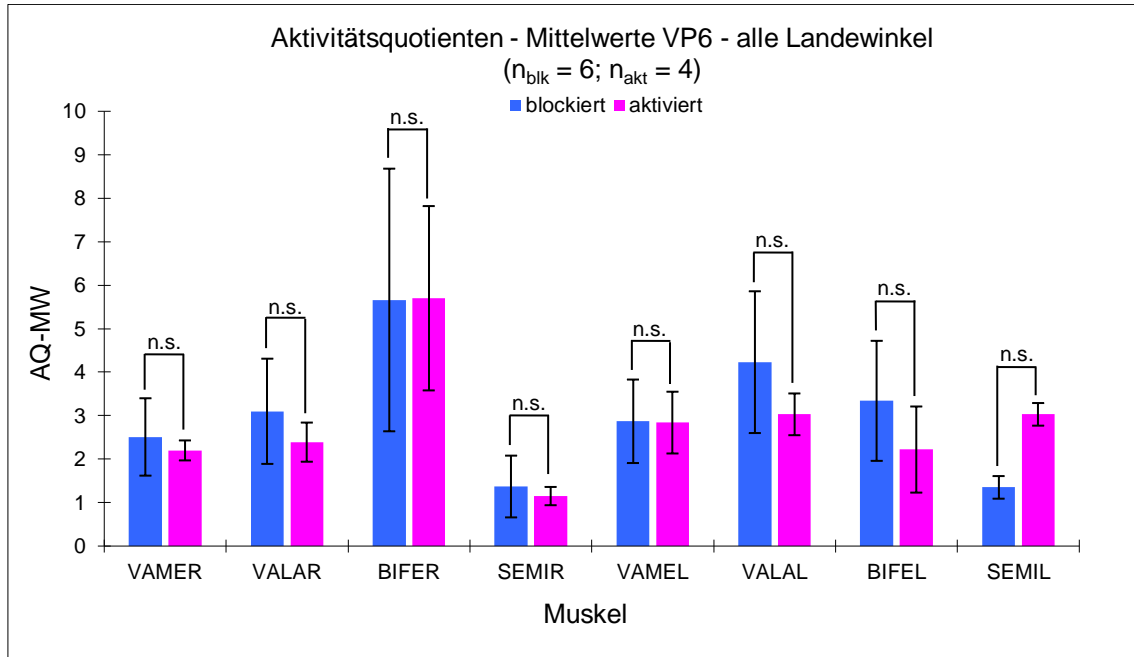
Die IQI-Mediane zeigen für beide Beine und beide Mechanismen jeweils eine verstärkte Aktivität der ischiocruralen Muskulatur (Tabelle 30).

Mechanismus/Seite	IQI-Median	Wilcoxon
blockiert rechts	2,28	n.s.
aktiviert rechts	1,57	
blockiert links	2,15	n.s.
aktiviert links	1,58	

Tabelle 30: IQI-Mediane für Versuchsperson 5

Versuchsperson 6 (VP6)

Für die sechste Versuchsperson konnten 10 Sprünge (6 mit blockiertem Mechanismus, 4 mit aktiviertem Mechanismus) ausgewertet werden. Der Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte zeigt für 6 Muskeln höhere Werte für den blockierten Mechanismus (Balkendiagramm 35). Für zwei Muskeln (M. biceps femoris rechts und M. semitendinosus links) findet sich eine höhere Aktivität für den aktivierten Mechanismus.



Balkendiagramm 35: Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) von VP6 für alle Landewinkel

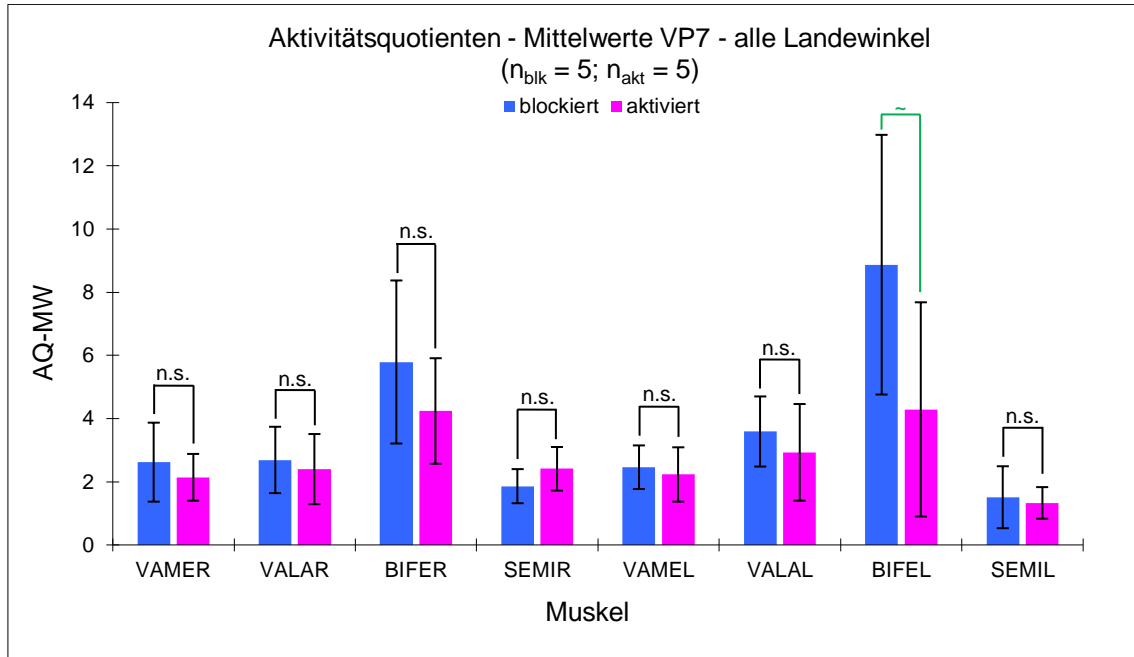
Die IQI-Mediane zeigen für das rechte Bein bei beiden Mechanismen eine verstärkte Aktivität der ischiocruralen Muskulatur (Tabelle 31). Für das linke Bein verhält es sich umgekehrt, hier findet sich für beide Mechanismen eine höhere Aktivität der Quadrizepsmuskulatur.

Mechanismus/Seite	IQI-Median	Wilcoxon
blockiert rechts	1,44	n.s.
aktiviert rechts	1,27	
blockiert links	0,65	~
aktiviert links	0,91	

Tabelle 31: IQI-Mediane für Versuchsperson 6

Versuchsperson 7 (VP7)

Für die siebte Versuchsperson konnten 10 Sprünge (5 mit blockiertem Mechanismus, 5 mit aktiviertem Mechanismus) ausgewertet werden. Der Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte zeigt für 7 Muskeln höhere Werte für den blockierten Mechanismus (Balkendiagramm 36). Für einen Muskel (M. semitendinosus rechts) findet sich eine höhere Aktivität für den aktivierten Mechanismus.



Balkendiagramm 36: Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) von VP7 für alle Landewinkel

Der Ischio/Quad-Index (IQI) zeigt für beide Beine und beide Mechanismen jeweils eine verstärkte Aktivität der ischiocruralen Muskulatur (Tabelle 32).

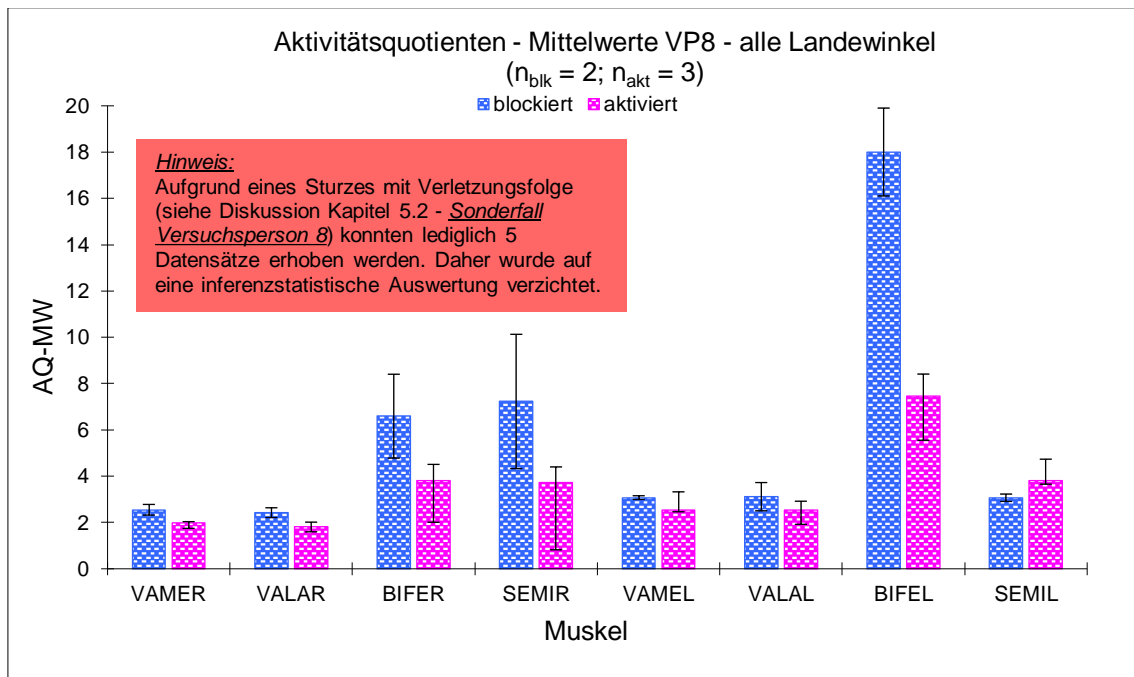
Mechanismus/Seite	IQI-Median	Wilcoxon
blockiert rechts	1,44	n.s.
aktiviert rechts	1,52	
blockiert links	1,47	~
aktiviert links	1,20	

Tabelle 32: IQI-Mediane für Versuchsperson 7

Versuchsperson 8 (VP8)

Für die achte Versuchsperson konnten 5 Sprünge (2 mit blockiertem Mechanismus, 3 mit aktiviertem Mechanismus) ausgewertet werden. Im Rahmen dieser abschließenden Versuchsreihe verletzte sich unsere Versuchsperson, sodass keine weiteren Sprünge durchgeführt werden konnten.

Der Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte zeigt für 7 Muskeln höhere Werte für den blockierten Mechanismus (Balkendiagramm 37). Für einen Muskel (M. semitendinosus links) findet sich eine höhere Aktivität für den aktivierten Mechanismus.



Balkendiagramm 37: Vergleich der Aktivitätsquotienten-Mittelwerte (AQ-MW) von VP8 für alle Landewinkel

Die IQI-Mediane zeigen für beide Beine und beide Mechanismen jeweils eine verstärkte Aktivität der ischiocruralen Muskulatur (Tabelle 33).

Mechanismus/Seite	IQI-Median
blockiert rechts	2,88
aktiviert rechts	2,00
blockiert links	3,48
aktiviert links	2,36

Tabelle 33: IQI-Mediane für Versuchsperson 8

10.4 Variationskoeffizienten der Gelenkwinkel

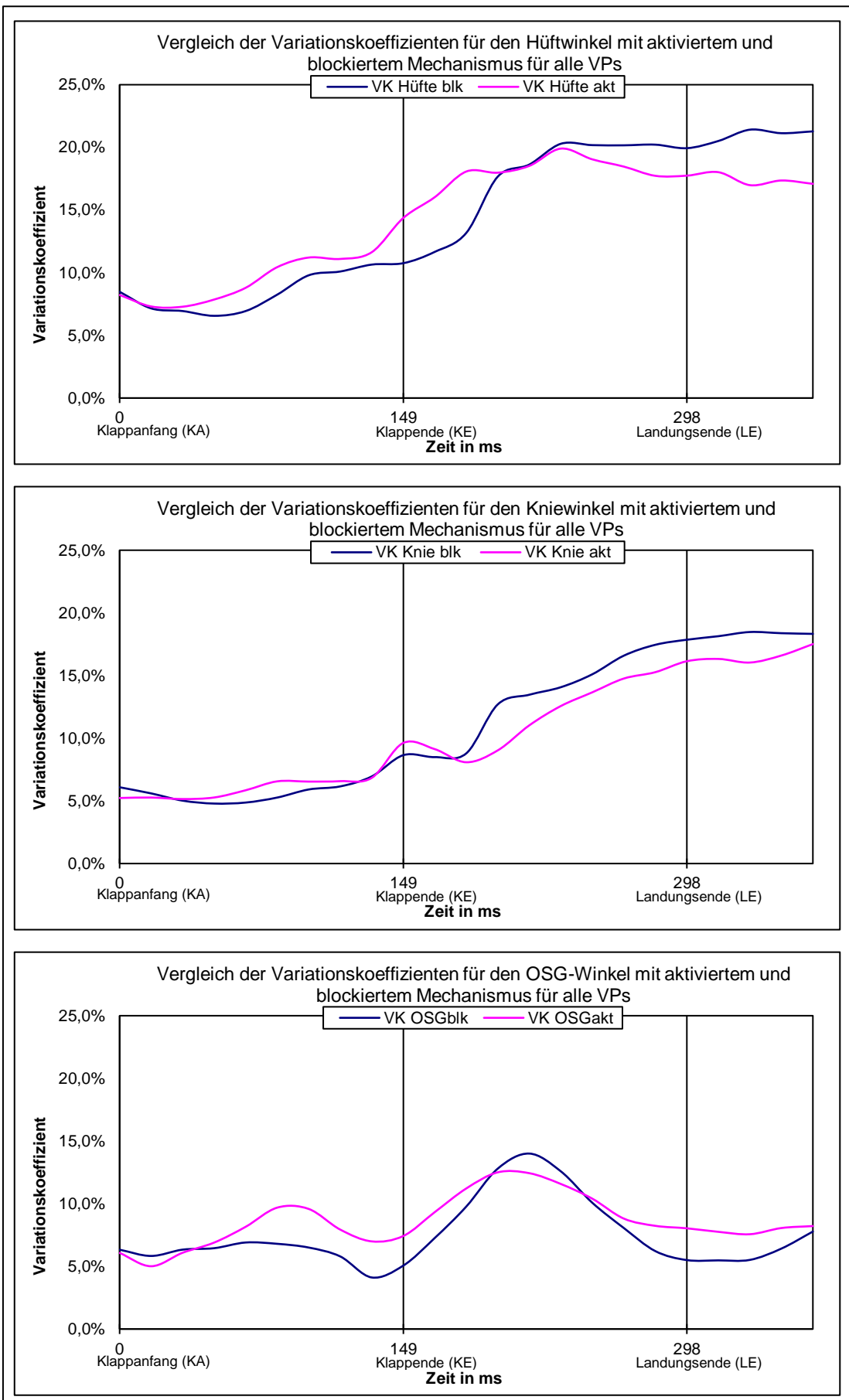
Der VK gilt als Indikator für die Reproduzierbarkeit eines Bewegungsablaufes. Ein geringer VK für einen Winkel, steht für eine geringe Abweichung der Bewegung eines Gelenkes innerhalb der Versuchswiederholungen, also für eine hohe Reproduzierbarkeit. Der VK lässt sich somit als indirekter Parameter der muskulären Gelenkführung nutzen. Je besser sich einzelne Bewegungsabläufe, ohne große Abweichungen wiederholen lassen, desto stabiler scheint die muskuläre Gelenkführung zu sein (Senner et al. 1995).

Das Liniendiagramm 8 stellt die zeitlichen Verläufe der Variationskoeffizienten für die drei Gelenkwinkel, vom Zeitpunkt Klappanfang bis zum Landungsende, dar. In der Klappphase von 0 ms bis 149 ms finden sich für die drei Gelenkwinkel, sowohl für den blockierten, als auch für den aktivierten Mechanismus, niedrigere VKs im Vergleich zur Landephase von 149 ms bis 364 ms.

Für den Hüftgelenkwinkel findet sich bei blockiertem Mechanismus nach dem Klappende ein kontinuierlicher Anstieg des VK. Bei aktiviertem Mechanismus nimmt der VK zur Mitte der Landephase wieder ab.

Für den Kniegelenkwinkel stellt sich bei beiden Mechanismen über einen Zeitraum von 30ms nach dem Klappende ein Plateau dar. Anschließend folgt ein kontinuierlicher Anstieg des VK. Für den aktivierten Mechanismus verläuft der Anstieg flacher, der VK ist im Vergleich zum blockierten Mechanismus stets niedriger.

ANHANG – Variationskoeffizienten Gelenkwinkel



Liniendiagramm 8: Vergleich der Variationskoeffizienten für die Gelenkwinkel mit blockiertem und aktiviertem Mechanismus

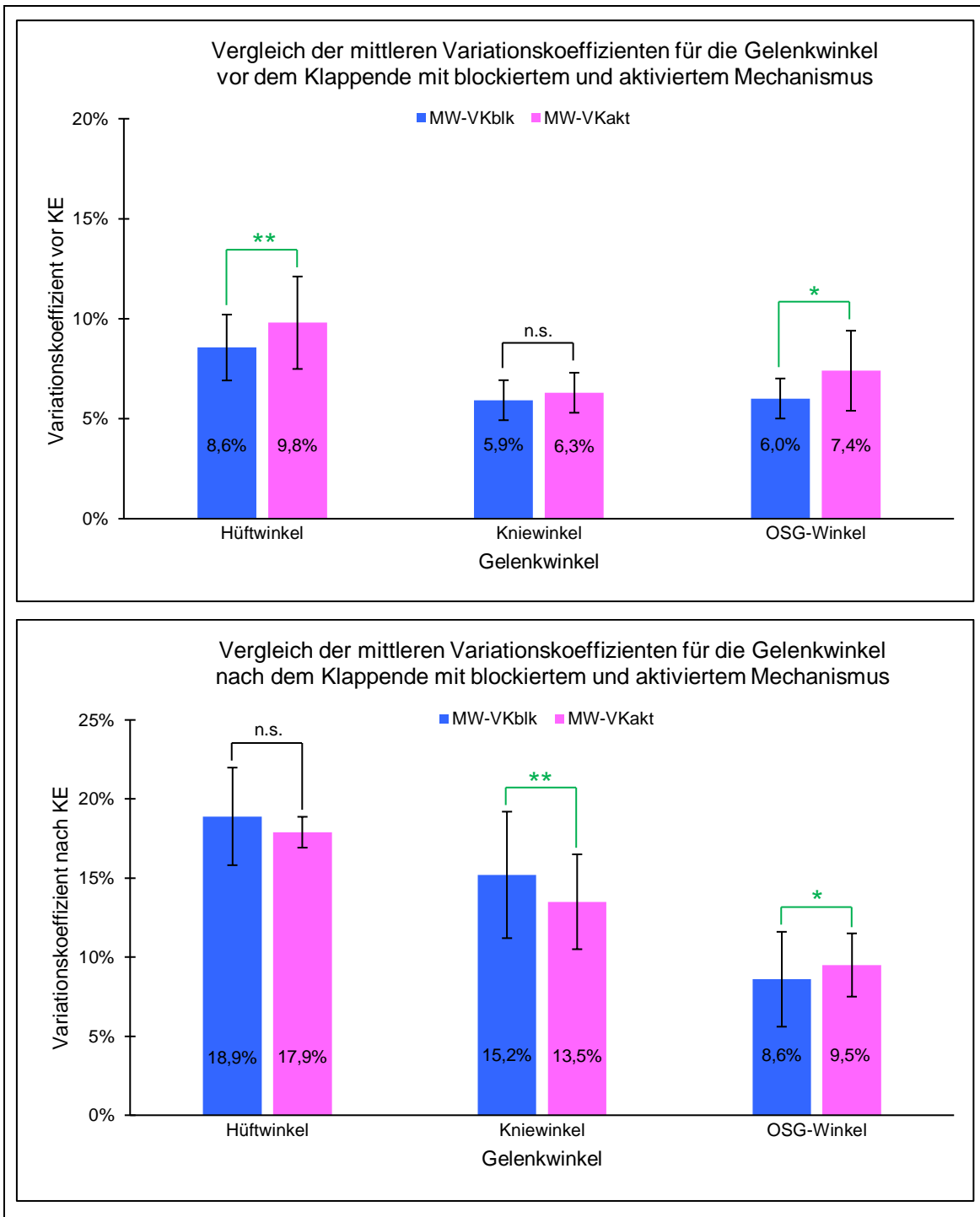
Für den OSG-Winkel zeigt sich für beide Mechanismen über den gesamten Beobachtungszeitraum ein ähnlicher Verlauf. Für den blockierten Mechanismus lässt sich ein steilerer Anstieg und Abfall des VK in der Landephase nachweisen. Die Kurve für den aktivierten Mechanismus verläuft flacher und die Werte des VK sind in beiden Phasen höher. Diese Effekte lassen sich zum einen durch den Aufprall zum Klappende und zum anderen durch die Auslenkung des Heckspoilers, bei aktiviertem Mechanismus erklären.

Der mittlere Variationskoeffizient quantifiziert die Streuung der drei Gelenkwinkel. Das Balkendiagramm 38 stellt in der oberen Hälfte die mittleren Variationskoeffizienten (VK) für den Hüft-, Knie- und OSG-Winkel, vor dem Klappende, dar. Die untere Hälfte zeigt die mittleren VKs für die drei Gelenkwinkel nach dem Klappende.

In beiden Phasen – vor dem Klappende und nach dem Klappende – finden sich vereinzelt signifikante, in Bezug auf die Absolutwerte lediglich geringe Unterschiede, zwischen dem blockierten und dem aktivierten Mechanismus. Die Differenz zwischen den VKs schwankt von 0,4% bis 1,7%.

In der Phase vor dem Klappende findet sich für den aktivierten Mechanismus bei allen Gelenkwinkeln eine etwas größere Streuung.

Im Gegensatz dazu zeigt in der Phase nach dem Klappende der blockierte Mechanismus die etwas größere Streuung für den Hüft- und den Kniewinkel. Für den OSG-Winkel nimmt die Streuung nach dem Klappende um 2,1% (akt) bzw. 2,6% (blk) zu. In beiden Phasen zeigt der aktivierte Mechanismus eine etwas größere Streuung.



Balkendiagramm 38: Vergleich der mittleren Variationskoeffizienten der Gelenkwinkel vor und nach dem Klappende für den blockierten und den aktivierten Mechanismus

11 DANKSAGUNG

Univ.-Prof. emer. Dr. med. Andreas B. Imhoff und Prof. Dr. med. Sebastian Siebenlist, danke ich sehr, dass ich meine Dissertation in der Abteilung/Sektion und Poliklinik für Sportorthopädie am Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München fertigstellen durfte.

Prof. Dr. med. Peter Schaff und Dr. med. Wolfhart Hauser, den „Vätern“ des BASiS-Institutes der TÜV Product Service GmbH, danke ich, dass sie mich für die angewandte Biomechanik begeisterten und mir dieses Thema bereitstellten. Meinen größten Dank darf ich meinem Betreuer, Mentor und beständigen Freund Univ.-Prof. Dr.-Ing. Dipl.-Sportl. (Univ.) Veit Senner zukommen lassen. Nur durch sein unglaubliches Verständnis für jedes Detail dieser Arbeit und darüber hinaus, sein fortwährendes Engagement und seine beispiellose Akribie, war es möglich dieses Werk zum Abschluss zu bringen. Über unser Motto „*Keep on veiting*“ werden wir zeitlebens verbunden bleiben.

Mein spezieller Dank geht an die beiden Dipl. Phys. Jürgen Mitternacht und Frank Schumacher. Mit ihrem weitgefächerten technischen Sachverstand haben sie es immer wieder verstanden schier aussichtslose Problemstellungen mit einer unerreichten Leichtigkeit zu lösen. Danke auch an alle ehemaligen „BASiSten“. Ich danke besonders den teilnehmenden Versuchspersonen mit denen ich über viele Jahre freundschaftlich und auch beruflich verbunden bleiben konnte. Stephan Röhrl, Jörg Hausdorf, Holger Burkhart, Norbert Praxl, Alfred Kraxenberger, Lutz Hänsel, Michael Adam und vor allem Martin Luber - sein aufopferungsvoller Einsatz wird mir immer in Erinnerung bleiben.

„Ohne Euch wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen“

Meinen Eltern danke ich von Herzen für Ihre liebevolle und ausdauernde Unterstützung, die mir sehr vieles erleichtert hat. Nicht nur in Krisenzeiten gaben sie mir Halt, Kraft und stärkten meinen Glauben an mich und an die Fertigstellung dieser Dissertation. *„Grazie Ma e Pa, per tutto quello che avete fatto per me“*

Mein unendlicher Dank gilt meinen wunderbaren Kindern Valeria, Carla (MVP¹) und Lion, sowie zu guter Letzt meiner großartigen Frau Marianne für ihre, zumeist aufmunternde, mal zurecht strenge Begleitung, ihre dauerhafte Geduld und ihre beispiellose Gabe mich an vielen freien Tagen mit dieser Arbeit zu teilen.

„Tantissimi baci e fortissimi abbracci per voi unici e fantastici quattro“

¹ MVP = Most Valuable Proofreader

