

Orthopädische Klinik und Poliklinik, Universitätsmedizin Rostock
(Direktor: Prof. Dr. med. Wolfram Mittelmeier)
Sektion Sportorthopädie, Kinderorthopädie & Technische Orthopädie
(Sektionsleiter: Prof. Dr. med. Christoph Lutter)

Biomechanische Belastungsanalyse der unteren Extremität bei Sprüngen im Kitesurfen mithilfe von Sensorsystemen: Fokus auf Freestyle und Big Air

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Medizin (Dr. med.)

der Universitätsmedizin Rostock

vorgelegt von

Sjard Simons
geb. am 11.05.2000 in Kapstadt

Rostock, Mai 2025



Dieses Werk ist lizenziert unter einer
Creative Commons Namensnennung 4.0 International Lizenz.

1. Gutachter:

Univ.-Prof. Dr.med. habil. Christoph Lutter
Orthopädische Klinik und Poliklinik Universitätsmedizin Rostock

2. Gutachter:

Prof. Dr. Sven Bruhn
Institut für Sportwissenschaften Universität Rostock

3. Gutachter:

Prof. Dr.med. Michael Wörner
Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie Klinikum Bamberg

Jahr der Einreichung: 2025

Jahr der Verteidigung: 2026

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	I
Tabellenverzeichnis	III
Symbol- und Abkürzungsverzeichnis	IV
1. Einleitung	1
1.1 Die Sportart Kitesurfen	1
1.1.1 Vorstellung der Sportart	1
1.1.2 Sportausrüstung	1
1.1.3 Disziplinen im Kitesurfen	3
1.1.4 Sportartspezifische Belastungsmuster	5
1.2 Verletzungen im Kitesurfen	6
1.2.1 Verletzungshäufigkeit und -schwere	6
1.2.2 Lokalisation der Verletzungen	7
1.2.3 Risikofaktoren	7
1.2.4 Verletzungsaufteilung nach Leistungsstand	8
1.2.5 Verletzungen im professionellen Bereich	9
1.3 Belastungen der unteren Extremität bei Sprungsportarten	9
1.3.1 Biomechanische Risikofaktoren	10
1.3.2 Einflussfaktoren auf die Bodenreaktionskraft bei der Landung	11
1.4 Fragestellung und Hypothese	12
2. Material und Methoden	13
2.1 Materialien	13
2.1.1 Sensor Sohleneinlagen System	13
2.1.2 Sportartspezifischer Sprungsensor	17
2.1.3 Kameras	18
2.2 Methoden	18
2.2.1 Messablauf beim Kitesurfen	18
2.2.2 Auswertung der erhobenen Daten	21
2.2.3 Statistische Auswertung	24
3. Ergebnisse	26
3.1 Probandencharakteristika der Kitesurfmessung	26
3.2 Ergebnisse im Freestyle	26
3.2.1 Allgemeine Messergebnisse	26
3.2.2 Gesonderte Betrachtung der Freestyle Subgruppen	28
3.2.3 Vergleich der Subgruppen im Freestyle	32

3.3 Ergebnisse im Big Air	37
3.3.1 Allgemeine Messergebnisse	37
3.3.2 Messergebnisse nach Unterteilung in Sprunghöhe	39
3.3.3 Messergebnisse nach Unterteilung in Kitegröße	39
3.3.4 Gesonderte Betrachtung der Kiteloop-Subgruppen	42
3.3.5 Vergleich der Subgruppen im Big Air	46
3.4 Vergleich zwischen Freestyle und Big Air	51
3.5 Body Weight Ratio (BWR) der vertikalen Bodenreaktionskräfte	54
3.6 Zusammenfassung der Studienergebnisse	55
4. Diskussion und Ausblick	57
4.1 Einflussgrößen auf die erhobenen Messdaten	57
4.1.1 Sensor Sohleneinlagen	57
4.1.2 Sportartspezifischer Sprungsensor	59
4.1.3 Einflussfaktoren der Umgebung	60
4.1.4 Studienkollektiv	60
4.2 Messmethodische Überlegungen in Zusammenarbeit mit dem Institut für Biomedizinische Technik (IBMT) der Universitätsmedizin Rostock	60
4.3 Belastungsanalyse der unteren Extremität im Kitesurfen	62
4.3.1 Belastungen in der Disziplin Freestyle	62
4.3.2 Belastungen in der Disziplin Big Air	63
4.3.3 Vergleich der Disziplinen Freestyle und Big Air	65
4.3.4 Belastungen beim Kitesurfen im Vergleich zu anderen Sportarten	66
4.4 Verletzungsprävention	69
4.4.1 Einflussfaktoren der Umgebung	70
4.4.2 Ausrüstung	70
4.4.3 Landetechnik	71
4.4.4 Verletzungen im professionellen Bereich des Sports	73
4.5 Limitationen der Arbeit	74
4.6 Wesentliche Erkenntnisse der Diskussion	75
4.7 Ausblick	77
Zusammenfassung	79
Abstract	80
Thesen	81
Literaturverzeichnis	82
Lebenslauf	90
Veröffentlichungen und Preise	91

Danksagung.....	92
Eidesstattliche Erklärung	93

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1.1 Steuervorrichtung im Kitesport.....	2
Abb. 1.2 Verwendete Bindungen auf einem Twintip-Kiteboard	3
Abb. 1.3 Kite-loop aus der Disziplin Big Air	4
Abb. 1.4 Handle-Pass aus der Disziplin Freestyle.....	4
Abb. 1.5 Sprungphasen bei einem eingehakten Sprung	5
Abb. 1.6 Sprungphasen eines Handle-Pass Manövers in der Disziplin Freestyle.....	6
Abb. 1.7 Lokalisation der Verletzungen im Kitesurfen	7
Abb. 1.8 Tibiale Muskelansatzwinkel bei Kniebeugung und -streckung	10
Abb. 2.1 Sensoranordnung in der Moticon Sohleneinlage	14
Abb. 2.2 Aufnahmemöglichkeiten der Sensor-Sohlen	15
Abb. 2.3 Verwendete Einstellungen für die Kitesurf-Messung.....	15
Abb. 2.4 Ablauf des Messdaten-Transfers	15
Abb. 2.5 Beispiel einer Messung in der Moticon-Software im Reiter Analyze	16
Abb. 2.6 Beispiel der Funktion Gait Report in der Moticon Software.....	17
Abb. 2.7 WOO Sports Messsensor mit zugehöriger App	17
Abb. 2.8 Beispielbild der verwendeten Kamera.....	18
Abb. 2.9 Verschweißungsprozess der Sensor Sohleneinlagen.....	19
Abb. 2.10 Befestigung des Sprungensors auf dem Kiteboard.....	20
Abb. 2.11 Sprunganalyse eines Probanden der Disziplin Big Air.....	21
Abb. 2.12 Sprunganalyse eines Probanden der Disziplin Freestyle unterteilt in die drei Sprungphasen.....	22
Abb. 2.13 Auswertung einer Messung des Woo-Sensors aus der Disziplin Big Air	23
Abb. 3.1 Boxplot: Sprunghöhe in m der Subgruppen "radikaler Fahrstil " und "moderater Fahrstil" der Disziplin Freestyle.....	32
Abb. 3.2 Boxplot: Beschleunigung bei Landung in g der Subgruppen "radikaler Fahrstil" und "moderater Fahrstil" der Disziplin Freestyle.	33
Abb. 3.3 Boxplot: Kraftbelastung im Absprung in N/kg für den vorderen und hinteren Fuß der Subgruppen "radikaler Fahrstil" und "moderater Fahrstil" der Disziplin Freestyle.	34
Abb. 3.4 Boxplot: Kraftbelastung bei der Landung in N/kg für den vorderen und hinteren Fuß der Subgruppen "radikaler Fahrstil" und "moderater Fahrstil" der Disziplin Freestyle.	35
Abb. 3.5 Boxplot: Beschleunigung bei der Landung in g eingeteilt nach der Sprunghöhe in m	39

Abb. 3.6 Boxplot: Landungsbeschleunigung in g für die Subgruppen 8m ² -Kite und 10m ² -Kite	40
Abb. 3.7 Boxplot: Sprunghöhe in m der Big Air-Subgruppen moderater Fahrstil und radikaler Fahrstil	46
Abb. 3.8 Boxplot: Beschleunigung bei Landung in g der Big Air-Subgruppen moderater Fahrstil und radikaler Fahrstil.....	47
Abb. 3.9 Boxplot: Kraftbelastung im Absprung in N/kg für den vorderen und hinteren Fuß der Big Air-Subgruppen moderater Fahrstil und radikaler Fahrstil	48
Abb. 3.10 Boxplot: Kraftbelastung bei der Landung in N/kg für den vorderen und hinteren Fuß der Big Air-Subgruppen moderater Fahrstil und radikaler Fahrstil	49
Abb. 4.1 Kitestuerung während des Handle-Pass Manövers im Freestyle.....	62
Abb. 4.2 Schematische Darstellung des Risikoprofils für Kiteloops bei unterschiedlichen Sprunghöhen	64
Abb. 4.3 Ausrichtung der festen Bindungen auf dem Kiteboard.....	72
Abb. 4.4 Verletzungsrisikokurven für neutrale und dorsalflektierte Sprunggelenksposition ..	74

Tabellenverzeichnis

Tab. 1 Technische Daten der in der Studie verwendeten Sensor-Sohleneinlagen	13
Tab. 2 Demographische Probandencharakteristika der Gruppe Big Air und Freestyle	26
Tab. 3 Messergebnisse der einzelnen Probanden der Gruppe Freestyle	27
Tab. 4 Messergebnisse der einzelnen Probanden der Freestyle-Subgruppe moderater Fahrstil	29
Tab. 5 Messergebnisse der einzelnen Probanden der Freestyle-Subgruppe radikaler Fahrstil	31
Tab. 6 Messergebnisse der Probanden eingeteilt nach den beiden Freestyle-Subgruppen radikaler Fahrstil und moderater Fahrstil	36
Tab. 7 Messergebnisse der einzelnen Probanden der Gruppe Big Air	38
Tab. 8 Messergebnisse der Probanden im Big Air eingeteilt nach den beiden verwendeten Kitegrößen	41
Tab. 9 Messergebnisse der einzelnen Probanden der Big Air-Subgruppe moderater Fahrstil	43
Tab. 10 Messergebnisse der einzelnen Probanden der Big Air-Subgruppe radikaler Fahrstil	45
Tab. 11 Messergebnisse der Probanden eingeteilt nach den beiden Big Air-Subgruppen moderater Fahrstil und radikaler Fahrstil	50
Tab. 12 Ergebnisse der ANOVA für den Vergleich der Landungsbeschleunigung in den Subgruppen der Disziplin Freestyle und Big Air	51
Tab. 13 Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Test für den Vergleich der Absprungbelastung am vorderen und hinteren Fuß in den Subgruppen der Disziplin Freestyle und Big Air	52
Tab. 14 Ergebnisse der ANOVA und des Kruskal-Wallis-Test für den Vergleich der Landungsbelastung am vorderen und hinteren Fuß in den Subgruppen der Disziplin Freestyle und Big Air	53
Tab. 15 Messergebnisse der Probanden eingeteilt nach den beiden Disziplinen Freestyle und Big Air	54
Tab. 16 Messergebnisse der Probanden eingeteilt nach den beiden Subgruppen Kitesurfing Boots und Kitesurfing Straps	68

Symbol- und Abkürzungsverzeichnis

%	Prozent
BWR	Body Weight Ratio
cm	Zentimeter
G	G-Kraft
GKA	Global Kitesports Association
h	Stunden
Hz	Hertz
IKA	International Kitesurf Association
IOC	Internationales Olympisches Komitee
ISO	International Organization for Standardisation
m	Meter
MEMS	Mikro-elektro-mechanisches System, Mikro-elektro-mechanisches System
N	Newton
s	Sekunden
UMR	Universitätsmedizin Rostock
%	Prozent
BWR	Body Weight Ratio
cm	Zentimeter
G	G-Kraft
GKA	Global Kitesports Association
h	Stunden
Hz	Hertz
IKA	International Kitesurf Association
IOC	Internationales Olympisches Komitee
ISO	International Organization for Standardisation
m	Meter
MEMS	Mikro-elektro-mechanisches System
N	Newton
s	Sekunden
UMR	Universitätsmedizin Rostock

1. Einleitung

Die vorliegende Doktorarbeit wurde in der Sektion Sportorthopädie, Kinderorthopädie und Technische Orthopädie der orthopädischen Klinik der Universitätsmedizin Rostock (UMR) verfasst. Sie dokumentiert die Kraftbelastungsmessungen in den Kitesurfdisziplinen „Free-style“ und „Big Air“. Die Messungen wurden an der deutschen Ostseeküste von Mecklenburg-Vorpommern durchgeführt. Die entstehenden Belastungen der beiden Disziplinen wurden miteinander verglichen und im Anschluss ein Vergleich zu Belastungen beim Joggen, Springen und verwandten Sportarten gezogen.

1.1 Die Sportart Kitesurfen

1.1.1 Vorstellung der Sportart

Das Kitesurfen ist eine windabhängige Wassersportart, welche in den späten 1970er Jahren entstand und sich ab 1999 zur Trendsportart entwickelte [1]. Der Sportler ist über ein Steuersystem mit dem Drachen verbunden, dessen Windantrieb er nutzt, um mit einem geeigneten Board über das Wasser zu gleiten. Den Windantrieb des Kites kann der Sportler auch zum Springen nutzen, um unterschiedliche Manöver in der Luft durchzuführen. Je nach Fahrstil werden Sprunghöhen von bis zu 30 Metern mit mehreren Sekunden Flugzeit erreicht. Die Sportart kann auf Binnenseen, Flüssen und Küstengewässern ausgeübt werden, Voraussetzung ist ein ausreichend konstanter Wind. 2018 entschied das Internationale Olympische Komitee (IOC), die Sportart Kitesurfen erstmalig als Segelklasse für die olympischen Sommerspielen 2024 in Paris aufzunehmen [2]. Laut einer Veröffentlichung der International Kitesurfing Association (IKA) aus dem Jahr 2011 wird die Zahl der aktiven Sportler auf etwa 1.5 Millionen Kitesurfer geschätzt, jedoch ist es aufgrund mangelnder Vereinsstrukturen schwierig eine genaue Zahl zu ermitteln [3]. Es wird aktuell mit einem jährlichen Wachstum von 10% gerechnet [3].

1.1.2 Sportausrüstung

Die Grundausrüstung im Kitesurfen besteht aus dem Kite, dem Board und einer Steuervorrichtung, mit welcher der Sportler über einen Hüft- oder Sitzgurt (Trapez) verbunden ist. In kälteren Regionen tragen die Sportler zusätzlich Neoprenanzüge, welche als thermische Barriere gegen niedrige Wassertemperaturen dienen.

Kites

Kites sind aus einem robusten Segeltuch gefertigt und werden je nach Windbereich in unterschiedlichen Größen genutzt. Bei stärkerem Wind kommen kleinere Größen von 5m² bis 10m² zum Einsatz, bei schwächerem Wind sind Größen von 11m² bis 17m² üblich. Die Kites werden anhand ihrer Form in verschiedene Typen unterteilt, wodurch sie sich in ihren Flugeigenschaften unterscheiden, da sie für verschiedene Disziplinen angepasst sind.

Steuervorrichtung

Mit der Steuervorrichtung („Bar“) ist der Sportler verbunden und kontrolliert den Kite. Entsprechende Einzelteile sind in Abb. 1.1 mit Nummern beschriftet und werden im Folgenden erläutert: Hauptbestandteil sind die Leinen, welche mit dem Kite verbunden sind (Nr.1), der

Barholmen, mit welchem der Kite gesteuert wird (Nr.2), und das Sicherheitssystem, über welches der Sportler mit dem Drachen verbunden ist (Nr.3). In Notfallsituationen ermöglicht das Sicherheitssystem bei Betätigung den Schirm drucklos abstürzen zu lassen, um Unfälle am Strand und auf dem Wasser zu vermeiden. Da der Auslösemechanismus der Sicherheitssysteme von verschiedenen Herstellern in den vergangenen Jahren meist unterschiedlich gestaltet wurde, entschied 2020 die Global Kitesports Association (GKA) eine ISO Standardnorm für Sicherheitssysteme einzuführen [4]. So wird garantiert, dass der Sportler den Auslösemechanismus bei allen am Markt verfügbaren Barsystemen kennt und ohne vorherige Materialkunde schnell betätigen kann.

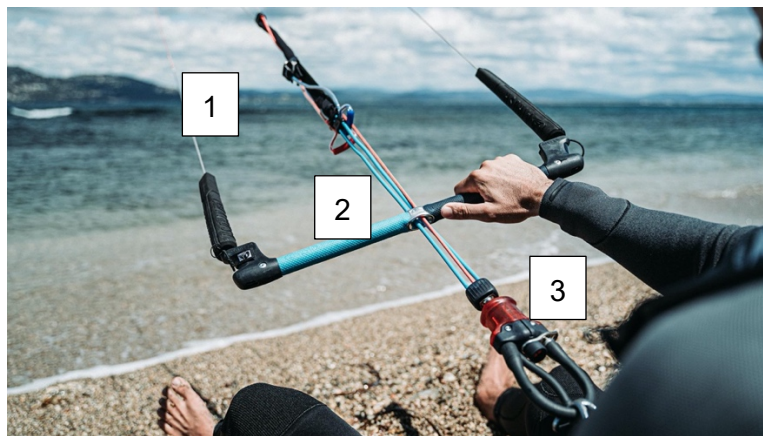


Abb. 1.1 Steuervorrichtung im Kitesport. Beschriftung der Abbildung: **1.** Steuerleinen, **2.** Barholmen, **3.** Sicherheitssystem. (Modifiziert nach <https://airush.com/product/product-archives/progression-bar-v3/>)

Board und Bindungen

Auf dem Board steht der Surfer, während er den Sport ausübt. Es gibt verschiedene Typen an Kiteboards, wobei das Twintip die am weitesten verbreitete Variante ist. Das Twintip besitzt eine symmetrische Form, sodass das Board in beide Richtungen gefahren werden kann. Auf dem Twintip sind Bindungen montiert, über welche der Sportler mit dem Board verbunden ist. Es können zwei verschiedene Varianten an Bindungen verwendet werden: Fußschlaufen („Straps“) oder feste Bindungen („Boots“) (Abb. 1.2). Die Fußschlaufen bestehen aus einem Standkissen, über das Schlaufen zur Fixierung des Fußes gelegt sind. Bei Straps ist aufgrund der minimalen Fixierung des Fußes ein schnelles An- und Ausziehen des Boards in Gefahrensituationen möglich. Deswegen werden im Kitesurfsport Fußschlaufen am häufigsten verwendet. Zudem eröffnen sie dem Sportler bei bestimmten fortgeschrittenen Manövern neue Trickkategorien, bei welchen das Board während der Flugphase aus- und wieder angezogen wird. Gerade bei Ein- und Aufsteigern sowohl in der Disziplin Big Air werden Straps viel genutzt. Bei der festen Bindung handelt es sich um eine Bindung in Stiefelform, wodurch der komplette Fuß mitsamt Sprunggelenk fixiert wird. Durch diese Fixierung erreicht der Sportler eine maximale Boardkontrolle, ebenfalls ist es damit leichter belastungsintensive Absprünge und Landungen durchzuführen und abzufangen. In Notsituationen kann die feste Verbindung zum Board zur Gefahr werden, weswegen vor allem Anfängern und Aufsteigern von dessen Benutzung abgeraten wird. Boots werden vor allem in der Disziplin Freestyle gefahren. Vor wenigen Jahren waren die Boots auch in der Disziplin Big Air beliebt,

sie wurden jedoch aufgrund begrenzter Trickmöglichkeiten und erhöhtem Verletzungsrisiko immer mehr durch Straps ersetzt.



Abb. 1.2 Verwendete Bindungen auf einem Twintip-Kiteboard. 1: Feste Bindung („Boots“). 2: Fußschlaufen („Straps“) (Modifiziert nach <https://www.akdurableplyco.com/>)

1.1.3 Disziplinen im Kitesurfen

In den letzten Jahren haben sich im Kitesurfen verschiedene Disziplinen mit unterschiedlicher Fahrtechnik entwickelt. Dabei gelten die vier Disziplinen „Freestyle“, „Big Air“, „Foil Racing“ und „Kite-Surf“ als am weitesten verbreitet. Da die Disziplinen Freestyle und Big Air Hauptbestandteil dieser Arbeit sind werden sie hier kurz erläutert:

Big Air

Die Disziplin Big Air besteht vor allem aus hohen Sprüngen, bei welchen „Kiteloops“ durchgeführt werden (Abb. 1.3). Kernbestandteil der Disziplin ist es maximale Sprunghöhen zu erreichen, indem der Sportler bei der Anfahrt eine hohe Geschwindigkeit aufbaut und im Absprung den Schirm mit einer schnellen Lenkbewegung auf Zenit steuert. Dadurch kommt es zu einer impulsiven vertikalen Kraftentfaltung des Schirmes, sodass der Sportler senkrecht nach oben befördert wird. Am höchsten Punkt des Sprunges angekommen, steuert der Fahrer den Schirm in einen Kiteloop. Bei diesem Manöver fliegt der Kite in einer Kreisbahn vor dem Sportler, wodurch er in der Horizontale beschleunigt wird. Häufig werden in diese Phase verschiedene Körperrotationen und „Board-Offs“ integriert. Wurde das Manöver richtig eingeleitet, befindet sich der Kite am Ende des Kiteloops wieder direkt über dem Sportler, wodurch der Schirm wieder Auftrieb erzeugt, der Sportler vom Kite abgebremst wird und damit eine sanfte Landung ermöglicht. In diesem Fall wird der Kiteloop als „gefangen“ bezeichnet. Gelingt es dem Sportler nicht den Schirm wieder rechtzeitig direkt über sich zu steuern, wird er bei der Landung nicht ausreichend abgebremst und muss eine härtere Landung antizipieren. Solche Kiteloops werden als „nicht gefangen“ bezeichnet.



Abb. 1.3 Der Sportler führt einen Kiteloop aus der Disziplin Big Air durch (Entnommen aus: <https://corekites.com/de/kite/kites/gts6#&gid=1&pid=5>)

Freestyle

Die Disziplin Freestyle besteht aus ausgehakten Sprüngen. Diese können mit verschiedenen Rotationen und dem Freestyle-typischen „Handle-Pass“ Manöver kombiniert werden. Der Sprungablauf unterscheidet sich dabei signifikant von der herkömmlichen Sprungtechnik aus dem Big Air: In der Anfahrt hakt der Fahrer die Bar aus dem Trapez aus, sodass die gesamte Kraft des Kites über die Arme des Sportlers geführt wird. Erst dieses Vorgehen ermöglicht ein Handle-Pass Manöver in der Luft durchführen zu können, bei welchem die Bar hinter dem Rücken von der einen in die andere Hand übergeben wird (Abb. 1.4).



Abb. 1.4 Der Sportler führt einen Handle-Pass aus der Disziplin Freestyle durch (Entnommen aus: <https://www.gkakiteworldtour.com/galleries/cumbuco-2021/nggallery/page/1>)

1.1.4 Sportartspezifische Belastungsmuster

Lundgren et al. erstellten, basierend auf Beobachtung und Umfragen (Fragebogen und Interviews), eine Übersicht der sportartspezifischen Bewegungsmuster [5]. Sie unterteilen die Sprungphase beim Kitesurfen in 3 Phasen: Absprung, Flugphase und Landung. Bei Sprüngen der Disziplin Big Air bleibt die Bar im Trapez eingehängt, die Zugkraft des Kites wird über den Rumpf des Sportlers geführt (Abb. 1.5). In der Absprungbewegung wird der Kite auf Zenit gelenkt, dadurch wird die Zugbelastung des Kites über das Trapez auf die Lendenwirbelsäule und Bauchmuskulatur übertragen. Zusätzlich drückt der Sportler sich kräftig mit der Beinmuskulatur aus dem Wasser heraus. Während der Flugphase hängt das gesamte Körpergewicht über das Trapez am Kite, die Hände werden nur zu Steuerbewegungen verwendet. Dementsprechend wird bei der Flugphase vor allem die Rumpf- und Bauchmuskulatur beansprucht. In der Landephase wird der Kite wieder in Fahrtrichtung gesteuert. Kurz vor der Landung sind Hüfte und Knie gestreckt, sie werden während der Landung gebeugt, um die Kompressionsbelastungen besser abzufangen.[5]



Abb. 1.5 Sprungphasen von links nach rechts bei einem eingehakten Sprung (Modifiziert nach <https://www.iksufmag.com/technique/beginner/jumping/>)

Bei Sprüngen der Disziplin Freestyle wird vor dem Absprung die Bar aus dem Trapez ausgehakt, sodass beim Absprung der gesamte Zug des Kites von der oberen Extremität gehalten werden muss (Abb. 1.6). Zusätzlich drückt der Sportler sich mit der Beinmuskulatur aus dem Wasser heraus. In der Flugphase wirkt die Zugkraft des Kites weiterhin auf die obere Extremität, bei Manövern wie dem Handle-Pass wird durch ein Heranziehen an die Bar die obere Extremität noch stärker beansprucht. Für dieses Manöver ist es wichtig, dass der Fahrer den Kite im Absprung auf einem 45°-Winkel zur Horizontale positioniert, um in der Flugphase eine verminderte Leinenspannung zu erzeugen. Mithilfe dieser Technik wird das Handle-Pass Manöver erleichtert und die Belastung auf die Schultergelenke minimiert. Aufgrund der tieferen Kiteposition im Windfenster wird der Sportler im Vergleich zum klassischen Sprung in der Horizontale stärker beschleunigt und muss die Landung mit geringerer Kiteunterstützung abfangen. Dies gelingt über die Beugung in Hüfte und Knie.[5]



Abb. 1.6 Sprungphasen eines Handle-Pass Manövers in der Disziplin Freestyle von links nach rechts (Modifiziert nach <https://www.iksufmag.com/technique/advanced/blind-judge-3/>)

Bei der Belastungsumfrage von Lundgren et al. gaben 34% der Teilnehmer eine hohe wahrgenommene muskuloskelettale Belastung der Bauchmuskulatur an, 32% des unteren Rückens, 28% der Beine und 24% der Arme. Die wahrgenommene Belastung trat bei 61% der Befragten vor allem bei Sprüngen und Tricks auf. Schmerzen traten am häufigsten an der unteren Extremität auf, das Knie war mit 38% am häufigsten betroffen, gefolgt vom Fuß/Sprunggelenk mit 26%. [5]

1.2 Verletzungen im Kitesurfen

Kitesurfen gilt seit seiner steigenden Popularität ab den 1990er Jahren als Extremsportart und wird in den Medien häufig als gefährlich und verletzungsintensiv dargestellt, auch wenn die aktuellen Verletzungsraten im ähnlichen Bereich von Breitensportarten wie dem Fußball liegen [6–12]. Aufsehen in den Medien erlangte der Sport vor allem in seinen Anfängen durch einige Todesfälle, jedoch wurden im Laufe der Jahre funktionsfähige Sicherheitssysteme entwickelt, sodass die heutige Sportart nicht mehr mit der damaligen zu vergleichen ist [9]. Im Folgenden werden die Verletzungsmuster der Sportart vorgestellt.

1.2.1 Verletzungshäufigkeit und -schwere

In älteren Studien wird eine Verletzungsrate im nicht-kompetitiven Kitesurfen von 5,9 – 7,0 Verletzungen pro 1000h angegeben [13–15]. In der aktuelleren Literatur wurden in einer prospektiven Studie von 2020 (194 Teilnehmende) [9] und einer retrospektiven Studie von 2018 (202 Teilnehmende) [10] sogar Verletzungsraten von 10,5 pro 1000 Stunden [9], beziehungsweise 18,5 pro 1000h [10] ermittelt. Allerdings war der größte Teil von nahezu 50% auf kleinere Verletzungen wie Hämatome, Abrasionen und Prellungen zurückzuführen [10]. In einer heterogenen Gruppe von 335 Kitesurfern (Anfänger, Fortgeschrittene, Experten) traten innerhalb von 12 Monaten 653 Verletzungen auf, wobei 82% als mild, 15% als mittel, 3% als schwer und 0,2% als sehr schwer klassifiziert wurden [16]. Größtenteils wurden unter den Verletzungen Abrasionen (14 – 25%), Prellungen (10 – 19%), Gelenk-Verstauchungen (9 – 19%) und Muskelzerrungen (10 – 19%) beobachtet [9, 17, 18]. Frakturen traten seltener auf (4 – 11 %) [9, 17, 18]. Ligamentäre Verletzungen am Knie wurden in der Literatur mit 2 –

6% angegeben, Meniskusrisse traten in 1 – 6% der Fälle auf [9, 17, 18]. Van Bergen et al. ermittelten einen Median für das „Return-to-Kitesurfing“ von 4 Wochen [19], die Verletzungsrate für Verletzungen mit über einer Woche Ausfalldauer betrug bei Baumbach et al. 0,71 pro 1000h Kitesurfen [10].

1.2.2 Lokalisation der Verletzungen

Beim Kitesurfen treten häufiger akute als chronische Verletzungen auf (akut: 76,3%; chronisch: 23,7%; $p < 0,01$) [15]. Am häufigsten ist die untere Extremität betroffen, hier treten 32 – 70% aller Verletzungen auf [9, 10, 13, 17, 18, 20]. Fuß und Sprunggelenk werden am häufigsten verletzt (31,8%), es folgt das Knie (14,1%) und der Unterschenkel (7,9%) [9]. Die obere Extremität wird in 16 – 27% der Fälle verletzt [9, 19, 20], der Kopf ist zwischen 14 – 34% betroffen [13, 19]. 9 – 15% der Verletzungen sind auf den Rumpf zurückzuführen [13, 18, 19].

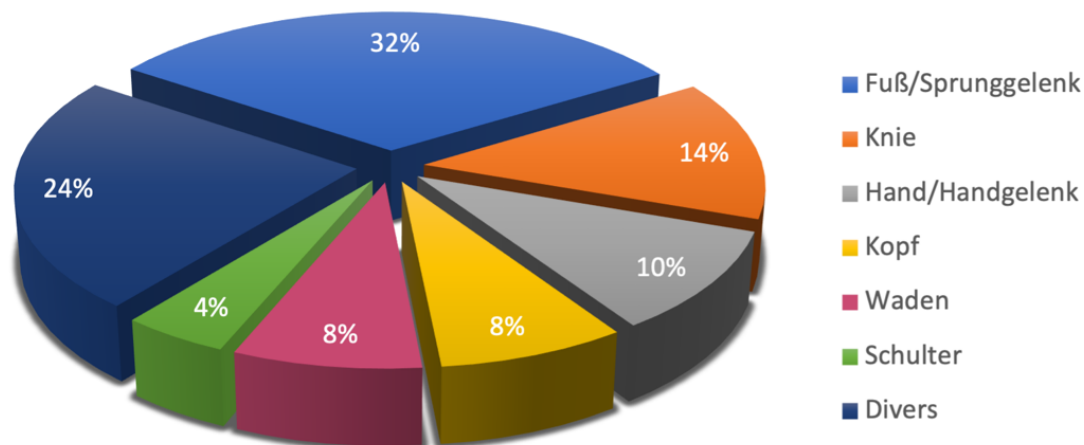


Abb. 1.7 Lokalisation der Verletzungen im Kitesurfen. Körperregionen unter 4% Verletzungsanteil wurde in der Gruppe „Divers“ zusammengefasst. (Modifiziert nach van Bergen et al, 2020 [9])

1.2.3 Risikofaktoren

Im Folgenden werden in der Literatur identifizierte Risikofaktoren kurz aufgelistet und erläutert:

- **Verletzungsort:** An Land fanden etwa 20 – 42%, auf dem Wasser 58 – 80% der Unfälle statt [13, 19]. Einer aktuelleren Studie von van Bergen et al. zufolge ereigneten sich nur 9% der Verletzungen an Land, 91% auf dem Wasser [9]. Davon traten 49,2% der Verletzungen im flachen Wasser auf [9]. Alle registrierten Frakturen entstanden dabei entweder im flachen Wasser oder an Land [9]. An Land wird der Kite gestartet und gelandet, weswegen hier der Sportler bei Fehlern einer hohen Gefahr ausgesetzt ist [20]. So geschahen laut Kristen et al. die meisten Unfälle an Land beim Starten (23%) und beim Landen (31%) [20].
- **Windbedingungen:** Starke Windlagen ab 28 Knoten (12 – 50%) und starke Windböen (67%) sind häufig ursächlich für Verletzungen [20].

- **Tricks:** Gerade beim Einüben neuer Sprungmanöver ist der Sportler einem hohen Risiko ausgesetzt [19]. So treten bei Tricks zwischen 20% und 49% aller Verletzungen auf [9, 10, 18]. Silva et al. spezifizierten den Zeitpunkt der Verletzung während des Tricks, so entstanden die meisten Verletzungen während der Landung eines Sprungs (29,9%) [21].
- **Ausübungsdauer:** Baumbach et al. fanden heraus, dass eine Ausübungsdauer des Sports von über 2 Stunden das Verletzungsrisiko erhöht [10].
- **Materialprobleme:** Bei Studien, deren Daten vor Einführung von Depower-Kites und Quick-Release Systemen in den Jahren 2004–2005 erhoben wurden, wurde als Hauptverletzungsursache die Unfähigkeit, sich vom Kite in Notsituationen zu trennen, identifiziert [6, 13, 14, 21]. In aktuelleren Studien, in welchen die neuen Sicherheitssysteme berücksichtigt werden, liegen die Verletzungsraten, welche auf Materialprobleme zurückzuführen sind, zwischen 3,4 – 5% [9, 10].
- **Aufwärmübungen:** Die Verletzungsprävalenz lag bei Lundgren et al. signifikant niedriger unter denjenigen, welche sich vor dem Kitesurfen aufwärmten [18]. Bei Silva et al. dahingegen schienen Aufwärmübungen keinen verletzungspräventiven Effekt zu haben [22]. Allerdings gaben von den 70,1% der Personen, die Aufwärmübungen absolvierten, nur 14,9% an, diese regelmäßig durchzuführen [22].
- **Geschlechterverteilung:** Bei Baumbach et al. traten die häufigsten|schwersten Verletzungen bei Frauen durch unerwartete Windböen beim Starten und Landen (18,2%|13,6%) und durch Stürze im flachen Wasser auf (15,9%|9,1%) [10]. Bei Männern traten sie größtenteils wegen Sprüngen (19,6%|18,4%) und Stürzen im flachen Wasser (17,7%|14,6%) auf [10].

1.2.4 Verletzungsaufteilung nach Leistungsstand

In einer retrospektiven Studie von van Bergen et al. sinkt der Verletzungsanteil bei zunehmender Erfahrung bis zum Expertenlevel [19]. 34% der Verletzungen erlitten Anfänger, 19% Aufsteiger, 9% Fortgeschrittene. Im Expertenbereich stieg der Anteil jedoch wieder auf 19% an [19]. Dies geht einher mit den Ergebnissen einer Studie von Baumbach et al.: Eine Sportererfahrung von über 200 Stunden erhöhte das Verletzungsrisiko und wurde als Risikofaktor identifiziert [10]. Lundgren et al. beobachteten hierzu, dass unerfahrenere Kitesurfer (1–3 Jahre Erfahrung) signifikant mehr Verletzungen erlitten als erfahrenere Sportler (4–6 & 7–10 Jahre Erfahrung) [18].

Auch eine Studie von Wegner et al. ergab, dass in zusammenhängender Betrachtung des Leistungsstands und der Verletzungszahl eine Abnahme der Verletzungszahl mit zunehmendem Leistungsstand zu verzeichnen war. Allerdings wurden in dieser Studie nur Kitesurfer mit mindestens einjähriger Kitesurferfahrung eingeschlossen. Interessanterweise zeigte sich, dass Anfänger signifikant leichtere Verletzungen als Sportler mit höherem Leistungsstand erlitten.[16]

1.2.5 Verletzungen im professionellen Bereich

Nickel et al. fanden heraus, dass die Verletzungsrate bei kompetitiven Kitesurfern von 6,8 pro 1000h im Training auf 16,6 pro 1000h während eines Wettkampfs anstieg [13]. In Kontrast dazu ergab eine retrospektive Studie welche 38 professionelle Kitesurfer in der Disziplin Race und Freestyle (Welt-Cup Level) einschloss, dass Verletzungen häufiger im Training auftraten als im Wettkampf (Verletzungsanteil im Training: 76,3%; Verletzungsanteil im Wettkampf: 23,7%; $p < 0,01$) [15]. Jedoch fielen die Verletzungen im Training weniger schwerwiegend aus als im Wettkampf (1 – 3 Tage Ausfall: 31% vs. 0%; 4 – 7 Tage Ausfall: 34,5% vs. 33,3%; 8 – 21 Tage Ausfall: 34,5% vs. 66,7%; nicht signifikant) [15]. Kristen et al. waren von 2002 – 2013 für die sportmedizinische Betreuung der jährlich ausgetragenen Kitesurf Worldcup-Veranstaltung in Podersdorf (Österreich) verantwortlich und befragte das internationale Kitekollektiv anhand eines standardisierten Fragebogens zu Verletzungen und Überlastungssyndromen [20]. In dem Gesamtzeitraum war hier das Schultergelenk das am häufigsten verletzte Gelenk (17 %), am zweithäufigsten wurde Fuß und Sprunggelenk verletzt (16%) [20]. Als möglichen Erklärungsansatz sahen die Autoren den aktuellen Trend im Wettkampfsport zu Manövern wie dem Handle-Pass, bei welchen die obere Extremität hohen und oft ruckartigen Zugbelastungen ausgesetzt sind [20]. Diese können sogar bei muskulär gut stabilisierten Schultergelenken zu Subluxationen und Luxationen führen [20].

Es bleibt allerdings anzumerken, dass zum jetzigen Zeitpunkt Daten zu Verletzungsraten und -mustern im professionellen Bereich des Sports begrenzt vorhanden sind und hier ein dringender Nachholbedarf besteht.

1.3 Belastungen der unteren Extremität bei Sprungsportarten

Wenn ein Sportler springt oder landet, drückt der Körper des Athleten gegen den Boden und erzeugt eine vertikale Kraft, welche gegen das Gewicht des Athleten vertikal nach oben gerichtet ist [23]. Diese wird als vertikale Bodenreaktionskraft bezeichnet [23]. Damit stellt die vertikale Bodenreaktionskraft eine zentrale Einflussgröße im Sport dar, da sie eine quantitative Aussage über die Fähigkeit des Sportlers gibt, Kraft zu erzeugen und abzufangen. Diese Fähigkeit kann die sportliche Leistung und das Verletzungsrisiko beeinflussen [24, 25]. Vordere Kreuzband- und Sprunggelenksverletzungen gehören zu den zwei häufigsten Verletzungen bei dynamischen non-contact Sportarten [26]. Es ist beschrieben worden, dass die Sprung- und Landebiomechanik bei lang andauernder Belastung mit hohen Bodenreaktionskräften in enger Beziehung zu dem Verletzungsrisiko steht [27]. Eine hohe Bodenreaktionskraft scheint neben übermäßiger Banddehnung eine zentrale Ursache für Verletzungen des vorderen Kreuzbands zu sein [28, 29]. Daher ist es wichtig, die auftretende Bodenreaktionskraft bei Sprung- und Landungsbelastungen zu kennen, um das Training zu optimieren und damit gleichzeitig das Verletzungsrisiko zu minimieren. Mit verbesserter Landetechnik und spezifischen Kräftigungsübungen lässt sich die vertikale Bodenreaktionskraft und damit deren Auswirkung auf den Körper reduzieren und sollten deswegen in das Training eingebaut werden [26].

1.3.1 Biomechanische Risikofaktoren

Vor allem wird eine steife Landetechnik als Risikofaktor für die Entstehung von akuten und chronischen Verletzungen angesehen [30]. Diese ist gekennzeichnet durch eine geringere aktive Bewegung der Gelenke der unteren Extremität [30]. Eine verstärkte Valgusposition des Knies während der Landung kann eine ungünstige Achsausrichtung der unteren Extremität erzeugen, welche einen Einfluss auf das Verletzungsrisiko hat [30]. So kann das Verletzungsrisiko des vorderen Kreuzbands durch eine Verringerung des Knievalgus und Beugradigung der Beinachse während der Landung gesenkt werden [31]. Mit zunehmender Kniebeugung verringert sich der Patellarsehnenansatzwinkel zur tibialen Longitudinalachse (Abb. 1.8) [32]. Dieser Insertionswinkel hat einen bedeutenden Einfluss auf die anteriore tibiale Scherkraft, welche bei abnehmendem Winkel durch eine schlechtere Kraftübertragung des Quadrizepsmuskels auf die Tibia abnimmt [33]. Dadurch verringert sich mit zunehmender Kniebeugung die anteriore tibiale Translation und damit die Kraft, welche auf das vordere Kreuzband ausgeübt wird [34–36]. Zusätzlich verändert sich bei zunehmender Kniebeugung der Insertionswinkel der Hamstringmuskulatur, wodurch sie eine höhere posteriore tibiale Scherkraft erzeugen können [38]. Damit wirken die Hamstrings in Kniebeugung besser agonistisch zur Funktion des vorderen Kreuzbands, indem sie mit einer höheren posterioren tibialen Scherkraft der vom Quadrizeps erzeugten anterioren tibialen Scherkraft entgegenwirken [37]. Aufwärmübungen wie neuromuskuläres Training haben einen direkten Einfluss auf die Biomechanik der Gelenke und können ebenfalls das Verletzungsrisiko des vorderen Kreuzbands senken [38].

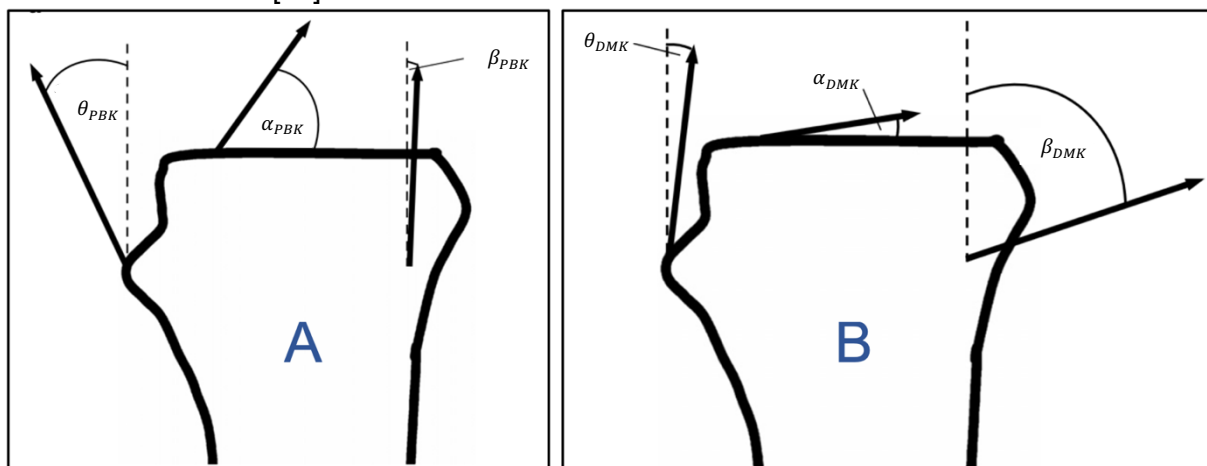


Abb. 1.8 (A) Ansatzwinkel der Patellasehne (θ_{PBK}), Ansatzwinkel der Hamstrings (β_{PBK}), Elevationswinkel des vorderen Kreuzbands (α_{PBK}) bei primärem Bodenkontakt (PBK). Der Kniebeugewinkel beträgt bei PBK (9°). (B) Ansatzwinkel der Patellasehne (θ_{DMK}), Ansatzwinkel der Hamstrings (β_{DMK}), Elevationswinkel des vorderen Kreuzbands (α_{DMK}) bei durchschnittlichem Maximum-Kniebeugewinkel (DMK). Der Kniebeugewinkel beträgt bei DMK (91°). (Modifiziert nach Zheng et al., 1998 [32] und Blackburn et al., 2008 [37])

Das Sprunggelenk stellt ebenfalls eine bedeutende Komponente zur Reduktion von Landungsbelastungen an der unteren Extremität dar. So führen Vorfußlandungen im Vergleich zu Flachfußlandungen zu geringeren vertikalen Bodenreaktionskräften [39–41]. Bei einer optimalen Vorfuß-Landetechnik erfolgt der erste Bodenkontakt auf dem plantarflektierten Vorfuß, es folgt eine Dorsalextension bis der Rückfuß auf dem Boden aufsetzt [42]. Bei die-

ser Landetechnik sind die entstehenden Belastungen niedriger, was darauf zurückzuführen sein könnte, dass bei vorfußbetonten Landungen eine stärkere Beugung des Knies beobachtet wurde [42]. Eine eingeschränkte Plantarflexion des Sprunggelenks bei erstem Bodenkontakt begrenzt das darauffolgende Bewegungsausmaß in die Dorsalflexion [43]. Die Landungsbelastung bei eingeschränktem Bewegungsumfang des Sprunggelenks ist daher größer, da das Gelenk sich nicht in der richtigen biomechanischen Position befindet, um die Belastungen effektiv abzufangen [43]. Damit steigt die Belastung auf das Kniegelenk [43]. Zusätzlich ist bei der Sprunglandung die Aktivierung der Wadenmuskulatur entscheidend für die optimale Absorption der erzeugten Bodenreaktionskräfte [44]. Ist ein geringerer Bewegungsumfang vorhanden, wird bei der Landung die Flachfußposition schneller erreicht und die Wadenmuskulatur hat weniger Zeit zu kontrahieren um die Belastungen abzufangen [43]. Deswegen scheint ein verminderter Bewegungsumfang im Sprunggelenk ein prädisponierender Faktor für Knie- und Sprunggelenksverletzungen zu sein [43, 45].

1.3.2 Einflussfaktoren auf die Bodenreaktionskraft bei der Landung

Eine der Haupteinflussgrößen auf das Verletzungspotential stellt die individuelle Landetechnik dar: Sie ist abhängig von der Koordination, dynamischer Muskelkontrolle, Muskelermüdung, Flexibilität und der muskuloskelettalen Steifigkeit [46]. Faktoren, welche eine verletzungspräventive Wirkung haben, erhöhen die Fähigkeit Landungsenergie zu absorbieren [30]. Ein wichtiger Faktor ist die Gelenkstellung, vor allem des Kniegelenks [26]. Mit einer verbesserten Hüft- und Kniebeugung bei der Landung lassen sich die Bodenreaktionskräfte verringern [47–49]. Da bei aktiver Beugung des Rumpfes bei der Landung sich gleichzeitig der maximale Knie- und Hüftbeugewinkel erhöht, übt die Rumpfbeugung auch einen indirekten Einfluss auf die Belastung der unteren Extremität aus [37]. Auch eine gute Balance des Sportlers führt zu einer Minimierung der Bodenreaktionskräfte [26]. Weitere Faktoren, welche die vertikale Bodenreaktionskraft unter anderem beeinflussen sind das Alter, Geschlecht, sportliche Vorerfahrungen und die Beschaffenheit der Landeoberfläche [26]. Auch eine bessere Polsterung des Schuhwerks kann die auftretende Bodenreaktionskraft bei Landung minimieren [50]. Die Sprungkinetik und -kinematik unterscheiden sich zwischen Männern und Frauen aufgrund von geschlechterspezifischen Unterschieden bei der Landung. Männer haben in der Regel steifere Bandstrukturen und eine größere Muskelkraft zur Verfügung [51]. Weibliche Landetechniken gelten als banddominant und werden mit einer durchschnittlich geringeren Kniebeugung durchgeführt [52, 53]. Die geringere Kniebeugung in Kombination mit einer geringeren Hüftbeugung bei Landung führen zu höheren Bodenreaktionskräften bei Frauen [54]. Das könnte ein Grund sein, warum bei Frauen das Verletzungsrisiko für die untere Extremität höher ist [55].

1.4 Fragestellung und Hypothese

Zwar besteht die Sportart Kitesurfen in seiner heutigen Form schon seit über 20 Jahren, dennoch sind bis heute wenig Daten zu auftretenden Belastungen während der Ausübung der Sportart vorhanden. Da aktuell in den Disziplinen „Big Air“ und „Freestyle“ eine rasante Entwicklung mit zunehmender Professionalisierung des Spitzensportes stattfindet, müssen mehr Daten zu Belastungen in den jeweiligen Disziplinen erhoben werden. Aus bisherigen Studien ist bekannt, dass Verletzungen besonders bei der Durchführung von Sprüngen an den unteren Extremitäten auftreten. Die Forschungshypothese dieser Studie lautet, dass die Absprungs- und Landungsbelastungen an der unteren Extremität bei der Disziplin Freestyle aufgrund seiner radikalen Fahrweise mit Ähnlichkeit zum Wakeboarden höher ausfallen als bei der Disziplin Big Air.

Daher muss es Ziel dieser Forschung sein, folgende Erkenntnisse zu gewinnen:

1. Die tatsächliche Belastung an der unteren Extremität im Absprung in den Disziplinen „Big Air“ und „Freestyle“ zu erheben.
2. Die tatsächliche Belastung an der unteren Extremität in der Landung in den Disziplinen „Big Air“ und „Freestyle“ zu erheben.
3. Die erhobenen Daten sollen in Relation zu gängigen Belastungen wie dem Joggen, Springen, Landen und verwandten Sportarten gesetzt werden.

Ziel dieser Arbeit ist es, mit geeigneten Messinstrumenten die auftretenden Belastungen an Sportlern der Kitesurfdisziplinen „Big Air“ und „Freestyle“ anhand einer Feldstudie zu untersuchen. Die Sportler sollen in der natürlichen Sportumgebung an der deutschen Ostseeküste um den Raum Rostock gemessen werden. Dazu nehmen Sohleneinlagen mit Belastungssensoren und auf dem Board montierbare Beschleunigungs- und Höhenmesssensoren eine zentrale Rolle ein.

Sollte es gelingen diese Daten zu erheben und aussagekräftig in Bezug zu setzen, könnten diese in Zukunft als Grundlage zur Erarbeitung für Trainingsprogramme und Präventionskonzepte dienen.

2. Material und Methoden

Im folgenden Kapitel soll auf die einzelnen Messinstrumente eingegangen werden, welche im Rahmen der Datenerhebung verwendet wurden. Es werden das Sensor Sohleneinlagen System und der sportartspezifische Sprungsensor erläutert. Im Anschluss wird der Ablauf der Messdatenerhebung geschildert. Vor Durchführung der Studie wurde ein Ethikvotum der Universität Rostock (A 2019-0169) eingeholt. Die Teilnehmer wurden vor Messbeginn ausführlich aufgeklärt und gaben ihr schriftliches Einverständnis.

2.1 Materialien

2.1.1 Sensor Sohleneinlagen System

Die OpenGo Produkte von der Moticon GmbH (München, Deutschland) bestehen aus zwei Sensor-Sohleneinlagen, einer App zur Steuerung der Messsohlen und einer Software, mit welcher sich die erhobenen Messdaten auswerten lassen. Damit bietet das Unternehmen ein kompaktes System an, mit welchem sich Bewegungs-, Gang- und Belastungsanalysen zu Trainings- und wissenschaftlichen Zwecken einfach durchführen lassen.

2.1.1.1 Sensor Sohleneinlagen

Die Sensoreinlagen können die plantare Bodenreaktionskraft, die Beschleunigung und die Winkelgeschwindigkeit in drei Raumdimensionen messen. Es lässt sich in der dazugehörigen App von der Moticon GmbH (München, Deutschland) einstellen, welche Parameter aufgezeichnet werden sollen. Im Rahmen dieser Studie wurde das „Standard-Setup“ der Sohlen verwendet, welches die plantare Kraftverteilung und die Beschleunigung in X-, Y- und Z-Richtung aufzeichnet. Die Messungen können mit einer Frequenz von 10Hz, 25Hz, 50Hz und 100Hz aufgenommen werden, für diese Studie wurden 100Hz gewählt. Die Sohlen besitzen einen internen Speicher von 32 MB, welcher laut Herstellerangaben bei einer Frequenz von 100Hz und Standardeinstellungen eine Aufnahmekapazität von 1:24h besitzt. Eine wieder aufladbare PD2032 Knopfzelle dient als Energielieferant.[56]

Da die Sensor Sohleneinlagen in ein festes Schuhwerk eingelegt werden müssen, um verlässlich zu messen, können für diese Studie nur Probanden eingeschlossen werden welche die in Kapitel 1.1.2 erläuterten festen Bindungen verwenden.

Tab. 1 Technische Daten der in der Studie verwendeten Sensor-Sohleneinlagen.

Parameter	Moticon Sohleneinlagen
Sensoren	16 pro Sohle
Auflösung	0,25 N/cm^2
Reichweite	0 – 50 N/cm^2
Aufnahmefrequenz	100 Hz

Tab. 1 zeigt die technischen Eigenschaften der Sensorsohlen in Z-Achse in der Übersicht. In jeder Sohle sind 16 Druck-Belastungssensoren verbaut, welche jeweils eine Kraft von 0 – 50

$\text{N}\cdot\text{cm}^{-2}$ in einer Auflösung von $0,25 \text{ N}\cdot\text{cm}^{-2}$ in Z-Richtung aufnehmen können [56]. Auf Abb. 2.1 ist die Anordnung der Sensoren in der Sohle illustriert.

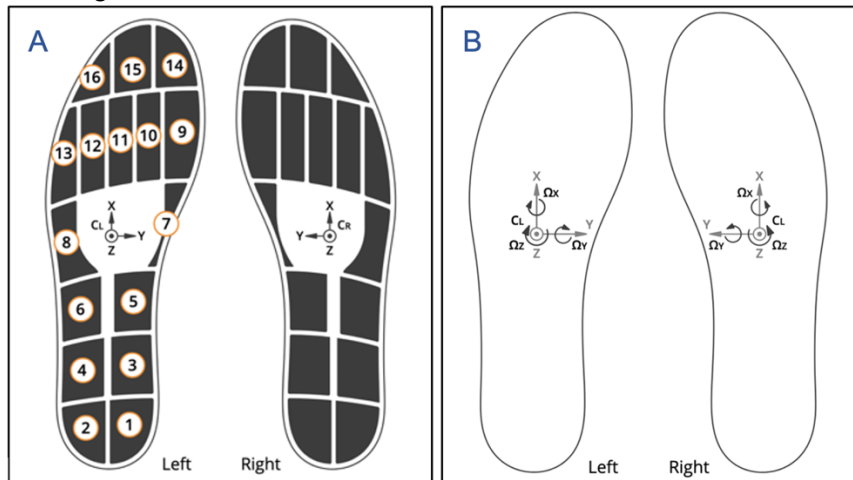


Abb. 2.1 (A) Anordnung der Druck-Belastungssensoren der Messsohle. (B) Skizze der Beschleunigungs- und Winkelgeschwindigkeitssensoren. (Modifiziert nach <https://moticon.com/>)

In jeder Sohle befindet sich jeweils ein Beschleunigungs-Sensor. Hierfür wurde ein MEMS (Mikro-elektro-mechanisches System) SM6DSL Sensor verbaut, welcher in X-, Y- und Z-Richtung mit einer Spannweite von $\pm 16 \text{ g}$ und einer Genauigkeit $0,488 \text{ mg}\cdot\text{LSB}^{-1}$ aufzeichnet (Abb. 2.1). Der gleiche Sensor zeichnet ebenfalls die Winkelgeschwindigkeiten auf.[56]

2.1.1.2 Sohlensteuerung per App

In der Moticon-App OpenGo (Moticon GmbH, Version 03.12.01, München, Deutschland) lassen sich die aufzunehmenden Messparameter einstellen. Auch die Aufzeichnungsdauer wird in der App festgelegt. Die Sohlen werden über Bluetooth mit der App verbunden. Die Messungen können in den drei Aufnahmemodi „Live Capture“, „Recording“ und „Smart Recording“ aufgenommen werden. In der „Live Capture“ Einstellung werden die Messdaten direkt an die App übermittelt und nicht auf den Sohlen zwischengespeichert. Für diese Funktion ist allerdings eine durchgehende Bluetooth-Verbindung zwischen den Sohlen und dem Smartphone Voraussetzung, ansonsten ist mit Datenverlust zu rechnen. Bei dem Modus „Recording“ werden die Messdaten auf den Sohlen gespeichert. Voraussetzung zum Starten der Messung ist die Bluetooth-Verbindung zwischen Smartphone und Sohlen, nach Messbeginn ist jedoch keine kontinuierliche Verbindung mehr notwendig. Die Messdaten werden auch ohne eine aktive Verbindung bis Ablauf der eingestellten Aufzeichnungsdauer auf den Sohlen intern gespeichert. Die Einstellung „Smart Recording“ eignet sich zum Aufzeichnen von Langzeit-Messdaten. Dabei startet die Sohle eigenständig bei registriertem Belastungsbeginn die Messung, in belastungsfreien Intervallen werden keine Daten aufgezeichnet.[57]

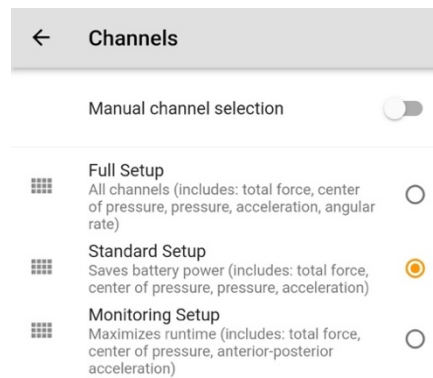


Abb. 2.2 Aufnahmemöglichkeiten der Sensor-Sohlen (Entnommen aus der Moticon App)

Für diese Studie wurde die Standard-Einstellung (Abb. 2.2) gewählt, bei welcher die gesamte Kraft, plantare Kraftverteilung und Beschleunigung aufgezeichnet werden. Auf die Winkelgeschwindigkeit wurde in dieser Studie verzichtet. Die Aufzeichnungsdauer beim Kitesurfen betrug bei jedem Probanden jeweils 15 Minuten (Abb. 2.3). Es wurde der Modus „Recording“ gewählt, um einen Verlust an Daten zu vermeiden.

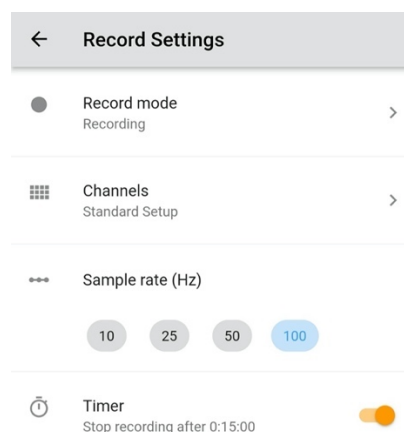


Abb. 2.3 Verwendete Einstellungen für die Kitesurf-Messung (Entnommen aus der Moticon App)

Im Modus „Recording“ können nach Beendigung der Messung die Daten über die Bluetooth Verbindung auf das Smartphone geladen werden. Im Anschluss werden die Daten über eine WLAN-Verbindung von dem Smartphone in die Auswertungssoftware des Computers transferiert (Abb. 2.4).[57]



Abb. 2.4 Ablauf des Messdaten-Transfers (Entnommen aus <https://moticon.com/opengo/app>)

2.1.1.3 Analyse Software

Mithilfe der Moticon Software OpenGo (Moticon GmbH, Version 03.08.01, München, Deutschland) können die erhobenen Messdaten bearbeitet und analysiert werden. Die Software bietet zahlreiche Funktionen zur Datenauswertung an. Grundsätzlich ist es auch möglich, den rohen Datensatz herunterzuladen und die Datenanalyse außerhalb der Moticon Software durchzuführen. Innerhalb des Programms lassen sich unter den drei Hauptreitern „Record“, „Analyze“ und „Report“ die verschiedenen Funktionen der Software abrufen. Unter dem Reiter „Record“ werden die Messdaten von der App in die Software hineingeladen. Die Datenauswertung findet in den Bereichen „Analyze“ und „Report“ statt.[58]

Im Hauptreiter „Analyze“ (Abb. 2.5) können während der Messung aufgenommene Videos hineingeladen und synchron mit den Messdaten betrachtet werden. Es lassen sich individuelle Layouts auswählen, welches für diese Studie so belegt wurde, dass das aufgenommene Video, die Maximalwerte der Messsohlen und die Zeitachse der Aufzeichnungsdauer gleichzeitig übersichtlich dargestellt wird. Unter diesem Reiter lässt sich die Durchschnitts- und Maximalbelastungsverteilung erstellen. Zusätzlich kann die Messung hier mit Event-Markern versehen werden, Datenkanäle können bearbeitet und Sensorcluster erstellt werden, um die Daten auf eine sich anschließende Analyse vorzubereiten.[58]

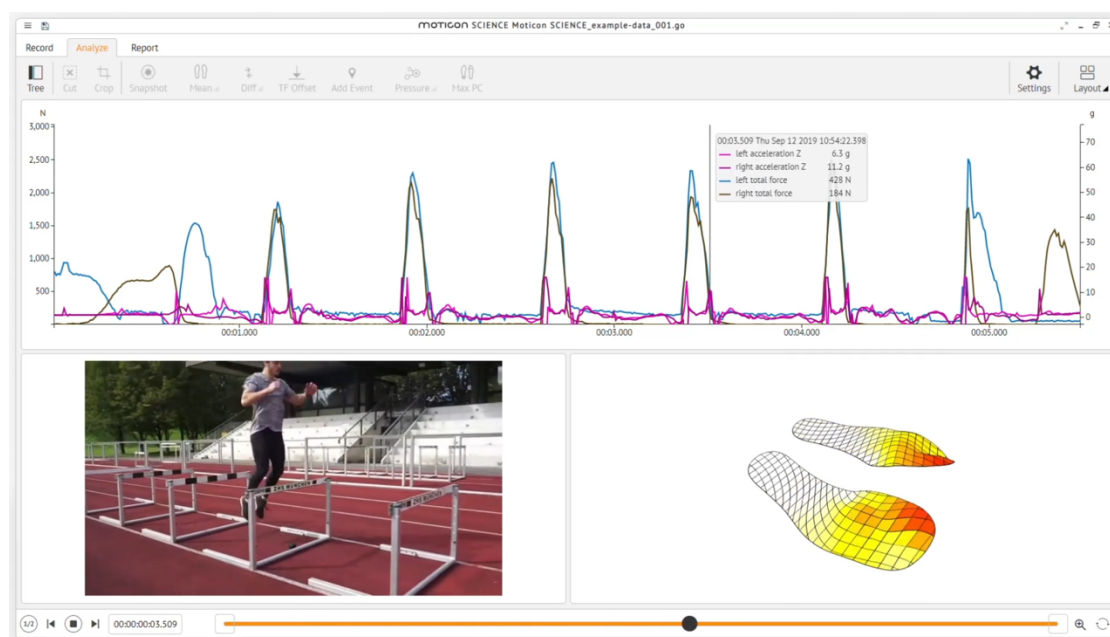


Abb. 2.5 Beispiel einer Messung in der Moticon-Software im Reiter "Analyze" (Entnommen aus <https://moticon.com/opengo/software#>)

Unter dem Hauptreiter „Report“ (Abb. 2.6) lassen sich automatische und konfigurierbare Berichte zu den aufgezeichneten Messungen erstellen. Dazu verwendet die Software von Moticon Algorithmen zur Erkennung von Bewegungsmustern. Auswählbare Berichte sind der „Symmetry Report“, „Gait Report“, „Static Report“, „Balance Report“ und der „Jump Report“. Für diese Studie wurde die „Report“- Funktion allerdings nicht genutzt, da die im Kitesurfen entstandenen Bewegungsmuster nicht von dem Algorithmus erkannt werden konnte.[58]

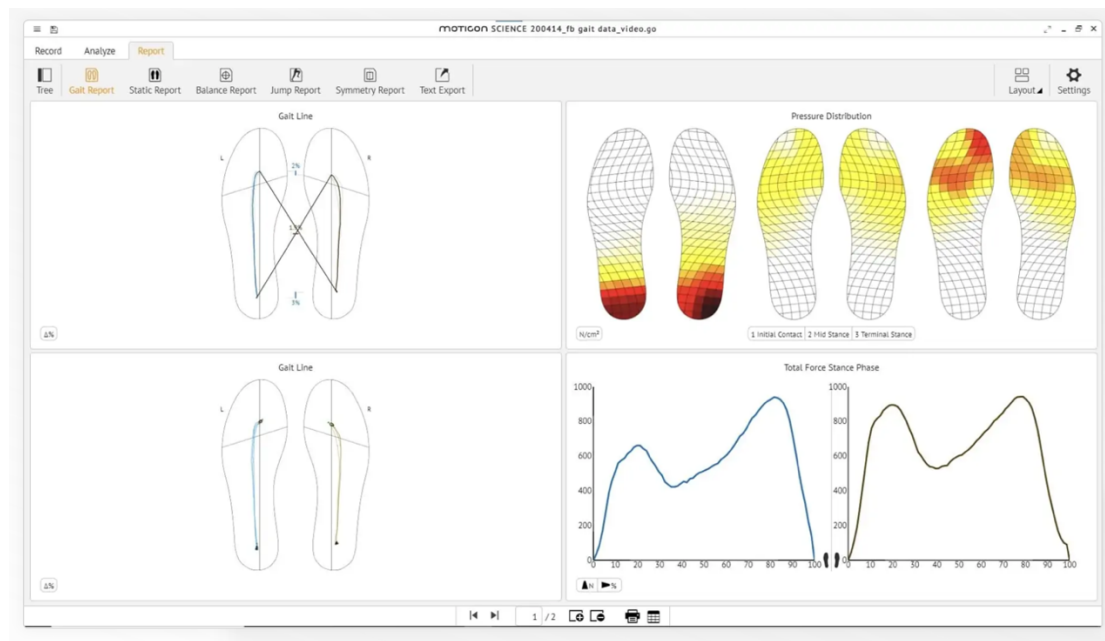


Abb. 2.6 Beispiel der Funktion "Gait Report" in der Moticon Software (Entnommen aus <https://moticon.com/opengo/software#>)

2.1.2 Sportartspezifischer Sprungsensor

Das Unternehmen WOO Sports (Boston, USA) bietet einen Sensor an, welcher speziell für das Kitesurfen entwickelt wurde (Abb. 2.7). Der Sensor wird mithilfe einer speziellen Halterung mittig auf dem Kiteboard befestigt und zeichnet Höhe, Flugzeit und Landungsbeschleunigung der Sprünge auf einem internen Speicher auf. Nach der Messung können die Daten über Bluetooth auf das Smartphone in die dazugehörige App WOO Sports (WOO Sports, Version 4.4.1, Boston, USA) geladen werden. Hier können die Daten noch mit zusätzlichen Informationen wie der verwendeten Kitegröße, dem Kitemodell und dem Ort der Messung versehen werden. Dadurch werden die Rahmenbedingungen der jeweiligen Messung gut erfasst und helfen bei der späteren Auswertung.[59]

Für diese Studie wurde ein WOO-Sensor der dritten Generation verwendet, welcher wasserdicht ist und laut Herstellerangaben eine Akkulaufzeit von 8 Stunden besitzt.



Abb. 2.7 WOO Sports Messsensor mit zugehöriger App (Entnommen aus <https://woosports.com/kite/>)

2.1.3 Kameras

Die Sportler wurden während der gesamten Aufzeichnungsdauer von 15 Minuten mit einer Kamera gefilmt, um in der späteren Auswertung die Messdaten den verschiedenen Manövern zuordnen zu können. Dazu wurde eine wasserdichte Kamera des Herstellers GoPro Inc. (San Mateo, USA) verwendet (Abb. 2.8).

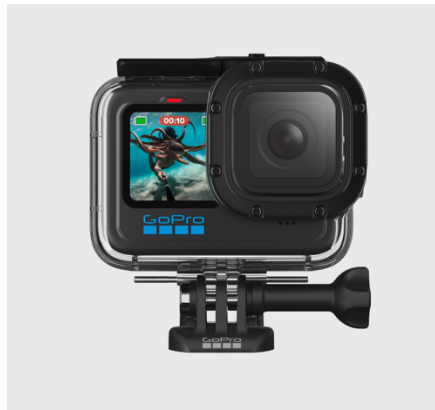


Abb. 2.8 Beispielbild der verwendeten Kamera (Entnommen aus <https://gopro.com/de/de/>)

2.2 Methoden

2.2.1 Messablauf beim Kitesurfen

Im folgenden Abschnitt wird der in dieser Studie angewandte Messablauf erläutert. Für die Messungen in den Disziplinen Freestyle und Big Air wurde der gleiche Messalgorithmus verwendet. Alle Messungen wurden videografisch dokumentiert. Im Anschluss wurden die Messdaten wie in Kapitel 2.1.1.2 beschrieben in die Analyse Software übertragen und dort ausgewertet.

2.2.1.1 Einschlussvoraussetzungen der Teilnehmer

Eingeschlossen wurden Kitesurfer, welche den Sport in der Disziplin Freestyle und Big Air professionell ausüben. Da es in Deutschland auf nationaler Ebene keine einheitliche Einstufung des Leistungsstands der Sportler gibt, gestaltete es sich als schwierig anhand von objektiven Bewertungskriterien Probanden vom gleichen Niveau in diese Studie einzuschließen. Deswegen wurde als Einschlusskriterium für diese Studie festgelegt, dass ausschließlich Sportler, welche aufgrund ihrer technischen Fähigkeiten von Kitesurfmarken finanziell oder materiell unterstützt werden, als Probanden zu rekrutieren. Dabei wurden die Belastungen bei verschiedenen Freestyle- und Big Air-Manövern gemessen, um diese miteinander zu vergleichen. Für diese Studie wurden 6 Testpersonen pro Disziplin (Freestyle: $n=6$; Big Air: $n=6$) untersucht. Als Einschlussvoraussetzung für Sportler beider Disziplinen galt, dass sie regelhaft die in Kapitel 1.1.2 erläuterten festen Bindungen verwenden, da nur in diese Bindung die Sensor-Sohlen eingelegt werden können. Die verwendeten Sensor-Sohlen besitzen eine Schuhgröße von EU 42 – 43 und können aufgrund der wasserdichten Versiegelung (Kapitel 2.2.1.2) und Steifigkeit der Kitesurfbindung nur in feste Bindungen der Größe EU 44 – 45 eingelegt werden. Deswegen konnten in dieser Studie nur Sportler mit Schuhgröße EU 44 – 45 gemessen werden. Als Ausschlusskriterium galten akute oder chronische Belas-

tungsschmerzen, welche die Landetechnik negativ beeinflussen könnten. Die demographischen Eigenschaften der beiden Probandengruppen können dem Ergebnisteil 3.1 entnommen werden.

2.2.1.2 Vorbereitungen der Sensor Sohleneinlagen

Da die Sensor Sohleneinlagen nicht wasserdicht sind, mussten diese, um Messdaten im Wasser erheben zu können, in eine wasserdichte Folie eingeschweißt werden. Die Methodik für das wasserdichte Verschweißen wurde von der Orthopädietechnik LiEBAU orthopädietechnik GmbH (Rostock, Deutschland) in Rostock Lütten Klein entwickelt und dann selbstständig durchgeführt. Zunächst wird die Sohle in eine rechteckige doppelseitige Folie gelegt, welche mithilfe eines Vakuumiergeräts luftdicht verschlossen wird (Abb. 2.9, Nr.1). Dadurch wird der Umriss der Sohle gut erkennbar und die beiden Folienseiten legen sich aneinander, welches den folgenden Arbeitsschritt erleichtert.

Im Anschluss wird die doppelseitige Folie in Nähe der Sohlenränder mithilfe eines speziellen Bügeleisens verschweißt, sodass die folierte Sohle in ihrer Form mit einer Schere ausgeschnitten werden kann (Abb. 2.9, Nr.2).

Wurden die Schritte richtig durchgeführt, ist die Sohle luftdicht verschlossen und vor eindringendem Wasser geschützt (Abb. 2.9, Nr.3). Die Batterien müssen deswegen vor diesen Arbeitsschritten in die Sohlen eingelegt werden und lassen sich erst nach Entfernen der Folie erneut aufladen.

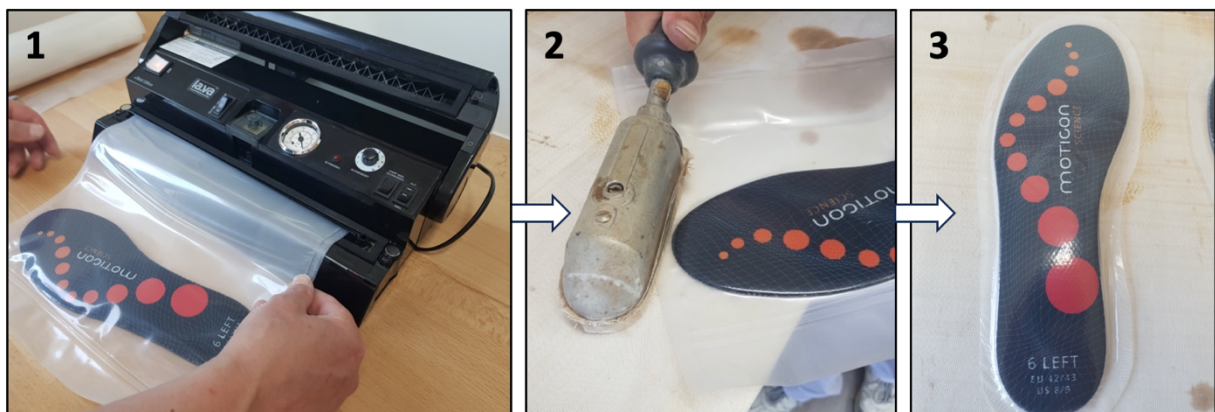


Abb. 2.9 Verschweißungsprozess der Sensor Sohleneinlagen. **1:** Die Sohlen werden mithilfe des Vakuumiergeräts luftdicht verschlossen. **2:** Die doppelseitige Folie wird an den Sohlenrändern verschweißt. **3:** Ausgeschnittene, wasserdicht folierte Sensor-Sohle.

2.2.1.3 Vorbereitungen am Messort

Vor Beginn der Messungen wurden die Sportler ausführlich über die durchzuführende Studie aufgeklärt und eine schriftliche Einwilligung zu einer Studienteilnahme eingeholt. Vor der Datenerhebung wurde das Kiteboard des Sportlers mit den jeweiligen Messsensoren ausgestattet. Die Sensor Sohleneinlagen (Kapitel 2.1.1.1) wurden in die festen Bindungen eingelegt und der Sprungsensor (Kapitel 2.1.2) mithilfe einer Halterung mittig auf dem Brett platziert (Abb. 2.10). Um Missverständnisse während der Messung zu vermeiden, wurde im Anschluss mit den Sportlern die Dauer der Messung, die durchzuführenden Manöver sowie die videografische Dokumentation besprochen. Eine Kalibrierung der Sohlen auf das Gewicht des Sportlers konnte nicht durchgeführt werden, da dazu Laufbewegungen notwendig sind und diese nicht mit den auf dem Board befestigten Bindungen umzusetzen ist. Laut Herstellerangaben ist ohne Kalibrierung eine Messabweichung von unter 5% zu erwarten [57].

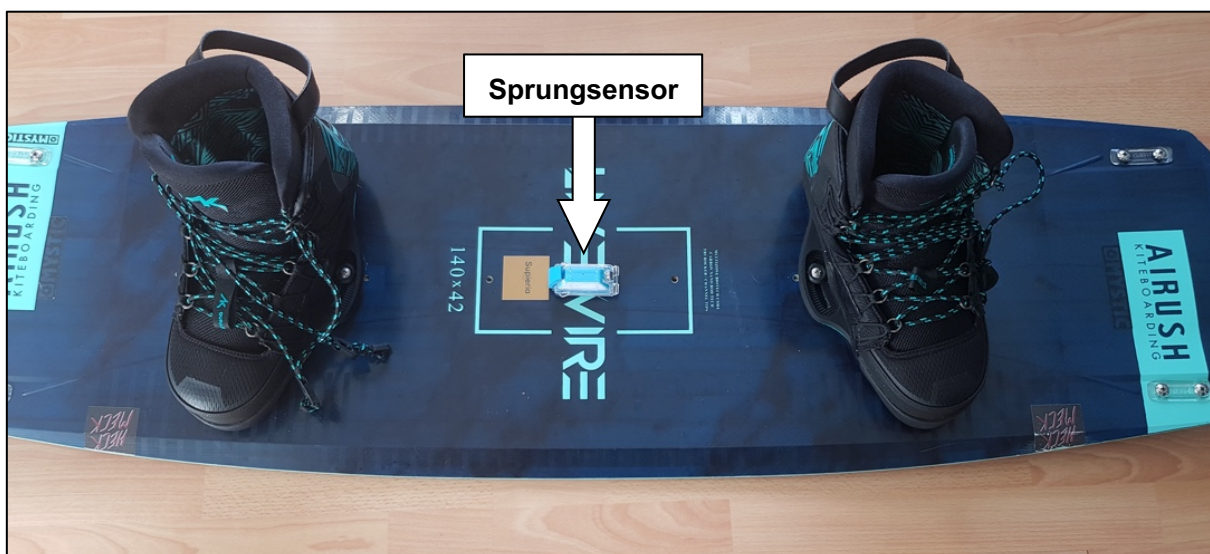


Abb. 2.10 Befestigung des Sprungsenors auf dem Kiteboard

2.2.1.4 Dauer der Messung

Die Aufzeichnungsdauer je Proband betrug 15 Minuten. Die Messungen wurden erst gestartet, nachdem die Sportler sich mitsamt ihrer Ausrüstung im Wasser befanden und bereit waren die Manöver durchzuführen. Das Ende der Messung wurde den Sportlern per Handzeichen signalisiert.

2.2.1.5 Auswahl des Messorts

Da das Kitesurfen als Outdoorsportart stark von den Naturgegebenheiten abhängig ist, ist es unmöglich die Wassersportler unter gleichen Rahmenbedingungen zu messen. Vor allem Windstärke und Wellengang sind stark orts-, tages- und uhrzeitabhängig, zusätzlich kann aufgrund unterschiedlicher Windrichtungen nicht immer am gleichen Ort gemessen werden. Um trotzdem ähnliche Rahmenbedingungen zu schaffen, wurden alle Messungen an Bodengewässern durchgeführt, wo grundsätzlich ein sehr kleiner Wellengang vorhanden ist. Die Freestyle-Messungen wurden bei einer für die Disziplin passenden Windstärkenbereich

von 15 bis 20 Knoten erhoben, dahingegen wurden die Big Air-Messungen bei einem für die Disziplin geeigneten Windstärkenbereich von 20 bis 35 Knoten erhoben.

2.2.1.6 Durchzuführende Manöver

Für die Messung wurden die Sensor-Sohlen auf eine Frequenz von 100Hz eingestellt und in Standardeinstellung verwendet (Kapitel 2.1.1.2). Die Sportler beider Disziplinen sollten während der Messung für ihre Disziplin typische Sprünge durchführen. So führten Sportler der Disziplin Freestyle ausgehakte Sprünge durch (Kapitel 1.1.3), Sportler der Disziplin Big Air konzentrierten sich auf Kiteloops (Abb. 2.11) (Kapitel 1.1.3).

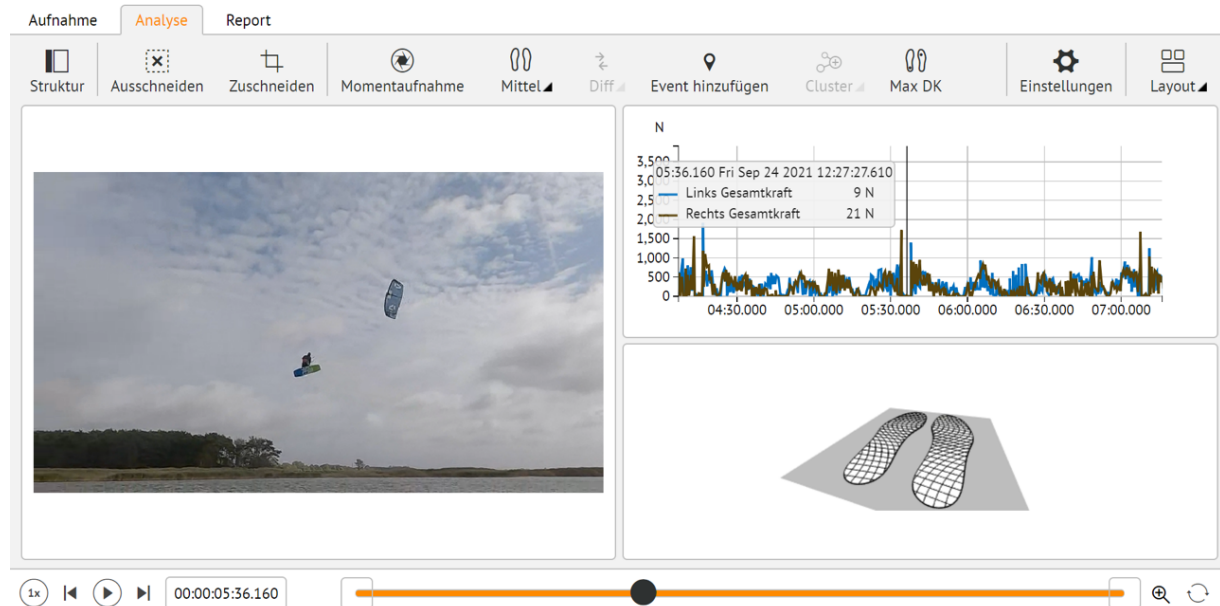


Abb. 2.11 Ausschnitt eines Probanden der Disziplin Big Air in der Analyse Software, das Videomaterial wurde bereits hineingeladen. Der Sportler führt gerade einen Kiteloop durch.

2.2.1.7 Videografische Dokumentation

Die Sportler wurden während der gesamten Aufzeichnungsdauer von 15 Minuten mit einer Kamera gefilmt, um in der späteren Auswertung die Messdaten den verschiedenen Manövern zuordnen zu können. Sie wurden angewiesen in Nähe der Kamera die Manöver durchzuführen, damit die Sprünge in den Aufnahmen deutlich zu erkennen sind und die anschließende Auswertung erleichtern. Aufgrund der natürlichen Beschaffenheiten der Messorte mussten die Manöver größtenteils vom Wasser aus gefilmt werden.

2.2.2 Auswertung der erhobenen Daten

Zu Auswertung der Daten aus dem Kitesurfen wurden die Analyse Software OpenGo (Kapitel 2.1.1.3), der sportartspezifische Sprungsensor mit der dazugehörigen App (Kapitel 2.1.2) und die Videoaufnahmen verwendet. Die Videoaufnahmen wurden in die Analyse Software importiert und anhand eines QR-Codes zeitlich mit den Messungen synchronisiert. Innerhalb des Programms wurde eine genaue Analyse der Sprünge durchgeführt und die auftretenden Maximalbelastungen an beiden Füßen während des Absprungs und bei der Landung notiert. Die auftretenden Maximalbelastungen werden von der Analyse Software in Newton (N) an-

gegeben. Mithilfe des vorhandenen Videomaterials wurde bei jedem Trick der vordere und der hintere Fuß (von der Fahrtrichtung aus betrachtet) bei Absprung und Landung zugeordnet. Das genaue Vorgehen wird in Abb. 2.12 illustriert. Es wurde das jeweils durchgeführte Manöver vermerkt.

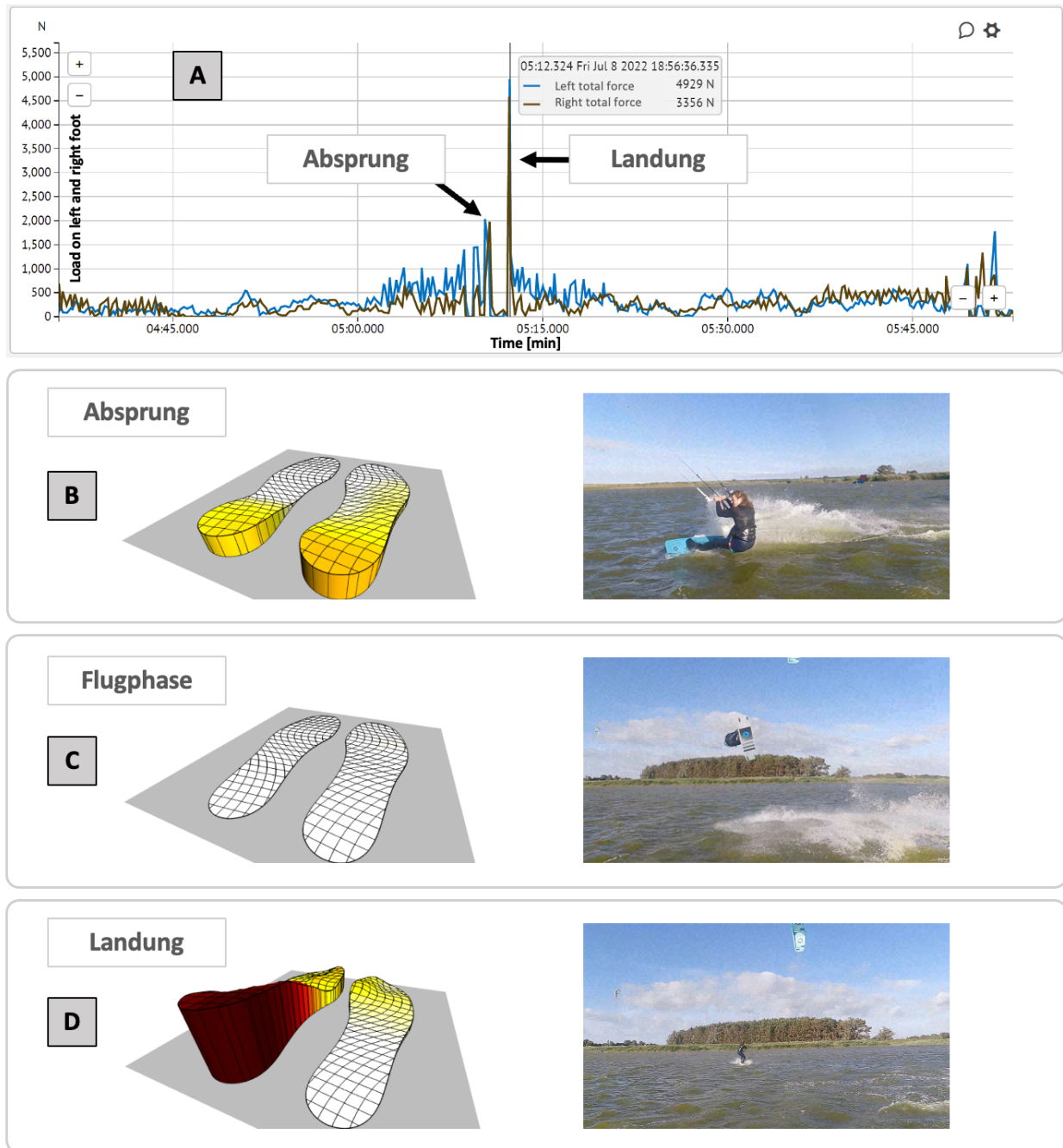


Abb. 2.12 Darstellung eines Sprungs in der Disziplin Freestyle (A). Der Sprung wird in die drei Phasen Absprung (B), Flugphase (C) und Landung (D) (von oben nach unten) untergliedert.

Die Messungen des Sprungensors wurden in der dazugehörigen App ausgewertet, welcher für jeden Sprung die Landungsbelastung (in g), die Sprungdauer (in s) und die Höhe (in m) aufgezeichnet hat (Abb. 2.13). Diese Werte wurden anhand des angegebenen Sprungzeitpunktes den jeweiligen Manövern zugeordnet.



	▲	🕒	▼	🕒
1	5.4m	4.3s	3.1G	1m 2s
2	2.1m	3.1s	2.5G	1m 46s
3	8.2m	4.5s	2.0G	1m 58s
4	7.1m	5.4s	3.3G	2m 49s
5	8.3m	5.1s	4.9G	3m 51s
6	8.1m	6.4s	5.5G	4m 53s
7	7.9m	4.8s	3.7G	5m 58s
8	9.4m	5.1s	2.7G	6m 14s
9	7.5m	5.2s	4.0G	7m 4s
10	9.8m	5.4s	3.1G	8m 13s
11	11.0m	5.4s	4.9G	9m 17s
12	7.6m	6.1s	4.1G	10m 29s
13	11.5m	6.9s	3.7G	11m 28s
14	6.5m	6.1s	1.6G	12m 25s
15	9.3m	6.5s	2.0G	13m 18s

Abb. 2.13 Ausschnitt der Auswertung einer Messung aus der Disziplin Big Air in der WOO-App, der höchste absolvierte Sprung wird blau hinterlegt. Von links nach rechts wird für jeden Sprung die Sprunghöhe, Sprungdauer, Landungsbelastung und Sprungzeitpunkt angegeben.

Die ermittelten Messwerte wurden anschließend in das Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft Excel (Microsoft, Version 16.90 (24101387), Redmond, USA) zur weiteren Auswertung und Darstellung übertragen. Darauf folgend wurde eine Zusammenfassung der Gruppe Freestyle und Gruppe Big Air in diesem Programm erstellt und beide Gruppen in jeweils zwei Subgruppen unterteilt. In der Gruppe Big Air wurde zusätzlich noch eine Einteilung nach geflogener Kitegröße durchgeführt.

Auswertung Disziplin Big Air

In der Gruppe Big Air wurden nur diejenigen Sprünge in die Auswertung miteinbezogen, bei welchen Kite Loops durchgeführt wurden. Die Sprünge mit Kite Loops wurden mithilfe des Videomaterials in die zwei Kategorien moderater Fahrstil (gefangene Kite Loops) und radikaler Fahrstil (nicht gefangene Kite Loops) (Kapitel 1.1.3) unterteilt. Da der Sportler bei einem nicht gefangenen Kite Loop nicht ausreichend vom Kite bei Landung abgefangen wird, gilt er als radikalerer Fahrstil. Es wurden zunächst alle Kite Loops untersucht, im Anschluss erfolgte eine getrennte Auswertung der beiden Subgruppen. Anhand der Einteilung nach der Kitegröße soll untersucht werden, ob die verwendete Kitegröße während des Kite Loops einen Einfluss auf die entstehenden Landungsbelastungen hat. Wenn sich die Sportler bei Einleitung des Kite Loops auf einer größeren Sprunghöhe befinden, hat der Sportler länger Zeit das

eingeleitete Manöver abzuschließen und wieder sanft vom Schirm gefangen zu werden. Deswegen wurden die durchgeführten Kiteloops anhand ihrer Sprunghöhe unterteilt, um die Landungsbeschleunigung in Abhängigkeit von der Sprunghöhe zu untersuchen. Dazu wurden die Sprünge von 0 bis 12m in 2-Meter-Stufen eingeteilt und deren Landungsbeschleunigung analysiert. Zusätzlich erfolgte eine Auswertung der Landungsbeschleunigung nach geflogener Kitegröße: Da kleinere Kitegrößen manövrierfähiger sind und schneller eingeleitete Flugmanöver befolgen, können Sportler den Kiteloop mit kleineren Schirmen schneller abschließen. Daher wurden die verwendeten Kitegrößen der Probanden notiert und die gemessenen Belastungen nach Kitegrößen eingeteilt, um den Einfluss der Schirmgröße auf mögliche Belastungsunterschiede zu untersuchen.

Auswertung Disziplin Freestyle

In der Gruppe Freestyle wurden nur ausgehakete Sprünge ausgewertet. Die ausgehaketen Manöver wurden ebenfalls in die zwei Subgruppen „radikaler Fahrstil“ (Handle-Pass Sprünge und dessen Vorstufen) und „moderater Fahrstil“ (Sprünge ohne Handle-Pass) untergliedert. Sprünge mit Handle-Pass und dessen Vorstufen gelten im Sport aufgrund der Körperrotation und Übergabe der Bar hinter dem Rücken als anspruchsvollere Manöver. Deswegen sollen die beiden Gruppen auf mögliche Belastungsunterschiede untersucht werden. Diese Einteilung erfolgte ebenfalls mithilfe des verfügbaren Videomaterials. Es wurden zunächst alle ausgehaketen Manöver untersucht, im Anschluss erfolgte eine getrennte Auswertung beider Subgruppen.

2.2.3 Statistische Auswertung

Die Kenngrößen Mittelwert, Standardabweichung, Minimum und Maximum wurden mittels Microsoft Excel (Microsoft, Version 16.90 (24101387), Redmond, USA) berechnet und werden in der hier vorliegenden Arbeit in Tabellen wie folgt angegeben: Mittelwert $\pm$ Standardabweichung (Minimum-Maximum). Für die weitere statistische Auswertung der erhobenen Daten wurde das Datenanalyseprogramm SigmaPlot (Systat Software, Version 13.0, San Jose, USA) und IBM SPSS Statistics (IBM SPSS Software, Version 27, Armonk, USA) verwendet.

Ergebnisse mit einer Wahrscheinlichkeit unter 5% ($p < 0,05$) wurden als statistisch signifikant angesehen. Die Überprüfung der Normalverteilung erfolgte mittels Shapiro-Wilk-Test. Bei Normalverteilung wurde zur Berechnung des p-Werts der t-Test angewandt. Lag keine Normalverteilung vor, wurde zur Berechnung des p-Werts der Mann-Whitney-U-Test (Wilcoxon-Test) durchgeführt. Um zu ermitteln ob zwischen den vier Subgruppen „Big Air-moderater Fahrstil“, „Big Air-radikaler Fahrstil“, „Freestyle-moderater Fahrstil“ und „Freestyle-radikaler Fahrstil“ hinsichtlich der Landungsbeschleunigung, Absprung- und Landungsbelastung ein signifikante Unterschiede bestehen, wurde der One-Way ANOVA angewendet. Als Post-Hoc Test zum Vergleich der Gruppen untereinander wurde der Holm-Sidak Test durchgeführt. Konnte bei den Datensätzen keine Normalverteilung festgestellt werden, wurde auf den nicht-parametrischen Kruskal-Wallis Test zurückgegriffen. Im Anschluss folgte eine Post-hoc Analyse mit dem Dunn-T-Test.

Zur grafischen Darstellung der Ergebnisse wurden Boxplots gewählt, um Ergebnisunterschiede übersichtlich abzubilden. Dazu wurde das Programm SigmaPlot verwendet. Zusätzlich wurde für weitere grafische Darstellungen Microsoft Excel genutzt.

3. Ergebnisse

3.1 Probandencharakteristika der Kitesurfmessung

Die Probanden der beiden Kitesurfgruppen Big Air und Freestyle wurden nach dem im Methodik-Kapitel 2.2.1.1 beschriebenen Vorgehen rekrutiert. Die demographischen Eigenschaften der beiden Probandengruppen sind in Tab. 2 aufgelistet.

Tab. 2 Demographische Probandencharakteristika der Gruppe Big Air und Freestyle.

Parameter	Gruppe Big Air n=6	Gruppe Freestyle n=6	p-Wert
Alter	24 ± 1,7 (22 – 26)	24,5 ± 3,6 (22 – 31)	NS
Geschlecht m:w	6:0	6:0	
Gewicht (kg)	80,6 ± 6,4 (74 – 91)	82,7 ± 7,1 (70 – 91)	NS
Körpergröße (cm)	186 ± 7,8 (177 – 197)	188 ± 8,3 (175 – 197)	NS
BMI	23,3 ± 0,9 (21,7 – 24,2)	23,5 ± 0,7 (22,4 – 24,4)	NS

3.2 Ergebnisse im Freestyle

3.2.1 Allgemeine Messergebnisse

In der Gruppe Freestyle wurden 6 Probanden über einen Zeitraum von jeweils 15 Minuten gemessen. Es wurden 8 – 14 ausgehakte Sprünge pro Messung durchgeführt. Bei allen Sportlern wurden für jeden Sprung mithilfe der Messinstrumente die Sprunghöhe, Sprungdauer, Landungsbeschleunigung und maximale Kraftbelastung pro Fuß bei Absprung und Landung aufgezeichnet. Die zusammengefassten Ergebnisse der einzelnen Probanden sind Tab. 3 zu entnehmen.

Durchschnittlich führten die Probanden 11,2 (±2,7) Sprünge durch, dabei wurde im Durchschnitt eine Sprunghöhe von 1,8m (±0,4) mit einer durchschnittlichen Sprungdauer von 1,3s (±0,2) erreicht. Die durchschnittliche Landungsbeschleunigung betrug 4,8g (±1,2). Im Absprung wirkte auf den in Fahrtrichtung aus betrachteten vorderen Fuß im Durchschnitt eine Kraft von 933,0N (±300,8), beziehungsweise pro Kilogramm Körpergewicht 11,57N/kg (±4,16). Der hintere Fuß erreichte im Absprung durchschnittlich 1740,1N (±407,0), beziehungsweise pro Kilogramm Körpergewicht 21,60N/kg (±6,0). Am hinteren Fuß wirkte im Absprung eine statistisch signifikant größere Kraft als am vorderen Fuß (p<0,001). Bei der Landung erreichte der vordere Fuß durchschnittlich 2355,1N (±1237,3), pro Kilogramm Körpergewicht 29,97N/kg (±18,16). Auf den hinteren Fuß wirkte bei der Landung durchschnittlich eine Kraft von 2669,7N (±972,6), pro Kilogramm Körpergewicht 33,32N/kg (±13,65). Es wurde kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen dem vorderen und hinteren Fuß bei der Landung festgestellt.

Der höchste Sprung der Freestyle-Messung erreichte eine Höhe von 3,0m. Die größte Kraft pro Kilogramm Körpergewicht im Absprung betrug 35,93N/kg, diese wurde am hinteren Fuß gemessen. Die größte Kraft pro Kilogramm Körpergewicht bei der Landung lag bei 75,93N/kg, sie trat am vorderen Fuß auf.

Tab. 3 Messergebnisse der einzelnen Probanden der Gruppe Freestyle. Anzahl der Sprünge in n , Sprunghöhe in m , Sprungdauer in s , Landung in g , Kraft in N , Kraft pro kg in N/kg .

	F 1	F 2	F 3	F 4	F 5	F 6
Anzahl ausgehakte Sprünge	14	12	8	8	11	14
Sprungsensor						
Sprunghöhe	$\bar{x} 1,9 \pm 0,4$ (1,4 – 2,6)	$\bar{x} 1,9 \pm 0,4$ (1,2 – 2,5)	$\bar{x} 1,6 \pm 0,3$ (1,3 – 2,1)	$\bar{x} 1,6 \pm 0,5$ (0,9 – 2,2)	$\bar{x} 1,7 \pm 0,4$ (1,0 – 2,4)	$\bar{x} 1,9 \pm 0,6$ (1,1 – 3,0)
Sprungdauer	$\bar{x} 1,4 \pm 0,1$ (1,2 – 1,7)	$\bar{x} 1,4 \pm 0,2$ (1,0 – 1,8)	$\bar{x} 1,3 \pm 0,2$ (1,1 – 1,5)	$\bar{x} 1,3 \pm 0,2$ (1,0 – 1,6)	$\bar{x} 1,1 \pm 0,2$ (0,7 – 1,4)	$\bar{x} 1,4 \pm 0,2$ (1,1 – 1,7)
Landung	$\bar{x} 5,2 \pm 1,1$ (3,6 – 6,9)	$\bar{x} 4,6 \pm 1,1$ (2,7 – 6,0)	$\bar{x} 4,5 \pm 1,7$ (2,5 – 7,6)	$\bar{x} 3,8 \pm 0,9$ (2,8 – 5,6)	$\bar{x} 4,3 \pm 1,2$ (3,1 – 7,0)	$\bar{x} 5,7 \pm 0,8$ (4,6 – 7,6)
Absprung						
Kraft Absprung vorderer Fuß	$\bar{x} 1094,4 \pm 360,7$ (632 – 1701)	$\bar{x} 886,8 \pm 169,9$ (674 – 1235)	$\bar{x} 694,6 \pm 113,6$ (534 – 861)	$\bar{x} 1100,1 \pm 225,8$ (817 – 1394)	$\bar{x} 689,5 \pm 199,8$ (510 – 1081)	$\bar{x} 1043,4 \pm 306,8$ (586 – 1676)
Kraft Absprung vorne pro kg	$\bar{x} 15,63 \pm 5,15$ (9,03 – 24,30)	$\bar{x} 11,08 \pm 2,12$ (8,43 – 15,44)	$\bar{x} 8,17 \pm 1,34$ (6,28 – 10,13)	$\bar{x} 12,09 \pm 2,48$ (8,25 – 11,09)	$\bar{x} 8,11 \pm 2,35$ (6,00 – 12,72)	$\bar{x} 12,28 \pm 3,61$ (6,89 – 19,72)
Kraft Absprung hinterer Fuß	$\bar{x} 2027,6 \pm 315,4$ (1485 – 2515)	$\bar{x} 1738,7 \pm 154,5$ (1327 – 1897)	$\bar{x} 1182,4 \pm 131,3$ (1028 – 1398)	$\bar{x} 1872,5 \pm 69,4$ (1735 – 1945)	$\bar{x} 1474,7 \pm 513,0$ (674 – 1912)	$\bar{x} 1905,6 \pm 356,0$ (1573 – 2840)
Kraft Absprung hinten pro kg	$\bar{x} 28,97 \pm 4,51$ (21,21 – 35,93)	$\bar{x} 21,73 \pm 1,93$ (16,59 – 23,71)	$\bar{x} 13,91 \pm 1,54$ (12,09 – 16,45)	$\bar{x} 20,58 \pm 0,76$ (19,07 – 21,37)	$\bar{x} 17,35 \pm 6,04$ (7,93 – 22,49)	$\bar{x} 22,42 \pm 4,19$ (18,51 – 33,41)
Landung						
Kraft Landung vorderer Fuß	$\bar{x} 4111,1 \pm 821,4$ (2407 – 5315)	$\bar{x} 1815,8 \pm 722,0$ (728 – 2931)	$\bar{x} 1734,9 \pm 683,7$ (634 – 2757)	$\bar{x} 1542,1 \pm 767,4$ (623 – 2726)	$\bar{x} 1271,5 \pm 492,1$ (473 – 2008)	$\bar{x} 2731,7 \pm 723,1$ (1672 – 4044)
Kraft Landung vorne pro kg	$\bar{x} 58,73 \pm 11,73$ (34,39 – 75,93)	$\bar{x} 22,70 \pm 9,02$ (9,10 – 36,64)	$\bar{x} 20,41 \pm 8,04$ (7,46 – 32,44)	$\bar{x} 16,95 \pm 8,43$ (6,85 – 29,96)	$\bar{x} 14,96 \pm 5,79$ (5,56 – 23,62)	$\bar{x} 32,14 \pm 8,51$ (19,67 – 47,58)
Kraft Landung hinterer Fuß	$\bar{x} 3339,2 \pm 1036,2$ (1392 – 4586)	$\bar{x} 2324,2 \pm 444,9$ (1716 – 2989)	$\bar{x} 1951,8 \pm 568,7$ (1112 – 2807)	$\bar{x} 1662,6 \pm 518,6$ (1037 – 2711)	$\bar{x} 2329,7 \pm 744,5$ (1374 – 3454)	$\bar{x} 3549,4 \pm 592,2$ (2795 – 4834)
Kraft Landung hinten pro kg	$\bar{x} 47,70 \pm 14,80$ (19,89 – 65,51)	$\bar{x} 29,05 \pm 5,56$ (21,45 – 37,36)	$\bar{x} 22,96 \pm 6,69$ (13,08 – 33,02)	$\bar{x} 18,27 \pm 5,70$ (11,40 – 29,79)	$\bar{x} 27,41 \pm 8,76$ (16,16 – 40,64)	$\bar{x} 41,76 \pm 6,97$ (32,88 – 56,87)

3.2.2 Gesonderte Betrachtung der Freestyle Subgruppen

Mithilfe des Videomaterials wurden die ausgehakten Sprünge im Freestyle ausgewertet und die einzelnen Sprünge der Sportler in die Kategorien „moderater Fahrstil“ (ohne Handle-Pass Vorstufen) und „radikaler Fahrstil“ (mit Handle-Pass und Vorstufen) unterteilt. Die Messergebnisse der beiden Subgruppen werden nun vorgestellt.

Freestyle-Subgruppe „moderater Fahrstil“

Alle 6 Probanden führten ausgehakte Sprünge ohne Handle-Pass Manöver durch. Die durchschnittliche Sprunganzahl ohne Handle-Pass Manöver betrug $\bar{x}7,2 (\pm 3,8)$, dabei wurde im Mittel eine Sprunghöhe von $\bar{x}1,9m (\pm 0,5)$ mit einer Sprungdauer von $\bar{x}1,3s (\pm 0,2)$ erreicht. Die durchschnittliche Landungsbeschleunigung lag bei $\bar{x}4,5g (\pm 1,2)$. Während des Absprungs wirkte auf den in Fahrtrichtung aus betrachteten vorderen Fuß durchschnittlich eine Kraft von $\bar{x}956,5N (\pm 315,6)$, beziehungsweise pro Kilogramm Körpergewicht $\bar{x}11,88N/kg (\pm 4,33)$. Für den hinteren Fuß wurde im Absprung im Durchschnitt eine Kraft von $\bar{x}1800,5N (\pm 371,6)$ bestimmt, beziehungsweise pro Kilogramm Körpergewicht $\bar{x}22,37N/kg (\pm 5,47)$. Am hinteren Fuß wirkte im Absprung eine statistisch signifikant größere Kraft als am vorderen Fuß ($p < 0,001$). Bei der Landung erreichte der vordere Fuß durchschnittlich $\bar{x}2245,7N (\pm 1224,8)$, pro Kilogramm Körpergewicht $\bar{x}28,84N/kg (\pm 18,22)$. Auf den hinteren Fuß wirkte bei der Landung eine Kraft von $\bar{x}2562,0N (\pm 948,5)$, pro Kilogramm Körpergewicht von $\bar{x}32,30N/kg (\pm 13,90)$. Es wurde kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen dem vorderen und hinteren Fuß bei der Landung festgestellt. Tab. 4 zeigt die einzelnen Messergebnisse jedes Probanden.

Der höchste Sprung erreichte eine Höhe von $3,0m$. Der Maximalwert der Kraft pro Kilogramm Körpergewicht im Absprung betrug $35,93N/kg$, diese wurde am hinteren Fuß gemessen. Der Maximalwert der Kraft pro Kilogramm Körpergewicht bei der Landung lag bei $70,77N/kg$, diese wurde am vorderen Fuß gemessen.

Tab. 4 Messergebnisse der einzelnen Probanden der Freestyle-Subgruppe „moderater Fahrstil“. Anzahl der Sprünge in n , Sprunghöhe in m , Sprungdauer in s , Landung in g , Kraft in N , Kraft pro kg in N/kg .

	F 1	F 2	F 3	F 4	F 5	F 6
Anzahl Sprünge ohne Handle-Pass Vorstufen	10	10	1	8	10	4
Sprungsensor						
Sprunghöhe	$\bar{\sigma} 1,9 \pm 0,4$ (1,4 – 2,6)	$\bar{\sigma} 2,0 \pm 0,4$ (1,2 – 2,5)	1,6	$\bar{\sigma} 1,6 \pm 0,5$ (0,9 – 2,2)	$\bar{\sigma} 1,8 \pm 0,4$ (1,2 – 2,4)	$\bar{\sigma} 2,6 \pm 0,4$ (2,1 – 3,0)
Sprungdauer	$\bar{\sigma} 1,4 \pm 0,1$ (1,2 – 1,6)	$\bar{\sigma} 1,4 \pm 0,2$ (1,0 – 1,8)	1,3	$\bar{\sigma} 1,3 \pm 0,2$ (1,0 – 1,6)	$\bar{\sigma} 1,1 \pm 0,2$ (0,8 – 1,4)	$\bar{\sigma} 1,5 \pm 0,2$ (1,2 – 1,6)
Landung	$\bar{\sigma} 5,1 \pm 1,2$ (3,6 – 6,9)	$\bar{\sigma} 4,4 \pm 1,1$ (2,7 – 6,0)	2,5	$\bar{\sigma} 3,8 \pm 0,9$ (2,8 – 5,6)	$\bar{\sigma} 4,4 \pm 1,2$ (3,1 – 7,0)	$\bar{\sigma} 5,8 \pm 1,0$ (4,6 – 6,6)
Absprung						
Kraft Absprung vorderer Fuß	$\bar{\sigma} 1094,4 \pm 360,7$ (632 – 1701)	$\bar{\sigma} 896,6 \pm 169,4$ (674 – 1235)	746	$\bar{\sigma} 1100,1 \pm 225,8$ (817 – 1394)	$\bar{\sigma} 698,7 \pm 208,1$ (510 – 1081)	$\bar{\sigma} 1209,0 \pm 355,1$ (872 – 1676)
Kraft Absprung vorne pro kg	$\bar{\sigma} 15,63 \pm 5,80$ (9,03 – 24,30)	$\bar{\sigma} 11,21 \pm 2,12$ (8,43 – 15,44)	8,78	$\bar{\sigma} 12,09 \pm 2,48$ (8,25 – 11,09)	$\bar{\sigma} 8,22 \pm 2,45$ (6,00 – 12,72)	$\bar{\sigma} 14,22 \pm 4,18$ (10,26 – 19,72)
Kraft Absprung hinterer Fuß	$\bar{\sigma} 1976,9 \pm 325,6$ (1485 – 2515)	$\bar{\sigma} 1729,2 \pm 168,3$ (1327 – 1897)	1177	$\bar{\sigma} 1872,5 \pm 69,4$ (1735 – 1945)	$\bar{\sigma} 1554,8 \pm 462,7$ (716 – 1912)	$\bar{\sigma} 2164 \pm 485$ (1804 – 2840)
Kraft Absprung hinten pro kg	$\bar{\sigma} 28,24 \pm 4,65$ (21,21 – 35,93)	$\bar{\sigma} 21,62 \pm 2,10$ (16,59 – 23,71)	13,85	$\bar{\sigma} 20,58 \pm 0,76$ (19,07 – 21,37)	$\bar{\sigma} 18,29 \pm 5,44$ (8,42 – 22,49)	$\bar{\sigma} 25,46 \pm 5,71$ (21,22 – 33,41)
Landung						
Kraft Landung vorderer Fuß	$\bar{\sigma} 4020,3 \pm 564,9$ (3170 – 4954)	$\bar{\sigma} 1687,9 \pm 724,1$ (728 – 2931)	1727	$\bar{\sigma} 1542,1 \pm 767,4$ (623 – 2726)	$\bar{\sigma} 1351,4 \pm 437,1$ (653 – 2008)	$\bar{\sigma} 2976,3 \pm 448,2$ (2362 – 3428)
Kraft Landung vorne pro kg	$\bar{\sigma} 57,43 \pm 8,07$ (45,29 – 70,77)	$\bar{\sigma} 21,10 \pm 9,05$ (9,10 – 36,64)	20,32	$\bar{\sigma} 16,95 \pm 8,43$ (6,85 – 29,96)	$\bar{\sigma} 15,90 \pm 5,14$ (7,68 – 23,62)	$\bar{\sigma} 35,01 \pm 5,27$ (27,79 – 40,31)
Kraft Landung hinterer Fuß	$\bar{\sigma} 3453,8 \pm 857,8$ (1392 – 4586)	$\bar{\sigma} 2226,3 \pm 421,8$ (1716 – 2989)	1112	$\bar{\sigma} 1662,6 \pm 518,6$ (1037 – 2711)	$\bar{\sigma} 2425,3 \pm 710,1$ (1555 – 3454)	$\bar{\sigma} 3719,3 \pm 293,1$ (3335 – 3977)
Kraft Landung hinten pro kg	$\bar{\sigma} 49,08 \pm 12,25$ (19,89 – 65,51)	$\bar{\sigma} 27,83 \pm 5,27$ (21,45 – 37,36)	13,08	$\bar{\sigma} 18,27 \pm 5,70$ (11,40 – 29,79)	$\bar{\sigma} 28,53 \pm 8,35$ (18,29 – 40,64)	$\bar{\sigma} 43,76 \pm 3,45$ (39,24 – 46,79)

Freestyle-Subgruppe „radikaler Fahrstil“

Von den 6 Probanden führten nur 5 Sportler ausgehakte Sprünge mit Handle-Pass oder dessen Vorstufe durch. Die durchschnittliche Anzahl an Sprüngen mit Handle-Pass oder dessen Vorstufe lag bei den 5 Sportlern bei $\bar{x}4,8 (\pm 3,7)$. Durchschnittlich wurde eine Sprunghöhe von $\bar{x}1,6m (\pm 0,3)$ mit einer Sprungdauer von $\bar{x}1,4s (\pm 0,2)$ erreicht. Es wurde eine durchschnittliche Landungsbeschleunigung von $\bar{x}5,3g (\pm 1,1)$ gemessen. Beim Absprung wirkte auf den von der Fahrtrichtung aus betrachteten vorderen Fuß durchschnittlich eine Kraft von $\bar{x}891,0N (\pm 273,6)$, beziehungsweise pro Kilogramm Körpergewicht $\bar{x}11,01N/kg (\pm 3,86)$. Für den hinteren Fuß wurde im Absprung im Durchschnitt eine Kraft von $\bar{x}1632,0N (\pm 451,9)$ gemessen, pro Kilogramm Körpergewicht $\bar{x}20,21N/kg (\pm 6,72)$. Am hinteren Fuß wirkte im Absprung eine statistisch signifikant größere Kraft als am vorderen Fuß ($p < 0,001$). Bei der Landung wurde für den vorderen Fuß durchschnittlich $\bar{x}2551,1N (\pm 1261,5)$ bestimmt, beziehungsweise pro Kilogramm Körpergewicht $\bar{x}31,99N/kg (\pm 18,25)$. Auf den hinteren Fuß wirkte bei der Landung eine Kraft von $\bar{x}2862,8N (\pm 1005,6)$, beziehungsweise pro Kilogramm Körpergewicht $\bar{x}35,15N/kg (\pm 13,27)$. Es wurde kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen dem vorderen und hinteren Fuß bei der Landung festgestellt. In Tab. 5 werden die Messergebnisse der 5 Probanden zusammengefasst.

Der höchste Sprung erreichte eine Höhe von $2,2m$. Der Maximalwert der Kraft pro Kilogramm Körpergewicht im Absprung wurde am hinteren Fuß gemessen, sie betrug $35,66N/kg$. Der Maximalwert der Kraft pro Kilogramm Körpergewicht bei der Landung betrug $75,93N/kg$, diese wurde am vorderen Fuß ermittelt.

Tab. 5 Messergebnisse der einzelnen Probanden der Freestyle-Subgruppe „radikaler Fahrstil“. Anzahl der Sprünge in n , Sprunghöhe in m , Sprungdauer in s , Landung in g , Kraft in N , Kraft pro kg in N/kg .

	F 1	F 2	F 3	F 5	F 6
Anzahl Sprünge Handle-Pass + Vorstufen	4	2	7	1	10
Sprungsensor					
Sprunghöhe	$\bar{\sigma} 1,8 \pm 0,3$ (1,4 – 2,0)	$\bar{\sigma} 1,8 \pm 0,6$ (1,4 – 2,2)	$\bar{\sigma} 1,6 \pm 0,3$ (1,3 – 2,1)	1,0	$\bar{\sigma} 1,6 \pm 0,3$ (1,1 – 2,0)
Sprungdauer	$\bar{\sigma} 1,5 \pm 0,2$ (1,3 – 1,7)	$\bar{\sigma} 1,5 \pm 0,1$ (1,4 – 1,6)	$\bar{\sigma} 1,3 \pm 0,2$ (1,1 – 1,5)	0,7	$\bar{\sigma} 1,4 \pm 0,2$ (1,1 – 1,7)
Landung	$\bar{\sigma} 5,6 \pm 0,8$ (4,8 – 6,4)	$\bar{\sigma} 5,5 \pm 0,4$ (5,2 – 5,8)	$\bar{\sigma} 4,7 \pm 1,6$ (3,4 – 7,6)	3,8	$\bar{\sigma} 5,7 \pm 0,8$ (5,0 – 7,6)
Absprung					
Kraft Absprung vorderer Fuß	$\bar{\sigma} 1132,0 \pm 258,0$ (894 – 1386)	$\bar{\sigma} 837,5 \pm 231,2$ (674 – 1001)	$\bar{\sigma} 687,3 \pm 120,7$ (534 – 861)	597	$\bar{\sigma} 977,2 \pm 277,3$ (586 – 1428)
Kraft Absprung vorne pro kg	$\bar{\sigma} 16,17 \pm 3,69$ (12,77 – 19,80)	$\bar{\sigma} 10,47 \pm 2,89$ (8,43 – 12,51)	$\bar{\sigma} 8,09 \pm 1,42$ (6,28 – 10,13)	7,02	$\bar{\sigma} 11,50 \pm 3,26$ (6,89 – 16,80)
Kraft Absprung hinterer Fuß	$\bar{\sigma} 2154,5 \pm 288,2$ (1854 – 1496)	$\bar{\sigma} 1786,0 \pm 46,7$ (1753 – 1819)	$\bar{\sigma} 1183,1 \pm 141,8$ (1028 – 1398)	674	$\bar{\sigma} 1802,2 \pm 251,2$ (1573 – 2339)
Kraft Absprung hinten pro kg	$\bar{\sigma} 30,78 \pm 4,12$ (26,49 – 35,66)	$\bar{\sigma} 22,33 \pm 0,58$ (21,91 – 22,74)	$\bar{\sigma} 13,92 \pm 1,67$ (12,09 – 16,45)	7,93	$\bar{\sigma} 21,20 \pm 2,96$ (18,51 – 27,52)
Landung					
Kraft Landung vorderer Fuß	$\bar{\sigma} 4338,0 \pm 1367,6$ (2407 – 5315)	$\bar{\sigma} 2455,5 \pm 180,3$ (2328 – 2583)	$\bar{\sigma} 1736,0 \pm 738,5$ (634 – 2757)	473	$\bar{\sigma} 2633,9 \pm 806,9$ (1672 – 4044)
Kraft Landung vorne pro kg	$\bar{\sigma} 61,97 \pm 19,54$ (34,39 – 75,93)	$\bar{\sigma} 30,69 \pm 2,25$ (29,10 – 32,29)	$\bar{\sigma} 20,42 \pm 8,69$ (7,46 – 32,44)	5,56	$\bar{\sigma} 30,99 \pm 9,49$ (19,67 – 47,58)
Kraft Landung hinterer Fuß	$\bar{\sigma} 3097,8 \pm 1528,4$ (1445 – 4569)	$\bar{\sigma} 2813,5 \pm 34,6$ (2789 – 2838)	$\bar{\sigma} 2071,7 \pm 492,9$ (1326 – 2807)	1374	$\bar{\sigma} 3481,4 \pm 678,2$ (2795 – 4843)
Kraft Landung hinten pro kg	$\bar{\sigma} 44,25 \pm 21,83$ (20,64 – 65,27)	$\bar{\sigma} 35,17 \pm 0,43$ (34,86 – 35,48)	$\bar{\sigma} 24,37 \pm 5,80$ (15,60 – 33,02)	16,16	$\bar{\sigma} 40,96 \pm 7,98$ (32,88 – 56,87)

3.2.3 Vergleich der Subgruppen im Freestyle

In Tab. 6 werden die Messergebnisse der beiden Subgruppen im Freestyle miteinander verglichen und übersichtlich dargestellt.

Die Gruppe „radikaler Fahrstil“ ($\bar{x}1,6m \pm 0,3$) erreichte durchschnittlich eine statistisch signifikant niedrigere Sprunghöhe als die Gruppe „moderater Fahrstil“ ($\bar{x}1,9m \pm 0,5$) (Abb. 3.1). In Bezug auf die Sprungdauer konnte zwischen den beiden Gruppen kein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

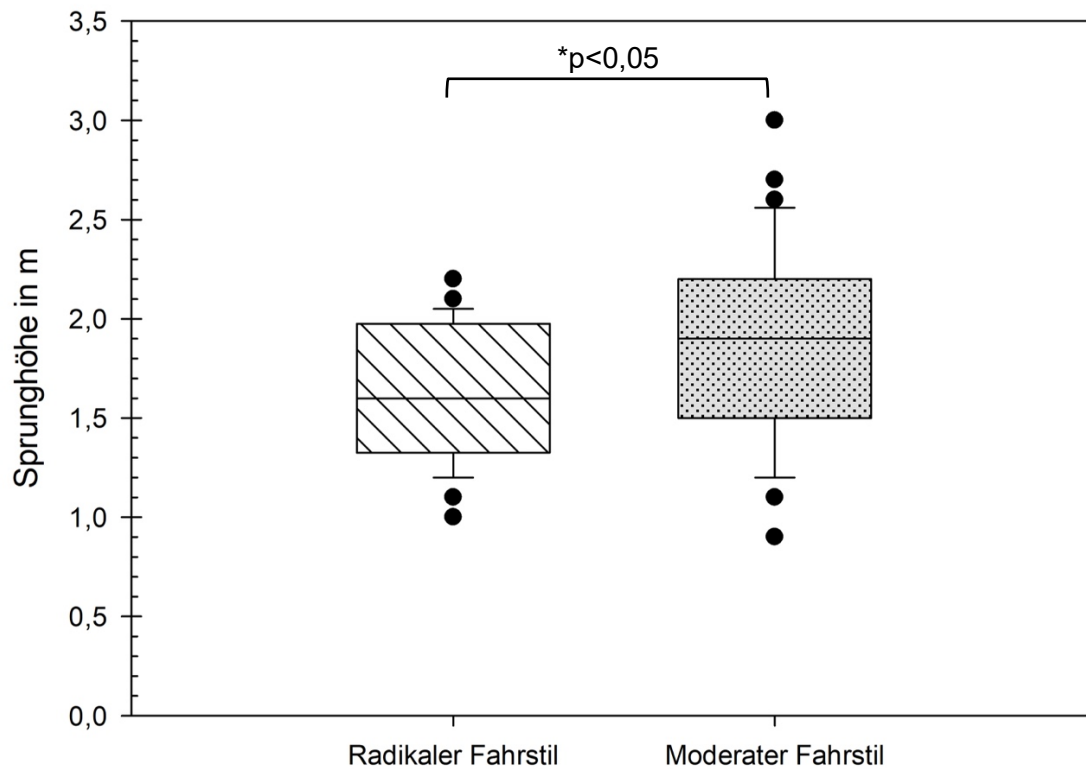


Abb. 3.1 Boxplot: Sprunghöhe in *m* der Subgruppen "radikaler Fahrstil " und "moderater Fahrstil" der Disziplin Freestyle.

Trotz einer signifikant niedrigeren Sprunghöhe lag die durchschnittliche Landungsbeschleunigung bei der Gruppe „radikaler Fahrstil“ ($5,3g \pm 1,1$) höher als in der Gruppe „moderater Fahrstil“ ($4,5g \pm 1,2$). Diese Verteilung wird in Abb. 3.2 graphisch illustriert.

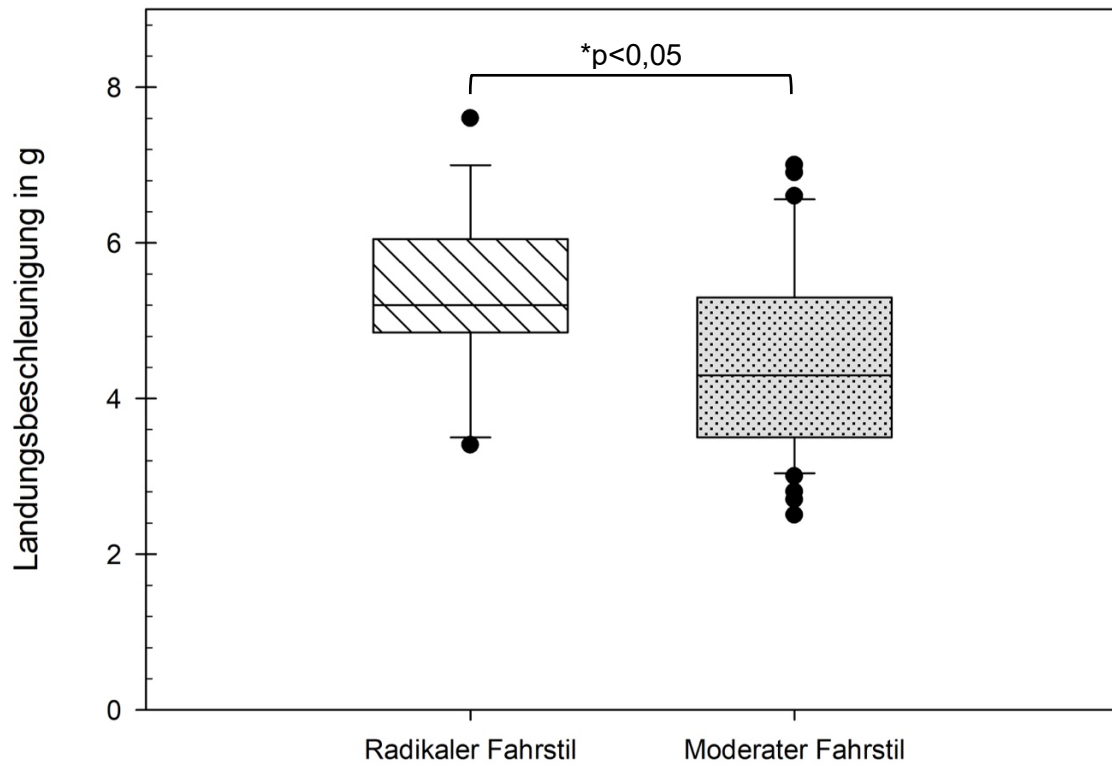


Abb. 3.2 Boxplot: Beschleunigung bei Landung in g der Subgruppen "radikaler Fahrstil" und "moderater Fahrstil" der Disziplin Freestyle.

Zum Vergleich der Kraftbelastungen bei Absprung und Landung wurde die Kraft pro Kilogramm Körpergewicht herangezogen, um das unterschiedliche Probandengewicht zu berücksichtigen. Im Absprung wurden sowohl am vorderen als auch am hinteren Fuß der Gruppe „moderater Fahrstil“ dezent höhere Durchschnittswerte als in der Gruppe „radikaler Fahrstil“ gemessen. Dabei handelte es sich jedoch um keinen signifikanten Unterschied. Abb. 3.3 veranschaulicht diese Verteilung.

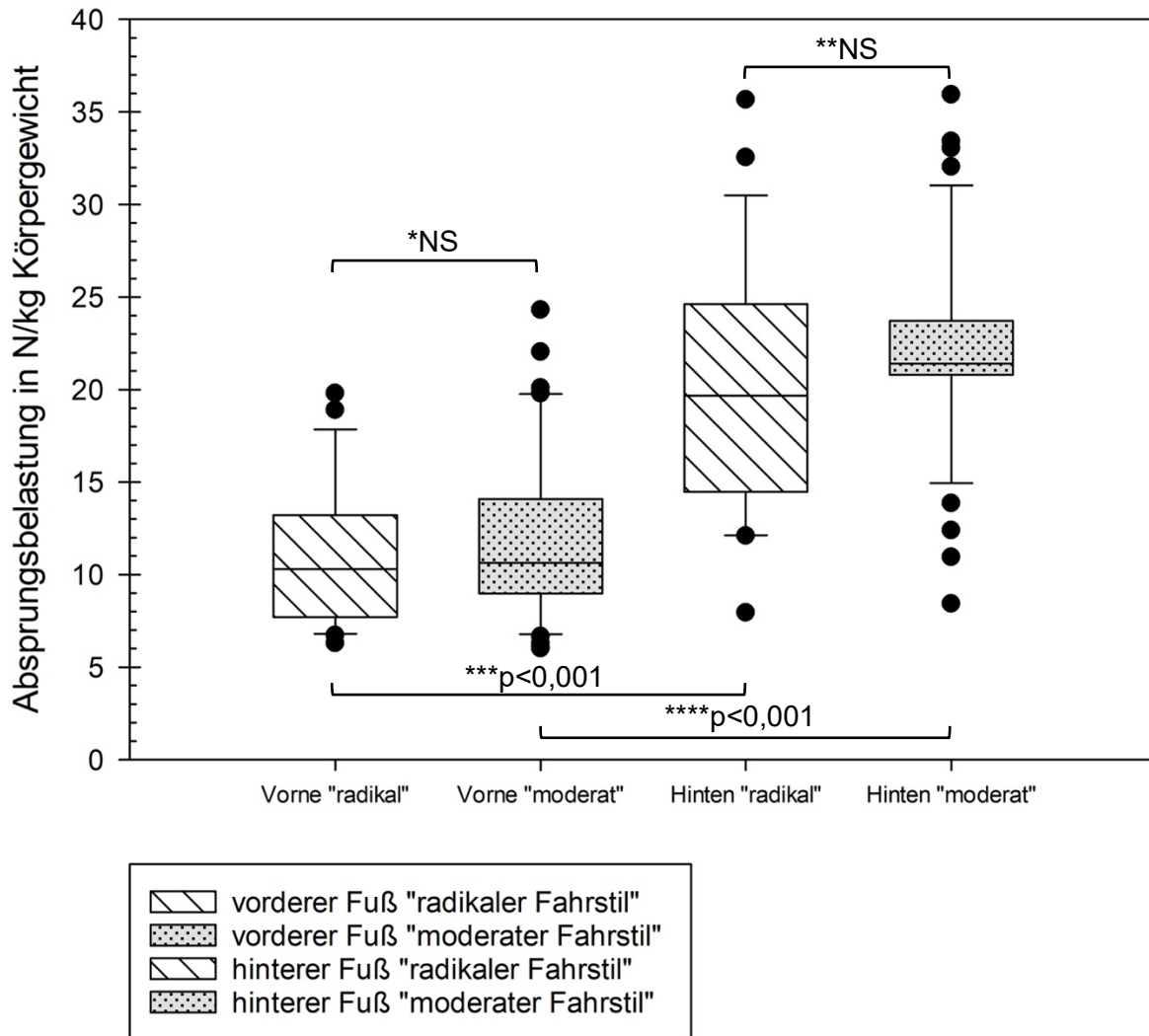


Abb. 3.3 Boxplot: Kraftbelastung im Absprung in N/kg für den vorderen und hinteren Fuß der Subgruppen "radikaler Fahrstil" und "moderater Fahrstil" der Disziplin Freestyle.

- * Vergleich vorderer Fuß
- ** Vergleich hinterer Fuß
- *** Vergleich vorderer Fuß/hinterer Fuß radikaler Fahrstil
- **** Vergleich vorderer Fuß/hinterer Fuß moderater Fahrstil

Bei der Landung erreichte die Gruppe „radikaler Fahrstil“ sowohl für den vorderen Fuß (Radikaler Fahrstil: $\bar{x}31,99N/kg \pm 18,25$; Moderater Fahrstil: $\bar{x}28,84N/kg \pm 18,22$) als auch für den hinteren Fuß (Radikaler Fahrstil: $\bar{x}35,15N/kg \pm 13,27$; Moderater Fahrstil: $\bar{x}32,30N/kg \pm 13,90$) höhere Durchschnittswerte als die Gruppe „moderater Fahrstil“. Jedoch konnte bei beiden Füßen kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden. Graphisch werden diese Werte in Abb. 3.4 abgebildet.

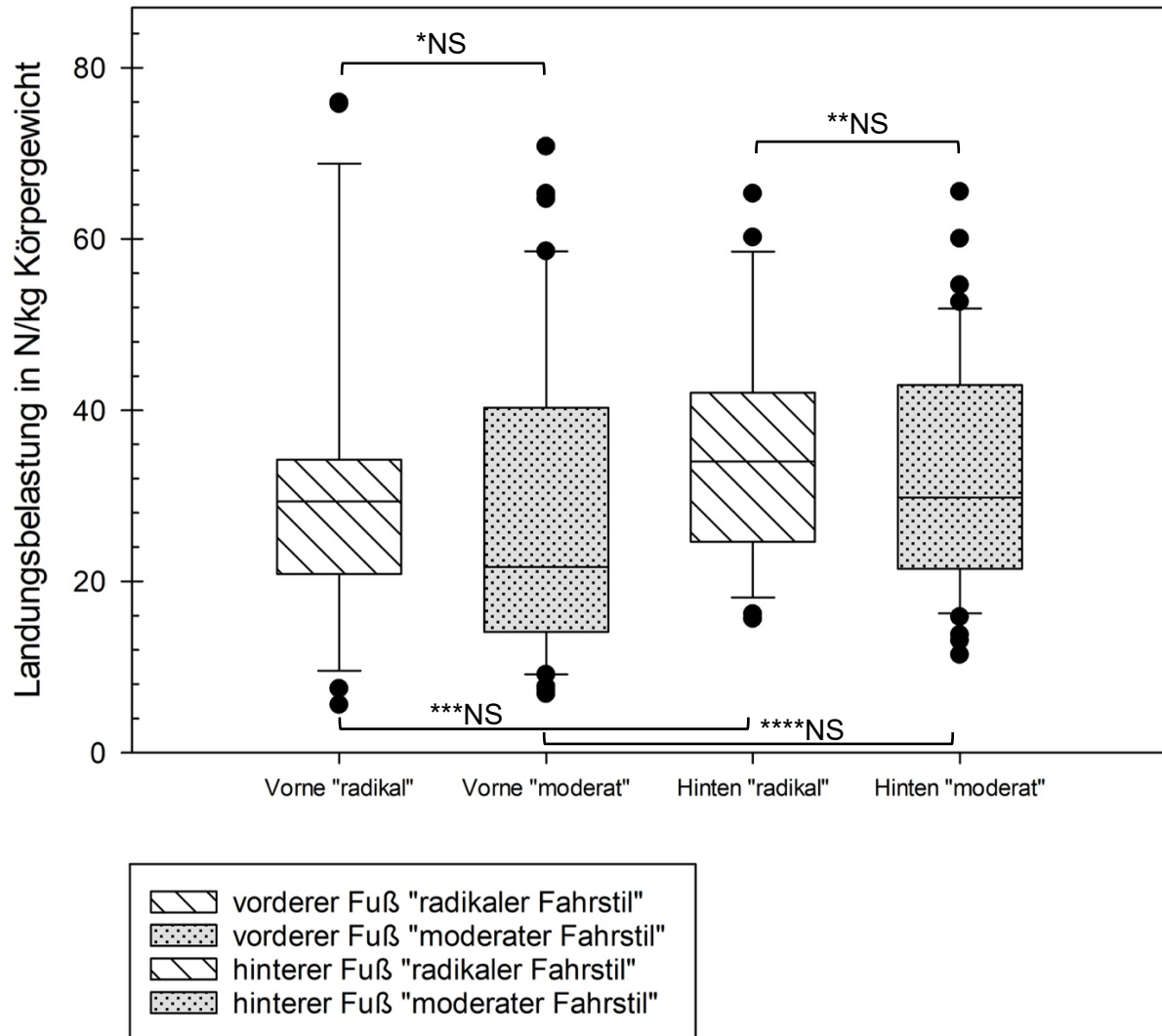


Abb. 3.4 Boxplot: Kraftbelastung bei der Landung in N/kg für den vorderen und hinteren Fuß der Subgruppen "radikaler Fahrstil" und "moderater Fahrstil" der Disziplin Freestyle.

- * Vergleich vorderer Fuß
- ** Vergleich hinterer Fuß
- *** Vergleich vorderer Fuß/hinterer Fuß radikaler Fahrstil
- **** Vergleich vorderer Fuß/hinterer Fuß moderater Fahrstil

Tab. 6 Messergebnisse der Probanden eingeteilt nach den beiden Freestyle-Subgruppen „radikaler Fahrstil“ und „moderater Fahrstil“. Anzahl der Sprünge in n , Sprunghöhe in m , Sprungdauer in s , Landung in g , Kraft pro kg in N/kg .

	Subgruppe „radikaler Fahrstil“	Subgruppe „moderater Fahrstil“	p-Wert
Anzahl Sprünge	$\bar{x} 4,8 \pm 3,7$ (1 – 10)	$\bar{x} 7,2 \pm 3,8$ (1 – 10)	NS
Sprungsensor			
Sprunghöhe	$\bar{x} 1,6 \pm 0,3$ (1,0 – 2,2)	$\bar{x} 1,9 \pm 0,5$ (0,9 – 3,0)	0,017
Sprungdauer	$\bar{x} 1,4 \pm 0,2$ (0,7 – 1,7)	$\bar{x} 1,3 \pm 0,2$ (0,8 – 1,8)	NS
Landung	$\bar{x} 5,3 \pm 1,1$ (3,4 – 7,6)	$\bar{x} 4,5 \pm 1,2$ (2,5 – 7,0)	0,013
Absprung			
Kraft Absprung vorne pro kg	$\bar{x} 11,01 \pm 3,86$ (6,28 – 19,80)	$\bar{x} 11,88 \pm 4,33$ (6,00 – 24,30)	NS
Kraft Absprung hinten pro kg	$\bar{x} 20,21 \pm 6,72$ (7,93 – 35,66)	$\bar{x} 22,37 \pm 5,47$ (8,42 – 35,93)	NS
Landung			
Kraft Landung vorne pro kg	$\bar{x} 31,99 \pm 18,25$ (5,56 – 75,93)	$\bar{x} 28,84 \pm 18,22$ (6,85 – 70,77)	NS
Kraft Landung hinten pro kg	$\bar{x} 35,15 \pm 13,27$ (15,60 – 65,27)	$\bar{x} 32,30 \pm 13,90$ (11,40 – 65,51)	NS

3.3 Ergebnisse im Big Air

3.3.1 Allgemeine Messergebnisse

In der Gruppe Big Air wurden 6 Probanden über einen Zeitraum von jeweils 15 Minuten gemessen. Es wurden jeweils 6 – 13 Sprünge mit Kitevents durchgeführt, Sprünge ohne Kitevents wurden nicht in die Auswertung eingeschlossen. Für jeden Sprung wurde bei allen Sportlern die Sprunghöhe, Sprungdauer, Landungsbeschleunigung und Kraftbelastungen bei Absprung und Landung aufgezeichnet. Die zusammengefassten Ergebnisse der einzelnen Probanden sind der Tab. 7 zu entnehmen.

Die durchschnittliche Sprunganzahl aller Probanden betrug $\bar{9},2$ ($\pm 2,6$), es wurde im Durchschnitt eine Sprunghöhe von $\bar{5},1m$ ($\pm 2,1$) mit einer durchschnittlichen Sprungdauer von $\bar{3},1s$ ($\pm 1,2$) erreicht. Die durchschnittliche Beschleunigung bei Landung lag bei $\bar{4},6g$ ($\pm 1,5$). Im Absprung wirkte auf den in Fahrtrichtung aus betrachteten vorderen Fuß im Durchschnitt eine Kraft von $\bar{739},1N$ ($\pm 254,0$), beziehungsweise pro Kilogramm Körpergewicht $\bar{9},71N/kg$ ($\pm 3,59$). Der hintere Fuß erreichte im Absprung im Durchschnitt $\bar{1590},0N$ ($\pm 280,6$), beziehungsweise pro Kilogramm Körpergewicht $\bar{20},09N/kg$ ($\pm 3,45$). Am hinteren Fuß wirkte im Absprung eine statistisch signifikant größere Kraft als am vorderen Fuß ($p < 0,001$). Bei der Landung erreichte der vordere Fuß durchschnittlich $\bar{1807},3N$ ($\pm 967,8$), beziehungsweise pro Kilogramm Körpergewicht $\bar{19},83N/kg$ ($\pm 9,32$). Durchschnittlich wirkte auf den hinteren Fuß bei der Landung eine Kraft von $\bar{2104},4N$ ($\pm 1076,9$), beziehungsweise pro Kilogramm Körpergewicht $\bar{22},43N/kg$ ($\pm 11,26$). Es wurde kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen dem vorderen und hinteren Fuß bei der Landung festgestellt.

Der höchste Sprung der Messung lag bei $11,5m$. Die größte Kraft pro Kilogramm Körpergewicht im Absprung betrug $25,20N/kg$, diese trat am hinteren Fuß auf. Die größte Kraft pro Kilogramm Körpergewicht bei der Landung lag bei $45,54N/kg$, sie wurde für den vorderen Fuß bestimmt.

Tab. 7 Messergebnisse der einzelnen Probanden der Gruppe Big Air. Anzahl der Sprünge in n , Sprunghöhe in m , Sprungdauer in s , Landung in g , Kraft in N , Kraft pro kg in N/kg .

	B 1	B 2	B 3	B 4	B 5	B 6
Anzahl Sprünge mit Kitevents	9	11	6	9	7	13
Sprungsensor						
Sprunghöhe	$\bar{x} 8,8 \pm 1,8$ (5,4 – 11,5)	$\bar{x} 5,5 \pm 1,0$ (3,4 – 7,0)	$\bar{x} 4,1 \pm 0,9$ (2,7 – 5,3)	$\bar{x} 4,7 \pm 1,2$ (2,3 – 6,0)	$\bar{x} 2,9 \pm 0,9$ (1,9 – 4,2)	$\bar{x} 4,3 \pm 0,6$ (3,4 – 5,2)
Sprungdauer	$\bar{x} 5,5 \pm 0,9$ (4,3 – 6,9)	$\bar{x} 3,5 \pm 0,3$ (2,9 – 3,9)	$\bar{x} 2,5 \pm 0,2$ (2,2 – 2,7)	$\bar{x} 2,5 \pm 0,3$ (1,9 – 3,0)	$\bar{x} 2,4 \pm 0,5$ (1,9 – 3,4)	$\bar{x} 2,3 \pm 0,2$ (2,0 – 2,5)
Landung	$\bar{x} 3,7 \pm 1,3$ (2,0 – 5,5)	$\bar{x} 4,4 \pm 0,7$ (3,4 – 5,3)	$\bar{x} 4,3 \pm 1,8$ (2,4 – 7,3)	$\bar{x} 6,0 \pm 1,4$ (3,7 – 8,1)	$\bar{x} 2,6 \pm 0,5$ (1,8 – 3,3)	$\bar{x} 5,6 \pm 0,8$ (4,3 – 6,8)
Absprung						
Kraft Absprung vorderer Fuß	$\bar{x} 1015,2 \pm 300,5$ (533 – 1337)	$\bar{x} 816,0 \pm 191,7$ (558 – 1268)	$\bar{x} 657,7 \pm 177,0$ (445 – 946)	$\bar{x} 761,6 \pm 77,1$ (660 – 887)	$\bar{x} 409,1 \pm 96,0$ (310 – 574)	$\bar{x} 682,6 \pm 211,2$ (309 – 1006)
Kraft Absprung vorne pro kg	$\bar{x} 13,72 \pm 4,06$ (7,20 – 18,07)	$\bar{x} 10,88 \pm 2,56$ (7,44 – 16,91)	$\bar{x} 7,74 \pm 2,08$ (5,24 – 11,13)	$\bar{x} 9,52 \pm 0,96$ (8,25 – 11,09)	$\bar{x} 5,21 \pm 1,22$ (3,95 – 7,31)	$\bar{x} 7,50 \pm 2,32$ (3,40 – 11,05)
Kraft Absprung hinterer Fuß	$\bar{x} 1152,2 \pm 216,2$ (851 – 1457)	$\bar{x} 1670,7 \pm 154,9$ (1385 – 1890)	$\bar{x} 1881,3 \pm 266,7$ (1483 – 2128)	$\bar{x} 1705,8 \pm 224,2$ (1208 – 1918)	$\bar{x} 1522,3 \pm 154,8$ (1244 – 1701)	$\bar{x} 1646,5 \pm 140,7$ (1428 – 1893)
Kraft Absprung hinten pro kg	$\bar{x} 15,57 \pm 2,92$ (11,50 – 19,69)	$\bar{x} 22,28 \pm 2,07$ (18,47 – 25,20)	$\bar{x} 22,13 \pm 3,14$ (17,45 – 25,04)	$\bar{x} 21,32 \pm 2,80$ (15,10 – 23,98)	$\bar{x} 19,39 \pm 1,97$ (15,85 – 21,67)	$\bar{x} 18,09 \pm 1,55$ (15,69 – 20,80)
Landung						
Kraft Landung vorderer Fuß	$\bar{x} 1448,3 \pm 1131,7$ (380 – 3365)	$\bar{x} 1215,5 \pm 373,3$ (761 – 1917)	$\bar{x} 1959,2 \pm 945,7$ (802 – 3274)	$\bar{x} 1911,1 \pm 598,3$ (1115 – 2822)	$\bar{x} 1292,7 \pm 566,4$ (763 – 2336)	$\bar{x} 2691,7 \pm 1016,9$ (814 – 4144)
Kraft Landung vorne pro kg	$\bar{x} 19,57 \pm 15,29$ (5,14 – 45,47)	$\bar{x} 16,21 \pm 4,98$ (10,15 – 25,56)	$\bar{x} 23,05 \pm 11,13$ (9,44 – 38,52)	$\bar{x} 23,89 \pm 7,48$ (13,94 – 35,28)	$\bar{x} 16,47 \pm 7,22$ (9,72 – 29,76)	$\bar{x} 29,58 \pm 11,17$ (8,95 – 45,54)
Kraft Landung hinterer Fuß	$\bar{x} 1905,3 \pm 1036,1$ (510 – 3079)	$\bar{x} 1139,3 \pm 355,6$ (592 – 1634)	$\bar{x} 2830,8 \pm 736,4$ (1540 – 3578)	$\bar{x} 2153,0 \pm 746,0$ (836 – 3050)	$\bar{x} 1059,9 \pm 405,1$ (570 – 1549)	$\bar{x} 3310,9 \pm 377,1$ (2742 – 3851)
Kraft Landung hinten pro kg	$\bar{x} 25,75 \pm 14,00$ (6,89 – 41,61)	$\bar{x} 15,19 \pm 4,74$ (7,89 – 21,79)	$\bar{x} 33,30 \pm 8,66$ (18,12 – 42,09)	$\bar{x} 26,91 \pm 9,33$ (10,45 – 38,13)	$\bar{x} 13,50 \pm 7,13$ (0,48 – 19,73)	$\bar{x} 36,38 \pm 4,14$ (30,13 – 42,32)

3.3.2 Messergebnisse nach Unterteilung in Sprunghöhe

Die durchschnittliche Landungsbeschleunigung fiel mit $\bar{0}2,5g$ ($\pm 0,4$) am niedrigsten in der Höhe $0 - 2m$ aus. Sie stieg bei der Höhe $2 - 4m$ auf $\bar{0}4,5g$ ($\pm 1,5$) an und erreichte in der Gruppe $4 - 6m$ ihren höchsten Wert mit $\bar{0}5,1g$ ($\pm 1,5$). Bei der Höhe $6 - 8m$ fiel die Landungsbeschleunigung auf $\bar{0}4,4g$ ($\pm 0,9$) ab, bei der Höhe $8 - 10m$ erniedrigte sie sich weiter auf einen Durchschnitt von $\bar{0}3,5g$ ($\pm 1,6$). Bei der Sprunghöhe $10 - 12m$ stieg die Landungsbeschleunigung dann wieder auf $\bar{0}4,3g$ ($\pm 0,9$) an. Zwischen den verschiedenen Sprunghöhen konnten allerdings keine statistisch signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Abb. 3.5 stellt diese Verteilung graphisch dar.

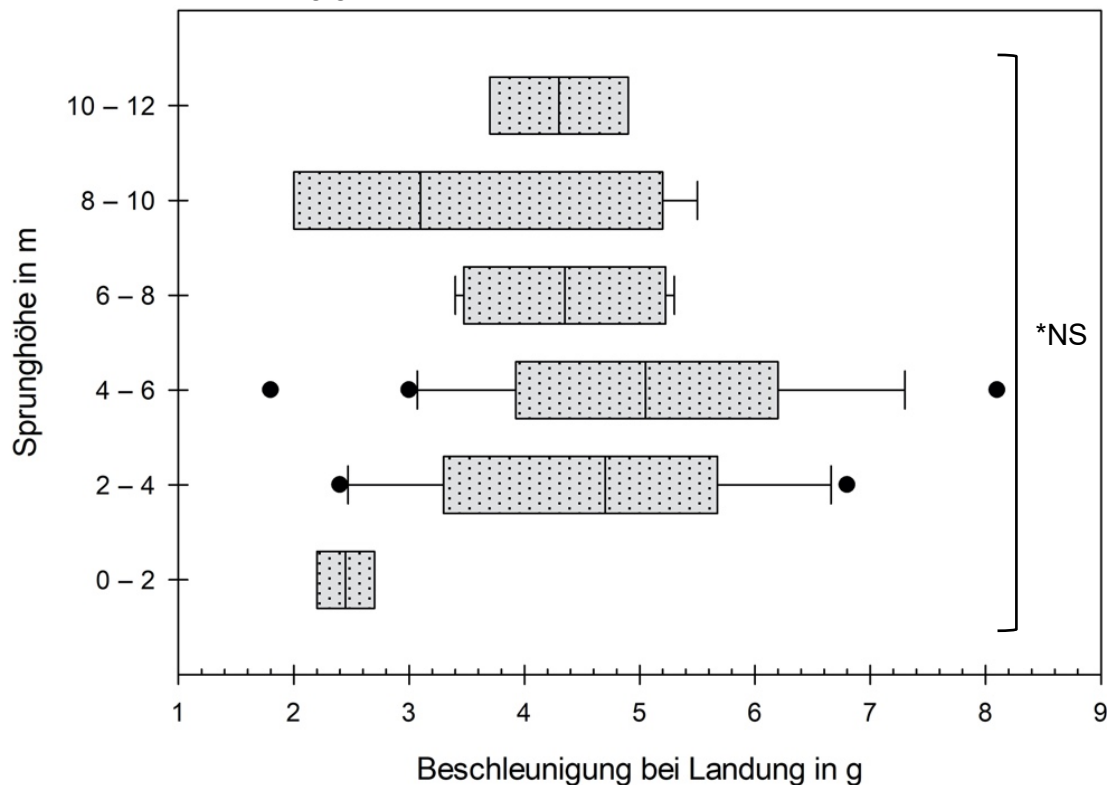


Abb. 3.5 Boxplot: Beschleunigung bei der Landung in g eingeteilt nach der Sprunghöhe in m .

3.3.3 Messergebnisse nach Unterteilung in Kitegröße

Üblicherweise werden für Kiteloops Schirmgrößen zwischen $6m^2$ und $11m^2$ verwendet. Bei dieser Studie wurden in der Gruppe Big Air nur $8m^2$ - und $10m^2$ -Schirme geflogen. Es verwendeten 3 Sportler einen $8m^2$ -Kite, 3 Sportler flogen einen $10m^2$ -Schirm. Die Gruppe „ $8m^2$ -Kite“ erreichte durchschnittlich eine Sprunghöhe von $\bar{0}5,6m$ ($\pm 3,0$) mit einer Sprungdauer von $\bar{0}3,7s$ ($\pm 1,7$) und einer Landungsbeschleunigung von $\bar{0}3,5g$ ($\pm 1,4$). Die Gruppe „ $10m^2$ -Kite“ erreichte eine Sprunghöhe von $\bar{0}4,8m$ ($\pm 1,0$) mit einer Sprungdauer von $\bar{0}2,7s$ ($\pm 0,6$) und einer durchschnittlichen Landungsbeschleunigung von $\bar{0}5,3g$ ($\pm 1,2$). Während der Landung wirkte auf den in Fahrtrichtung aus betrachteten vorderen Fuß in der Gruppe „ $8m^2$ -Kite“ durchschnittlich pro Kilogramm Körpergewicht eine Kraft von $\bar{0}19,53N/kg$ ($\pm 11,84$), auf den hinteren Fuß eine Kraft von $\bar{0}23,47N/kg$ ($\pm 13,41$). In der Gruppe „ $10m^2$ -Kite“ wirkte während der Landung auf den vorderen Fuß im Mittel eine Kraft pro Kilogramm von $\bar{0}23,57N/kg$ ($\pm 10,09$), auf den hinteren Fuß eine Kraft von $\bar{0}26,74N/kg$ ($\pm 10,90$). Damit wirkte bei der Landung sowohl auf den vorderen als auch auf den hinteren Fuß in der Gruppe

10m²-Kite“ durchschnittlich eine höhere Belastung. Dieser Unterschied ist jedoch nicht signifikant. Ein statistisch signifikanter Unterschied konnte allerdings bei der Landungsbeschleunigung ($p < 0,001$) und beim Absprung am hinteren Fuß festgestellt werden. Grafisch wird die Landungsbeschleunigung in Abb. 3.6 dargestellt. Weitere Ergebnisse können aus Tab. 8 entnommen werden.

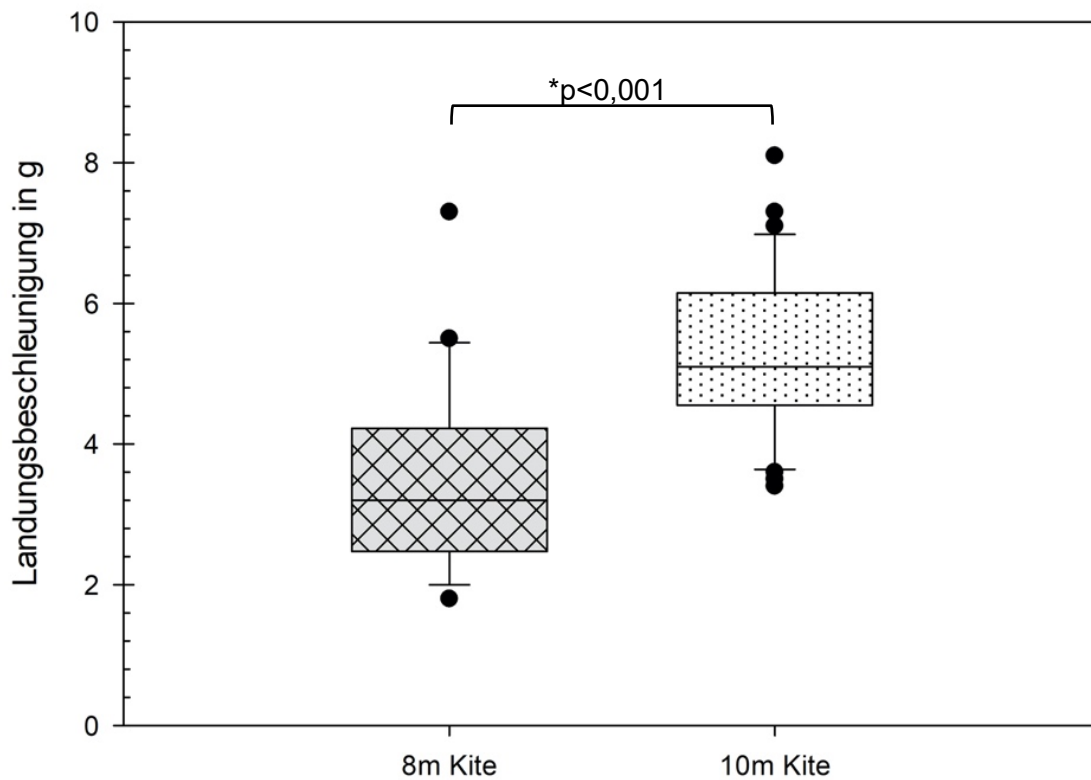


Abb. 3.6 Boxplot: Landungsbeschleunigung in g für die Subgruppen "8m²-Kite" und "10m²-Kite".

Tab. 8 Messergebnisse der Probanden im Big Air eingeteilt nach den beiden verwendeten Kitegrößen. Anzahl der Probanden in n , Anzahl der Sprünge in n , Sprunghöhe in m , Sprungdauer in s , Landung in g , Kraft in N , Kraft pro kg in N/kg .

	8m²-Kite	10m²-Kite	p-Wert
Anzahl Probanden	3	3	
Anzahl Sprünge	$\bar{x} 7,3 \pm 1,5$ (6 – 9)	$\bar{x} 11,0 \pm 2,0$ (9 – 13)	NS
Sprungsensor			
Sprunghöhe	$\bar{x} 5,6 \pm 3,0$ (1,9 – 11,5)	$\bar{x} 4,8 \pm 1,0$ (2,3 – 7,0)	NS
Sprungdauer	$\bar{x} 3,7 \pm 1,7$ (1,9 – 6,9)	$\bar{x} 2,7 \pm 0,6$ (1,9 – 3,9)	NS
Landung	$\bar{x} 3,5 \pm 1,4$ (1,8 – 7,3)	$\bar{x} 5,3 \pm 1,2$ (3,4 – 8,1)	<0,001
Absprung			
Kraft Absprung vorderer Fuß	$\bar{x} 724,9 \pm 339,3$ (310 – 1337)	$\bar{x} 748,6 \pm 181,9$ (309 – 1268)	NS
Kraft Absprung vorne pro kg	$\bar{x} 9,38 \pm 4,73$ (3,95 – 18,07)	$\bar{x} 9,18 \pm 2,54$ (3,40 – 16,91)	NS
Kraft Absprung hinterer Fuß	$\bar{x} 1468,8 \pm 366,2$ (851 – 2128)	$\bar{x} 1670,7 \pm 167,5$ (1208 – 1918)	0,009
Kraft Absprung hinten pro kg	$\bar{x} 18,58 \pm 3,80$ (11,50 – 25,04)	$\bar{x} 20,37 \pm 2,79$ (15,10 – 25,20)	0,049
Landung			
Kraft Landung vorderer Fuß	$\bar{x} 1538,1 \pm 931,0$ (380 – 3365)	$\bar{x} 1986,8 \pm 963,7$ (761 – 4144)	NS
Kraft Landung vorne pro kg	$\bar{x} 19,53 \pm 11,84$ (5,14 – 45,47)	$\bar{x} 23,57 \pm 10,09$ (8,95 – 45,54)	NS
Kraft Landung hinterer Fuß	$\bar{x} 1854,2 \pm 1083,0$ (38 – 3578)	$\bar{x} 2271,2 \pm 1056,2$ (592 – 3851)	NS
Kraft Landung hinten pro kg	$\bar{x} 23,47 \pm 13,41$ (0,48 – 42,09)	$\bar{x} 26,74 \pm 10,90$ (7,89 – 42,32)	NS

3.3.4 Gesonderte Betrachtung der Kiteloop-Subgruppen

Mithilfe des Videomaterials wurden die durchgeführten Kiteloops ausgewertet und die einzelnen Sprünge der Sportler in die Kategorien „moderater Fahrstil“ (gefangene Kiteloops) und „radikaler Fahrstil“ (nicht gefangene Kiteloops) eingeteilt. Die Messergebnisse der beiden Subgruppen werden nun vorgestellt.

Big Air-Subgruppe „moderater Fahrstil“

Alle 6 Probanden führten Kiteloops durch, bei welchen sie gefangen wurden. Die durchschnittliche Anzahl gefangener Kiteloops pro Sportler betrug $\bar{6},3$ ($\pm 3,1$), im Mittel wurde eine Sprunghöhe von $\bar{5},6m$ ($\pm 2,4$) mit einer Sprungdauer von $\bar{3},5s$ ($\pm 1,3$) erreicht. Bei Landung wurde eine durchschnittliche Beschleunigung von $\bar{4},2g$ ($\pm 1,3$) gemessen. Während des Absprungs wirkte auf den in Fahrtrichtung aus betrachteten vorderen Fuß durchschnittlich eine Kraft von $\bar{776},8N$ ($\pm 259,4$), beziehungsweise pro Kilogramm Körpergewicht $\bar{9},97N/kg$ ($\pm 3,72$). Für den hinteren Fuß wurde im Absprung im Durchschnitt eine Kraft von $\bar{1548},1N$ ($\pm 302,8$), beziehungsweise pro Kilogramm Körpergewicht $\bar{19},57N/kg$ ($\pm 3,65$) bestimmt. Am hinteren Fuß wirkte im Absprung eine statistisch signifikant größere Kraft als am vorderen Fuß ($p < 0,001$). Bei der Landung erreichte der vordere Fuß durchschnittlich $\bar{1422},2N$ ($\pm 750,7$), beziehungsweise pro Kilogramm Körpergewicht $\bar{17},92N/kg$ ($\pm 9,39$). Auf den hinteren Fuß wirkte bei der Landung eine Kraft von $\bar{1748},2N$ ($\pm 895,7$), beziehungsweise pro Kilogramm Körpergewicht $\bar{21},76N/kg$ ($\pm 10,43$). Es wurde kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen dem vorderen und hinteren Fuß bei der Landung festgestellt. Tab. 9 zeigt die einzelnen Messergebnisse jedes Probanden.

Der höchste gefangene Kiteloop erreichte eine Höhe von $11,5m$. Der Maximalwert der Kraft pro Kilogramm Körpergewicht im Absprung betrug $25,20N/kg$, diese wurde am hinteren Fuß gemessen. Der Maximalwert der Kraft pro Kilogramm Körpergewicht bei der Landung lag bei $45,47N/kg$, diese trat am vorderen Fuß auf.

Tab. 9 Messergebnisse der einzelnen Probanden der Big Air-Subgruppe „moderater Fahrstil“. Anzahl der Sprünge in n , Sprunghöhe in m , Sprungdauer in s , Landung in g , Kraft in N , Kraft pro kg in N/kg .

	B 1	B 2	B 3	B 4	B 5	B 6
Anzahl gefangene Kite loops	9	11	3	5	4	6
Sprungsensor						
Sprunghöhe	$\bar{\sigma} 8,8 \pm 1,8$ (5,4 – 11,5)	$\bar{\sigma} 5,5 \pm 1,0$ (3,4 – 7,0)	$\bar{\sigma} 4,1 \pm 1,3$ (2,7 – 5,3)	$\bar{\sigma} 4,6 \pm 1,4$ (2,3 – 5,8)	$\bar{\sigma} 2,4 \pm 0,6$ (1,9 – 3,1)	$\bar{\sigma} 4,5 \pm 0,5$ (3,9 – 5,0)
Sprungdauer	$\bar{\sigma} 5,5 \pm 0,9$ (4,3 – 6,9)	$\bar{\sigma} 3,5 \pm 0,3$ (2,9 – 3,9)	$\bar{\sigma} 2,6 \pm 0,1$ (2,5 – 2,7)	$\bar{\sigma} 2,5 \pm 0,4$ (1,9 – 3,0)	$\bar{\sigma} 2,3 \pm 0,3$ (1,9 – 2,6)	$\bar{\sigma} 2,4 \pm 0,1$ (2,2 – 2,5)
Landung	$\bar{\sigma} 3,7 \pm 1,3$ (2,0 – 5,5)	$\bar{\sigma} 4,4 \pm 0,7$ (3,4 – 5,3)	$\bar{\sigma} 3,1 \pm 0,8$ (2,4 – 4,0)	$\bar{\sigma} 5,4 \pm 1,4$ (3,7 – 7,3)	$\bar{\sigma} 2,5 \pm 0,2$ (2,2 – 2,7)	$\bar{\sigma} 5,4 \pm 0,8$ (4,3 – 6,7)
Absprung						
Kraft Absprung vorderer Fuß	$\bar{\sigma} 1015,2 \pm 300,5$ (533 – 1337)	$\bar{\sigma} 816,0 \pm 191,7$ (558 – 1268)	$\bar{\sigma} 651,3 \pm 111,5$ (525 – 736)	$\bar{\sigma} 768,0 \pm 103,5$ (660 – 887)	$\bar{\sigma} 453,0 \pm 111,3$ (310 – 574)	$\bar{\sigma} 633,3 \pm 188,0$ (425 – 849)
Kraft Absprung vorne pro kg	$\bar{\sigma} 13,72 \pm 4,06$ (7,20 – 18,07)	$\bar{\sigma} 10,88 \pm 2,56$ (7,44 – 16,91)	$\bar{\sigma} 7,66 \pm 1,31$ (6,18 – 8,66)	$\bar{\sigma} 9,60 \pm 1,29$ (8,25 – 11,09)	$\bar{\sigma} 5,77 \pm 1,42$ (3,95 – 7,31)	$\bar{\sigma} 6,96 \pm 2,07$ (4,67 – 9,33)
Kraft Absprung hinterer Fuß	$\bar{\sigma} 1152,2 \pm 216,2$ (851 – 1457)	$\bar{\sigma} 1670,7 \pm 154,9$ (1385 – 1890)	$\bar{\sigma} 1873,0 \pm 337,9$ (1483 – 2077)	$\bar{\sigma} 1714,4 \pm 295,0$ (1208 – 1918)	$\bar{\sigma} 1534,0 \pm 112,9$ (1452 – 1701)	$\bar{\sigma} 1625,7 \pm 137,8$ (1428 – 1786)
Kraft Absprung hinten pro kg	$\bar{\sigma} 15,57 \pm 2,92$ (11,50 – 19,69)	$\bar{\sigma} 22,28 \pm 2,07$ (18,47 – 25,20)	$\bar{\sigma} 22,04 \pm 3,97$ (17,45 – 24,44)	$\bar{\sigma} 21,43 \pm 3,69$ (15,10 – 23,98)	$\bar{\sigma} 19,54 \pm 1,44$ (18,50 – 21,67)	$\bar{\sigma} 17,86 \pm 1,51$ (15,69 – 19,63)
Landung						
Kraft Landung vorderer Fuß	$\bar{\sigma} 1448,3 \pm 1131,7$ (380 – 3365)	$\bar{\sigma} 1215,5 \pm 373,3$ (761 – 1917)	$\bar{\sigma} 1203,7 \pm 356,0$ (802 – 1480)	$\bar{\sigma} 1748,6 \pm 700,8$ (1115 – 2822)	$\bar{\sigma} 980,8 \pm 276,4$ (763 – 1371)	$\bar{\sigma} 1893,3 \pm 836,5$ (814 – 3128)
Kraft Landung vorne pro kg	$\bar{\sigma} 19,57 \pm 15,29$ (5,14 – 45,47)	$\bar{\sigma} 16,21 \pm 4,98$ (10,15 – 25,56)	$\bar{\sigma} 14,16 \pm 4,19$ (9,44 – 17,41)	$\bar{\sigma} 21,86 \pm 8,76$ (13,94 – 35,28)	$\bar{\sigma} 12,49 \pm 3,52$ (9,72 – 17,46)	$\bar{\sigma} 20,81 \pm 9,19$ (8,95 – 34,37)
Kraft Landung hinterer Fuß	$\bar{\sigma} 1905,3 \pm 1036,1$ (510 – 3079)	$\bar{\sigma} 1139,3 \pm 355,6$ (592 – 1634)	$\bar{\sigma} 2313,7 \pm 699,4$ (1540 – 2901)	$\bar{\sigma} 1633,2 \pm 525,3$ (836 – 2121)	$\bar{\sigma} 935,3 \pm 371,1$ (570 – 1446)	$\bar{\sigma} 2984,0 \pm 200,5$ (2742 – 3215)
Kraft Landung hinten pro kg	$\bar{\sigma} 25,75 \pm 14,00$ (6,89 – 41,61)	$\bar{\sigma} 15,19 \pm 4,74$ (7,89 – 21,79)	$\bar{\sigma} 27,22 \pm 8,23$ (18,12 – 34,13)	$\bar{\sigma} 20,42 \pm 6,57$ (10,45 – 26,51)	$\bar{\sigma} 11,91 \pm 4,73$ (7,26 – 18,42)	$\bar{\sigma} 32,79 \pm 2,20$ (30,13 – 35,33)

Big Air-Subgruppe „radikaler Fahrstil“

Von den 6 Probanden führten nur 4 Sportler Kiteloops durch, bei welchen sie nicht gefangen wurden. Die durchschnittliche Anzahl nicht gefangener Kiteloops betrug $\bar{x}4,3$ ($\pm 1,9$), im Durchschnitt wurde eine Sprunghöhe von $\bar{x}4,2m$ ($\pm 0,8$) mit einer Sprungdauer von $\bar{x}2,4s$ ($\pm 0,3$) erreicht. Es wurde eine durchschnittliche Landungsbeschleunigung von $\bar{x}5,5g$ ($\pm 1,7$) gemessen. Während des Absprungs wirkte auf den von der Fahrtrichtung aus betrachteten vorderen Fuß durchschnittlich eine Kraft von $\bar{x}654,8N$ ($\pm 226,2$), beziehungsweise pro Kilogramm Körpergewicht $\bar{x}7,66N/kg$ ($\pm 2,53$). Für den hinteren Fuß wurde im Absprung im Durchschnitt eine Kraft von $\bar{x}1683,5N$ ($\pm 201,0$), beziehungsweise pro Kilogramm Körpergewicht $\bar{x}19,83N/kg$ ($\pm 2,52$) ermittelt. Am hinteren Fuß wirkte im Absprung eine statistisch signifikant größere Kraft als am vorderen Fuß ($p < 0,001$). Bei der Landung wurde für den vorderen Fuß durchschnittlich $\bar{x}2668,2N$ ($\pm 847,6$), beziehungsweise pro Kilogramm Körpergewicht $\bar{x}30,97N/kg$ ($\pm 8,49$) bestimmt. Auf den hinteren Fuß wirkte bei der Landung eine Kraft von $\bar{x}2945,4N$ ($\pm 919,7$), beziehungsweise pro Kilogramm Körpergewicht $\bar{x}34,20N/kg$ ($\pm 9,64$). Es wurde kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen dem vorderen und hinteren Fuß bei der Landung festgestellt. In Tab. 10 werden die Messergebnisse der 4 Probanden einzeln dargestellt.

Der höchste nicht gefangene Kiteloop erreichte eine Höhe von $6,0m$. Der Maximalwert der Kraft pro Kilogramm Körpergewicht im Absprung wurde am hinteren Fuß gemessen, sie betrug $25,04N/kg$. Der Maximalwert der Kraft pro Kilogramm Körpergewicht bei der Landung lag bei $45,54N/kg$, diese wurde am vorderen Fuß gemessen.

Tab. 10 Messergebnisse der einzelnen Probanden der Big Air-Subgruppe „radikaler Fahrstil“. Die Ergebnisse sind als Mittelwert $\pm$ Standardabweichung (Minimum und Maximum) dargestellt. Anzahl der Sprünge in n , Sprunghöhe in m , Sprungdauer in s , Landung in g , Kraft in N , Kraft pro kg in N/kg .

	B 3	B 4	B 5	B 6
Anzahl nicht gefangene Kite-loops	3	4	3	7
Sprungsensor				
Sprunghöhe	$\bar{x}$ 4,0 $\pm$ 0,4 (3,6 – 4,3)	$\bar{x}$ 4,8 $\pm$ 1,0 (3,6 – 6,0)	$\bar{x}$ 3,6 $\pm$ 0,6 (3,1 – 4,2)	$\bar{x}$ 4,2 $\pm$ 0,7 (3,4 – 5,2)
Sprungdauer	$\bar{x}$ 2,4 $\pm$ 0,2 (2,2 – 2,5)	$\bar{x}$ 2,4 $\pm$ 0,2 (2,1 – 2,6)	$\bar{x}$ 2,6 $\pm$ 0,7 (2,1 – 3,4)	$\bar{x}$ 2,2 $\pm$ 0,1 (2,0 – 2,4)
Landung	$\bar{x}$ 5,5 $\pm$ 1,7 (4,0 – 7,3)	$\bar{x}$ 6,8 $\pm$ 1,2 (5,3 – 8,1)	$\bar{x}$ 2,8 $\pm$ 0,9 (1,8 – 3,3)	$\bar{x}$ 5,9 $\pm$ 0,8 (4,7 – 6,8)
Absprung				
Kraft Absprung vorderer Fuß	$\bar{x}$ 664,0 $\pm$ 256,4 (445 – 946)	$\bar{x}$ 753,5 $\pm$ 37,7 (705 – 788)	$\bar{x}$ 350,7 $\pm$ 10,6 (341 – 362)	$\bar{x}$ 724,9 $\pm$ 235,2 (309 – 1006)
Kraft Absprung vorne pro kg	$\bar{x}$ 7,81 $\pm$ 3,02 (5,24 – 11,13)	$\bar{x}$ 9,42 $\pm$ 0,47 (8,81 – 9,85)	$\bar{x}$ 4,47 $\pm$ 0,14 (4,34 – 4,61)	$\bar{x}$ 7,97 $\pm$ 2,58 (3,40 – 11,05)
Kraft Absprung hinterer Fuß	$\bar{x}$ 1889,7 $\pm$ 252,0 (1626 – 2128)	$\bar{x}$ 1695,0 $\pm$ 133,3 (1558 – 1878)	$\bar{x}$ 1506,7 $\pm$ 228,4 (1244 – 1658)	$\bar{x}$ 1664,3 $\pm$ 151,5 (1460 – 1893)
Kraft Absprung hinten pro kg	$\bar{x}$ 22,23 $\pm$ 2,96 (19,13 – 25,04)	$\bar{x}$ 21,19 $\pm$ 1,67 (19,48 – 23,48)	$\bar{x}$ 19,19 $\pm$ 2,91 (15,85 – 21,12)	$\bar{x}$ 18,29 $\pm$ 1,66 (16,04 – 20,80)
Landung				
Kraft Landung vorderer Fuß	$\bar{x}$ 2714,7 $\pm$ 630,1 (2032 – 3274)	$\bar{x}$ 2114,3 $\pm$ 448,0 (1595 – 2613)	$\bar{x}$ 1708,7 $\pm$ 627,5 (1081 – 2336)	$\bar{x}$ 3376,0 $\pm$ 549,1 (2625 – 4144)
Kraft Landung vorne pro kg	$\bar{x}$ 31,94 $\pm$ 7,41 (23,91 – 38,52)	$\bar{x}$ 26,43 $\pm$ 5,60 (19,94 – 32,66)	$\bar{x}$ 21,77 $\pm$ 7,99 (13,77 – 29,76)	$\bar{x}$ 37,10 $\pm$ 6,03 (28,85 – 45,54)
Kraft Landung hinterer Fuß	$\bar{x}$ 3348,0 $\pm$ 253,6 (3076 – 3578)	$\bar{x}$ 2802,8 $\pm$ 320,9 (2331 – 3050)	$\bar{x}$ 1226,0 $\pm$ 461,8 (697 – 1549)	$\bar{x}$ 3591,1 $\pm$ 229,0 (3214 – 3851)
Kraft Landung hinten pro kg	$\bar{x}$ 39,39 $\pm$ 2,98 (36,19 – 42,09)	$\bar{x}$ 35,03 $\pm$ 4,01 (29,14 – 38,13)	$\bar{x}$ 15,62 $\pm$ 5,88 (8,88 – 19,73)	$\bar{x}$ 39,46 $\pm$ 2,52 (35,32 – 42,32)

3.3.5 Vergleich der Subgruppen im Big Air

In Tab. 11 werden die Messergebnisse der beiden Subgruppen im Vergleich miteinander übersichtlich dargestellt. Beim Vergleich der Sprunghöhe erreichte die Subgruppe „moderater Fahrstil“ ($\bar{x} 5,6m \pm 2,4$) im Durchschnitt statistisch signifikant höhere Werte als die Subgruppe „radikaler Fahrstil“ ($\bar{x} 4,2m \pm 0,8$) (Abb. 3.7). Auch die Sprungdauer fiel bei der Subgruppe „moderater Fahrstil“ ($\bar{x} 3,5s \pm 1,3$) durchschnittlich signifikant länger aus ($p < 0,001$) als bei der Subgruppe „radikaler Fahrstil“ ($\bar{x} 2,4s \pm 0,3$).

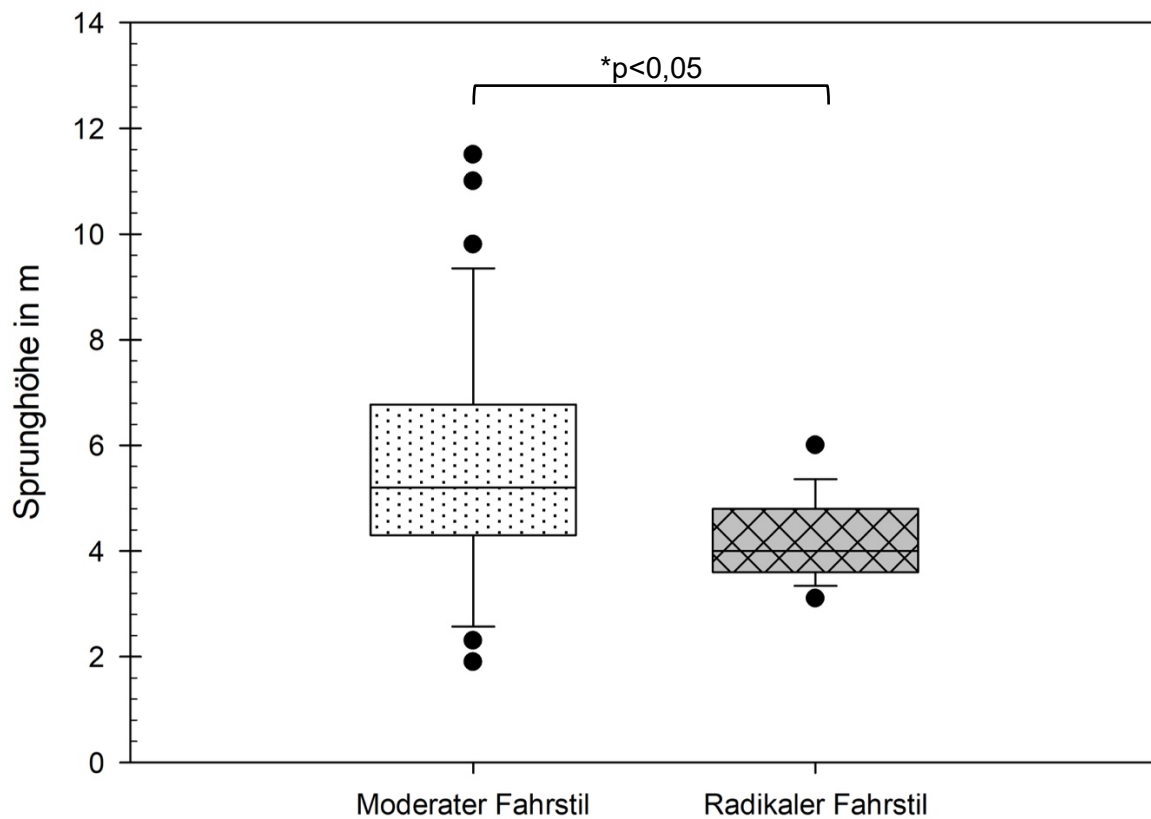


Abb. 3.7 Boxplot: Sprunghöhe in *m* der Big Air-Subgruppen "moderater Fahrstil" und "radikaler Fahrstil".

Hinsichtlich der Landungsbeschleunigung fiel die Belastung in der Subgruppe „moderater Fahrstil“ ($\bar{x} 4,2g \pm 1,3$) durchschnittlich statistisch signifikant ($p < 0,05$) niedriger aus als bei der Subgruppe „radikaler Fahrstil“ ($\bar{x} 5,5g \pm 1,7$). Abb. 3.8 illustriert diese Verteilung graphisch.

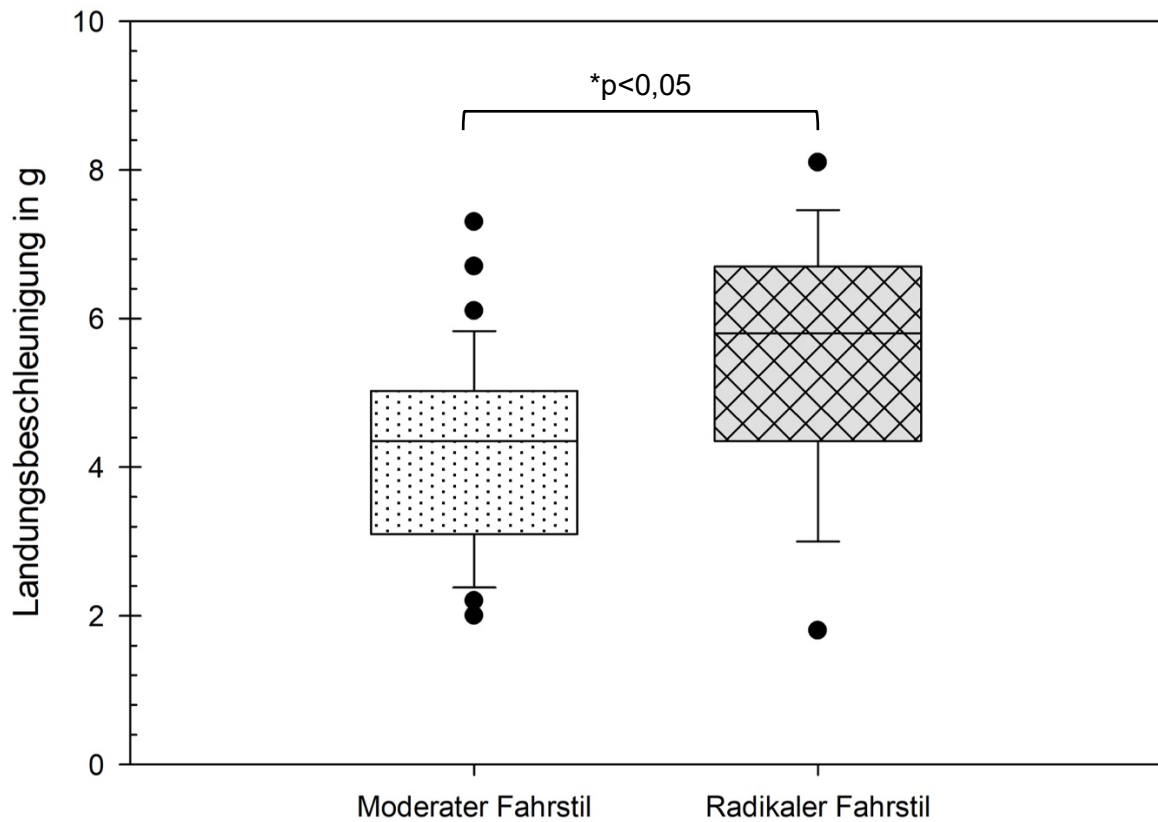


Abb. 3.8 Boxplot: Beschleunigung bei Landung in g der Big Air-Subgruppen "moderater Fahrstil" und "radikaler Fahrstil".

Zum Vergleich der Kraftbelastungen im Absprung und bei der Landung wurde erneut die Kraft pro Kilogramm Körpergewicht herangezogen, welche das unterschiedliche Körpergewicht der Probanden berücksichtigt. Im Absprung erreichte der vordere Fuß der Subgruppe „moderater Fahrstil“ statistisch signifikant höhere Durchschnittswerte (Moderater Fahrstil: $\bar{9},97N/kg \pm 3,72$; Radikaler Fahrstil: $\bar{7},66N/kg \pm 2,53$; $p < 0,05$). Die Durchschnittswerte für den hinteren Fuß fielen bei beiden Subgruppen annähernd identisch aus (Moderater Fahrstil: $\bar{19},57N/kg \pm 3,65$; Radikaler Fahrstil: $\bar{19},83N/kg \pm 2,52$). Hier konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Der graphische Vergleich ist in Abb. 3.9 dargestellt.

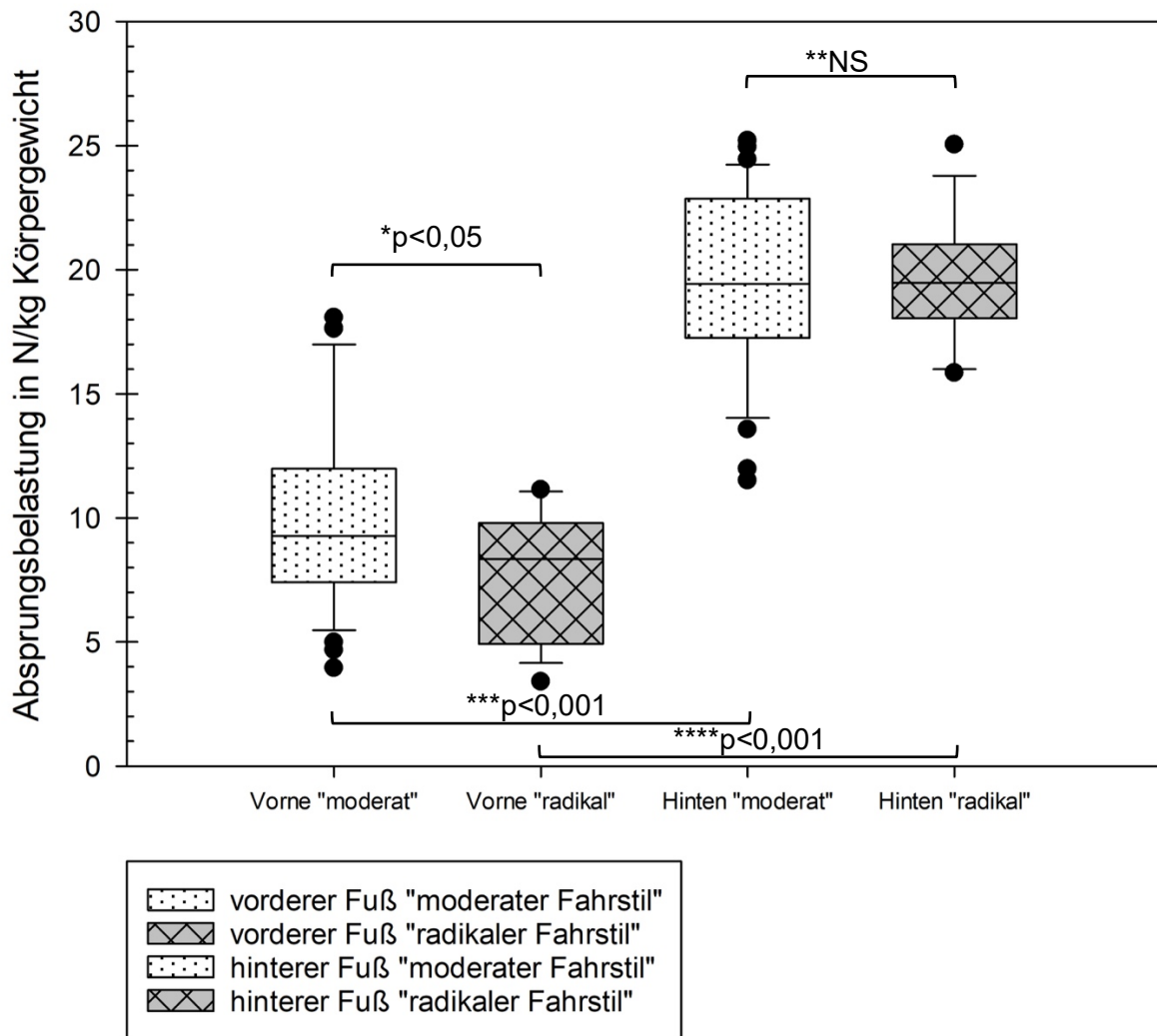


Abb. 3.9 Boxplot: Kraftbelastung im Absprung in N/kg für den vorderen und hinteren Fuß der Big Air-Subgruppen "moderater Fahrstil" und "radikaler Fahrstil".

- * Vergleich vorderer Fuß
- ** Vergleich hinterer Fuß
- *** Vergleich vorderer Fuß/hinterer Fuß radikaler Fahrstil
- **** Vergleich vorderer Fuß/hinterer Fuß moderater Fahrstil

Bei der Landung erreichte die Subgruppe „radikaler Fahrstil“ sowohl für den vorderen Fuß (Radikaler Fahrstil: $\bar{x}30,97N/kg \pm 8,49$; Moderater Fahrstil: $\bar{x}17,92N/kg \pm 9,39$) als auch für den hinteren Fuß (Radikaler Fahrstil: $\bar{x}34,20N/kg \pm 9,64$; Moderater Fahrstil: $\bar{x}21,76N/kg \pm 10,43$) höhere Durchschnittswerte als die Subgruppe „moderater Fahrstil“. Diese Unterschiede sind bei beiden Füßen statistisch signifikant ($p < 0,001$). Graphisch werden die Werte in Abb. 3.10 veranschaulicht.

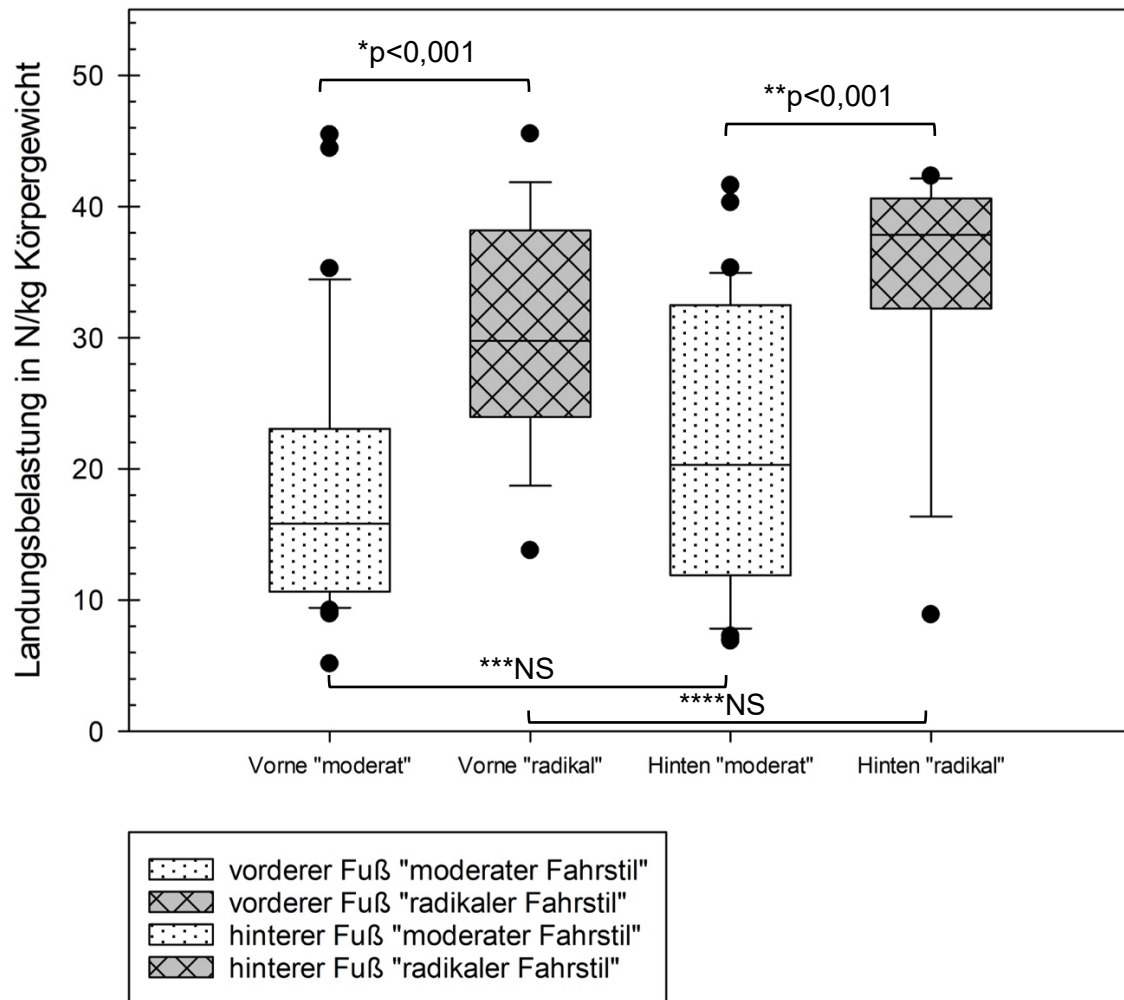


Abb. 3.10 Boxplot: Kraftbelastung bei der Landung in N/kg für den vorderen und hinteren Fuß der Big Air-Subgruppen "moderater Fahrstil" und "radikaler Fahrstil".

- * Vergleich vorderer Fuß
- ** Vergleich hinterer Fuß
- *** Vergleich vorderer Fuß/hinterer Fuß radikaler Fahrstil
- **** Vergleich vorderer Fuß/hinterer Fuß moderater Fahrstil

Tab. 11 Messergebnisse der Probanden eingeteilt nach den beiden Big Air-Subgruppen „moderater Fahrstil“ und „radikaler Fahrstil“. Anzahl der Sprünge in n , Sprunghöhe in m , Sprungdauer in s , Landung in g , Kraft pro kg in N/kg .

	Subgruppe „moderater Fahrstil“	Subgruppe „radikaler Fahrstil“	p-Wert
Anzahl Sprünge	$\bar{x} 6,3 \pm 3,1$ (3 – 11)	$\bar{x} 4,3 \pm 1,9$ (3 – 7)	NS
Sprungsensor			
Sprunghöhe	$\bar{x} 5,6 \pm 2,4$ (1,9 – 11,5)	$\bar{x} 4,2 \pm 0,8$ (3,1 – 6,0)	0,009
Sprungdauer	$\bar{x} 3,5 \pm 1,3$ (1,9 – 6,9)	$\bar{x} 2,4 \pm 0,3$ (2,0 – 3,4)	<0,001
Landung	$\bar{x} 4,2 \pm 1,3$ (2,0 – 7,3)	$\bar{x} 5,5 \pm 1,7$ (1,8 – 8,1)	0,003
Absprung			
Kraft Absprung vorne pro kg	$\bar{x} 9,97 \pm 3,72$ (3,95 – 18,07)	$\bar{x} 7,66 \pm 2,53$ (3,40 – 11,13)	0,047
Kraft Absprung hinten pro kg	$\bar{x} 19,57 \pm 3,65$ (11,50 – 25,20)	$\bar{x} 19,83 \pm 2,52$ (15,85 – 25,04)	NS
Landung			
Kraft Landung vorne pro kg	$\bar{x} 17,92 \pm 9,39$ (5,14 – 45,47)	$\bar{x} 30,97 \pm 8,49$ (13,77 – 45,54)	<0,001
Kraft Landung hinten pro kg	$\bar{x} 21,76 \pm 10,43$ (6,89 – 41,61)	$\bar{x} 34,20 \pm 9,64$ (8,88 – 42,32)	<0,001

3.4 Vergleich zwischen Freestyle und Big Air

Um einen ausführlichen Vergleich der beiden Hauptdisziplinen im Kitesurfen zu gewährleisten, wurden die Subgruppen aus dem Freestyle und Big Air auf statistische Unterschiede hinsichtlich der Landungsbeschleunigung, Absprungs- und Landungsbelastung untersucht. Da eine der Haupteigenschaften des Big Air hohe und langandauernde Sprünge sind, während Freestyle-Manöver hauptsächlich auf niedriger Höhe durchgeführt werden, wurde auf einen Vergleich der Sprungdauer und -höhe verzichtet. Für die Disziplin Freestyle wurden die Subgruppen „radikaler Fahrstil“ (Handle-Pass und Vorstufen) und „moderater Fahrstil“ (ohne Handle-Pass Vorstufen) herangezogen, für die Disziplin Big Air die Subgruppen „moderater Fahrstil“ (Kiteloop gefangen) und „radikaler Fahrstil“ (Kiteloop nicht gefangen).

Es konnten signifikante Unterschiede hinsichtlich der Landungsbeschleunigung zwischen den beiden Disziplinen bei der Freestyle-Subgruppe „radikaler Fahrstil“ (Handle-Pass und Vorstufen) und der Big Air-Subgruppe „moderater Fahrstil“ (Kiteloop gefangen) ermittelt werden ($p < 0,05$). Zwischen der Freestyle-Subgruppe „radikaler Fahrstil“ (Handle-Pass und Vorstufen) und Big Air-Subgruppe „radikaler Fahrstil“ (Kiteloop nicht gefangen) wurde kein signifikanter Unterschied festgestellt. Dahingegen verhielt es sich bei der Freestyle-Subgruppe „moderater Fahrstil“ (Ohne Handle-Pass Vorstufen) umgekehrt: Bei der Big Air-Subgruppe „moderater Fahrstil“ (Kiteloop gefangen) konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden, im Vergleich mit der Big Air-Subgruppe „radikaler Fahrstil“ (Kiteloop nicht gefangen) wurde jedoch ein signifikanter Unterschied ermittelt ($p < 0,05$). In Tab. 12 werden die statistischen Ergebnisse übersichtlich aufgelistet.

Tab. 12 Ergebnisse der ANOVA für den Vergleich der Landungsbeschleunigung in den Subgruppen der Disziplin Freestyle und Big Air.

Statistischer Vergleich der Landungsbeschleunigung

	Freestyle	
	Radikaler Fahrstil	Moderater Fahrstil
Big Air		
Moderater Fahrstil	0,008*	0,428
Radikaler Fahrstil	0,637	0,045*

Abkürzungen: ANOVA, Varianzanalyse; * kennzeichnet einen signifikanten Unterschied ($p \leq 0,050$).

Bei der Belastung im Absprung wurden zwischen der Freestyle-Subgruppe „radikaler Fahrstil“ (Handle-Pass und Vorstufen) und der Big Air-Subgruppe „moderater Fahrstil“ (Kiteloop gefangen) an beiden Füßen keine signifikanten Unterschiede festgestellt. Zwischen der Freestyle-Subgruppe „radikaler Fahrstil“ (Handle-Pass und Vorstufen) und der Big Air-Subgruppe „radikaler Fahrstil“ (Kiteloop nicht gefangen) wurde im Absprung nur am vorderen Fuß ein signifikanter Unterschied bestimmt ($p < 0,05$). Zwischen der Freestyle-Subgruppe „moderater Fahrstil“ (Ohne Handle-Pass Vorstufen) und Big Air-Subgruppe „moderater Fahrstil“ (Kiteloop gefangen) traten sowohl am vorderen Fuß ($p < 0,05$) als auch am hinteren Fuß ($p < 0,05$) signifikante Unterschiede auf. Auch zwischen der Freestyle-Subgruppe „moderater Fahrstil“ (Ohne Handle-Pass Vorstufen) und Big Air-Subgruppe „radikaler Fahrstil“ (Kiteloop nicht gefangen) wurde an beiden Füßen ein signifikanter Unterschied ermittelt (vorderer Fuß: $p < 0,001$; hinterer Fuß: $p < 0,05$). Aus Tab. 13 lassen sich diese statistischen Ergebnisse übersichtlich entnehmen.

Tab. 13 Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Test für den Vergleich der Absprungbelastung am vorderen und hinteren Fuß in den Subgruppen der Disziplin Freestyle und Big Air.

Statistischer Vergleich der Absprungbelastung

Big Air	Freestyle			
	Radikaler Fahrstil		Moderater Fahrstil	
	<i>Fuß vorne</i>	<i>Fuß hinten</i>	<i>Fuß vorne</i>	<i>Fuß hinten</i>
Moderater Fahrstil				
<i>Fuß vorne</i>	0,314		0,032*	
<i>Fuß hinten</i>		0,814		0,007*
Radikaler Fahrstil				
<i>Fuß vorne</i>	0,009*		<0,001	
<i>Fuß hinten</i>		0,719		0,022*

Abkürzungen: * kennzeichnet einen signifikanten Unterschied ($p \leq 0,050$).

Im Vergleich der ermittelten Landungsbelastung erreichte die Big Air-Subgruppe „moderater Fahrstil“ (Kiteloop gefangen) signifikant niedrigere Werte an beiden Füßen als die beiden Subgruppen der Disziplin Freestyle „radikaler Fahrstil“ (vorderer Fuß: $p < 0,001$; hinterer Fuß: $p < 0,001$) und „moderater Fahrstil“ (vorderer Fuß: $p = 0,003$; hinterer Fuß: $p < 0,001$) und ist damit deutlich geringeren Kraftbelastungen ausgesetzt. Dahingegen wurde zwischen der Big Air-Subgruppe „radikaler Fahrstil“ (Kiteloop nicht gefangen) und den beiden Freestyle-Subgruppen an beiden Füßen ähnliche Werte erreicht und kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt. Tab. 14 zeigt diese statistischen Ergebnisse.

Tab. 14 Ergebnisse der ANOVA¹ und des Kruskal-Wallis-Test² für den Vergleich der Landungsbelastung am vorderen und hinteren Fuß in den Subgruppen der Disziplin Freestyle und Big Air.

Statistischer Vergleich der Landungsbelastung

	Freestyle			
	Radikaler Fahrstil		Moderater Fahrstil	
	<i>Fuß vorne</i>	<i>Fuß hinten</i>	<i>Fuß vorne</i>	<i>Fuß hinten</i>
Big Air				
Moderater Fahrstil				
<i>Fuß vorne</i>	<0,001²		0,003^{*2}	
<i>Fuß hinten</i>		<0,001¹		<0,001¹
Radikaler Fahrstil				
<i>Fuß vorne</i>	0,526 ²		0,093 ²	
<i>Fuß hinten</i>		0,806 ¹		0,830 ¹

Abkürzungen: ANOVA, Varianzanalyse; * kennzeichnet einen signifikanten Unterschied ($p \leq 0,050$).

3.5 Body Weight Ratio (BWR) der vertikalen Bodenreaktionskräfte

Das Vielfache des Körpergewichts, oft als Body Weight Ratio (BWR) bezeichnet, dient als Messgröße, um auftretende Belastungen in relativen Werten auszudrücken. Damit ermöglicht sie den Vergleich von Belastungen in verschiedenen Sportarten. Das BWR der Gruppe Freestyle und Big Air dieser Studie wird in Tab. 15 dargestellt.

Tab. 15 Messergebnisse der Probanden eingeteilt nach den beiden Disziplinen Freestyle und Big Air. Absprung und Landung angegeben als Vielfaches des Körpergewichts, Landungsbeschleunigung in g .

Parameter	Gruppe Freestyle	Gruppe Big Air
Absprung vorderer Fuß	$1,2 \pm 0,4$	$1,0 \pm 0,4$
Absprung hinterer Fuß	$2,2 \pm 0,6$	$2,1 \pm 0,4$
Landung vorderer Fuß	$3,1 \pm 1,9$	$2,0 \pm 1,0$
Landung hinterer Fuß	$3,4 \pm 1,4$	$2,3 \pm 1,2$
Landungsbeschleunigung	$4,8 \pm 1,2$	$4,6 \pm 1,5$

3.6 Zusammenfassung der Studienergebnisse

Die vorliegende Studie erfasst quantitativ sportartspezifische Belastungen der unteren Extremität im Kitesurfen und ermöglicht damit eine Einordnung des Verletzungspotentials und einen Vergleich zu anderen Sportarten, um so mögliche Präventivkonzepte zu entwickeln. Folgende Ergebnisse konnten der Studie entnommen werden:

Disziplin Freestyle:

- Durchschnittlich wurde eine Sprunghöhe von $\bar{0}1,8m$ ($\pm 0,4$) mit einer Sprungdauer von $\bar{0}1,3s$ ($\pm 0,2$) erreicht.
- Die durchschnittliche Landungsbeschleunigung lag bei $\bar{0}4,5g$ ($\pm 1,2$).
- Absprung: Durchschnittlich wirkte auf den vorderen Fuß eine Maximalkraft von $\bar{0}11,57N/kg$ ($\pm 4,16$), auf den hinteren Fuß von $\bar{0}21,60N/kg$ ($\pm 6,0$). Am hinteren Fuß wirkte eine statistisch signifikant größere Kraft als am vorderen Fuß.
- Landung: Durchschnittlich wirkte auf den vorderen Fuß eine Maximalkraft von $\bar{0}29,97N/kg$ ($\pm 18,16$), auf den hinteren Fuß von $\bar{0}33,32N/kg$ ($\pm 13,65$). Es wurde kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen dem vorderen und hinteren Fuß festgestellt.
- Freestyle-Subgruppen:
 - Die Subgruppe „moderater Fahrstil“ ($\bar{0}1,6m \pm 0,3$) erreichte durchschnittlich eine signifikant höhere Sprunghöhe als die Subgruppe „radikaler Fahrstil“ ($\bar{0}1,9m \pm 0,5$).
 - Trotz niedrigerer Sprunghöhe erreichte die Subgruppe „radikaler Fahrstil“ ($\bar{0}5,3g \pm 1,1$) eine signifikant höhere Landungsbeschleunigung als die Subgruppe „moderater Fahrstil“ ($\bar{0}4,5g \pm 1,2$).
 - Die Subgruppe „radikaler Fahrstil“ erreichte am vorderen und am hinteren Fuß in der Landung höhere Durchschnittswerte, dieser Unterschied ist nicht statistisch signifikant.

Disziplin Big Air:

- Durchschnittlich wurde eine Sprunghöhe von $\bar{0}5,1m$ ($\pm 2,1$) mit einer Sprungdauer von $\bar{0}3,1s$ ($\pm 1,2$) erzielt.
- Die durchschnittliche Landungsbeschleunigung betrug $\bar{0}4,6g$ ($\pm 1,5$).
- Absprung: Durchschnittlich wirkte auf den vorderen Fuß eine Maximalkraft von $\bar{0}9,71N/kg$ ($\pm 3,59$), auf den hinteren Fuß von $\bar{0}20,09N/kg$ ($\pm 3,45$). Am hinteren Fuß wirkte eine statistisch signifikant größere Kraft als am vorderen Fuß.
- Landung: Durchschnittlich erreichte der vordere Fuß eine Maximalkraft von $\bar{0}19,83N/kg$ ($\pm 9,32$), der hintere Fuß von $\bar{0}22,43N/kg$ ($\pm 11,26$). Es wurde kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen dem vorderen und hinteren Fuß festgestellt.
- Einfluss der Kitegröße: Sportler, welche die Kite Loops mit einem kleineren Kite durchführten ($\bar{0}3,5g \pm 1,4$), erreichten signifikant niedrigere Landungsbeschleunigungen als Sportler mit einem größeren Kite ($\bar{0}5,3g \pm 1,2$).
- Einfluss der Sprunghöhe: Zwar konnte beobachtet werden, dass die durchschnittliche Landungsbeschleunigung bei zunehmender Sprunghöhe von $0m$ bis $6m$ kontinuier-

lich ansteigt, um bei noch weiter zunehmender Sprunghöhe von 8m bis 12m wieder abzunehmen. Allerdings ist diese Tendenz nicht statistisch signifikant.

- Big Air-Subgruppen:

- Die Subgruppe „moderater Fahrstil“ erreichte durchschnittlich eine signifikant höhere Sprunghöhe (Moderater Fahrstil: $\bar{x}5,6m \pm 2,4$; Radikaler Fahrstil: $\bar{x}4,2m \pm 0,8$) mit längerer Sprungdauer (Moderater Fahrstil: $\bar{x}3,5s \pm 1,3$; Radikaler Fahrstil: $\bar{x}2,4s \pm 0,3$) als die Subgruppe „radikaler Fahrstil“.
- Durchschnittlich fiel die Landungsbeschleunigung bei der Subgruppe „moderater Fahrstil“ ($\bar{x}4,2g \pm 1,3$) signifikant niedriger aus als bei der Subgruppe „radikaler Fahrstil“ ($\bar{x}5,5g \pm 1,7$).
- Bei der Landung erreichte die Subgruppe „moderater Fahrstil“ am vorderen Fuß (moderater Fahrstil: $\bar{x}17,92N/kg \pm 9,39$; radikaler Fahrstil: $\bar{x}30,97N/kg \pm 8,49$) und am hinteren Fuß signifikant niedrigere Durchschnittswerte als die Subgruppe „radikaler Fahrstil“ (moderater Fahrstil: $\bar{x}21,76N/kg \pm 10,43$; radikaler Fahrstil: $\bar{x}34,20N/kg \pm 9,64$).

Vergleich zwischen Freestyle und Big Air:

Landungsbeschleunigung:

- Die durchschnittliche Landungsbeschleunigung lag bei der Big Air-Subgruppe „moderater Fahrstil“ signifikant niedriger als bei der Freestyle-Subgruppe „radikaler Fahrstil“, dahingegen wurde zur Freestyle-Subgruppe „moderater Fahrstil“ kein signifikanter Unterschied festgestellt.
- Die Big Air-Subgruppe „radikaler Fahrstil“ wies zur Freestyle-Subgruppe „radikaler Fahrstil“ keinen statistisch signifikanten Unterschied auf, im Vergleich zur Freestyle-Subgruppe „moderater Fahrstil“ ist ein statistisch signifikanter Unterschied feststellbar.

Landung:

- Durchschnittlich wurden bei der Big Air-Subgruppe „moderater Fahrstil“ sowohl am vorderen als auch am hinteren Fuß statistisch signifikant niedrigere Kraftwerte als in den beiden Freestyle-Subgruppen gemessen.
- Bei der Big Air-Subgruppe „radikaler Fahrstil“ wurde an beiden Füßen eine ähnliche Kraftbelastung gemessen wie in den beiden Freestyle Subgruppen, es wurde kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt.

4. Diskussion und Ausblick

4.1 Einflussgrößen auf die erhobenen Messdaten

In der vorliegenden Studie erfolgte die Messdatenerhebung der im Kitesurfen auftretenden Belastungen mittels Sensor Sohleneinlagen der Firma Moticon GmbH und dem sportartspezifischen Sprungsensor der Firma WOO Sports. Im Folgenden wird auf die Messgenauigkeit der beiden Systeme und auf weitere Einflussgrößen auf die erhobenen Daten eingegangen.

4.1.1 Sensor Sohleneinlagen

Sensor Sohleneinlagen ermöglichen eine Vielzahl von Parametern wie beispielsweise die Druckverteilung, Bewegung und Beschleunigung sowie die Fußansteuerung in Echtzeit zu erfassen. Durch die einfache Anwendungsart als Sohleneinlage können Messdaten unabhängig von aufwendigen Lauflaboren erhoben werden und erlauben somit eine Datenerhebung in der tatsächlichen Sportumgebung. Deswegen eignen sich die Sensor Sohleneinlagen gut für sportartspezifische Belastungsanalysen und wurden in den letzten Jahren vermehrt für Outdoor-Sportarten wie dem Cross-Country Ski oder Alpin Ski verwendet [60–65]. Dennoch gelten stationäre Kraftmessplatten mit einem integrierten optischen Bewegungserfassungssystem zur Bestimmung von vertikalen Bodenreaktionskräften und Durchführung von Ganganalysen weiterhin als Goldstandard, wodurch die Messgenauigkeit von Sensor Sohleneinlagen hinsichtlich Reliabilität und Validität hinterfragt werden muss und für die Beurteilung von mit den Sohleneinlagen erhobenen sportartspezifischen Belastungen essenziell ist [66, 67]. Mehrere Studien zeigten eine hohe Reliabilität des Sensorsohlensystems der Firma Moticon GmbH bei verschiedensten Anwendungen wie beim Gehen, Joggen und Laufen mit einem Korrelationskoeffizienten von 0,90 bis 0,97 [68–70]. Damit gibt das Sohlensystem die Sicherheit, in Feldsituationen Daten zuverlässig zu erheben ohne sie als Fehlmessung bewerten zu müssen und ist damit besonders für die Anwendung beim Kitesurfen geeignet.

Eine der Limitationen des in den Schuh einlegbaren Messsystems ist, dass das Sensoreinlagen-System den Druck messen und aus diesen Werten im Anschluss die Bodenreaktionskraft berechnet wird [71–73]. Dieses Vorgehen bei der Berechnung kann vor allem bei Bewegungen, bei denen beträchtliche Scherkräfte auf die Einlagen wirken, dazu führen, dass die berechnete Kraft nicht unbedingt mit der vertikalen Bodenreaktionskraft übereinstimmt [71–73]. Da gerade bei den Landungen im Kitesurfen hohe Scherkräfte nicht auszuschließen sind, muss dies bei der Bewertung der erhobenen Messdaten bedacht werden.

Stöggl et al. untersuchten unter anderem mögliche Messabweichungen zu stationären Kraftmessplatten anhand von speziellen Imitationsübungen, die darauf abzielten, hohe Scherkräfte auf die Moticon Sensoreinlagen zu erzeugen. Hierbei lieferten sie jedoch nicht weniger genaue Daten als Messungen beim Gehen und bei Sprüngen. Die gemessenen Kraftimpulse waren in dieser Studie mit dem OpenGo-System im Vergleich zum AMTI-Kraftmessplattensystem (AMTI BP600900, Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, USA) bei allen Geh-, Lauf-, Sprung- und Imitationsübungen um 13–36% niedriger mit einem Übereinstimmungsbereich von 20–36%. Die größten Unterschiede wurden bei

den Imitations- und Laufübungen festgestellt, während die höchste Übereinstimmung bei Countermovement-Sprüngen festgestellt wurde.[66]

Nagahara und Morin untersuchten ebenfalls die Messgenauigkeit der Moticon Sohleneinlagen bei 50m Sprints mit einem Kraftmessplattensystem als Referenzgerät. Hier wurde die Bodenreaktionskraft verglichen mit dem Kraftmessplattensystem um $-18,9\%$ bis $-48,3\%$ unterbestimmt, welche mit ansteigender Bodenreaktionskraft weiter zunahm.[74]

Stöggl et al. arbeiteten folgenden Zusammenhang heraus: Je kürzer die Bodenkontaktzeiten, je steiler der Anstieg der Kraftkurve und je höher die Bodenreaktionskräfte, desto geringer ist die Übereinstimmung zwischen OpenGo und der AMTI-Kraftmessplatte [66]. Bei längeren Bodenkontaktzeiten näherte sich der OpenGo-Kraftwert den von AMTI-Kraftmessplatten ermittelten Kräften an, während bei sehr kurzen Bodenkontaktzeiten der Anstieg der Kraftkurve zu langsam und verzögert war, um eine ausreichende Übereinstimmung zu zeigen [66]. Auch bei Nagahara und Morin wurde die bestimmte Bodenreaktionskraft umso ungenauer, desto kürzer die Bodenreaktionszeit wurde [74].

Im Kitesurfen werden zwar sehr hohe Bodenreaktionskräfte erzeugt, jedoch fällt die Bodenkontaktzeit beim Absprung und bei der Landung im Gegensatz zu den in den Studien gemessenen Laufbewegungen auch länger aus, weswegen es schwierig ist, basierend auf den vorausgegangen Studien Aussagen über die Messgenauigkeit des OpenGo-Systems beim Kitesurfen zu treffen.

Dahingegen zeigten andere Studien eine höhere Validität des OpenGo-Systems: Braun et al. stellte eine hohe Validität von $>0,796$ für zeitlich-räumliche und kinetische Gangparameter fest, bei welcher das OpenGo-System mit FDM-S Kraftmessplattensystem (zebris Medical GmbH, Isny, Deutschland) bei Probanden anhand von zwei unterschiedlichen Gehgeschwindigkeiten ($v_1 = 1,0 \text{ m/s}$; $v_2 = 1,7 \text{ m/s}$) verglichen wurde. Der Korrelationskoeffizient für die Maximalkraft zwischen beiden Systemen lag bei $0,796$ und es konnte kein statistischer Unterschied bezüglich der Maximalkraft festgestellt werden.[69]

Auch in einer aktuelleren Studie aus 2022 von Cramer et al., in welcher bereits die neuere Moticon Sohleneinlage verwendet wurde, wurde eine hohe Übereinstimmung zwischen der mit den Moticon Sohleneinlagen gemessenen vertikalen Bodenreaktionskraft und dem Kraftmessplattensystem festgestellt [68]. Die neuere Sohle zeigte eine höhere Übereinstimmung für Spitzenwerte der vertikalen Bodenreaktionskraft beim Gehen (Korrelationskoeffizient= $0,941-0,986$) als ihr Vorgängermodell (Korrelationskoeffizient= $0,886$) [68, 69], auch fällt die prozentuale Verzerrung der Kraft-Spitzen und Impulse beim Gehen und Laufen geringer aus [68]. Die bessere Messgenauigkeit scheint neben den Veränderungen an der Software auch an der Erhöhung der Drucksensoren in der Sohle von 13 auf 16 und an der Verbesserung der maximal möglichen Aufnahmefrequenz von 50Hz auf 100Hz zu liegen [68]. Allerdings unterschätzt auch das neuere Sohlenmodell die Kraftspitzen der vertikalen Bodenreaktionskraft leicht ($-3,7\%$ bis $0,9\%$ Verzerrung)[68]. Für diese Studie wurde das neuere Moticon Sohlenmodell verwendet.

Abschließend bleibt festzuhalten, dass die Moticon Sohleneinlagen sich aufgrund ihrer sportartspezifischen Anwendungsmöglichkeit und Kompaktheit des Systems, ohne welches

ein wasserdichtes Einschweißen nicht möglich wäre, besonders für diese Studie eignen. Durch die Simplizität des Systems werden die Probanden weder durch Kabel noch durch unhandliche Geräte in der Ausübung der jeweiligen Sportart eingeschränkt. Zwar zeichnet sich das Sohlensystem durch eine hohe Reliabilität aus, dennoch bleibt die Validität der Sohle hinsichtlich der gemessenen Kraft in der Literatur umstritten. Das neuere, in dieser Studie verwendete Sohlenmodell scheint genauer zu messen, dennoch werden die Kraftspitzen der vertikalen Bodenreaktionskraft weiterhin unterschätzt. Ebenfalls sollte bedacht werden, dass in den vorliegenden Validierungsstudien vor allem Lauf- und Sprungbewegungen mit kurzen Bodenkontaktzeiten durchgeführt wurden, welche nicht den Absprung- und Landebewegungen im Kitesurfen mit längeren Bodenkontaktzeiten ähneln und diese Validierungswerte möglicherweise begrenzt auf das Kitesurfen übertragen werden können.

4.1.2 Sportartspezifischer Sprungsensor

Das WOO Sports Sensor gehört zu den am häufigsten verwendeten Höhen- und Beschleunigungssensoren im Kitesurfen und wurde deswegen für diese Studie ausgewählt [75]. Für diese Studie wurde die dritte Version des Sensors, der WOO3 Sensor, genutzt. Derzeit gibt es allerdings nur wenig Studien, in welchen die Messgenauigkeit des Höhen- und Beschleunigungssensors überprüft wurde.

Marčič et al. untersuchten die Genauigkeit der mit den WOO2 und WOO3 Sports Sensoren und der auf einem Smartphone installierten App Surfr (surfr.ai, Ridderkerk, Niederlande) ermittelten Sprunghöhen im Vergleich zu einer Kombination aus videogrammetrischen und geodätischen Messungen. Der in dieser Studie verwendete WOO3 Sensor tendierte dazu, die gemessene Sprunghöhe zu überschätzen. So wurde die Sprunghöhe bei bis zu 90% der videogrammetrisch überprüften Sprünge überschätzt, bei Sprüngen mit einer Höhe über 5 Meter kann die ermittelte Höhe 15–20% über der tatsächlichen Höhe liegen. Die genauesten Ergebnisse wurden mit der Surfr-App erzielt, sie überschätzte 75% der gemessenen Sprunghöhen. Am ungenauesten erfasste der WOO2 Sensor die Sprunghöhen, mit diesem wurden 95% der Sprunghöhen überschätzt. Allerdings vermerkten die Autoren, dass, um die Zuverlässigkeit und Messgenauigkeit der Sensoren insbesondere für Sprünge über 5 Meter aussagekräftig zu bestimmen, in der Studie zu wenig Sprünge in diesem Höhenbereich aufgrund der schwachen Windbedingungen am Messort erfasst wurden.[75]

Mit der Surfr App lässt sich nur die Sprunghöhe, Sprungzeit, Sprungdistanz und maximale Geschwindigkeit erfassen [76]. Die Landungsbeschleunigung wird von der App nicht aufgezeichnet. Da sie jedoch essenziell für diese Studie ist, wurde sich für den WOO Sports Sensor entschieden. Zwar scheint der WOO Sports Sensor ungenauer die Sprunghöhe zu erfassen, kann jedoch als simples System leicht am Board montiert werden, ohne ein Smartphone mit auf das Wasser nehmen zu müssen. Leider existieren zum jetzigen Zeitpunkt keine Validierungsstudien hinsichtlich der Landungsbeschleunigungswerte des WOO Sports Sensors.

4.1.3 Einflussfaktoren der Umgebung

Da das Kitesurfen als Outdoorsportart stark von den Naturgegebenheiten abhängig ist, ist es unmöglich die Wassersportler unter gleichen Rahmenbedingungen zu messen. Um dennoch ähnliche Messbedingungen zu schaffen, wurden die Messungen an Orten mit ähnlichen Wind- und Wellenverhältnissen aufgezeichnet. Dieses Vorgehen wurde in Kapitel 2.2.1.5 beschrieben. Trotzdem ist zu vermuten, dass die Messungen durch unterschiedliche Wasser- und Windbedingungen am Messort beeinflusst wurden.

Möglicherweise hat auch das verwendete Kiteboard-Modell einen Einfluss auf die entstehenden Belastungen. Da jeder Sportler bei der Boardwahl eigene Präferenzen hat und deswegen bei den Messungen sein eigenes Kiteboard verwendete, könnte sich dies auf die Ergebnisse auswirken und diese beeinflussen. Es wurde allerdings bewusst auf die Verwendung eines einheitlichen Boards verzichtet, da verschiedene Modelle sehr unterschiedliche Fahreigenschaften aufweisen und verhindert werden sollte, die Fähigkeiten der Sportler aufgrund eines ungewohnten Fahrgefühls einzuschränken.

4.1.4 Studienkollektiv

Ziel dieser Studie ist es, Belastungen im professionellen Bereich des Kitesurfens zu bestimmen. Da es in Deutschland auf nationaler Ebene keine einheitliche Einstufung des Leistungsstands der Sportler gibt, gestaltete es sich als schwierig anhand von objektiven Bewertungskriterien Probanden vom gleichen Niveau in diese Studie einzuschließen. Möglich gewesen wäre ausschließlich Teilnehmer der deutschen Meisterschaften in die Studie einzuschließen, allerdings gibt es in Deutschland selbst für solche Wettkämpfe keine notwendigen Qualifikationsvoraussetzungen [77]. Da während den Messungen nur ein Sensorsohlenpaar zur Verfügung stand und damit nur Sportler mit Schuhgröße EU 44–45 gemessen werden konnten, limitierte dies die möglichen Teilnehmer stark. Deswegen konnten für diese Studie ausschließlich männliche Fahrer eingeschlossen werden. Allerdings deuten bisherige Studien darauf hin, dass es kaum Unterschiede zwischen Männern und Frauen in Bezug auf die vertikale Bodenreaktionskraft beim Laufen und dem plantaren Druck beim Gehen gibt [78, 79].

4.2 Messmethodische Überlegungen in Zusammenarbeit mit dem Institut für Biomedizinische Technik (IBMT) der Universitätsmedizin Rostock

Im Rahmen dieses Forschungsprojekts wurden mit Ingenieuren des Instituts für Biomedizinische Technik (IBMT) der Universitätsmedizin Rostock mögliche alternative Methoden zur Bestimmung der Landungsbeschleunigung ausführlich diskutiert. Die Landungsbeschleunigung wurde in dieser Studie mithilfe des kitesurfspezifischen Messsensors (Kapitel 2.1.2) erhoben. Dieser zeichnet die Landungsbeschleunigung in einer Raumdimension auf. Da beim Kitesurfen durch sich ändernde Wind- und Wellenverhältnisse bei Landungen beträchtliche Scherkräfte entstehen können, erscheint es sinnvoll die Beschleunigungen in allen drei Raumebenen zu kennen, um daraus eine gerichtete Landungsbeschleunigung zu berechnen. Aus dem resultierenden Beschleunigungsvektor könnten entstehende Belastungen zielgerichteter interpretiert werden, wodurch sich möglicherweise ein besserer Zusammenhang zu Verletzungsmustern ableiten lässt. Da aus vorherigen Validierungsstudien bekannt ist,

dass bei Landungen mit beträchtlichen Scherkräften die mit den Sohlen bestimmte vertikale Bodenreaktionskraft tendenziell unterbestimmt wird, könnten die Messergebnisse so möglicherweise rechnerisch korrigiert und präzisiert werden [66, 74].

In den für die Studie verwendeten Sensorsohleneinlagen (Kapitel 2.1.1.1) ist ein MEMS (Mikro-elektro-mechanisches System) SM6DSL Sensor verbaut, welcher in X-, Y- und Z-Richtung die Beschleunigung für jeden Fuß aufzeichnet. Für diese Studie wurde der Aufzeichnungsmodus „Standard“ verwendet, sodass die Beschleunigungen in den drei Raumebenen für jeden Probanden erhoben wurden und vorliegen.

Da die Kitesurfboards einen gewissen Grad an Flexibilität besitzen, um Landungen besser abzufedern, ist bei jeder Landung mit einer Torsion des Boards zu rechnen, welches vermutlich auch die resultierenden Beschleunigungsvektoren an den beiden Füßen beeinflusst. Auch bei Landungen in den Wellen ist eine Verzerrung der resultierenden Beschleunigungsvektoren zu erwarten, selbst wenn darauf geachtet wurde diesem Effekt entgegenzuwirken, indem Messorte mit Flachwasserbedingungen gewählt wurden. Dementsprechend ist fraglich, wie zielgerichtet diese Daten interpretiert werden können. Hierzu wäre es sinnvoll, zunächst eine Validierung aus Sprunglandungen im Ganglabor im Vergleich zu Landungen beim Kitesurfen durchzuführen, um so zu überprüfen, wie gut berechnete resultierende Beschleunigungsvektoren genutzt werden könnten. Um einen möglichen Auswertungsalgorithmus zur Berechnung des Beschleunigungsvektors zu etablieren, wurden die Rohdaten eines Probanden an die Ingenieure des Instituts für Biomedizinische Technik (IBMT) weitergegeben, um somit in Zukunft anschließende Validierungsstudien zu planen.

Deswegen wurde sich für diese Studie zur Bestimmung der Landungsbeschleunigung bewusst dazu entschieden, auf ein im Kitesurfen bereits etabliertes System zurückzugreifen, um die Aussagekraft dieser Studie nicht einzuschränken. Möglicherweise lässt sich nach Etablierung eines Berechnungsalgorithmus zu einem späteren Zeitpunkt auf die Beschleunigungswerte der Sensor Sohleneinlagen zurückzugreifen.

4.3 Belastungsanalyse der unteren Extremität im Kitesurfen

4.3.1 Belastungen in der Disziplin Freestyle

Für die Datenauswertung wurde die Disziplin Freestyle in die Subgruppen „moderater Fahrstil (Ohne Handle-Pass) und „radikaler Fahrstil“ (Handle-Pass und Vorstufen) unterteilt. Obwohl die Subgruppe „moderater Fahrstil“ ($\bar{x}1,9m \pm 0,5$) eine statistisch signifikant höhere Sprunghöhe als die Subgruppe „radikaler Fahrstil“ ($\bar{x}1,6m \pm 0,3$) erreichte, war die Landungsbeschleunigung bei der Subgruppe „radikaler Fahrstil“ ($\bar{x}5,3g \pm 1,1$) statistisch signifikant größer als bei der Subgruppe „moderater Fahrstil“ ($\bar{x}4,5g \pm 1,2$). Auch die Durchschnittswerte der maximalen Landungskraftbelastung fielen bei der Subgruppe „radikaler Fahrstil“ an beiden Füßen höher aus und passt somit zur Tendenz bei der Landungsbeschleunigung. Dieser Kraftbelastungsunterschied ist aber an beiden Füßen nicht statistisch signifikant (Vorderer Fuß: $\bar{x}28,84N/kg \pm 18,22$ vs. $\bar{x}31,99N/kg \pm 18,25$; Hinterer Fuß: $\bar{x}32,30N/kg \pm 13,90$ vs. $\bar{x}35,15N/kg \pm 13,27$).

Einen möglichen Erklärungsansatz könnte die verwendete Sprungtechnik liefern: Grundsätzlich ist die Kiteposition bei der Landung und die damit verbundene Fallschirmwirkung für eine Minimierung der entstehenden Landungsbeschleunigung und Kraftbelastung entscheidend. Versuchen die Sportler einen Handle-Pass (radikaler Fahrstil) durchzuführen, ist es wichtig im Übergabezeitpunkt der Bar von der einen in die andere Hand die Zugbelastung des Kites möglichst niedrig zu halten, um die Belastung auf die Schultergelenke zu minimieren und damit das Manöver zu erleichtern. Dazu lenken die Sportler den Kite vor Einleitung des Handle-Passes nach unten, wodurch sich der Kite bei der Landung weniger über dem Sportler befindet und eine geringere Fallschirmwirkung erzeugen kann. Abb. 4.1 bildet dieses technische Vorgehen grafisch ab.



Abb. 4.1 Kitestuerung während des Handle-Pass Manövers im Freestyle. Der Sportler springt von links nach rechts. Der Kite wird vor Einleitung des Handle-Passes aggressiv nach unten gelenkt, um das Manöver zu erleichtern. (Entnommen aus: <https://www.youtube.com/watch?v=fyDEYL6ukBI>)

Bei den jährlich ausgetragenen Kitesurf Worldcup-Veranstaltungen in Podersdorf (Österreich) von 2002–2013 fanden Kristen et al. heraus, dass im professionellen Freestyle das Schultergelenk das am häufigsten verletzte Gelenk ist [20]. Gerade vor diesem Hintergrund wirkt das beschriebene technische Vorgehen aus verletzungspräventiven Gründen für die Schulter sinnvoll, führt aber nach den vorliegenden Studienergebnissen zu einer stärkeren Belastung der unteren Extremität beim radikalen Fahrstil im Vergleich zum moderaten Fahrstil. Eine hohe Belastung der unteren Extremität beobachteten auch Lundgren et al. bei der Erstellung eines sportartspezifischen Belastungsprofils und arbeiteten heraus, dass Belastungsschmerzen am häufigsten an der unteren Extremität auftraten [5]. Bei Freestyle Sprüngen ohne Handle-Pass (moderater Fahrstil) wird die beschriebene Technik in der Regel nicht verwendet und könnte somit ein Erklärungsgrund für die niedrigere Landungsbeschleunigung und niedrigeren Landungskraftbelastungswerte sein.

Auch die niedrigere Sprunghöhe der Subgruppe „radikaler Fahrstil“ könnte auf die Handle-Pass Sprungtechnik mit einer niedrigeren Kiteposition zurückzuführen sein: In dieser Position kann der Kite einen schwächeren vertikalen Zug entfalten, wodurch der Sportler eine niedrigere Höhe erreicht. Die technische Herausforderung des Handle-Pass-Manövers und das damit verbundene Verletzungsrisiko liefern ebenfalls eine Erklärungsmöglichkeit: Durch Windböen werden häufig höhere Sprunghöhen erreicht. Da böiger Wind als häufige Verletzungsursache bekannt ist [20], könnten die Sportler bei Sprüngen in den Windböen dazu neigen das Handle-Pass Manöver nicht einzuleiten, um kein unnötiges Verletzungsrisiko einzugehen, weil Landungen nach einem Handle-Pass Manöver sich meist schlechter kontrollieren lassen. Da nicht alle Probanden am gleichen Tag gemessen wurden, können die Höhenunterschiede natürlich auch durch unterschiedliche Windstärken während der Messung bedingt sein.

Im Absprung erreichte der hintere Fuß signifikant höhere Kraftbelastungswerte als der vordere Fuß, bei der Landung wurde kein signifikanter Unterschied festgestellt. Dieser statistische Zusammenhang trifft auf beide Subgruppen der Disziplin Freestyle zu. Dementsprechend lässt sich schlussfolgern, dass zum Abspringen vor allem ein kräftiges Abdrücken aus dem hinteren Fuß notwendig ist, während bei der Landung auf eine ausgeglichene Belastungsverteilung auf den vorderen und hinteren Fuß zu achten ist.

4.3.2 Belastungen in der Disziplin Big Air

Für die Datenauswertung der Disziplin Big Air wurden die gemessenen Sprünge hinsichtlich der Sprunghöhe und der verwendeten Kitegröße analysiert. Zusätzlich wurde jeder Kite-loop in die Subgruppen „moderater Fahrstil“ (Kite-loop gefangen) und „radikaler Fahrstil“ (Kite-loop nicht gefangen) unterteilt.

4.3.2.1 Belastungen im Big Air unterteilt nach der Sprunghöhe

Bei der Analyse der Sprunghöhe wurde festgestellt, dass die gemessene Landungsbeschleunigung von 0 bis 4m kontinuierlich ansteigt und in dem Höhenbereich von 4 bis 6m ihr Maximum erreicht, um bei höherer Sprunghöhe wieder zu sinken (Abb. 4.2). Somit sind die Sportler bei dieser Sprunghöhe der höchsten Belastung und damit dem größten Verletzungs-

risiko ausgesetzt. Erklärbar wäre diese Tendenz mit der Durchführung des Kite-loop-Manövers: Für einen Kite-loop, bei dem der Sportler wieder sicher vom Schirm gefangen wird, ist von entscheidender Bedeutung, dass der Kite sich wieder rechtzeitig vor der Landung über dem Sportler befindet. Dadurch kann eine ausreichend große Fallschirmwirkung erzeugt werden, welche den Sportler wieder auffängt und abbremst, um so die Landungsbelastung zu minimieren. Der Bereich von 4–6m scheint eine kritische Höhe für dieses Manöver zu sein: In diesem Bereich hat der Kite nach dem Kite-loop häufig nicht ausreichend Zeit eine wirksame Fallschirmwirkung zu entfalten, während der Sportler bereits aus großer Sprunghöhe landen muss. Fängt der Kite den Sportler also nicht ausreichend ab, entstehen große Landungsbelastungen. In Höhenbereichen unter dieser Marke hat der Kite zwar noch weniger Zeit den Sportler ausreichend zu fangen, jedoch befindet sich der Sportler auf einer niedrigeren Sprunghöhe bei welcher geringere Landungsbelastungen entstehen. Auch bei Sprunghöhen über 6m fällt die Landungsbelastung niedriger aus als bei 4 – 6m, da bei größerer Höhe der Kite mehr Zeit hat den Sportler sicher zu fangen und ausreichend abzubremsen. Es muss jedoch bedacht werden, dass bei Sprunghöhen über 6m das Verletzungsrisiko bei technischen Fahrfehlern sehr hoch ist und somit nur erfahrene Sportler Kite-loops in solchen Höhen ausüben sollten.

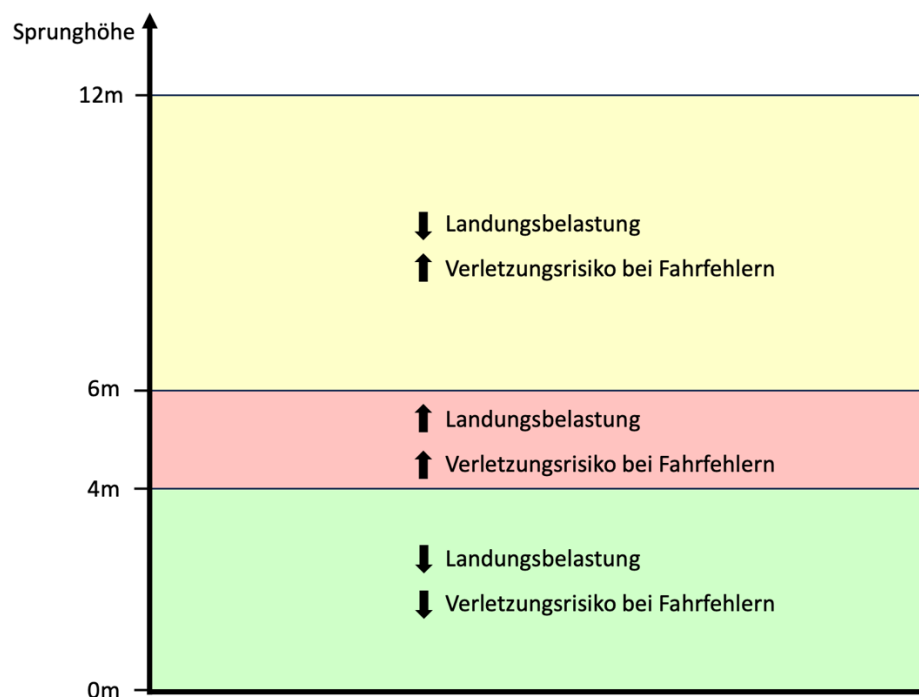


Abb. 4.2 Schematische Darstellung des Risikoprofils für Kite-loops bei unterschiedlichen Sprunghöhen basierend auf den Ergebnissen dieser Studie.

4.3.2.2 Belastungen im Big Air unterteilt nach der Kitegröße

Für die Landungsbelastung spielt neben der Sprunghöhe auch die gewählte Kitegröße eine wichtige Rolle. Da kleinere Kitegrößen manövrierfähiger sind und schneller eingeleitete Flugmanöver befolgen, können Sportler den Kite-loop mit kleineren Schirmen schneller abschließen. Bei dieser Studie konnte festgestellt werden, dass die entstehende Landungsbeschleunigung bei Verwendung einer kleineren Kitegröße ($8m^2$ -Kite: $\bar{0}3,5g \pm 1,4$) statistisch

signifikant niedriger ausfällt als bei Gebrauch eines größeren Kites (10m²-Kite: $\bar{x} 5,3g \pm 1,2$). Auch die gemessene Kraftbelastung an beiden Füßen war durchschnittlich niedriger, allerdings ohne statistische Signifikanz. Diese Ergebnisse stützen die Hypothese, dass kleinere Kites aufgrund ihrer höheren Manövrierfähigkeit den Sportler schneller wieder fangen können und somit dazu beitragen, die Landungsbelastungen zu reduzieren. Zusätzlich wurde mit kleineren Kites eine durchschnittlich höhere Sprunghöhe erreicht (ohne statistische Signifikanz), was möglicherweise dazu beitragen könnte, sichere Sprunghöhen zu erreichen, bei denen der Kite nach dem Kite-loop ausreichend Zeit hat, den Sportler abzufangen. Grundsätzlich werden kleinere Kites bei stärkerem Wind verwendet, weswegen auch der stärkere Wind ein Grund für die durchschnittlich höhere Sprunghöhe sein könnte.

4.3.2.3 Belastungen im Big Air unterteilt nach den Subgruppen

Mithilfe des Videomaterials konnten die durchgeführten Kite-loops in die Kategorien „moderater Fahrstil“ (Kite-loop gefangen) und „radikaler Fahrstil“ (Kite-loop nicht gefangen) unterteilt werden. Dabei erreichte die Subgruppe „moderater Fahrstil“ bei der Landung durchschnittlich deutlich niedrigere Landungsbeschleunigungen und maximale Kraftbelastungen an beiden Füßen. Diese Unterschiede sind statistisch signifikant. Auch hinsichtlich der Sprunghöhe und -dauer erreicht die Subgruppe „moderater Fahrstil“ statistisch signifikant höhere Durchschnittswerte als die Subgruppe „radikaler Fahrstil“. Diese Ergebnisse deuten ebenfalls darauf hin, dass eine ausreichende Sprunghöhe eine wichtige Voraussetzung ist nach dem Kite-loop wieder gefangen zu werden, wodurch die Landungsbelastungen deutlich reduziert werden können. Ebenso wie bei der Disziplin Freestyle wurden bei beiden Big Air-Subgruppen am hinteren Fuß im Absprung signifikant höhere Kraftbelastungswerte als am vorderen Fuß gemessen. Bei der Landung wurde hingegen kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Füßen festgestellt. Dementsprechend lässt sich auch bei der Disziplin Big Air schlussfolgern, dass zum Abspringen vor allem ein kräftiges Abdrücken aus dem hinteren Fuß notwendig ist, während bei der Landung auf eine ausgeglichene Belastungsverteilung auf beide Füße zu achten ist.

4.3.3 Vergleich der Disziplinen Freestyle und Big Air

Die Subgruppen der Disziplin Big Air und Freestyle wurden hinsichtlich unterschiedlicher Landungsbeschleunigungen, Absprungs- und Landungsbelastungen verglichen. Ein Vergleich der beiden Disziplinen ist wichtig, um sie auf unterschiedliche Belastungsmuster zu prüfen und damit auf verbundene Verletzungsmechanismen zu schließen.

Die Big Air-Subgruppe „moderater Fahrstil“ (Kite-loop gefangen) erreichte bei der Landungsbeschleunigung signifikant niedrigere Werte als die Freestyle-Subgruppe „radikaler Fahrstil“ (Handle-Pass und Vorstufen), auch bei der Landungskraftbelastung wurde an beiden Füßen signifikant niedrigere Werte gemessen. Erzeugt der Kite genug Fallschirmwirkung nach dem Kite-loop (moderater Fahrstil), ist mit einer deutlich niedrigeren Landungsbelastung der unteren Extremität als bei Freestyle Handle-Pass Manövern zu rechnen, bei welchen der Kite meist sehr niedrig positioniert wird und nicht abfangend wirkt. Anders sieht es dahingegen aus, wenn der Sportler nach dem Kite-loop nicht wieder vom Kite gefangen wird (radikaler Fahrstil). Die auftretenden Landungsbelastungen sind hier vergleichbar mit denen der Free-

style-Subgruppe „radikaler Fahrstil“ und unterscheiden sich weder in der Landungsbeschleunigung noch in der Kraftbelastung an beiden Füßen signifikant voneinander. Demnach sind die Landungsbelastungen im Big Air ohne abfangende Wirkung des Kites (radikaler Fahrstil) den Freestyle-Landungsbelastungen beim Handle-Pass (radikaler Fahrstil) sehr ähnlich. Im professionellen Bereich des Sports werden im Big Air größtenteils Kite-loops ausgeführt, bei welchen der Sportler wieder gefangen wird (moderater Fahrstil), wohingegen im Freestyle technische Handle-Pass Manöver (radikaler Fahrstil) überwiegen. Den vorliegenden Ergebnissen nach sind professionelle Freestyle-Sportler offenbar regelmäßig höheren Belastungen der unteren Extremitäten ausgesetzt, was ihre körperliche Beanspruchung langfristig erhöht. Dies könnte sich auch auf die Verletzungsraten der unteren Extremität in den beiden Disziplinen auswirken. Leider fehlen noch Studien zu Verletzungsraten im professionellen Bereich im Freestyle und Big Air, um diese Annahme zu bestätigen.

Dahingegen weist die Freestyle-Subgruppe „moderater Fahrstil“ (Ohne Handle-Pass Vorstufen) hinsichtlich der Landungsbeschleunigung und der Landungskraftbelastung an beiden Füßen im Vergleich zu der Big Air-Subgruppe „moderater Fahrstil“ (Kite-loop gefangen) keinen statistisch signifikanten Unterschied auf. Zu der Big Air-Subgruppe „radikaler Fahrstil“ (Kite-loop nicht gefangen) bestehen jedoch bei beiden Parametern statistisch signifikante Unterschiede. Dies könnte daran liegen, dass bei Manövern ohne Handle-Pass der Kite etwas höher gesteuert wird als bei Handle-Pass Manövern (Kapitel 4.3.1) und somit mehr Fallschirmwirkung erzeugt wird, sodass die Belastungen geringer ausfallen. Im professionellen Bereich werden Freestyle Sprünge ohne Handle-Pass nur selten durchgeführt.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass besonders bei Freestyle-Sprüngen mit Handle-Pass (radikaler Fahrstil) und Big Air-Sprüngen, bei denen der Sportler nicht vollständig vom Kite gefangen wird (radikaler Fahrstil), erhebliche körperliche Belastungen auftreten. Dies kann potenziell die Ursache von akuten und chronischen Verletzungen im Sport sein.

4.3.4 Belastungen beim Kitesurfen im Vergleich zu anderen Sportarten

Viele Sportarten erfordern Landungen aus einem Sprung [80, 81]. Die dabei wirkenden vertikalen Bodenreaktionskräfte auf den Körper während der Landung können Verletzungsursachen sein, insbesondere wenn die Sprünge sehr häufig durchgeführt werden und die vertikalen Bodenreaktionskräfte sehr hoch sind [82, 83]. Da zwischen 20% und 49% aller Verletzungen im Kitesurfen bei Tricks auftreten, größtenteils während der Landung, ist es sinnvoll diese Werte mit anderen Sportarten zu vergleichen [9, 10, 18, 22].

Vergleich zu gängigen Belastungen

Für auftretende Belastungen beim Joggen, Springen und Landen werden in der Literatur folgende Werte angegeben:

- **Joggen:** Während des Joggens variiert die durchschnittliche Bodenreaktionskraft etwa zwischen 2- bis 3,5-fachen des Körpergewichts des Athleten, wobei die Werte von der Laufgeschwindigkeit abhängig sind [84, 85].

- **Absprung:** Bei einem vertikalen Sprung entsteht beim Absprung eine vertikale Bodenreaktionskraft von etwa 2,5- bis 3-fachen des Körpergewichts. Jedoch steigt die Bodenreaktionskraft beim Absprung mit zunehmender Sprunghöhe an [86, 87].
- **Landung:** Die Bodenreaktionskraft während der Landung ist abhängig von der Höhe, der Landetechnik und der Bodenoberfläche. So kann diese vom 5-fachen des Körpergewichts bei 30cm Höhe auf bis zum 8-fachen des Körpergewichts bei 90cm Höhe ansteigen [88].

Es muss jedoch berücksichtigt werden, dass in vorangegangenen Validierungsstudien festgestellt wurde, dass die vertikale Bodenreaktionskraft mit den Moticon Sohleneinlagen im Vergleich zu dem aktuellen Goldstandard, den stationären Kraftmessplatten, tendenziell unterbestimmt wird [66, 68, 74]. Da die oben genannten Werte mit stationären Kraftmessplatten erhoben wurden, kann angenommen werden, dass diese mit Moticon Sohlen wahrscheinlich niedriger ausfallen würden. Somit ist ein direkter Vergleich schwierig und sollten vielmehr als Orientierung dienen.

Da beim Kitesurfen zum Abspringen vor allem der hintere Fuß genutzt wird, um sich kraftvoll aus dem Wasser zu drücken, werden an diesem auch deutlich höhere Kraftwerte als am vorderen Fuß erreicht (Big Air: vorderer Fuß 1,0-fache des Körpergewichts, hinterer Fuß: 2,1-fache des Körpergewichts; Freestyle: vorderer Fuß 1,1-fache des Körpergewichts, hinterer Fuß: 2,2-fache des Körpergewichts) (Kapitel 3.5). Trotzdem liegen beide Werte noch unter der aufgeführten vertikalen Bodenreaktionskraft beim Absprung bei vertikalen Sprüngen. Dies könnte daran liegen, dass die Sprunghöhe beim Kitesurfen hauptsächlich durch die vertikale Zugkraft des Kites, und nicht durch einen kräftigen Absprung des Sportlers erzeugt wird. Die vertikale Bodenreaktionskraft ist geringer, da der Sportler möglicherweise weniger Kraft im Absprung erzeugen muss.

Die Landungsbelastung beim Kitesurfen (Big Air: vorderer Fuß: 2,0-fache des Körpergewichts, hinterer Fuß: 2,3-fache des Körpergewichts; Freestyle: vorderer Fuß 3,1-fache des Körpergewichts, hinterer Fuß: 3,4-fache des Körpergewichts) (Kapitel 3.5) ist vergleichbar mit einer Sprunglandung aus 30cm Höhe, obwohl beim Kitesurfen Höhen von mehreren Metern erreicht werden [88]. Eine mögliche Erklärung dafür könnte sein, dass der Fallschirmeffekt des Kites den Sportler ausreichend abbremst und damit hilft die Belastung zu minimieren. Normalerweise finden Landungen beim Kitesurfen mit einer hohen horizontalen Beschleunigung statt. Dies ist ein entscheidender Unterschied zu Sprunglandungen ohne jegliche Horizontalbeschleunigung und könnte auch ein Grund für eine geringere Kraftbelastung sein. Demnach könnten technische Fahrfehler, welche die Fallschirmwirkung des Kites reduzieren oder zu einem falschen Aufsetzen des Boards bei hohen Landungsbeschleunigungen führen, die Landungsbelastungen erhöhen und Ursache von Verletzungen sein. In verschiedenen Veröffentlichungen zu Verletzungsmustern beim Wakeboarden wurde ein Verkanten des Boards bereits als Unfallmechanismus angegeben: Bei einem Sportler führte die extreme Hebelwirkung zu einer Femurschaftfraktur [89]. Bei einem anderen Sportler verursachte das Eintauchen der Vorderkante des Boards eine Fraktur des Processus lateralis tali [90]. Trotzdem gestaltet sich die Ableitung direkter Schlussfolgerungen zu Verletzungs-

mechanismen aus der bestehenden Literatur als schwierig. Deswegen besteht ein dringender Bedarf an aktuellen Studien, welche die Unfallmechanismen bei Sprüngen und Tricks untersuchen.

Vergleich zu Brettsportarten

Zwar existieren einige Studien zu auftretenden Belastungen in Brettsportarten, jedoch sind die verfügbaren Daten zu Bodenreaktionskräften begrenzt und nicht so gut erforscht wie in anderen Sportarten. An der Universitätsmedizin Rostock wurde bereits eine Studie zu den Belastungen in den Sportarten Wakeboarden und Kitesurfen durchgeführt. Dafür wurde ein nahezu identisches Studiendesign wie in dieser Studie verwendet, weshalb sich die Daten gut vergleichen lassen. Zu den Brettsportarten Wakeboarden, Snowboarden und Kitesurfen sind in der Literatur folgende Daten bekannt:

- **Snowboarden:** Bei Snowboardsprüngen konnten Bodenreaktionskraftwerte von durchschnittlich 4,1-fachen des Körpergewichts pro Fuß ermittelt werden, diese Spitzenwerte entstehen in der Landephase [91]. Damit sind die Belastungen ähnlich zu der Disziplin Freestyle, welche größtenteils mit wenig Kiteunterstützung landen. Die Landungsbelastungen in der Disziplin Big Air fallen deutlich niedriger aus.
- **Wakeboarden:** Bei Wakeboardsprüngen konnte im Absprung für den vorderen Fuß eine 1,3-, für den hinteren Fuß eine 1,4-fache Belastung des Körpergewichts ermittelt werden. Bei der Landung wurde am vorderen Fuß durchschnittlich eine 2,1-, am hinteren Fuß eine 2,5-fache Belastung des Körpergewichts gemessen. Durchschnittlich beträgt die Landungsbeschleunigung 4,2g.[92]
- **Kitesurfen:** In der vorausgegangenen Studie wurden nur einfache Sprünge von den Sportlern ausgeführt. Es wurden keine Kite loops oder ausgehakete Sprünge untersucht. Die Sportler wurden nach der verwendeten Bindung in zwei gleich große Gruppen eingeteilt: Die erste Gruppe verwendete als Bindung „Straps“, bei der zweiten Gruppe wurden ausschließlich „Boots“ gefahren. In Tab. 16 werden die Studienergebnisse übersichtlich dargestellt.[92]

Tab. 16 Messergebnisse der Probanden eingeteilt nach den beiden Subgruppen Kitesurfing Boots und Kitesurfing Straps. Absprung und Landung angegeben als Vielfaches des Körpergewichts, Landungsbeschleunigung in g (Modifiziert nach Sander et al. [92]).

Parameter	Kitesurfing Boots	Kitesurfing Straps
Absprung vorderer Fuß	1,0 ± 0,5	0,7 ± 0,4
Absprung hinterer Fuß	1,7 ± 0,5	1,5 ± 0,5
Landung vorderer Fuß	1,4 ± 0,6	1,3 ± 0,5
Landung hinterer Fuß	1,6 ± 0,7	1,2 ± 0,6
Landungsbeschleunigung	3,0 ± 1,1	3,6 ± 1,3

Die beiden Gruppen dieser Studie erreichten beim Absprung ähnliche Werte wie die Gruppen Wakeboarden, Kitesurfing Boots und Kitesurfing Straps. Dahingegen fallen größere Unterschiede bei der Landungsbelastung und bei der Landungsbeschleunigung auf. Die Landungsbelastungen beim Wakeboarden liegen dabei zwischen den beiden Disziplinen dieser Studie: Die Gruppe Freestyle erreichte an beiden Füßen höhere Landungsbelastungen, bei der Gruppe Big Air fallen sie dahingegen an beiden Füßen niedriger aus. Beim Wakeboarden wird in zwei verschiedene Sprungtechniken unterschieden: Inverts, bei denen die Sportler durch Ankanten des Bretts vom Wasser abspringen und Obstacles, bei welchen die Sportler über Rampen fahren und Manöver in der Luft durchführen [92]. Die Sprungtechniken beim Freestyle ähneln den Invert-Sprüngen beim Wakeboarden sehr und haben sich ursprünglich aus diesen entwickelt [93]. Sander et al. untersuchten beide Sprungtechniken beim Wakeboarden und werteten diese getrennt voneinander aus [92]. Es konnte festgestellt werden, dass bei Invert-Tricks deutlich höhere Landungsbelastungen erreicht wurden [92]. Am vorderen Fuß betrug die vertikale Bodenreaktionskraft das 2,4-fache, am hinteren Fuß das 3,1-fache des Körpergewichts und liegt damit nur gering unter den Belastungen beim Freestyle-Kitesurfen [92]. Auch die Landungsbeschleunigung in der Gruppe Invert-Tricks fiel mit $\approx 4,4g$ höher aus als der Durchschnitt aller Wakeboard-Sprünge, befindet sich aber trotzdem noch etwas unter der beim Freestyle ermittelten Landungsbeschleunigung [92]. Eine mögliche Erklärung für die geringeren Werte beim Wakeboarden trotz der Ähnlichkeit der Sprünge zum Freestyle könnten die Wasserbedingungen sein: Wakeboarden wird meist in windstillen Bedingungen mit spiegelglattem Wasser ausgeübt, während beim Kitesurfen auch an Flachwasserrevieren in der Regel eine Windwelle entsteht. Diese erzeugt eine unebene Landungsoberfläche und könnte damit verantwortlich für eine höhere Landungsbelastung sein.

Die Gruppen Freestyle und Big Air dieser Studie erreichten sowohl bei der Landungsbelastung als auch bei der Landungsbeschleunigung deutlich höhere Werte als die beiden Kitesurfgruppen der vorangegangenen Studie, bei welcher die Sportler nur einfache Sprünge ausführten. Damit fallen die Belastungen bei fortgeschrittenen Manövern im professionellen Bereich sowohl im Big Air als auch im Freestyle deutlich höher aus. Deswegen ist es besonders für Sportler mit fortgeschrittenem Niveau sinnvoll, spezielle Präventionsstrategien zu erarbeiten und damit Verletzungen vorzubeugen.

4.4 Verletzungsprävention

Diese Studie zeigte, dass Sportler im professionellen Bereich des Kitesurfens hohen Landungsbelastungen ausgesetzt sind. Dadurch ist vor allem die untere Extremität von Verletzungen betroffen, hier traten 32 – 70% aller Verletzungen auf [9, 10, 13, 17, 18, 20]. Da die Verletzungsraten im professionellen Bereich wieder ansteigen und diese Sportler signifikant schwerere Verletzungen erlitten als Anfänger [10, 18, 19], besteht eine dringende Notwendigkeit nachhaltige Verletzungspräventionskonzepte zu erarbeiten und konsequent umzusetzen. Im Kapitel 1.2 und 1.3 dieser Arbeit wurde bereits auf Risikofaktoren und biomechanische Einflussfaktoren bei der Landung eingegangen, auf dessen Grundlage sollen nun verletzungspräventive Konzepte herausgearbeitet werden.

4.4.1 Einflussfaktoren der Umgebung

Verletzungen treten vor allem bei Flachwasser, starken Windlagen ab 28 Knoten und starken Windböen auf [9, 20]. Daher gilt es besonders beim Einüben von neuen Manövern auf eine ausreichende Wassertiefe zu achten. Bei der Disziplin Big Air werden starke Windlagen benötigt, um die für die Disziplin typischen Sprünge überhaupt durchführen zu können. Es sollte aber auf einen konstanten Wind geachtet und auf Ausübungsorte ausgewichen werden, wo laut Windmodell ein konstanterer Wind erwartet wird. Dahingegen reichen für die Disziplin Freestyle bereits schwächere Windlagen aus, weswegen Freestyle-Fahrer nicht bei zu starken Windlagen und -böen die technisch anspruchsvollen Manöver der Disziplin ausüben sollten, um Verletzungen zu vermeiden. Neben den Windbedingungen konnte auch eine Ausübungsdauer des Sports von über 2 Stunden als Risikofaktor für Verletzungen identifiziert werden [10]. Die Sportler sollten daher bei den Trainingseinheiten darauf achten diese Zeit nicht zu überschreiten. Vor allem in Nordeuropa wird durch die steigende Popularität des Sports das Kitesurfen in immer extremeren Bedingungen ausgeübt, sodass immer mehr Athleten mit kalten Wasser- und Luftbedingungen umgehen müssen. So erreichte beispielsweise die deutsche Ostsee in Küstennähe von Rostock im Februar 2021 durchschnittliche Wassertemperaturen von 2 Grad Celsius [94]. In diesen Bedingungen ist der Körper einem hohen Wärmeverlust ausgesetzt. Eine extreme Kälteexposition führt zum Absinken der tiefen Körper- und Muskeltemperatur, des Herz-Kreislauf-Systems und des Stoffwechsels [95]. Dadurch wird auch die Kraft und Leistungsfähigkeit des Sportlers signifikant beeinträchtigt, in erster Linie verursacht durch einen Abnahme der Muskeltemperatur [95]. Bei einer Absenkung der Muskeltemperatur kommt es als Folge reduzierter intrazellulärer Enzymaktivität zu einer verzögerten Repolarisation der Muskelzellmembran, wodurch sich der Muskeltonus erhöht und schnelle Bewegungen erschwert [95]. Zusätzlich kommt es zu einer Reduktion des Metabolismus, ATP-Hydrolyse Rate, Calcium Freisetzung aus dem sarkoplasmatischen Retikulum und Calciumsensitivität [96]. So kommt es pro 1°C Abfall der Körperkerntemperatur zu einer Reduktion der maximalen Kraft um etwa 5% [97]. Bei einer Abnahme der Muskeltemperatur um 8,8°C wurde eine Reduktion der Maximalkraft um 31% und der Durchschnittskraft um 44% beobachtet [98]. Außerdem kommt es zu einer Erhöhung der EMG-Amplitude, da mehr Muskelfasern rekrutiert werden müssen, um die gleiche Kraft zu erzeugen [96, 98]. Deswegen sollten in solchen unbedingt hochwertige Winterneoprenanzüge verwendet werden, um Verletzungen vorzubeugen, welche auf ein durch Kälte verursachtes Kraftdefizit zurückzuführen sind.

4.4.2 Ausrüstung

Zwar liegen in aktuelleren Studien, in welchen die neuen Sicherheitssysteme berücksichtigt werden, die Verletzungsraten, welche auf Materialprobleme zurückzuführen sind, nur noch zwischen 3,4 – 5%, trotzdem ist es wichtig das Sicherheitssystem regelmäßig zu überprüfen und zu warten [9, 10]. So empfehlen Kristen et al. den Sportlern regelmäßig 1- bis 2-mal im Jahr Notfallsituationen zu simulieren in denen die Quick-Release-Systeme getestet und Notfallabläufe eingeübt werden, um die Handgriffe im Notfall richtig zu beherrschen [20]. Auch ein Leinen-Messer zum notfallmäßigen Durchtrennen der Leinen sollte immer in Griffweite am Körper mitgeführt werden [20]. Zusätzlich sollte ein Helm und Prallschutzweste von den Sportlern getragen werden, um Aufschlagsbelastungen zu minimieren und Verletzungen am

Kopf und Rumpf zu verhindern. Diese Ausrüstungsgegenstände könnten in Zukunft für Wettkämpfe als verpflichtend gelten und damit sinnvoll dazu beitragen, dass mehr Sportler diese dauerhaft verwenden.

4.4.3 Landetechnik

Da Aufwärmübungen wie neuromuskuläres Training einen direkten Einfluss auf die Biomechanik der Gelenke haben und in der Studie von Lundgren et al. das Verletzungsrisiko senken, sollten sie vor Beginn des Kitesurfens durchgeführt werden [18]. Außerdem werden die Muskeln mit einem Aufwärmprogramm vorgewärmt, welches gerade in kalten Bedingungen die Leistungsfähigkeit steigern kann [99]. Vor allem gilt eine steifere Landetechnik als Risikofaktor für die Entstehung von akuten und chronischen Verletzungen [30]. Bei der Landung nach Sprüngen ist eine aktive achsgerechte Beugung des Kniegelenks wichtig, um die vertikalen Bodenreaktionskräfte zu reduzieren und die Belastung abzufangen [31, 101]. Es ist bekannt, dass besonders bei einer Beugung des Kniegelenks über 55° sich die entstehenden Belastungen deutlich minimieren lassen [102]. Durch eine aktive Beugung des Rumpfes wird der Kniebeugewinkel unbewusst erhöht und kann daher die Landungsbelastung beeinflussen [37]. Deswegen ist eine gebeugte Rumpfhaltung bei Landung mit einem geringeren Verletzungsrisiko des vorderen Kreuzbandes assoziiert [37]. Da die Sportler beim Kitesurfen um den unteren Rücken ein Hüfttrapez tragen, kann das Trapez die Rumpfbeugung bei der Landung möglicherweise einschränken und sich damit indirekt auf die Kniebeugung und Verletzungsrisiko auswirken. Dementsprechend sollte bei der Wahl des Trapezes auf eine ausreichende Flexibilität mit wenig Bewegungslimitation geachtet werden. Auch die achsgerechte Beugung des Kniegelenks ist wichtig, eine Valgusstellung kann das Verletzungsrisiko für eine Ruptur des vorderen Kreuzbandes erhöhen [31]. Da in dieser Studie die Sportler eine feste Bindung verwendeten und damit die Fußposition fixiert ist, ist eine richtige Ausrichtung der Boots für die Beinachse bei Beugung essenziell (Abb. 4.3). Dabei sollten die Bindungen so ausgerichtet sein, dass sie dem natürlichen Fußwinkel in der Hockposition entsprechen. Werden die Bindungen zu stark außenrotiert befestigt, kann diese Position eine erhöhte Knieabduktion und tibiale Außenrotation hervorrufen, was eine dynamische Valgus-Position des Knies während der Beugung fördert [103].

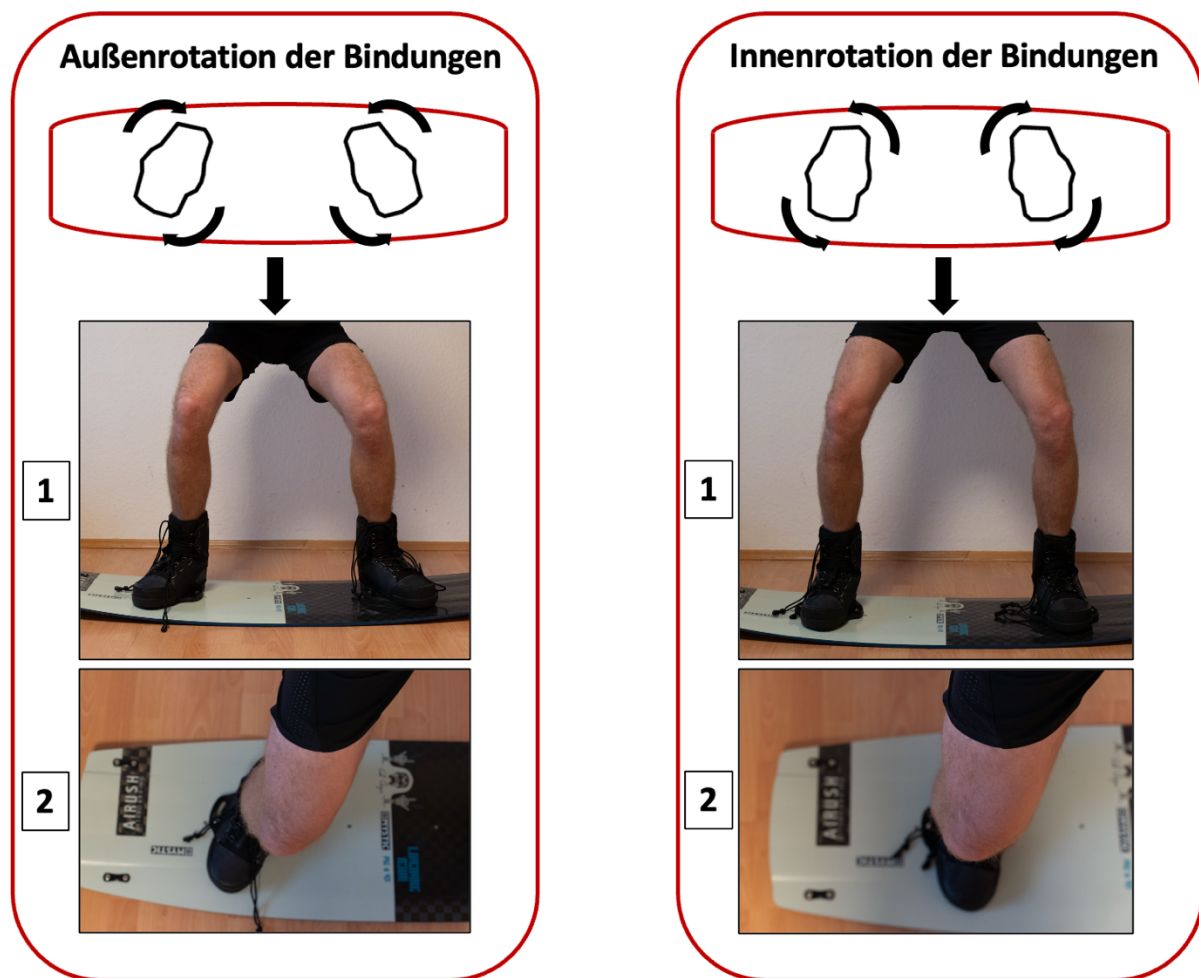


Abb. 4.3 Die Boots können bei Befestigung am Board unterschiedlich ausgerichtet werden. Ziel ist es, diese so zu befestigen, dass sie dem natürlichen Fußwinkel in Hockposition entsprechen. 1: Beinachsenausrichtung von vorne bei Kniebeugung, 2: Beinachsenausrichtung von oben bei Kniebeugung.

Neben dem Kniegelenk hat auch das Sprunggelenk einen großen Einfluss auf das Abfangen von Landungsbelastungen. Als ideale Landetechnik wird das Landen auf dem Fußballen mit plantarflektierten Fuß beschrieben [42]. Mit dieser Technik kann die Wadenmuskulatur gut aktiviert werden und vertikale Bodenreaktionskräfte absorbieren, bevor der Rückfuß auf dem Boden aufsetzt [44]. So kann beispielsweise bei reinen Vorfußlandungen wie sie im Parkour durchgeführt werden, die Belastung bei identischer Sprunghöhe vom 5,2-fachen auf das 3,2-fache des Körpergewichts minimiert werden [100]. Durch die festen Bindungen ist diese Technik beim Kitesurfen nicht anwendbar und führt zu einer stärkeren Belastung des Knie- und Hüftgelenks, weswegen eine gute Landetechnik umso wichtiger ist. Neben dem Training der individuellen Landetechnik sollten die Sportler auch ein Balance- und Muskeltraining der unteren Extremität durchführen, da sie ebenfalls helfen können Belastungen auf die untere Extremität effektiv abzufangen [38]. Auch eine gute Polsterung des Schuhwerks kann die entstehenden Bodenreaktionskräfte bei Landung minimieren, und so sollte bei der Wahl der Boots auf ein Fußbett mit guter Polsterung geachtet werden [50]. Bei konsequenter Umsetzung können diese Maßnahmen helfen sowohl chronischen als auch akuten Verletzungen an der unteren Extremität vorzubeugen.

4.4.4 Verletzungen im professionellen Bereich des Sports

Durch die rasante Entwicklung der Disziplin Big Air in den letzten Jahren werden die durchgeführten Manöver immer radikaler, ständig werden neue Höhenrekorde auf den internationalen Ranglisten gebrochen. Vor allem die Höhe der Sprünge bringt bei technischen Fehlern ein immer höheres Risiko für schwerwiegende Verletzungen mit sich. Es ist somit nicht verwunderlich, dass eine steigende Anzahl professioneller Sportler schwere Verletzungen, insbesondere an der unteren Extremität, in den letzten Jahren erlitten hat. Besondere Aufmerksamkeit erlangten die Unfälle von den Athleten Ruben Lenten und Janek Grzegorzewski, welche beide nach einem Kite-loop nicht ausreichend gefangen wurden [101, 102]. Beide Sportler erlitten komplizierte distale Tibiafrakturen mit Sprunggelenksbeteiligung, ein Verletzungsmuster, welches in der Disziplin Big Air zuzunehmen scheint [101, 102]. Aus Videos der Verletzungen ist anzunehmen, dass die Frakturen vor allem durch axiale Stauchung verursacht wurden [101, 102]. Deswegen sollen die hier erhobenen Daten in den biomechanischen Kontext eingeordnet werden.

Distale Tibiafrakturen des Pilon tibiale werden vor allem durch axiale Stauchung bei einem Hochrasanztrauma verursacht [103]. Derzeit gibt es keine Veröffentlichungen über die axialen Druckeigenschaften der menschlichen Tibia, da es bisher nicht möglich war, die isolierte Tibia reproduzierbar in den Prüfmaschinen einzuspannen, ohne unannehmbar hohe Messschwankungen festzustellen, die wahrscheinlich durch kleinste Ausrichtungsunterschiede bedingt sind [104–106]. Dafür wurden bereits Belastungsanalysen an Humanpräparaten durchgeführt, bei welchen der Unterschenkel-Fuß-Komplex auf die maximale axiale tibiale Kraftbelastung bis zum Auftreten von Frakturen untersucht wurde [107–109]. In einer aktuelleren Studie von Gallenberger et al. wurden Landungsbedingungen am Humanpräparat (Unterschenkel-Fuß-Komplex) simuliert und die maximale axiale tibiale Kraftbelastung bis zum Auftreten von Frakturen in Neutralposition und 20°-Dorsalflexion des Sprunggelenks bestimmt [109]. In Neutralstellung lag die Verletzungswahrscheinlichkeit bei 6800N bei 50 % (Abb. 4.4) [109]. In 20°-Dorsalflexion trat die 50%ige Verletzungswahrscheinlichkeit bei 7900N auf, der Unterschied zwischen Dorsalflexion und Neutralposition war statistisch nicht signifikant (Abb. 4.4) [109]. Diese Tendenz wurde ebenfalls in einer Studie von Klopp et al. festgestellt und ist möglicherweise auf die vergrößerte Kontaktfläche am Subtalargelenk bei Dorsalflexion zurückzuführen, welches zu einem geringeren Verletzungsrisiko führt [108]. Da eine aktive Kniebeugung während der Landung auch eine Dorsalflexion im Sprunggelenk bewirkt, könnte eine aktive Kniebeugetechnik während der Landung möglicherweise helfen das Verletzungsrisiko zu minimieren.

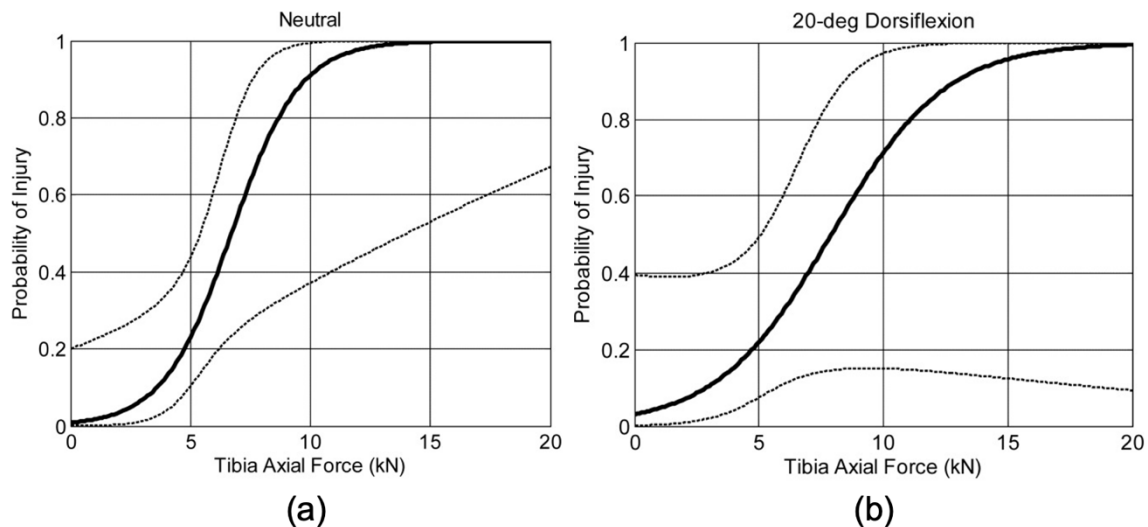


Abb. 4.4 Verletzungsrisikokurven für neutrale (a) und dorsalflektierte (b) Sprunggelenksposition mit 95%igem Konfidenzintervall. (Modifiziert nach Gallenberger et al. [109])

Im Vergleich mit den in dieser Studie ermittelten maximalen Kraftbelastungswerten bei der Landung (Freestyle: Vorderer Fuß: 5315N, Hinterer Fuß: 4834N; Big Air: Vorderer Fuß: 4144N, Hinterer Fuß: 3851N), sind sie als durchaus hoch einzuordnen und könnten bei ungünstiger Krafteinwirkungsrichtung durchaus Frakturen am distalen Bereich der unteren Extremität verursachen. Da im internationalen Spitzensport der Disziplin Big Air aktuell größere Sprunghöhen als im Studienkollektiv dieser Studie erreicht werden, ist davon auszugehen, dass bei technischen Fehlern des Kiteloop-Manövers sogar deutlich größere maximale Kraftbelastungswerte erreicht werden, welche schwere Verletzungen wie bei den genannten Sportlern verursachen können.

4.5 Limitationen der Arbeit

Die durchgeführte Studie ist nicht ohne Limitationen. Kitesurfen ist weiterhin eine Randsportart ohne eine etablierte nationale Wettkampfliga, weswegen Trainings- und Wettkampfumfänge deutlich niedriger ausfallen als in anderen Sportarten. Das erschwert professionelle Sportler vom gleichen Niveau für diese Studie einzuschließen. Aktuell entwickeln sich auf internationaler Ebene professionelle Ligen mit einer steigenden Anzahl an Vollzeitsportlern, sodass das Trainingspensum deutlich ansteigt und sich anderen Sportarten angleicht. Dieser Trend muss sich allerdings noch auf nationalen Ebenen etablieren. Aufgrund der Natur der Sportart gestaltete es sich als schwierig einheitliche Messbedingungen für alle Probanden zu schaffen: Wind- und Wellenverhältnisse sind immer unterschiedlich, beeinflussen die Messdatenerhebung und können schwer vereinheitlicht werden. Es könnte aber mit anderen Möglichkeiten gegengesteuert werden: Die Verwendung eines gleichen Boards und Bindungen könnte zu einheitlicheren Bedingungen für alle Probanden beitragen. Es ist wenig über chronische Verletzungen beim Kitesurfen bekannt. Zwar treten die meisten Verletzungen akut auf, trotzdem sind chronische Verletzungen mit einer Häufigkeit von 23,7% nicht zu vernachlässigen [15]. Bei der vorliegenden Studie wurden Belastungen bei Sprüngen bestimmt, chronische Verletzungen können aber auch durch die dauerhafte Belastung beim Fahren entstehen, welche in dieser Studie nicht ausgewertet wurde. Jedes Messsystem hat neben Vorteilen auch Limitationen, welche hingenommen werden müssen. So stellen die verwendete-

ten Moticon Sohlensysteme aufgrund ihrer guten Feldtauglichkeit und Simplizität eine gute Möglichkeit dar, Messdaten beim Kitesurfen zu erheben, jedoch zeigten vorausgegangene Validierungsstudien, dass sie Kraftwerte im Vergleich zum Goldstandard (stationäre Kraftmessplatten) tendenziell unterbestimmen. Dadurch könnte es schwierig sein, die hier erhobenen Daten uneingeschränkt mit anderen Sportarten zu vergleichen und sollte bei der Interpretation berücksichtigt werden.

Trotz der genannten Einschränkungen ist es mit dieser Studie gelungen, Kraftbelastungen im Kitesurfen für die beiden Hauptdisziplinen Big Air und Freestyle quantitativ zu bestimmen und für verschiedene Sprungarten zu charakterisieren. Damit ist es die erste Studie, welche Belastungen im professionellen Bereich des Sports untersucht.

4.6 Wesentliche Erkenntnisse der Diskussion

In der hier vorliegenden Arbeit ist es gelungen, auftretende Belastungen beim Kitesurfen im professionellen Bereich des Sports zu bestimmen und in einen verletzungsrelevanten Kontext einzuordnen. Die entstehenden Belastungen bei Sprüngen sind dabei besonders relevant, da hierbei die meisten Verletzungen im Sport auftreten [22]. Zudem wurden aus den erhobenen Daten relevante Verletzungspräventionskonzepte abgeleitet.

Zusammengefasst konnten folgende wesentliche Erkenntnisse gewonnen werden:

Freestyle:

- Im Absprung wird der hintere Fuß stärker belastet, bei der Landung liegt eine gleichmäßige Belastungsverteilung vor.
- Bei technisch fortgeschritteneren Manövern wie dem Handle-Pass (radikaler Fahrstil) erhöhen sich trotz einer niedrigeren Sprunghöhe als beim moderaten Fahrstil die Landungsbelastungen.
- Der Belastungsunterschied könnte durch die unterschiedliche Technik der Steuerung des Kites bei fortgeschrittenen Manövern mitverursacht sein.

Big Air:

- Im Absprung wird der hintere Fuß stärker belastet, bei der Landung liegt eine gleichmäßige Belastungsverteilung vor.
- Wenn die Sportler nach dem Kite-loop nicht wieder gefangen werden (radikaler Fahrstil), treten hohe Kraftbelastungen und Landungsbeschleunigungen auf.
- Um diese Belastungen zu minimieren, hilft es kleinere Kites zu verwenden und auf eine ausreichende Sprunghöhe vor Einleitung des Manövers zu achten.
- Sicher können Kite-loops auf geringen Sprunghöhen zwischen 0 bis 4m erlernt und geübt werden, da aufgrund der geringeren Sprunghöhe niedrigere Landungsbelastungen entstehen.
- Tasten sich die Sportler an höhere Sprünge, so sollte gerade im Bereich zwischen 4 und 6m auf eine technisch saubere Ausführung des Manövers geachtet werden, damit der Kite wieder schnell genug seine Fallschirmwirkung entfalten kann. Springen die Sportler noch höher, befinden sie sich wieder in einem sicheren Bereich und es treten geringere Landungsbelastungen auf.

- Zu bedenken ist, dass mit größeren Sprunghöhen bei technischen Fahrfehlern das Verletzungsrisiko deutlich steigt. Häufig werden im professionellen Bereich verschiedene Körperrotationen in Kiteloop-Manöver eingebaut, welche Verwirrung in der räumlichen Orientierung auslösen können und ein Fehlsteuern des Kites provozieren können.

Vergleich der beiden Disziplinen:

- Professionelle Freestyle-Sportler sind regelmäßig höheren Belastungen der unteren Extremitäten ausgesetzt als Big Air-Sportler, da der radikale Fahrstil im Freestyle überwiegt.
- Professionelle Big Air-Sportler erreichen mit dem professionellen Bereich der Disziplin Freestyle vergleichbare Landungsbelastungen, wenn der Kiteloop nicht richtig durchgeführt und keine ausreichende Fallschirmwirkung entfalten kann (radikaler Fahrstil).

Verletzungsprävention:

- Da Verletzungen vor allem im flachen Wasser auftreten, ist beim Einüben von neuen Manövern auf eine ausreichende Wassertiefe zu achten [9].
- Da Aufwärmübungen wie neuromuskuläres Training einen direkten Einfluss auf die Biomechanik der Gelenke haben und das Verletzungsrisiko senken, sollten sie vor Beginn des Kitesurfens durchgeführt werden [18].
- Die Sportler sollten darauf achten bei den Trainingseinheiten eine Zeit von 2 Stunden nicht zu überschreiten [10].
- Kälte hat einen deutlichen Einfluss auf die zur Verfügung stehende Muskelkraft [110]. Besonders in Nordeuropa sollten hochwertige Neoprenanzüge verwendet werden, um Verletzungen vorzubeugen, welche auf ein durch Kälte verursachtes Kraftdefizit zurückzuführen sind.
- Eine steife Landetechnik gilt als Risikofaktor für die Entstehung von akuten und chronischen Verletzungen [30]. Bei der Landung nach Sprüngen ist eine aktive achsgerichtete Beugung des Kniegelenks wichtig, um die vertikalen Bodenreaktionskräfte zu reduzieren und die Belastung abzufangen [31, 111]. Besonders bei einer Beugung des Kniegelenks über 55° lassen sich die Belastungen deutlich minimieren [112].
- Ein Hüfttrapez kann die Rumpfbeugung bei der Landung möglicherweise einschränken und sich damit indirekt auf die Kniebeugung und das Verletzungsrisiko auswirken [37]. Bei der Wahl des Trapezes ist auf eine ausreichende Flexibilität mit wenig Bewegungslimitation zu achten.
- Wenn Sportler eine feste Bindung verwenden und die Fußposition damit fixiert ist, ist eine richtige Ausrichtung der Boots für die Beinachse bei Beugung essenziell. Die Bindungen sollten so ausgerichtet sein, dass sie dem natürlichen Fußwinkel in der Hockposition entsprechen. Sind die Bindungen zu stark außenrotiert, kann diese Position eine erhöhte Knieabduktion und tibiale Außenrotation hervorrufen, was eine dynamische Valgus-Position des Knies während der Beugung fördert [113].
- Bei Landungen im Kitesurfen werden hohe maximale Kraftbelastungswerte erreicht, welche Frakturen verursachen können. Da bei Dorsalflexion im Sprunggelenk höhere maximale Kraftbelastungswerte bis zum Auftreten von Frakturen als bei Neutral-

stellung toleriert werden, ist es wichtig während der Landung auf eine Dorsalflexion im Sprunggelenk zu achten um das Verletzungsrisiko zu minimieren [109].

4.7 Ausblick

Dank mobiler Sensor Sohlensysteme ist es möglich, Messdaten in realen Sportbedingungen der jeweiligen Sportart zu erheben. So liefert diese Studie Aufschluss über tatsächliche Absprungs- und Landungsbelastungen im Kitesurfen in den Disziplinen Big Air und Freestyle, auf dessen Basis sich Trainings- und Präventionskonzepte entwickeln lassen.

Diese Studie zeigte, dass im professionellen Bereich vor allem die Landungsbelastungen deutlich höher sind als im Amateurbereich. Besonders hohe Belastungen wurden dabei bei Freestyle Sprüngen mit Handle-Pass und Big Air Sprüngen mit Kiteloops, bei welchen der Sportler nicht gefangen wurde, festgestellt. Deswegen sollten die Sportler gerade für diese Manöver sensibilisiert werden. In der Literatur ist allerdings noch wenig über den genauen Unfallmechanismus von akuten Verletzungen beim Kitesurfen bekannt, weshalb hier ein dringender Nachholbedarf besteht, um die erhobenen Daten zielgerichtet zu interpretieren und daraus sinnvolle Präventionskonzepte abzuleiten. Während Sprungversuche häufig Ursache von akuten Verletzungen sind, ist noch wenig über die Entstehung von chronischen Verletzungen bekannt. Während des Fahrens auf einem Kiteboard treten Vibrationen auf, welche Schäden am menschlichen Gewebe verursachen können. Deswegen untersuchten Valsecchi et al. die Vibrationsbelastung beim Kitesurfen und fanden heraus, dass die Grenzwerte der Europäischen Richtlinie 2002/44/EG nach 3 (EAV) und 15 Minuten (ELV) überschritten wurden [114]. Obwohl die EU-Grenzwerte für Arbeitnehmer und nicht für Sportler gelten, ist zu vermuten, dass das Kitesurfen bei längerer Exposition zu degenerativen Rückenerkrankungen oder anderen chronischen Verletzungen führen kann [114]. Darum sollte in Zukunft auch die Grundbelastung beim Fahren bestimmt werden, um sie als möglichen Verursacher von chronischen Schäden in Betracht zu ziehen. Eines der am häufigsten verwendeten und etabliertesten Systeme für Druckmessungen im Schuh ist das Pedar Mobile System (Novel GmbH, München, Deutschland)[66]. Es hat sich bereits in mehreren Studien als zuverlässiges und valides System erwiesen und gilt daher als Goldstandard unter den Sensoreinlagensystemen [115, 116]. Da die Pedar-Sohlen über ein Kabel mit einem Sensor verbunden sind, ist es zum jetzigen Zeitpunkt nicht möglich dieses System wasserdicht zu verschweißen und konnte damit nicht für diese Studie verwendet werden.

Gerade im Hinblick auf die Olympischen Sommerspiele 2024, bei denen die Sportart Kitesurfen zum ersten Mal olympische Disziplin wurde, werden sinnvolle Präventions- und Trainingskonzepte dringend gebraucht. Über Verletzungsraten und -muster im professionellen Kitesurfen ist bisher wenig bekannt, weswegen dringend weitere Studien notwendig sind, damit Präventionskonzepte gezielt daran angepasst werden können. Aufgrund der mangelnden Professionalisierung des Sports steht den Athleten selten dauerhaft ein begleitendes ärztliches und physiotherapeutisches Personal zur Verfügung, sodass Bedarf besteht, solche Versorgungsstrukturen aufzubauen. Als erste Initiative in Deutschland wurde dazu vor wenigen Jahren die Organisation Surfmedizin e.V. (Neumünster, Deutschland) gegründet, ein Zusammenschluss aus Ärzten und Physiotherapeuten, welche Verbänden und Athleten an-

bietet sie medizinisch bei Wettkämpfen und im Training zu betreuen [117]. Da Kitesurfen eine Randsportart ist, ist diese Betreuung aber noch weit entfernt von denen anderer Sportarten und sollte in Zukunft dringend ausgebaut werden.

Zusammenfassung

Fragestellung: Im Kitesurfen treten durch hohe Stoß-, Beschleunigungs- und Zugbelastungen akute sowie chronische Sportschäden auf. Aus vorausgegangen Studien ist bekannt, dass hierbei vor allem die untere Extremität von Verletzungen betroffen ist. Da aktuell in den Disziplinen Big Air und Freestyle eine rasante Entwicklung mit zunehmender Professionalisierung des Breiten- und Spitzensports stattfindet, ist es Ziel dieser Arbeit Sprung- und Landebelastungen an der unteren Extremität in diesen beiden Disziplinen zu bestimmen.

Methodik: 6 Kitesurfer der Disziplin Freestyle und 6 Kitesurfer der Disziplin Big Air wurden für diese Studie untersucht. Es wurde dabei Sprunghöhe, Sprungdauer, Landungsbeschleunigung und maximale vertikale Bodenreaktionskraft an beiden Füßen bei Absprung und Landung mithilfe von Sensor Sohleneinlagen (Moticon, Deutschland) und eines am Board montierten Höhen- und Beschleunigungssensors (Woo Sports, USA) bestimmt. Die durchgeführten Manöver wurden anhand ihrer Manövereigenschaften in zwei Subgruppen pro Disziplin unterteilt und separat ausgewertet. Freestyle wurde in „Ohne Handle-Pass“ und „Handle-Pass“ eingeteilt, Big Air in „Kiteloop gefangen“ und „Kiteloop nicht gefangen“.

Ergebnisse: Die Disziplin Freestyle erreichte eine Sprunghöhe von $\bar{01,8m} \pm 0,4$ mit einer Sprungdauer von $\bar{01,3s} \pm 0,2$. Die Landungsbeschleunigung lag bei $\bar{04,5g} \pm 1,2$. Die Disziplin Big Air erreichte eine Sprunghöhe von $\bar{05,1m} \pm 2,1$ mit einer Sprungdauer von $\bar{03,1s} \pm 1,2$, die Landungsbeschleunigung betrug $\bar{04,6g} \pm 1,5$. Die Landungsbeschleunigung war bei der Subgruppe „Kiteloop gefangen“ ($\bar{04,2g} \pm 1,3$) signifikant niedriger ($p \leq 0,05$) als bei der Subgruppe „Handle-Pass“ ($\bar{05,3g} \pm 1,1$), dagegen wurde zur Subgruppe „Ohne Handle-Pass“ ($\bar{04,5g} \pm 1,2$) kein signifikanter Unterschied festgestellt. Die Subgruppe „Kiteloop nicht gefangen“ ($\bar{05,5g} \pm 1,7$) wies hinsichtlich der Landungsbeschleunigung keinen signifikanten Unterschied zur Subgruppe „Handle-Pass“ auf, im Vergleich zur Subgruppe „Keine Handle-Pass“ bestand ein signifikanter Unterschied ($p \leq 0,05$). Durchschnittlich wurden bei der Subgruppe „Kiteloop gefangen“ bei der Landung am vorderen und hinteren Fuß (vorne: $\bar{017,92N/kg} \pm 9,39$, hinten: $\bar{021,76N/kg} \pm 10,43$) signifikant niedrigere Kraftwerte ($p \leq 0,05$) als in den beiden Freestyle-Subgruppen gemessen („Handle-Pass“: vorne: $\bar{031,99N/kg} \pm 18,25$, hinten: $\bar{035,15N/kg} \pm 13,27$; „Ohne Handle-Pass“: vorne: $\bar{028,84N/kg} \pm 18,22$, hinten: $\bar{032,30N/kg} \pm 13,90$). Bei der Subgruppe „Kiteloop nicht gefangen“ (vorne: $\bar{030,97N/kg} \pm 8,49$, hinten: $\bar{034,20N/kg} \pm 9,64$) wurde kein signifikanter Unterschied zu den Freestyle-Subgruppen festgestellt.

Schlussfolgerungen: Besonders bei Freestyle-Sprüngen mit Handle-Pass und Big Air Sprüngen, bei denen der Sportler nicht vom Kite gefangen wird, können erhebliche körperliche Belastungen auftreten. Dies kann häufig die Ursache für akute und chronische Verletzungen im Sport sein und muss bei der Entwicklung von Präventionsmaßnahmen zukünftig bedacht werden.

Abstract

Background: In kitesurfing, acute and chronic sports injuries are caused by high impact-, acceleration-, and tensile loads. Previous studies have shown that injuries primarily affect the lower extremities in this context. Given the current rapid development and increasing professionalization of both recreational and elite sports in the disciplines of Big Air and Freestyle, the aim of this study is to determine jump and landing loads on the lower extremities in these two disciplines.

Methods: For this study, 6 kitesurfers from the discipline Freestyle and 6 kitesurfers from the discipline Big Air were examined. Jump height, airtime, landing acceleration, and maximum vertical ground reaction force on both feet during takeoff and landing were determined using sensor insoles (Moticon, Germany) and a board-mounted altitude- and acceleration-sensor (Woo Sports, USA). The performed jumps were divided into two subgroups per discipline based on their maneuver characteristics and analyzed separately. Freestyle was divided into "without Handle-Pass" and "Handle-Pass", while Big Air was divided into "Kiteloop caught" and "Kiteloop not caught".

Results: The Freestyle discipline achieved a jump height of $1.8m \pm 0.4$ with an airtime of $1.3s \pm 0.2$. The landing acceleration was $4.5g \pm 1.2$. The Big Air discipline achieved a jump height of $5.1m \pm 2.1$ with an airtime of $3.1s \pm 1.2$, and the landing acceleration reaching $4.6g \pm 1.5$. The landing acceleration was significantly lower ($p \leq 0.05$) in the "Kiteloop caught" subgroup ($4.2g \pm 1.3$) compared to the "Handle-Pass" subgroup ($5.3g \pm 1.1$); however, no significant difference was observed compared to the "without Handle-Pass" subgroup ($4.5g \pm 1.2$). The "Kiteloop not caught" subgroup ($5.5g \pm 1.7$) showed no significant difference in landing acceleration compared to the "Handle-Pass" subgroup but exhibited a significant difference ($p \leq 0.05$) compared to the "no Handle-Pass" subgroup. On average, during landing, both the front and rear foot of the "Kiteloop caught" subgroup (front: $17.92N/kg \pm 9.39$, rear: $21.76N/kg \pm 10.43$) reached significantly lower force values ($p \leq 0.05$) than in the two Freestyle subgroups ("handle-pass": front: $31.99N/kg \pm 18.25$, rear: $35.15N/kg \pm 13.27$; "without handle-pass": front: $28.84N/kg \pm 18.22$, rear: $32.30N/kg \pm 13.90$). No significant difference was observed between the "Kiteloop not caught" subgroup (front: $30.97N/kg \pm 8.49$, rear: $34.20N/kg \pm 9.64$) and the Freestyle subgroups.

Conclusion: Especially during Freestyle jumps with handle-pass and Big Air jumps where the athlete is not caught by the kite, significant physical strains can occur. This may often be the cause of acute and chronic sports injuries and needs to be considered in the future development of injury prevention concepts.

Thesen

1. Kitesurfen ist eine anspruchsvolle Extremsportart, welche aufgrund belastungsintensiver Sprungmanöver hohe Verletzungsrisiken mit sich bringt. Aus der Literatur ist bekannt, dass akute Verletzungen überwiegen, welche vor allem bei der Landung nach Sprüngen entstehen.
2. Mithilfe von Sensor Sohleneinlagen und Beschleunigungssensoren wurden Absprungs- und Landungsbelastungen in Echtzeit von Sprüngen der Kitesurfdisziplinen Big Air und Freestyle an 12 aktiven professionellen Sportlern erhoben. Anhand des verwendeten Fahrstils wurden beide Disziplinen jeweils in die Subgruppen moderater und radikaler Fahrstil unterteilt.
3. Absprung: Durchschnittlich wirkte bei der Disziplin Freestyle auf den vorderen Fuß eine Maximalkraft von $\bar{11,57N/kg}$ ($\pm 4,16$), auf den hinteren Fuß von $\bar{21,60N/kg}$ ($\pm 6,0$). Bei der Disziplin Big Air wirkte durchschnittlich auf den vorderen Fuß eine Maximalkraft von $\bar{9,71N/kg}$ ($\pm 3,59$), auf den hinteren Fuß von $\bar{20,09N/kg}$ ($\pm 3,45$). In beiden Disziplinen wirkte am hinteren Fuß eine statistisch signifikant größere Kraft als am vorderen Fuß (Freestyle: $p < 0,001$; Big Air: $p < 0,001$).
4. Landung: Durchschnittlich wirkte bei der Disziplin Freestyle auf den vorderen Fuß eine Maximalkraft von $\bar{29,97N/kg}$ ($\pm 18,16$), auf den hinteren Fuß von $\bar{33,32N/kg}$ ($\pm 13,65$). Bei der Disziplin Big Air erreichte der vordere Fuß durchschnittlich eine Maximalkraft von $\bar{19,83N/kg}$ ($\pm 9,32$), der hintere Fuß von $\bar{22,43N/kg}$ ($\pm 11,26$). In beiden Disziplinen wurde kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen dem vorderen und hinteren Fuß festgestellt.
5. Der radikale Fahrstil erreichte bei beiden Disziplinen signifikant größere Landungsbeschleunigungen als der moderate Fahrstil (Freestyle: $p < 0,05$; Big Air: $p < 0,05$).
6. Die gemessenen maximalen Landungskraftbelastungswerte fielen ebenfalls bei beiden Disziplinen im radikalen Fahrstil höher aus als im moderaten Fahrstil, hier war der Unterschied allerdings nur in der Disziplin Big Air statistisch signifikant ($p < 0,001$).
7. Im professionellen Bereich des Sports überwiegt in der Disziplin Freestyle der radikale Fahrstil, in der Disziplin Big Air dahingegen der moderate Fahrstil. Deswegen ist davon auszugehen, dass Spitzensportler im Freestyle dauerhaft höheren Landungsbelastungen ausgesetzt sind als im Big Air.
8. Entstehen bei professionellen Big Air-Manövern allerdings technische Fehler, sodass der moderate Fahrstil in den radikalen Fahrstil übergeht, entstehen ähnliche Landungsbelastungen wie im professionellen Freestyle und weisen hinsichtlich der Landungsbeschleunigung und -belastung an beiden Füßen keinen signifikanten Unterschied auf.
9. Vor allem bei Landungen werden hohe maximale Kraftbelastungswerte erreicht, die potenziell Verletzungen verursachen können. Deswegen werden sinnvolle Präventions- und Trainingskonzepte dringend benötigt.
10. Über Verletzungsraten und -muster im professionellen Kitesurfen ist bisher wenig bekannt, weswegen dringend weiterer Studien notwendig sind, um Präventionskonzepte gezielt daran anzupassen.

Literaturverzeichnis

- [1] Bourgois JG, Boone J, Callewaert M, Tipton MJ, Tallir IB. Biomechanical and physiological demands of kitesurfing and epidemiology of injury among kitesurfers. *Sports Med* 2014; 44(1): 55–66 [<https://doi.org/10.1007/s40279-013-0103-4>][PMID: 24105613]
- [2] International Olympic Committee. Gender equality and youth at the heart of the Paris 2024 Olympic Sports Programme. International Olympic Committee 2020 Jul 12.
- [3] ISAF Kiteboarding Format Trials 2012.
- [4] Chandler K. A Milestone in Kitesports Safety: ISO Standard 21853 on Quick-Release Systems. *GKA Kite World Tour* 2020 Sep 4.
- [5] Lundgren L, Brorsson S, Hilliges M, Osvalder A-L. Sport performance and perceived musculoskeletal stress, pain and discomfort in kitesurfing. *International Journal of Performance Analysis in Sport* 2011; 11(1): 142–58 [<https://doi.org/10.1080/24748668.2011.11868536>]
- [6] Spanjersberg WR, Schipper IB. Kitesurfing: when fun turns to trauma-the dangers of a new extreme sport. *J Trauma* 2007; 63(3): E76-80 [<https://doi.org/10.1097/TA.0b013e318046edfd>][PMID: 17554218]
- [7] Ziegler M, Lockemann U, Püschel K. Tödlicher Unfall beim Kitesurfingunterricht. *Rechtsmedizin* 2009; 19(3): 162–4 [<https://doi.org/10.1007/s00194-008-0582-z>]
- [8] E. Scheibe, E. Lignitz, P. Hinz, R. Scheibe. Kitesurfing: A new trend sport but not without danger. *Rechtsmedizin* 2009; 19(3): 145–51.
- [9] van Bergen CJ, Weber RI, Kraal T, Kerkhoffs GM, Haverkamp D. Kitesurf injury trauma evaluation study: A prospective cohort study evaluating kitesurf injuries. *World J Orthop* 2020; 11(4): 243–51 [<https://doi.org/10.5312/wjo.v11.i4.243>][PMID: 32405473]
- [10] Baumbach SF, Stawinski T, Schmitz D, *et al.* Influence of kitesurf equipment on injury rates. *J Sports Med Phys Fitness* 2018; 58(10): 1482–9 [<https://doi.org/10.23736/S0022-4707.17.07152-3>][PMID: 28738666]
- [11] Pffirmann D, Herbst M, Ingelfinger P, Simon P, Tug S. Analysis of Injury Incidences in Male Professional Adult and Elite Youth Soccer Players: A Systematic Review. *J Athl Train* 2016; 51(5): 410–24 [<https://doi.org/10.4085/1062-6050-51.6.03>][PMID: 27244125]
- [12] Owoeye OBA, VanderWey MJ, Pike I. Reducing Injuries in Soccer (Football): an Umbrella Review of Best Evidence Across the Epidemiological Framework for Prevention. *Sports Med Open* 2020; 6(1): 46 [<https://doi.org/10.1186/s40798-020-00274-7>][PMID: 32955626]
- [13] Nickel C, Zernial O, Musahl V, Hansen U, Zantop T, Petersen W. A prospective study of kitesurfing injuries. *Am J Sports Med* 2004; 32(4): 921–7 [<https://doi.org/10.1177/0363546503262162>][PMID: 15150038]
- [14] Petersen W, Hansen U, Zernial O, Nickel C, Prymka M. Verletzungsmechanismen und Verletzungsprävention beim Kitesurfen. *Sportverletz Sportschaden* 2002; 16(3): 115–21 [<https://doi.org/10.1055/s-2002-34751>][PMID: 12382184]
- [15] Pérez-Turpin JA, Cortell-Tormo JM, Suárez-Llorca C, Jove-Tossi M, Andreu-Cabrera E, Carrasco-Embuena V. Lesiones en kitesurfistas de élite masculinos (Injuries in elite male kitesurfers). *Retos* 2015; (20): 30–2 [<https://doi.org/10.47197/retos.v0i20.34620>]

- [16] Wegner M, Wegener F. Zum Zusammenhang von Sensation Seeking und unfallbedingten Verletzungsausprägungen beim Kitesurfen. Zeitschrift für Sportpsychologie 2012; 19(3): 122–30 [<https://doi.org/10.1026/1612-5010/a000076>]
- [17] Kwiatkowski A. Unfall- und Präventionmechanismen beim Kitesurfen unter Wettkampf- und Freizeitbedingungen. Universität Hamburg.
- [18] Lundgren L, Brorsson S, Osvalder A-L. Injuries Related to Kitesurfing. International Journal of Sport and Health Sciences 2011; 5(5): 215–9.
- [19] van Bergen CJA, Commandeur JP, Weber RIK, Haverkamp D, Breederveld RS. Windsurfing vs kitesurfing: Injuries at the North Sea over a 2-year period. World J Orthop 2016; 7(12): 814–20 [<https://doi.org/10.5312/wjo.v7.i12.814>][PMID: 28032034]
- [20] Kristen K, Syré S, Humenberger M. Kitesurfen – sportmedizinische Aspekte, Risikofaktoren und Verletzungen. Deutscher Ärzte-Verlag | OUP | 2014; (3 (6)): 306–11.
- [21] Exadaktylos AK, Sclabas GM, Blake I, Swemmer K, McCormick G, Erasmus P. The kick with the kite: an analysis of kite surfing related off shore rescue missions in Cape Town, South Africa. Br J Sports Med 2005; 39(5): e26; discussion e26 [<https://doi.org/10.1136/bjsm.2004.014795>][PMID: 15849279]
- [22] Silva B, Viana R, Gama A, Perez-Turpin JA, Bezerra P. Injuries among Portuguese kite-surfers: The most affected body regions A pilot study. motricidade 2016; 11(4): 127 [<https://doi.org/10.6063/motricidade.6022>]
- [23] Jacobs NA, Skorecki J, Charnley J. Analysis of the vertical component of force in normal and pathological gait. J Biomech 1972; 5(1): 11–34 [[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(72\)90016-4](https://doi.org/10.1016/0021-9290(72)90016-4)][PMID: 4666091]
- [24] Dufek JS, Bates BT. Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. Sports Med 1991; 12(5): 326–37 [<https://doi.org/10.2165/00007256-199112050-00005>][PMID: 1763250]
- [25] Hewett TE, Myer GD, Ford KR, *et al.* Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. Am J Sports Med 2005; 33(4): 492–501 [<https://doi.org/10.1177/0363546504269591>][PMID: 15722287]
- [26] Baus J, Harry JR, Yang J. Jump and Landing Biomechanical Variables and Methods: A Literature Review. Crit Rev Biomed Eng 2020; 48(4): 211–22 [<https://doi.org/10.1615/CritRevBiomedEng.2020034795>][PMID: 33463958]
- [27] Agel J, Bershadsky B, Arendt EA. Hormonal therapy: ACL and ankle injury. Med Sci Sports Exerc 2006; 38(1): 7–12 [<https://doi.org/10.1249/01.mss.0000194072.13021.78>][PMID: 16394947]
- [28] Weinhandl JT, O'Connor KM. Influence of ground reaction force perturbations on anterior cruciate ligament loading during sidestep cutting. Comput Methods Biomech Biomed Engin 2017; 20(13): 1394–402 [<https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1366993>][PMID: 28830232]
- [29] Leppänen M, Pasanen K, Kujala UM, *et al.* Stiff Landings Are Associated With Increased ACL Injury Risk in Young Female Basketball and Floorball Players. Am J Sports Med 2017; 45(2): 386–93 [<https://doi.org/10.1177/0363546516665810>][PMID: 27637264]

- [30] Aerts I, Cumps E, Verhagen E, Verschueren J, Meeusen R. A systematic review of different jump-landing variables in relation to injuries 2013; 53(5): 509–19 [PMID: 23903531]
- [31] Owens BD, Cameron KL, Duffey ML, *et al.* Military movement training program improves jump-landing mechanics associated with anterior cruciate ligament injury risk. *J Surg Orthop Adv* 2013; 22(1): 66–70 [<https://doi.org/10.3113/jsoa.2013.0066>][PMID: 23449058]
- [32] Zheng N, Fleisig GS, Escamilla RF, Barrentine SW. An analytical model of the knee for estimation of internal forces during exercise. *J Biomech* 1998; 31(10): 963–7 [[https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(98\)00056-6](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(98)00056-6)][PMID: 9840764]
- [33] Nisell R, Ericson MO, Németh G, Ekholm J. Tibiofemoral joint forces during isokinetic knee extension. *Am J Sports Med* 1989; 17(1): 49–54 [<https://doi.org/10.1177/036354658901700108>][PMID: 2929836]
- [34] Li G, Rudy TW, Sakane M, Kanamori A, Ma CB, Woo SL. The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *J Biomech* 1999; 32(4): 395–400 [[https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(98\)00181-x](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(98)00181-x)][PMID: 10213029]
- [35] Dürselen L, Claes L, Kiefer H. The influence of muscle forces and external loads on cruciate ligament strain. *Am J Sports Med* 1995; 23(1): 129–36 [<https://doi.org/10.1177/036354659502300122>][PMID: 7726343]
- [36] Withrow TJ, Huston LJ, Wojtys EM, Ashton-Miller JA. The relationship between quadriceps muscle force, knee flexion, and anterior cruciate ligament strain in an in vitro simulated jump landing. *Am J Sports Med* 2006; 34(2): 269–74 [<https://doi.org/10.1177/0363546505280906>][PMID: 16260464]
- [37] Blackburn JT, Padua DA. Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2008; 23(3): 313–9 [<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.10.003>][PMID: 18037546]
- [38] Hewett TE, Ford KR, Xu YY, Khoury J, Myer GD. Effectiveness of Neuromuscular Training Based on the Neuromuscular Risk Profile. *Am J Sports Med* 2017; 45(9): 2142–7 [<https://doi.org/10.1177/0363546517700128>][PMID: 28441059]
- [39] Dufek JS, Bates BT. The evaluation and prediction of impact forces during landings. *Med Sci Sports Exerc* 1990; 22(3): 370–7 [PMID: 2381305]
- [40] Philip K Schot, Janet S Dufek. *Landing Performance, Part I: Kinematic, Kinetic and Neuromuscular Aspects* 1993.
- [41] Butler RJ, Crowell HP, Davis IM. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2003; 18(6): 511–7 [[https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(03\)00071-8](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(03)00071-8)][PMID: 12828900]
- [42] Cortes N, Onate J, Abrantes J, Gagen L, Dowling E, van Lunen B. Effects of gender and foot-landing techniques on lower extremity kinematics during drop-jump landings. *J Appl Biomech* 2007; 23(4): 289–99 [<https://doi.org/10.1123/jab.23.4.289>][PMID: 18089927]
- [43] Boden BP, Torg JS, Knowles SB, Hewett TE. Video analysis of anterior cruciate ligament injury: abnormalities in hip and ankle kinematics. *Am J Sports Med* 2009; 37(2): 252–9 [<https://doi.org/10.1177/0363546508328107>][PMID: 19182110]

- [44] Pflum MA, Shelburne KB, Torry MR, Decker MJ, Pandy MG. Model prediction of anterior cruciate ligament force during drop-landings. *Med Sci Sports Exerc* 2004; 36(11): 1949–58 [<https://doi.org/10.1249/01.mss.0000145467.79916.46>][PMID: 15514512]
- [45] Vedran Hadžić, Tine Sattler, Eva Topole, Zoran Jarnovič, Helena Burger, Edvin Dervišević. Risk factors for ankle sprain in volleyball players: a preliminary analysis | WorldCat.org.
- [46] Myers CA, Hawkins D. Alterations to movement mechanics can greatly reduce anterior cruciate ligament loading without reducing performance. *J Biomech* 2010; 43(14): 2657–64 [<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.06.003>][PMID: 20667541]
- [47] Ericksen HM, Thomas AC, Gribble PA, Doebel SC, Pietrosimone BG. Immediate effects of real-time feedback on jump-landing kinematics. *J Orthop Sports Phys Ther* 2015; 45(2): 112–8 [<https://doi.org/10.2519/jospt.2015.4997>][PMID: 25552287]
- [48] Ericksen HM, Thomas AC, Gribble PA, Armstrong C, Rice M, Pietrosimone B. Jump-landing biomechanics following a 4-week real-time feedback intervention and retention. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2016; 32: 85–91 [<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.01.005>][PMID: 26859853]
- [49] Milner CE, Fairbrother JT, Srivatsan A, Zhang S. Simple verbal instruction improves knee biomechanics during landing in female athletes. *Knee* 2012; 19(4): 399–403 [<https://doi.org/10.1016/j.knee.2011.05.005>][PMID: 21676618]
- [50] Suzanna Logan, Ian Hunter, J.T. J. Ty Hopkins, J. Brent Feland, Allen C. Parcell. Ground Reaction Force Differences Between Running Shoes, Racing Flats, and Distance Spikes in Runners. *Journal of Sports Science and Medicine* 2010; 09(1): 147–53.
- [51] Hughes G, Watkins J. Lower limb coordination and stiffness during landing from volleyball block jumps. *Res Sports Med* 2008; 16(2): 138–54 [<https://doi.org/10.1080/15438620802103999>][PMID: 18569947]
- [52] Ku Nor Syamimi Ku Ismail, Mohammad Shahril Salim, Nurhidayah Omar. A biomechanical analysis of the knee during jump landing. 2012.
- [53] Hewett TE, Ford KR, Hoogenboom BJ, Myer GD. Understanding and preventing acl injuries: current biomechanical and epidemiologic considerations - update 2010. *N Am J Sports Phys Ther* 2010; 5(4): 234–51 [PMID: 21655382]
- [54] Yu B, Lin C-F, Garrett WE. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2006; 21(3): 297–305 [<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.11.003>][PMID: 16378667]
- [55] Seegmiller JG, McCaw ST. Ground Reaction Forces Among Gymnasts and Recreational Athletes in Drop Landings. *J Athl Train* 2003; 38(4): 311–4 [PMID: 14737212]
- [56] Moticon. OpenGo Sensor Insoles - Wireless pressure, force & motion sensing; 2022 [cited 2022 January 12] Available from: URL: <https://moticon.com/opengo/sensor-insoles>.
- [57] Moticon. OpenGo App - Sensor insole control and live data preview; 2022 [cited 2022 March 26] Available from: URL: <https://moticon.com/opengo/app>.
- [58] Moticon. OpenGo Software - Gait & motion analysis, reports and more; 2022 [cited 2022 November 14] Available from: URL: <https://moticon.com/opengo/software#>.
- [59] WOO Sports. WOO Kite; 2020 [cited 2022 March 26] Available from: URL: <https://woosports.com/kite/>.
- [60] Andersson E, Stöggl T, Pellegrini B, Sandbakk O, Ettema G, Holmberg H-C. Biomechanical analysis of the herringbone technique as employed by elite cross-country skiers.

- Scand J Med Sci Sports 2014; 24(3): 542–52 [<https://doi.org/10.1111/sms.12026>][PMID: 23206288]
- [61] Holmberg H-C, Lindinger S, Stöggl T, Björklund G, Müller E. Contribution of the legs to double-pole performance in elite cross-country skiers. *Med Sci Sports Exerc* 2006; 38(10): 1853–60 [<https://doi.org/10.1249/01.mss.0000230121.83641.d1>][PMID: 17019309]
- [62] Nakazato K, Scheiber P, Müller E. A comparison of ground reaction forces determined by portable force-plate and pressure-insole systems in alpine skiing. *J Sports Sci Med* 2011; 10(4): 754–62 [PMID: 24149570]
- [63] Lindinger SJ, Göpfert C, Stöggl T, Müller E, Holmberg H-C. Biomechanical pole and leg characteristics during uphill diagonal roller skiing. *Sports Biomech* 2009; 8(4): 318–33 [<https://doi.org/10.1080/14763140903414417>][PMID: 20169761]
- [64] Stöggl T, Bishop P, Höök M, Willis S, Holmberg H-C. Effect of carrying a rifle on physiology and biomechanical responses in biathletes. *Med Sci Sports Exerc* 2015; 47(3): 617–24 [<https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000438>][PMID: 25003775]
- [65] Scheiber P, Seifert J, Müller E. Relationships between biomechanics and physiology in older, recreational alpine skiers. *Scand J Med Sci Sports* 2012; 22(1): 49–57 [<https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2010.01146.x>][PMID: 20561278]
- [66] Stöggl T, Martinier A. Validation of Moticon's OpenGo sensor insoles during gait, jumps, balance and cross-country skiing specific imitation movements. *J Sports Sci* 2017; 35(2): 196–206 [<https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1161205>][PMID: 27010531]
- [67] Galna B, Barry G, Jackson D, Mhiripiri D, Olivier P, Rochester L. Accuracy of the Microsoft Kinect sensor for measuring movement in people with Parkinson's disease. *Gait Posture* 2014; 39(4): 1062–8 [<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.01.008>][PMID: 24560691]
- [68] Cramer LA, Wimmer MA, Malloy P, O'Keefe JA, Knowlton CB, Ferrigno C. Validity and Reliability of the Insole3 Instrumented Shoe Insole for Ground Reaction Force Measurement during Walking and Running. *Sensors (Basel)* 2022; 22(6): 2203 [<https://doi.org/10.3390/s22062203>][PMID: 35336374]
- [69] Braun BJ, Veith NT, Hell R, *et al.* Validation and reliability testing of a new, fully integrated gait analysis insole. *J Foot Ankle Res* 2015; 8: 54 [<https://doi.org/10.1186/s13047-015-0111-8>][PMID: 26396594]
- [70] Oerbekke MS, Stukstette MJ, Schütte K, Bie RA de, Pistors MF, Vanwanseele B. Concurrent validity and reliability of wireless instrumented insoles measuring postural balance and temporal gait parameters. *Gait Posture* 2017; 51: 116–24 [<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.10.005>][PMID: 27744250]
- [71] Kernozek TW, LaMott EE, Dancisak MJ. Reliability of an in-shoe pressure measurement system during treadmill walking. *Foot Ankle Int* 1996; 17(4): 204–9 [<https://doi.org/10.1177/107110079601700404>][PMID: 8696496]
- [72] Kalpen A, Seitz P. Comparison between the force values measured with the Pedar system and Kistler platform. *Gait & Posture* 1994; 2(4): 236–7 [[https://doi.org/10.1016/0966-6362\(94\)90112-0](https://doi.org/10.1016/0966-6362(94)90112-0)]
- [73] McPoil TG, Cornwall MW, Yamada WA. A comparison of two in-shoe plantar pressure measurement systems. *The Lower Extremity* 1995; 2: 95–103.

- [74] Nagahara R, Morin J-B. Sensor insole for measuring temporal variables and vertical force during sprinting. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology* 2018; 232(4): 369–74
[<https://doi.org/10.1177/1754337117751730>]
- [75] Marčiš M, Fraštia M, Hideghéty A, Paulík P. Videogrammetric Verification of Accuracy of Wearable Sensors Used in Kiteboarding. *Sensors (Basel)* 2021; 21(24): 8353
[<https://doi.org/10.3390/s21248353>][PMID: 34960446]
- [76] Surfr. – The ultimate kiteboarding app; 2023 [cited 2023 October 26] Available from: URL: <https://www.thesurfr.app/>.
- [77] Children of the Sea. Rider of the year | Children of the Sea; 2023 [cited 2023 November 2] Available from: URL: https://childrenofthesea.de/rider-of-the-year/?et_fb=1&PageSpeed=off/#anmeldung.
- [78] Murphy DF, Beynnon BD, Michelson JD, Vacek PM. Efficacy of plantar loading parameters during gait in terms of reliability, variability, effect of gender and relationship between contact area and plantar pressure. *Foot Ankle Int* 2005; 26(2): 171–9
[<https://doi.org/10.1177/107110070502600210>][PMID: 15737261]
- [79] Queen RM, Abbey AN, Wiegerinck JI, Yoder JC, Nunley JA. Effect of shoe type on plantar pressure: a gender comparison. *Gait Posture* 2010; 31(1): 18–22
[<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.08.235>][PMID: 19765995]
- [80] McNitt-Gray JL. Kinematics and Impulse Characteristics of Drop Landings from Three Heights. *International Journal of Sport Biomechanics* 1991; 7(2): 201–24
[<https://doi.org/10.1123/ijsb.7.2.201>]
- [81] Reiser RF, II, Rocheford EC, Armstrong CJ. Building a Better Understanding of Basic Mechanical Principles Through Analysis of the Vertical Jump. *Strength & Conditioning Journal* 2006; 28(4): 70 [<https://doi.org/asp>]
- [82] McNair PJ, Prapavessis H, Callender K. Decreasing landing forces: effect of instruction. *Br J Sports Med* 2000; 34(4): 293–6 [<https://doi.org/10.1136/bjsm.34.4.293>][PMID: 10953904]
- [83] Mizrahi J, Susak Z. Analysis of parameters affecting impact force attenuation during landing in human vertical free fall. *Eng Med* 1982; 11(3): 141–7
[https://doi.org/10.1243/emed_jour_1982_011_039_02][PMID: 6889994]
- [84] Wit B de, Clercq D de, Aerts P. Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *J Biomech* 2000; 33(3): 269–78 [[https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(99\)00192-x](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(99)00192-x)][PMID: 10673110]
- [85] Nigg BM, Stefanyshyn D, Cole G, Stergiou P, Miller J. The effect of material characteristics of shoe soles on muscle activation and energy aspects during running. *J Biomech* 2003; 36(4): 569–75 [[https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(02\)00428-1](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(02)00428-1)][PMID: 12600347]
- [86] Harman EA, Rosenstein MT, Frykman PN, Rosenstein RM. The effects of arms and countermovement on vertical jumping. *Med Sci Sports Exerc* 1990; 22(6): 825–33
[<https://doi.org/10.1249/00005768-199012000-00015>][PMID: 2287261]
- [87] Grosprêtre S, Ufland P, Jecker D. The adaptation to standing long jump distance in parkour is performed by the modulation of specific variables prior and during take-off. *Mov Sport Sci/Sci Mot* 2018; 100(100): 27–37 [<https://doi.org/10.1051/sm/2017022>]

- [88] Zhang S, Derrick TR, Evans W, Yu Y-J. Shock and impact reduction in moderate and strenuous landing activities. *Sports Biomech* 2008; 7(2): 296–309
[<https://doi.org/10.1080/14763140701841936>][PMID: 18610780]
- [89] Bäcker HC, Shoap S, Vasarhelyi G, Pánics G. Isolated Femoral Shaft Fracture in Wakeboarding and Review of the Literature. *Case Rep Orthop* 2020; 2020: 8841395
[<https://doi.org/10.1155/2020/8841395>][PMID: 33014493]
- [90] Mussmann SE, Poirier J-N. Snowboarder's fracture caused by a wakeboarding injury: a case report. *J Chiropr Med* 2010; 9(4): 174–8
[<https://doi.org/10.1016/j.jcm.2010.08.001>][PMID: 22027109]
- [91] Paul McAlpine, Nico Kurpiers, Uwe Kersting, Jeremy Determan, Fabio Borrani. Biomechanical Analyses of Snowboard Jump Landings. ISBS-CPA 2012.
- [92] Sander F, Neuse N, Ren X, *et al.* In vivo stress measurements in kitesurfing and wakeboarding: Implication for load control and preventive approaches – an in vivo field study. *Sportverletz Sportschaden* 2025; 39(1): 24–32.
- [93] Kiteboarding Australia. Freestyle: Kiteboarding Australia; 2023 [cited 2023 December 18] Available from: URL: https://www.kiteboardingaus.com.au/explore_kiting/freestyle/.
- [94] Wassertemperatur. Wassertemperatur Ostsee: Aktuelle Wassertemperaturen für die Ostsee; 2021 [cited 2021 November 30] Available from: URL: <http://www.wassertemperatur.org/ostsee/>.
- [95] Castellani JW, Tipton MJ. Cold Stress Effects on Exposure Tolerance and Exercise Performance. *Compr Physiol* 2015; 6(1): 443–69
[<https://doi.org/10.1002/cphy.c140081>][PMID: 26756639]
- [96] Drinkwater E. Effects of peripheral cooling on characteristics of local muscle. *Med Sport Sci* 2008; 53: 74–88 [<https://doi.org/10.1159/000151551>][PMID: 19209000]
- [97] Bergh U, Ekblom B. Influence of muscle temperature on maximal muscle strength and power output in human skeletal muscles. *Acta Physiol Scand* 1979; 107(1): 33–7
[<https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1979.tb06439.x>][PMID: 525366]
- [98] Drinkwater EJ, Behm DG. Effects of 22 degrees C muscle temperature on voluntary and evoked muscle properties during and after high-intensity exercise. *Appl Physiol Nutr Metab* 2007; 32(6): 1043–51 [<https://doi.org/10.1139/H07-069>][PMID: 18059576]
- [99] Racinais S, Oksa J. Temperature and neuromuscular function. *Scand J Med Sci Sports* 2010; 20 Suppl 3: 1–18 [<https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2010.01204.x>][PMID: 21029186]
- [100] Puddle DL, Maulder PS. Ground reaction forces and loading rates associated with parkour and traditional drop landing techniques. *J Sports Sci Med* 2013; 12(1): 122–9 [PMID: 24149735]
- [101] Stryker. Kitesurfer Ruben lässt sich von seinem Unfall nicht aus der Bahn werfen; 2024 [cited 2024 October 27] Available from: URL: https://www.stryker.com/de/de/about/news/features/kite_surfer_ruben.html.
- [102] YouTube. He SHATTERED his ankles kitesurfing | Fight for Flight S1 E2 | Kitesurfing Docuseries; 2024 [cited 2024 October 27] Available from: URL: <https://www.youtube.com/watch?v=nNlrsbKQ3dl>.

- [103] Bartoniček J, Mittlmeier T, Rammelt S. Anatomie, Biomechanik und Pathomechanik des Pilon tibiale. Fuß & Sprunggelenk 2012; 10(1): 3–11
[https://doi.org/10.1016/j.fuspru.2012.01.017]
- [104] Cristofolini L, Viceconti M. Mechanical validation of whole bone composite tibia models. J Biomech 2000; 33(3): 279–88 [https://doi.org/10.1016/s0021-9290(99)00186-4][PMID: 10673111]
- [105] Heiner AD. Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias. J Biomech 2008; 41(15): 3282–4 [https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.08.013][PMID: 18829031]
- [106] Heiner AD, Brown TD. Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. J Biomech 2001; 34(6): 773–81 [https://doi.org/10.1016/s0021-9290(01)00015-x][PMID: 11470115]
- [107] Funk JR, Crandall JR, Tourret LJ, *et al.* The axial injury tolerance of the human foot/ankle complex and the effect of Achilles tension. J Biomech Eng 2002; 124(6): 750–7 [https://doi.org/10.1115/1.1514675][PMID: 12596644]
- [108] Klopp GS, Crandall JR, Hall GW, Pilkey WD, Hurwitz SR, Kuppa SM. Mechanisms of Injury and Injury Criteria for the Human Foot and Ankle in Dynamic Axial Impacts to the Foot. 1997 International IRCOBI Conference 1997.
- [109] Gallenberger K, Yoganandan N, Pintar F. Biomechanics of foot/ankle trauma with variable energy impacts. Ann Adv Automot Med 2013; 57: 123–32 [PMID: 24406952]
- [110] Davies CT, Young K. Effect of temperature on the contractile properties and muscle power of triceps surae in humans. J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol 1983; 55(1 Pt 1): 191–5 [https://doi.org/10.1152/jappl.1983.55.1.191][PMID: 6885568]
- [111] Harry JR, Freedman Silvernail J, Mercer JA, Dufek JS. Bilateral Comparison of Vertical Jump Landings and Step-off Landings From Equal Heights. J Strength Cond Res 2018; 32(7): 1937–47 [https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002093][PMID: 29939947]
- [112] Elvin NG, Elvin AA, Arnoczky SP, Torry MR. The correlation of segment accelerations and impact forces with knee angle in jump landing. J Appl Biomech 2007; 23(3): 203–12 [https://doi.org/10.1123/jab.23.3.203][PMID: 18089917]
- [113] Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. Am J Sports Med 2006; 34(2): 299–311 [https://doi.org/10.1177/0363546505284183][PMID: 16423913]
- [114] Valsecchi M. Whole body vibration in kitesurfing. Italy; Politecnico di Milano 2010.
- [115] Putti AB, Arnold GP, Cochrane L, Abboud RJ. The Pedar in-shoe system: repeatability and normal pressure values. Gait Posture 2007; 25(3): 401–5 [https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.05.010][PMID: 16828288]
- [116] Hurkmans HLP, Bussmann JBJ, Selles RW, *et al.* Validity of the Pedar Mobile system for vertical force measurement during a seven-hour period. J Biomech 2006; 39(1): 110–8 [https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.10.028][PMID: 16271594]
- [117] Surfmedizin e.V. Surfmedizin e.V. - Über uns; 2023 [cited 2023 December 19] Available from: URL: <http://surfmedizin.org/>.

Lebenslauf

Persönliche Daten:

Vor- und Nachname:	Sjard Simons
Geburtsdag:	11.05.2000
Geburtsort:	Kapstadt
Adresse:	Rauhenbergweg 6, 82340 Feldafing
Telefon:	+49 15111827401
Staatsangehörigkeit:	Südafrikanisch, Deutsch
Familienstand:	ledig

Akademischer Werdegang:

2017	Allgemeine Hochschulreife Otto-von-Taube Gymnasium Gauting
Seit Okt. 2018	Studium der Humanmedizin Universität Rostock
Sept. 2019	Erster Abschnitt der ärztlichen Prüfung
Seit 2021	Doktorand in der orthopädischen Klinik und Poliklinik Universitätsmedizin Rostock, Sektion Sportorthopädie
Feb. – Juli 2023	Auslandsstudium NOVA Medical School Lissabon
Okt. 2024	Zweiter Abschnitt der ärztlichen Prüfung

Mitgliedschaften:

Sept. 2021	Gesellschaft für Orthopädisch traumatologische Sportmedizin (GOTS)
Mai 2022	Gesellschaft für Arthroskopie & Gelenkchirurgie (AGA)
Februar 2025	Deutsche Kniegesellschaft e.V. (DKG)

Vortrag und Auszeichnungen:

Juni 2024	Vortrag auf dem 39. GOTS-Jahreskongress in Nürnberg: Kraftbelastungsanalyse von Sprüngen der Sportart Kitesurfen in den Disziplinen „Freestyle“ und „Big Air“
Juni 2024	3. Platz GOTS Young Investigator Award 2024 zur vorgestellten Arbeit.

Klinische Nebentätigkeiten:

April – Juli 2021	Tutor im Kursus der makroskopischen Anatomie des Anatomie-Instituts der Universität Rostock
Juni – Nov. 2021	2. Assistenz im OP der orthopädischen Klinik und Poliklinik Rostock
Okt. 2023 – Nov. 2025	Sprechstunden- und OP-Assistenz Sektion Sportorthopädie der orthopädischen Klinik und Poliklinik Rostock

(Unterschrift)

Veröffentlichungen und Preise

Preis:

3. Platz GOTS Young Investigator Award 2024

Kraftbelastungsanalyse von Sprüngen der Sportart Kitesurfen in den Disziplinen „Freestyle“ und „Big Air“

S. Simons, A. Jasina, J. Ohde, C. Lutter

Vorträge:

Kraftbelastungsanalyse von Sprüngen der Sportart Kitesurfen in den Disziplinen „Freestyle“ und „Big Air“

S. Simons, A. Jasina, J. Ohde, C. Lutter

39. GOTS-Jahreskongress 21.06.2024, Nürnberg, Deutschland

Journal:

Kraftbelastungsanalyse von Sprüngen der Sportart Kitesurfen in den Disziplinen „Freestyle“ und „Big Air“

S. Simons, A. Jasina, J. Ohde, C. Lutter

Sports Orthopaedics and Traumatology Volume 40 Issue 2 2024

Paper:

Load Analysis of Kitesurfing Jumps: Is kite position rather than jump height more crucial for landing impact protection?

S. Simons, S. Graeber, X. Ren, R. Bader, P. Pourostad, F. Sander, T. Tischer, C. Lutter, A. Jasina

Orthopaedic Journal of Sports Medicine (OJSM), 2025. Under final review.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich gerne allen Personen danken, welche mich während dieser Arbeit unterstützt haben. Mein besonderer Dank gilt:

Herrn Prof. Dr. Christoph Lutter, welcher mir als Patient im Sprechstundenzimmer eine Doktorarbeit angeboten hat, maßgeblich die Fragestellung und Umsetzung dieser Arbeit geprägt hat und leidenschaftlich das Interesse für Forschung und Wissenschaft an das Team der Sportorthopädie weitergegeben hat.

Herrn Prof. Dr. Thomas Tischer, welcher besonders am Anfang dieser Arbeit die Themenfindung mit seiner Erfahrung unterstützt hat.

Herrn Dr. Frank Sander, welcher mir hilfsbereit seine Erfahrung aus vorherigen ähnlichen Studien weitergegeben hat.

Herrn Dr. Andrzej Jasina für seine tatkräftige und zielstrebige Unterstützung bei Erstellung des Papers und für seine herzliche Einbindung in weitere Forschungsprojekte, bei welchen ich dank ihm und Prof. Dr. Lutter teil werden und weitere wertvolle Einblicke in die Wissenschaft sammeln durfte.

Den Kitesurf-Athleten, ohne deren Teilnahme auch bei 5 Grad Wassertemperatur diese Studie niemals möglich geworden wäre.

Dem gesamten Team der Sportorthopädie Rostock für den ständigen Austausch und Unterstützung in bester Atmosphäre.

Meiner Familie und meinen Freunden, ohne welche mir so Einiges niemals möglich geworden wäre und einen unfassbaren Beitrag dazu geleistet haben, mir immer zur Seite zu stehen.

Der Hansestadt Rostock, für viele schöne Erinnerungen und neue Perspektiven.

Eidesstattliche Erklärung

Ich versichere eidesstattlich durch eigenhändige Unterschrift, dass ich die Arbeit selbstständig und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Stellen, die wörtlich oder sinngemäß aus Veröffentlichungen entnommen sind, habe ich als solche kenntlich gemacht.

Die Arbeit wurde in gleicher oder ähnlicher Form noch keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegt. Ich weiß, dass bei Abgabe einer falschen Versicherung die Prüfung als nicht bestanden zu gelten hat.

Rostock

(Datum)

(Unterschrift)