

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Lehrstuhl für Ergonomie der Technischen Universität München

Fachgebiet für Sportgeräte und -materialien

(Univ. – Prof. Dr. V. St. Senner)

Abteilung und Poliklinik für Sportorthopädie der

Technischen Universität München

(Univ. – Prof. Dr. A. Imhoff)

**Einfluss alpiner Softboots auf das Bewegungsmuster
des Freestyle-Skifahrers und die Kräfte zwischen Ski und Bindung**

Michael Kampe

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin

der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktors der Medizin

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ. – Prof. Dr. E. J. Rummeny

Prüfer der Dissertation: 1. Univ. – Prof. Dr. V. St. Senner
2. Univ. – Prof. Dr. A. Imhoff

Die Dissertation wurde am 17.10.2012

bei der Technischen Universität München eingereicht

und durch die Fakultät für Medizin am 26.02.2014 angenommen.

**Einfluss alpiner Softboots auf das Bewegungsmuster
des Freestyle-Skifahrers und die Kräfte zwischen Ski und Bindung**

Michael Kampe

Meinen Eltern
und
meiner Frau
gewidmet

1. Vorwort	1
2. Einleitung: Anlass und Zielsetzung	1
3. Forschungsstand	4
4. Methodik	7
4.1. Überblick	7
4.2. Messtechnik	9
4.2.1. 2D-Bewegungsanalyse	9
4.2.2. Bindungskraftmessung	10
4.2.3. Synchronisation der Video und Analogdatenaufzeichnung	12
4.3. Verwendetes Testmaterial und Ablauf der Experimente	13
4.4. Datenauswertung Bewegungsanalyse	25
4.4.1. Datenaufbereitung	25
4.4.2. Gewählte Bewegungsparameter	30
4.4.3. Deskriptiv-statistische Auswertung	31
4.4.4. Inferenzstatistische Auswertung	34
4.5. Datenauswertung Bindungskraftmessung und Drehmoment	36
4.5.1. Datenaufbereitung	36
4.5.2. Gewählte Kraft- und Drehmomentparameter	37
4.5.3. Deskriptiv-statistische Auswertung	38
4.5.4. Inferenzstatistische Auswertung	38
4.6. Datenauswertung Befragung	39
5. Ergebnisse	39
5.1. 2D-Bewegungsanalyse	39
5.1.1. Ortsorientierte Analyse	39
5.1.2. Bewegungsorientierte Analyse	50
5.2. Bindungskraftmessung und Drehmoment	73
5.2.1. Ortsorientierte Analyse	73
5.2.2. Bewegungsorientierte Analyse	75
5.3. Befragung	80
5.4. Zusammenfassende Interpretation der Ergebnisse	87
5.5. Medizinisch-biomechanische Relevanz der Ergebnisse	90

6. Diskussion	93
7. Zusammenfassung	102
8. Literaturverzeichnis	105
9. Lebenslauf	109
10. Anhang	110
11. Danksagung	172

1. Vorwort:

Die folgende Arbeit wurde in Zusammenarbeit mit Frau Dr. med. Petra Machens durchgeführt. Frau Dr. med. Machens untersuchte hierbei die Auswirkungen alpiner Skischuhe auf das muskuläre Zusammenspiel beim Buckelpistenfahren.

Daher kommt es in Formulierungen zu theoretischen Überlegungen und in der Beschreibung der Versuchsanordnung zu gemeinsamen Ausführungen.

Die Versuchsstudie wurde zu Teilen in ein Förderprojekt des Bundesinstitutes für Sportwissenschaft (Förder-Nummer VF 0407/15/02/2001) eingebunden.

In diesem Rahmen sind Ergebnisse durch meine Person in ein Zwischenbericht (Technische Universität München, Förderprojekt 2003) an das Bundesinstitut für Sportwissenschaften eingebracht worden.

2. Einleitung: Anlass und Zielsetzung

Im Rahmen der internationalen Fachmesse für Sportartikel und Sportmode „ISPO“ in München wurde in der Wintersaison 2000/01 eine neue modifizierte Skischuhgeneration für alpines Skifahren vorgestellt, die sogenannten „Soft-Boots“.

Dieses Schuhmaterial hat etwa drei Wintersaison lang einen sehr guten Zuspruch, vorwiegend bei den Skifahrerinnen erfahren, ist aber inzwischen wieder fast vollständig vom Markt verschwunden.

Dieser Schuhtrend zeichnete sich im Vergleich zum konventionellen Schuh durch eine deutlich größere Dorsalextensionsmöglichkeit im Bereich des Sprunggelenkes, also einer erhöhten Sprunggelenksbeugung im Sinne einer größeren Flexibilität nach vorne aus.

Die Auswirkungen eines hinsichtlich Sprunggelenksbeugung weicheren Skischuhs wurden im Rahmen verschiedener Studien an einzelnen Skifahrern bereits untersucht.

So belegten z.B. die 1996 von Schaff und Olbert durchgeführten Untersuchungen, dass es bei Verwendung eines entsprechend umgebauten Skischuhes tatsächlich zu einer Veränderung der Plantardruckverteilung kommt, was zunächst als Veränderung der Lage des resultierenden Kraftangriffspunktes an der Fußsohle gedeutet werden kann.

Da diese und die Ergebnisse zahlreicher anderer Versuche aber nur aus Versuchen mit Einzelpersonen, nicht jedoch auf der Beobachtung einer ausreichend großen Stichprobe beruhten, können diese nicht ohne weiteres verallgemeinert werden. Entsprechende Versuche mit mehreren Probanden standen also noch aus.

Bereits acht Jahre vor Markteinführung der Soft-Boots erläuterte ein damals noch aktiver Buckelpisten-Weltcupfahrer, der Schweizer Jürg Biner, erstmals in Gesprächen eine von ihm entwickelte und in seinen Wettkämpfen erfolgreich eingesetzte Modifikation am Skischuh. Das entscheidende Charakteristikum seines Schuhs betraf die Steifigkeit hinsichtlich der Dorsalextension, im Folgenden synonym auch als Sprunggelenksbeugung und Flexibilität nach vorne bezeichnet. Die Steifigkeit war (vergleichbar mit den „Softboots“) deutlich geringer als die herkömmlicher Skischuhe. Darüber hinaus war bei seinem Skischuh eine höhere Sprengung (Anstellung des Fußes gegenüber der Horizontalen) realisiert. Diese Veränderungen ermöglichten es ihm – so sein subjektiver Eindruck – schon nach relativ kurzer Eingewöhnungszeit, die geforderte zentrale Position in der Buckelpiste besser einzuhalten.

Die Sportart Freestyle Buckelpiste ist relativ „junge“ Sportart. Sie stellt eine Trendsportart dar, die in den letzten Jahrzehnten einen stetig wachsenden Zuspruch erfuhr. So wurde die Disziplin auf der Buckelpiste erstmalig bei den olympischen Spielen im Jahr 1992 als olympischer Wettbewerb eingeführt.

Gerade die relativ junge Geschichte dieser Sportart bringt jedoch möglicherweise ein großes Entwicklungspotential mit sich. Einmal hinsichtlich der physischen und technischen Fähigkeiten und Anforderungen an den Skifahrer selbst, zum anderen aber auch an die Entwicklung und Eigenschaften der Ausrüstung, wie z.B. der Skischuhe.

Bringen Softboots mit ihrer vermehrten Bewegungsmöglichkeit im Sprunggelenk Vorteile hinsichtlich der Fahreigenschaft auf der Buckelpiste?

Bezüglich der Buckelpistentechnik bedarf es speziellen Anforderungen, zu denen einige Erläuterungen nötig sind:

Um in Training und Wettkampf die offiziellen Bewertungskriterien zur Fahrtechnik (u.a. Einhalten der Falllinie, Beibehaltung des Bodenkontaktes, Kontrolle der Fahrgeschwindigkeit) möglichst gut erfüllen zu können, ist die zentrale Position über dem Ski eine wesentliche Voraussetzung. Ein Kennzeichen optimaler Buckelpistentechnik ist deshalb, dass diese Position, trotz anfälliger Störungen, über die gesamte Fahrt beibehalten werden kann und insbesondere keine Rücklagetendenzen auftreten.

Die zu bewältigenden Buckel stellen die disziplinspezifischen „Störfaktoren“ für diese Idealposition dar, denn beim Überfahren werden (über Ski und den Skischuh) Kraftstöße und Drehimpulse auf den Fahrer übertragen, die dessen Zentralposition „gefährden“.

Durch Ausgleichsbewegungen, insbesondere in der Hüfte, wird versucht, diese Störungen zu kompensieren. Sollte es, gemäß der Theorie Jürg Biners, möglich sein, über eine Veränderung an der Ausrüstung, nämlich hinsichtlich der Eigenschaften des Skischuhes, das Ausmaß der auftretenden Gleichgewichtsstörungen zu verringern, dann kann eine höhere Fahrqualität und -sicherheit erreicht und somit mittelfristig eine Leistungsverbesserung realisiert werden.

Aus fahrtechnischen Gesichtspunkten mögen diese Soft-Boots Vorteile aufweisen, aber welche biomechanischen und kinematischen Auswirkungen ergeben sich durch die modifizierte Skischuhgeneration? Welche Veränderungen auf die Körpergelenkstellungen und somit veränderte Muskel- und Gelenkbelastungen zeigen sich? Welche Effekte auf Schwerpunktlage, Fahrstabilität und Kraftverteilung auf die Skibindung bringt dieser Schuhtyp mit sich?

Beispielsweise sind im Bereich der Sportart „Snowboard“ schon seit vielen Jahren Soft-Boots weit verbreitet. Hier treten im Vergleich zur alpinen Skifahrt gehäuft Verletzungen im Bereich der Sprunggelenke auf.

Ziel der Untersuchung war es, den Einfluß einer verminderten Schaftsteifigkeit auf die Kinematik und Bodenreaktionskräfte beim Überfahren von Buckeln zu quantifizieren und hinsichtlich ihrer Bedeutung für die Körpergelenkstellungen mit ihrer daraus resultierenden Biomechanik, Fahrsicherheit und Technik des Buckelpistenskilafes zu interpretieren.

In einem weiteren Schritt wurde überprüft, ob die Ergebnisse der Untersuchung auch auf das „normale“ alpine Skifahren übertragen werden können: Welche Rückschlüsse können gezogen werden? Bringen die Erkenntnisse auch Vor- oder Nachteile im alpinen Alltagskifahren? Sollten aus medizinischer Sicht nachteilige Einflußgrößen des Soft-Boots beim alpinen Skifahren nachweisbar sein, die möglichenfalls zu einem erhöhten Verletzungsrisiko führen können, so müsste man diese Neuerung sehr in Frage stellen.

3 Forschungsstand

Etwa ein Viertel der Verletzungen an der unteren Extremität beim Alpinski fahren betreffen das Kniegelenk (Adriane et al., 2002; Hunter, 1999).

Die Zahl der ernsthaften Verletzungen am Kniegelenk ist seit 1960 signifikant angestiegen (Ettliger, Johnson, Shealy, 1995).

Verantwortlich dafür zeichnen Ettliger, Johnson und Shealy (1995) neben höherer Geschwindigkeit, falsch eingestellte Bindung und anderer Gesichtspunkten auch die Entwicklung der Technik: genannt werden hier vor allem die Plastikschuhe mit fester Sohle und hohem Schaft.

Als häufigste ernsthafte Verletzung am Kniegelenk ist die vordere Kreuzbandläsion anzusehen, die zudem in ihrer Inzidenz stark zugenommen hat (Adriane et al., 2002).

Heir, Krosshaug und Ekeland, 2005 berichten, daß 45 Prozent aller Verletzungen im World Cup Freestyle-Wettkampf Kniegelenksverletzungen sind.

Nach Kurpiers (2010) hat auch das Skischuhdesign als externer Faktor einen teilweisen Einfluß auf das Unfallbild des Buckelpistenski fahrers.

Bereits Hauser und Schaff (1987) stellten in ihren Untersuchungen fest: ein harter Skischuh ermöglicht eine geringe Bewegungsmöglichkeit im Sprunggelenk. Ein Bewegungsausgleich kann daher nur über das Kniegelenk und Hüftgelenk erfolgen. Somit sei eine Rückenlage mit Kontrollverlust leichter möglich.

Schaff und Olbert (1996) untersuchten mittels Druckmess-Sohlen den Einfluß der Sprunggelenksbeweglichkeit auf die Plantarbelastung beim Buckelpistenski fahren.

Sie ermittelten in ihrer Untersuchung eine vermehrte Druckbelastung auf den Vorfußbereich und einen um 35 Prozent geminderten Fersendruck bei Verwendung des modifizierten weicheren Skischuhs mit vermehrter Flexibilität nach vorne. Dies erklärten sie mit einer damit verbundenen erhöhten Vorlage (Schwerpunktsverlagerung nach anterior) des Buckelpistenfahrers. Daraus postulierten Schaff und Olbert (1996) eine Reduktion der Kniegelenksbelastung und vermuteten möglicherweise einen verletzungspräventiven Effekt.

Mildner, Lembert und Raschner (2010) untersuchten den Einfluß des Skischuhs auf das Gleichgewichtsverhalten mittels eines Testverfahrens auf einer instabilen Unterlage zur Bewertung der Körperstabilität (MFT S 30 Check).

Sie ermittelten beim Tragen von Skischuhen schlechtere Stabilitäts- als auch Sensomotorikwerte: „Im Skischuh sind Ausgleichsbewegungen nur mehr innerhalb eines reduzierten Bewegungsrahmen möglich. Auch kann die mechanische Unterstützung durch den festen Halt des Fußes und Unterschenkels im Skischuh dies bei sehr instabilen Standsituationen nicht kompensieren. Es ist anzunehmen, daß dieser Umstand durch eine kälteinduzierte erhöhte Steifigkeit der Skischuhe noch verstärkt wird und die Fähigkeit des Skiläufers, den Körperschwerpunkt zentral über den Skiern zu halten, eine noch größere Herausforderung darstellt. ... Bei fixiertem Sprunggelenk wird die Hauptarbeit zur Erhaltung des Gleichgewichtes auf das Knie- und Hüftgelenk sowie den Oberkörper übertragen. ... Durch den eingeschränkten Bewegungsumfang im Sprunggelenk kommt es am Kniegelenk zu einer höheren muskulären Beanspruchung. ... Im alpinen Skilauf ist insbesondere das Kniegelenk häufig von Überlastung betroffen“ (Mildner, Lembert, Raschner, 2010).

Diese Einschätzungen decken sich mit den oben getroffenen Aussagen von Hauser und Schaff (1987).

In einer Studie von Bürkner und Simmen (2008) wurden 49 Unterschenkelfrakturen auf den Einfluß von Skischuhen und dem Unfallmechanismus untersucht:

Die Skischuhe werden anhand ihrer Flexibilität in weiche und harte-starre Schuhe klassifiziert. „Ein starrer Schuh trägt ... zu einer unmittelbaren Kraftübertragung vom Bein über den Schuh auf den Ski bei und liefert damit bei hohem Tempo mehr Kontrolle. In der Regel werden starre Schuhe Sportlern mit hohem Leistungsniveau und kraftintensiver Fahrweise empfohlen, da hier bei hohem Tempo und großem Krafteinsatz mehr Kontrolle besteht... Eine höhere Flexibilität (Anm.: im Sinne eines weichen Skischuhs) bietet dem Sportler ein höheren Tragekomfort und sensibleres Ansprechen auf den Untergrund“ (Bürkner und Simmen, 2008). 62 Prozent der Frakturen entstanden durch Rotationstraumen.

Bürkner und Simmen (2008) äußern bei Tragen eines flexibleren Skischuhs einen Trend von einer Verlagerung der Frakturverletzung an der Tibia von kniegelenksnah nach distal Richtung Schaft:

Stiefere Skischuhe führen eher zu Frakturen im proximalen Tibiabereich (kniegelenksnah) mit Gelenkbeteiligung (50 Prozent Gelenkbeteiligung). Ein weicher Schuh verursache eher Frakturen im Schaftbereich. Aufgrund der geringen Datenlage sei jedoch keine eindeutige Signifikanz nachweisbar.

Genauere biomechanische Untersuchungen über die Steifigkeit der Schuh-Fuß-Einheit und damit auftretende Kräfte auf den Unterschenkel stünden aber noch aus.

„Grundlage für solche Untersuchungen und für eine wirkliche Entscheidungshilfe beim Skischuhkauf ist aber eine einheitliche Nomenklatur der Skischuhhersteller für die Flexibilität Ihrer Produkte“ (Bürkner und Simmen, 2008).

Neben einer Verringerung kniegelenksnaher Tibiafrakturen erscheint auch insgesamt betrachtet, eine mögliche Minderung der Verletzungsinzidenz des Kniegelenkes bei Verwendung eines weichen Skischuhs gegeben zu sein:

Schaff und Hauser (1993) gehen davon aus, daß ein weicherer Schuh mit weniger Schaftsteifigkeit die Belastung auf das Kniegelenk reduzieren könne. Die Tibia bekomme keinen harten Anschlag, wie bei einem Hartschalenschuh. Dies verringert die Schublade im Knie (die Belastung in anterior-posteriore Richtung).

Kurpiers (2010) arbeitet in mehreren Studienteilen die biomechanischen Aspekte des Buckelpistenfahrers, auch mittels Modellberechnungen der einwirkenden Kräfte und Momente aus. Er vergleicht unter anderem die Belastungen des Buckelpistenfahrers seiner Studie mit Carving und Gleitskifahren vergleichbarer Studien (von Klous, Schwameder, Müller, 2004 und Raschner, Schiefermueller, Zallinger, Müller, 2001).

Kurpers (2010) sieht in den Belastungen beim Buckelpistenfahren eine spezielle Belastungsverteilung aufgrund der Unterschiede in der Fahrtechnik:

Die Bodenreaktionskräfte beim Buckelpistenfahren sind (im Gegensatz zum Carving oder Gleitskifahren) auf beide Ski ohne größere Differenzen verteilt und um das 1.5 bis 2 fache Körpergewicht größer. Im Gegensatz zum Carvingskifahren mit höherer Kraft auf dem Außenski, sieht Kurpiers (2010) teilweise höhere Bodenreaktionskräfte auf dem Innenski. Er erklärt dies, da sich der Innenski zum Zeitpunkt der Belastung näher am Buckel befindet. Die verglichenen Werte variieren stark, wobei die Kraftbelastungen beim Buckelpistenfahren insgesamt betrachtet, größer erscheinen.

Kurpiers (2010) begründet dies mit der unterschiedlichen Fahrposition, Fahrstil bzw – anforderung: Beim Carvingski bzw Gleitskifahren befindet sich der Fahrer eher in einer Seitlage mit offener Position, breitbeiniger und mit Gewichtsbelastung auf dem Außenski. Beim Buckelpistenfahren dagegen bestehe eine enge Beinposition mit ausgeglichener Gewichtsverteilung und beibehaltender Balance.

Er kommt zu dem Schluß, daß beim Buckelpistenfahren eher der proximale-distale und der anterior-posteriore Ausgleich der Körperhaltung wichtiger sind, als der medio-laterale Ausgleich (wie beim Carvingskifahren).

Bekräftigt sieht Kurpiers (2010) diese These aufgrund der größeren anterior-posterioren Kräfte beim Buckelpistenfahren und dem geringeren medio-lateralen Bewegungsausmaß des Körperschwerpunktes im Vergleich zu den ermittelten und verglichenen Werten bei Parallelschwüngen in der Studie von Rascher, Schiefermüller, Zallinger, Hofer (2001).

Die aktuelle Literatur und Studienlage weist, wie geschildert, einige interessante Aspekte und Trends auf. Jedoch reichen bisher die Daten und Fallzahlen nicht aus, um gesicherte Aussagen bezüglich fahrtechnischer Eigenschaften beim Buckelpistenfahren und Vor- bzw Nachteile eines weicheren Skischuhs treffen zu können. Mögliche Aspekte der Fahrsicherheit und Unfall- bzw Verletzungsinzidenz bei Verwendung (hinsichtlich ihrer Flexibilität) unterschiedlicher Skischuhe sind noch nicht ausreichend geklärt.

4 Methodik

4.1 Überblick

Es sollte überprüft werden, ob eine verminderte Schaftsteifigkeit des Skischuhs Einfluß auf die Kinematik und Bodenreaktionskräfte beim Überfahren von Buckeln hat. Welche Bedeutungen für die Körpergelenkstellungen mit ihrer daraus resultierenden Biomechanik, Fahrsicherheit und Technik des Buckelpistenskilaufes ergeben sich daraus? Hierfür fanden auf der Zugspitze/Garmisch Feldexperimente mit einer Stichprobe von wettkämpferfahrenden Buckelpistenfahrern und Skilehrern statt.

Diese sollten eine Teststrecke mit zwei Buckeln geradlinig überfahren, jeweils mit verschiedenem Skischuhmaterial.

Dem Untersuchungsdesign „Wiederholungsmessung mit identischen Probanden“ folgend, hatten die Teilnehmer die Versuche sowohl mit dem weichen als auch dem harten Schuh durchzuführen. Jeweils drei Messfahrten waren zu absolvieren, wobei stets mit dem weichen Schuh begonnen wurde.

Ein wesentliches Kriterium für diese sechstägige Feldstudie war die Realisierung praxisnaher, gleichzeitig aber reproduzierbarer Versuchsbedingungen.

In Vorversuchen wurde ein Geländearrangement gefunden, welches dieser Forderung gerecht wurde.

Die Teststrecke setzte sich aus einer Piste im mittelsteilen Gelände mit zwei, im Abstand von 4,70 Metern, nacheinander folgenden Buckeln mit einer Höhe von einem Meter zusammen, die von Versuchspersonen geradlinig zu durchfahren war.

Die Probanden wurden aufgefordert, die Wellen durch Ausgleichsbewegungen zu „schlucken“ und den Bodenkontakt mit den Skiern möglichst während der ganzen Fahrt zu erhalten.

Kernpunkt der Experimente war die Erhebung exakter Bewegungsdaten, wobei sich die Betrachtung auf die in der Sagittalebene verlaufenden Bewegungen beschränkte.

Zur Erhebung der Bewegungsparameter (u.a. Sprunggelenk-, Knie-, Hüft-, Oberarm- und Ellenbogenwinkel) bediente man sich der wissenschaftlichen Videoanalyse (sog. Videogrammetrie). In Hinblick auf die spätere Verwendung der Daten für eine Computersimulation des Vorganges wurde die Videoanalyse mit einer Messung der während der Fahrt zwischen Ski und Bindung auftretenden Kräfte und Momente kombiniert. Dazu kam ein eigens dafür konzipierter Meßski zum Einsatz.

Neben den erwarteten Änderungen hinsichtlich der Bewegungsausführung, gab es auch Überlegungen zu möglichen Auswirkungen des Versuchsschuhes auf das muskuläre Zusammenspiel (intermuskuläre Koordination) beim Bewältigen des Doppelbuckels.

Um dieser Frage systematisch auf den Grund gehen zu können, wurden bei allen Fahrten parallel auch elektromyographische Messungen durchgeführt.

Die Methodik, Versuchsdurchführung sowie die gesamte Aufbereitung dieser Muskelaktivitätsmessungen sind Gegenstand einer parallel zur vorliegenden Arbeit laufenden Untersuchung und ausführlich bei Machens (2006) abgehandelt.

Die Probandengruppe bestand aus 21 Skifahrern, allesamt entweder Mitglieder oder Nachwuchsfahrer der Deutschen Freestyle Buckelpistennationalmannschaft sowie staatlich geprüfter Skilehrer. Das Durchschnittsalter der Testfahrer lag bei knapp unter 27 Jahren (weitere Details siehe Kap. 4.3).

Die Manipulation der Einflußvariable „Schaftsteifigkeit“ erfolgte durch Verwendung von zwei verschiedenen Skischuhen, einem modifizierten weich-flexiblen Schuh sowie einem konventionellen hart-unflexiblen Schuh (siehe Kap. 4.3).

Im Anschluß an die Experimente mußten die Probanden einen mehrseitigen Fragebogen ausfüllen, welcher Fragen zu ihren subjektiven Eindrücken mit dem Experimentalschuh und ihren persönlichen Präferenzen bezüglich ihrer gegenwärtigen Skiausrüstung enthielt.

4.2 Meßtechnik

4.2.1 2D-Bewegungsanalyse

Die 2D-Bewegungsanalyse wird in sportwissenschaftlichen Studien häufig genutzt, um Bewegungen eines Körpers bei bestimmten sportlichen Betätigungen in ihrem zeitlichen Ablauf erfassen und anschließend videometrisch auswerten zu können. Hierfür werden der Testperson an für die Bewegungsuntersuchung relevanten Stellen (hauptsächlich an den Körpergelenkszentren) Markerpunkte angebracht.

Die zu untersuchende Bewegung, die parallel zu Kamera verlaufen muß, wird dann mit der Videokamera aufgenommen. Die hierbei anfallende Videosequenz kann nun in ihre Einzelbilder zerlegt werden.

In der Regel handelt es sich um 25 oder 50 Bilder pro Sekunde. Somit kann man die Markerpunkte auf jedem Bild örtlich und zeitlich zuordnen.

So projiziert sich der Bewegungsablauf der Markerpunkte in eine Ebene.

Dies ermöglicht es, jede örtliche Änderung der Markerpunkte gemäß der bekannten Geschwindigkeit der Einzelbildabfolge in ein zeitliches Verhältnis zu setzen. Man erhält dadurch eine Ort-Zeit-Beziehung, die über spezielle Programme in ein Koordinatensystem übertragen werden kann.

Um das Ausmaß der Bewegungsänderungen in ein metrisches Maß setzen zu können, wird im Bildausschnitt der Videokamera ein Kalibrierungsstab mit einer bekannten Länge platziert. Über den so ermittelbaren Umrechnungsfaktor können die metrischen Größen berechnet werden.

Durch dieses Verfahren sind Körperbewegungen in mathematisch auswertbare Datenwerte überführbar. Somit stellt die 2D-Bewegungsanalyse ein geeignetes Verfahren dar, Vergleichsstudien im Rahmen von Bewegungsanalysen mit verschiedenen Einflussvariablen durchzuführen und im Anschluss statistisch auszuwerten.

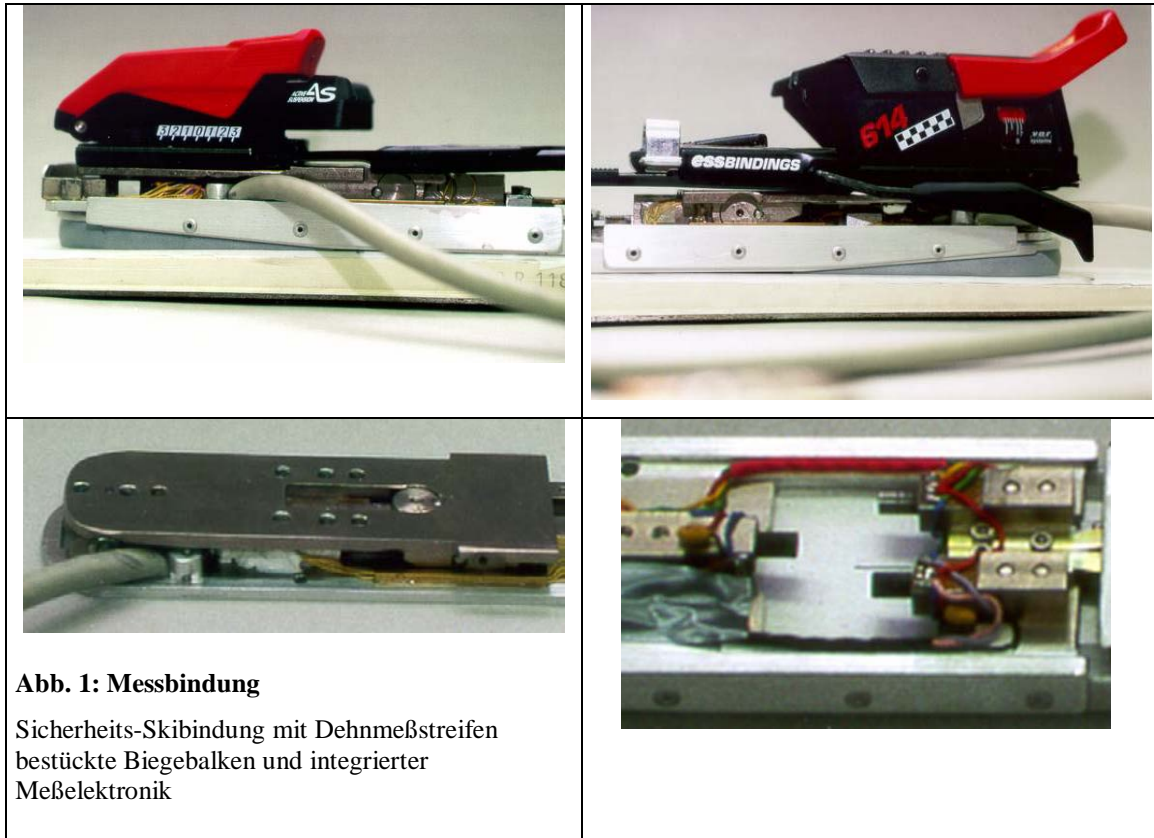
Eine 2-dimensionale optische Bewegungsanalyse ist bei dieser Untersuchung gegenüber einem 3-D-Verfahren im Hinblick auf die Genauigkeit und Auswertbarkeit nicht nur ausreichend, sondern auch sinnvoller, da ausschließlich Sagittalbewegungen zur Analyse kommen. Hauptaugenmerk gilt in unserem Fall den Bewegungen von Sprung-, Knie-, Hüftgelenk und den daraus resultierenden Schwerpunktlagen der einzelnen Versuchsfahrten.

Im Rahmen dieser Studie kamen zwei S-VHS Videokameras mit einer Einzelbildfolge von 50 Bildern pro Sekunde zum Einsatz. Die Verwendung von zwei Kameras mit sich ergänzenden Bildausschnitten (vergleiche Kap. 4.3. Teststrecke in Abb. 13) ergibt eine deutlich bessere räumliche Auflösung und damit eine höhere Genauigkeit im nachfolgenden Digitalisierungsprozeß.

4.2.2 Bindungskraftmessung

Für die bilaterale Bestimmung der zwischen Ski und Schuh auftretenden Kräfte und Momente stand ein speziell entwickelter Mess-Ski zur Verfügung.

Bei diesem System ist eine konventionelle Sicherheitsbindung statisch bestimmt auf mit Dehnmeßstreifen bestückten Biegebalken gelagert, weshalb die auftretenden Lasten keine Verspannungen (und damit z.B. Nichtlinearitäten) zur Folge haben. Die gesamte Messbindung ist so auf dem Ski befestigt, dass dessen Verbiegung keinen wesentlichen Einfluß auf die Messsignale hat (Abb. 1).



Es werden pro Ski die an den acht Biegebalken wirkenden Verformungen (über die in den Dehnmeßstreifen entstehenden proportionalen Spannungen) während der Fahrt registriert und über eine Kabelverbindung zum Datenspeicher im Rucksack übermittelt. Zur Bestimmung der Off-sets für diese Analogdatenerfassung müssen vor den Versuchsfahrten Nullmessungen der Messbindung im unbelasteten Stand des Probanden durchgeführt werden. Hierbei musste der Proband auf dem Messbindungsski für kurze Zeit möglichst bewegungslos stehen, um Ruhewerte zu erhalten. Die Bindung kann auf alle vorliegenden Schuhgrößen eingestellt werden, wobei die Auslösefunktion des Sicherheitsmechanismus gewährleistet bleibt.

4.2.3 Synchronisation Video und Analogdatenaufzeichnung

Zur Datenaufnahme wurden zwei tragbare Datenspeicher (Hersteller: Paromed, Neubeuern) verwendet, die eine Aufzeichnung der insgesamt 8 Kanäle der Kraftmessbindung und der 8 Kanäle der parallel durchgeführten EMG-Messungen mit einer Auflösung von 12 Bit und mit 1000 Hz gewährleisteten. Diese Datenlogger sind an funkgesteuerte Signalempfänger gekoppelt. Dieses Meßsystem war zusammen mit den die Datenlogger versorgenden Akkus in einem Rucksack installiert und konnte so ohne Behinderung und Bewegungseinschränkung der Testperson mitgeführt werden (Abb. 2).



Abb. 2: Rucksack-Elektronik:

Funkgesteuerte Signalempfänger, Datenlogger, Akku und Verbindungselektrik

Die Synchronisation zwischen der Videoaufzeichnung und der EMG- und Bindungskraft-Messung war durch eine gemeinsame Triggerung durch Funk realisiert: Ein Funksignal startete die Analogdatenerfassung und gleichzeitig eine am Rand des Videobildes eingeblendete Stoppuhr. Dieses Funk-Triggersignal wurde beim Durchfahren der Startlichtschranke am Beginn der Teststrecke ausgelöst. Am Ende der Wellenkombination durchfuhr der Proband eine zweite Lichtschranke (Ziellichtschranke).

Die benötigte Zeit zum Durchfahren der Messstrecke (Start- bis Ziellichtschranke) wurde gemessen und registriert. Somit bestand die Möglichkeit, die erhobenen Analogdaten und die Videoaufzeichnungen zeitlich zu normieren. (Verweis auf Kap. 4.4)

4.3 Verwendetes Testmaterial und Ablauf der Experimente

Für die Studie wurden (siehe Anhang I „Testfahrergruppe“) insgesamt 21 Skifahrer als Stichprobe rekrutiert. Diese Probandengruppe setzte sich vorwiegend aus Mitgliedern der Deutschen Freestyle Buckelpistennationalmannschaft zusammen. Hierunter befanden sich ein ehemaliger Worldcup-Fahrer mit 3 Resultaten zwischen dem ersten bis 20. Platz und sechs Fahrer auf Europacup-Niveau mit mindestens drei Platzierungen unter den ersten 20. Desweiteren nahmen ein damaliger Freestyler auf Europacup-Niveau (mit drei Platzierungen unter den ersten 40), ein ehemals aktiver Buckelpisten-Sportler mit Worldcup-Resultaten (zwischen Platz eins bis 40) und ein Fahrer auf Landescup-Ebene (drei Platzierungen zwischen eins bis 20) teil. Komplettiert wurde das Probandenfeld von staatlich geprüften Skilehrern und drei DSV-Nachwuchsfahrern.

Durch Unterschreiben einer Einverständniserklärung hatten die Testfahrer die Studienbedingungen akzeptiert.

Als Ausrüstung kamen der zu testende Skischuh („Experimentalschuh“) und als Referenz ein konventionelles Modell („Vergleichsschuh“), sowie ein für den Freestylebereich typischer Ski der Firma Atomic, Modell Beta carve (auf welchem das bereits beschriebene System zur Bindungskraftmessung installiert war) zum Einsatz.

Experimentalschuh

Als Experimentalschuh wurde das Modell „soft“ der Firma Rossignol ausgewählt. Dieser Skischuh (im Folgendem „weicher Schuh“ oder Soft-Boot genannt) gehört zur Gruppe der neu entwickelten und im Winter 2000/01 auf dem Markt gekommenen Soft-Boots. Er zeichnet sich im Vergleich zum konventionellen Schuh durch einen deutlich größeren Dorsalextensionsbereich im Sprunggelenk, also einer erhöhten Flexibilität des Schaftes nach vorne (im Sinne einer größeren möglichen Sprunggelenksbeugung) aus.

Der Vorderschaftbereich dieses Schuhs besteht im Gegensatz zum herkömmlichen Skischuhwerk nicht aus einer harten Plastik-Schalung, sondern aus dickem Ledermaterial. Dadurch ist die Schaftsteifigkeit nach vorne herabgesetzt.

Die Abb. 3 zeigt eine graphische Darstellung der Schaftsteifigkeit, die für diesen Schuh im Labor ermittelt wurde.

In dieser Graphik wird die Schaftsteifigkeit des Skischuhs als Verhältnis zwischen des Ausmaßes der Auslenkung (x-Achse) und des dazu notwendigen Kraftaufwandes (y-Achse) dargestellt: Je mehr der Stiefelschaft nach vorne gebeugt wird (in der Graphik mit zunehmend negativen Werten als Vorlage bezeichnet, entsprechend der vermehrten Dorsalextension im Sprunggelenk), desto größer ist der dafür notwendige Kraftaufwand.

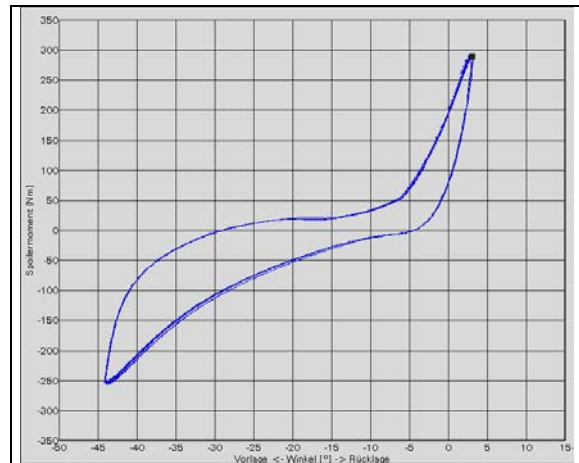


Abb. 3: Hysteresekurve Rossignol soft

Zur Ermittlung der Schaftsteifigkeit: Die Kurve beschreibt die Kraft, die nötig ist, um den Schaft nach vorne oder nach hinten zu bewegen.

Wird der Schaft wieder in seine Neutralposition zurückgeführt, ist der Kraftaufwand geringer, da die Rückstellkräfte des Skischuhs mitwirken.

Analog dazu steigt der Kraftbedarf, wenn der Schaft nach hinten, also in Rücklage gebracht wird. Die Rückführung in die Neutralposition ist aufgrund der Rückstellkräfte wieder geringer.

Daraus ergibt sich die in der Abbildung aufgezeigte Hysterese-Kurve für eine Schaftauslenkung relativ zur Schale: je weicher der Schaft des Schuhs ist, desto weiter in Vorlage (x-Achse nach links) läßt er sich beugen, bei geringerem Kraftaufwand im Vergleich zu einem härteren Schuhschaft (y-Achse).

Neben den Schuhmaßen, Gewicht, Schwerpunkt und Sprunggelenksdrehpunkt wurde auch die Sprengung des Skischuhs ermittelt. Unter Sprengung versteht man die Stellung des Fußes im Skischuh gegenüber der Horizontalen. Diese ist zur besseren Verdeutlichung in Abb. 4 dargestellt.

Die Messungen der Sprengung für die verschiedenen

Schuhgrößen ergaben einen Mittelwert von 52.7 mm (siehe Anlage II „Skischuhdaten“).



Abb. 4: Sprengung

Erhöhung der Ferse im Schuh gegenüber der Horizontalen (gelber Doppelpfeil)

Im Hinterschaft- und Seitenbereich des Schuhs findet man weiterhin eine Plastik-Schalung. Diese soll, trotz vermehrter Beugungsmöglichkeit nach vorne, dennoch eine große seitliche und hintere Schaftsteifigkeit gewährleisten.

Im Hinblick auf die herabgesetzte Schaftsteifigkeit verhält sich der Experimentalschuh vergleichbar zu dem von Jürg Biner modifizierten Schuh, dessen entscheidendes Charakteristikum ebenfalls in einer vermehrt möglichen Sprunggelenksbeugung lag (Verweis auf Kap. 2). Der hier getestete Schischuh ist jedoch im Gegensatz zu dem von Jürg Biner entworfenen Schuh mit einer normalen, d.h mit einer handelsüblichen Sprengung versehen.

Vergleichsschuh

Als Vergleichsskischuh (im Folgendem „harter Schuh“ oder Hard-boot genannt) wurde das Modell „race“ der Firma Atomic herangezogen, welches als Kunststoff-Überlappschuh für sportlich rennorientierte Fahrer konzipiert ist. Sowohl Vorder- und Hinterschaft, als auch Seiten- und Fußbereich sind von einer verhältnismäßig starren Plastik-Schalung umgeben.

Dieser Schuh lässt nur geringe Bewegungsmöglichkeit im gesamten Fuß- und Sprunggelenkbereich zu. Seine Schaftsteifigkeit ist somit deutlich höher.

Dies zeigt sich anhand der ermittelten Hysterese-Kurve (Abb. 5).

Auch dieser Schuh wurde im Hinblick auf seine Maße, Gewicht, Schwerpunkt, Sprunggelenksdrehpunkt und Sprengung vermessen. Hier ergab sich ein Mittelwert der Sprengungen von 54,5 mm (siehe Anhang III „Skischuhdaten“).

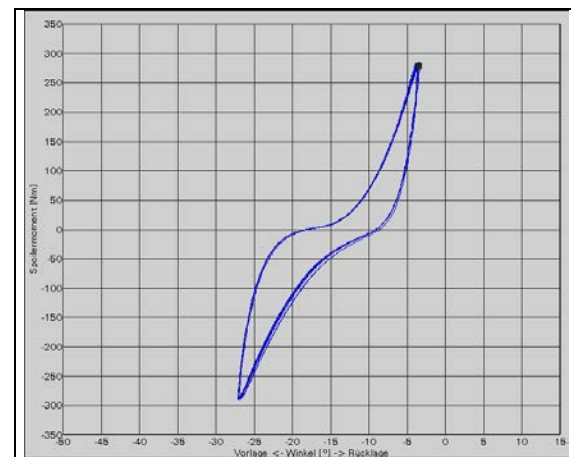


Abb. 5: Hysteresekurven Atomic race

Zur Ermittlung der Schaftsteifigkeit: Die Kurve beschreibt die Kraft, die nötig ist, um den Schaft nach vorne oder nach hinten zu bewegen.

Damit sind die Sprengungen des Experimental- und des Vergleichschuhs nahezu identisch, der geringe Unterschied von 1.8 mm ist vernachlässigbar: In der späteren Auswertung können die auftretenden Sprunggelenkwinkel deshalb ohne eine Sprengungskorrektur bleiben.

Die Abb. 6 zeigt den Experimentalschuh mit seiner Kunststoffbeschalung des Schaftes an der Seite und im Hinterteilbereich zum Erhalt der Seiten- und Rücklagestabilität. Im vorderen Schaftbereich und im Bereich des Fußrückens kommen die vergleichsweise weichen Ledereinsätze zur Darstellung.

Dem gegenüber zeigt die Abb. 7 den Vergleichsschuh mit seiner starren Kunststoffbeschalung im gesamten Schuhbereich.



Abb. 6: Experimentalschuh
Im Folgenden weicher Schuh
oder Soft-Boot bezeichnet



Abb. 7: Vergleichsschuh
Im Folgenden harter Schuh
oder Hard-Boot bezeichnet

Auf Abb. 8 ist die auf dem Ski montierte Kraftmessbindung dargestellt. Die Anschlußkabel dienen der Datenübertragung an die Speichergeräte im mitgeführten Rucksack.



Abb. 8: Testski Atomic mit Meßbindung

Das nachfolgende Schema (Abb. 9) gibt einen Überblick zum Ablauf der Vergleichsstudie. Erläuterungen zu den einzelnen Arbeitsschritten werden auf den folgenden Seiten gegeben.

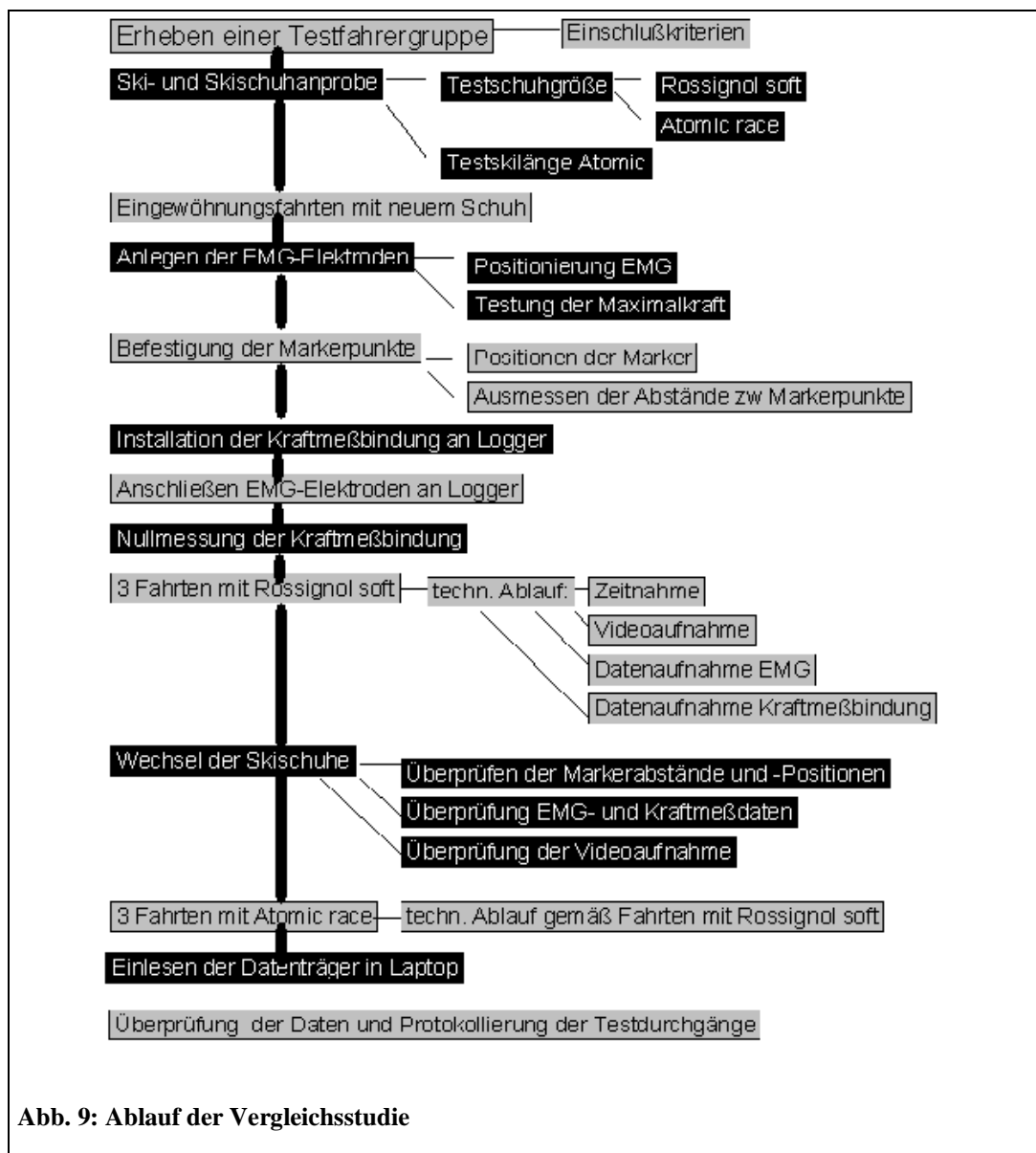


Abb. 9: Ablauf der Vergleichsstudie

Eingewöhnungsfahrten

Jeder Testfahrer führte über einen Zeitraum von vier Stunden freie Eingewöhnungsfahrten mit dem Experimentalschuh durch. Dieser Zeitraum wurde auf vier Stunden begrenzt, um auf der einen Seite zwar ein gewisses Fahrgefühl für diese ungewohnte Ausrüstung zu erlangen, auf der anderen Seite aber die möglicherweise auftretenden Störvariablen niedrig zu halten. Zudem wurde so der zeitliche Aufwand für die Probanden nicht zu groß.

EMG-Elektroden

Nach der Eingewöhnungszeit wurden die Probanden in den eingerichteten Stützpunkt gebeten.

Dort wurden ihnen EMG-Elektroden an verschiedenen, hauptsächlich beanspruchten Muskelgruppen positioniert, mit dem Ziel, mögliche Einflüsse des Experimentalschuhes auf Aktivierungsmuster bzw. Aktivierungsniveau festzustellen (Abb. 10).

Zur Untersuchung kamen der musculus gluteus maximus, musculus rectus femoris, musculus biceps femoris, musculus peroneus longus und musculus gastrocnemius caput laterale. Weitere Details bei Machens (2006).

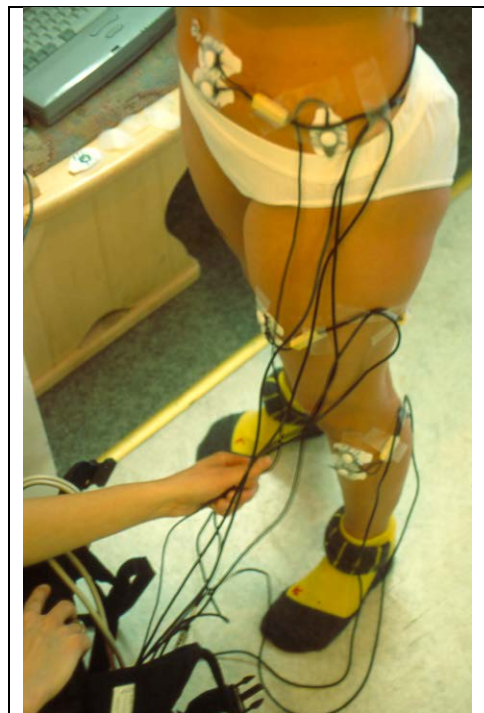


Abb. 10: EMG-Elektroden

Die EMG-Elektroden werden an die relevanten Muskeln angelegt

Positionierung der Markerpunkte

An jedem für die Bewegungsanalyse wichtigen Gelenk (Sprunggelenk, Kniegelenk, Hüftgelenk, Schultergelenk, Ellbogen, Handgelenk und Kopf) der Probanden wurden für die Videokamera gut sichtbare Markierungspunkte angebracht.

Durch diese Maßnahme erhöht sich die Genauigkeit des späteren Digitalisierungsprozesses und somit auch der daraus berechneten kinematischen Parameter. Die Abstände zwischen den einzelnen Markerpunkten wurden vermessen und unmittelbar vor und nach jeder einzelnen Testfahrt kontrolliert, wodurch der gleichbleibende Sitz der Marker garantiert war (Abb. 11).



Teststrecke

Die von den Probanden zu durchfahrende Teststrecke bestand aus zwei hintereinander etwa einen Meter hoch präparierten Buckeln im Abstand von 4.70 Meter. Der Anlauf zum ersten Buckel betrug in etwa fünfzehn Meter und war bei allen Testfahrten gleich lang zu wählen, um vergleichbare Geschwindigkeiten erzielen zu können. Die Buckel befanden sich in mittelsteilem Gelände (Abb. 12).

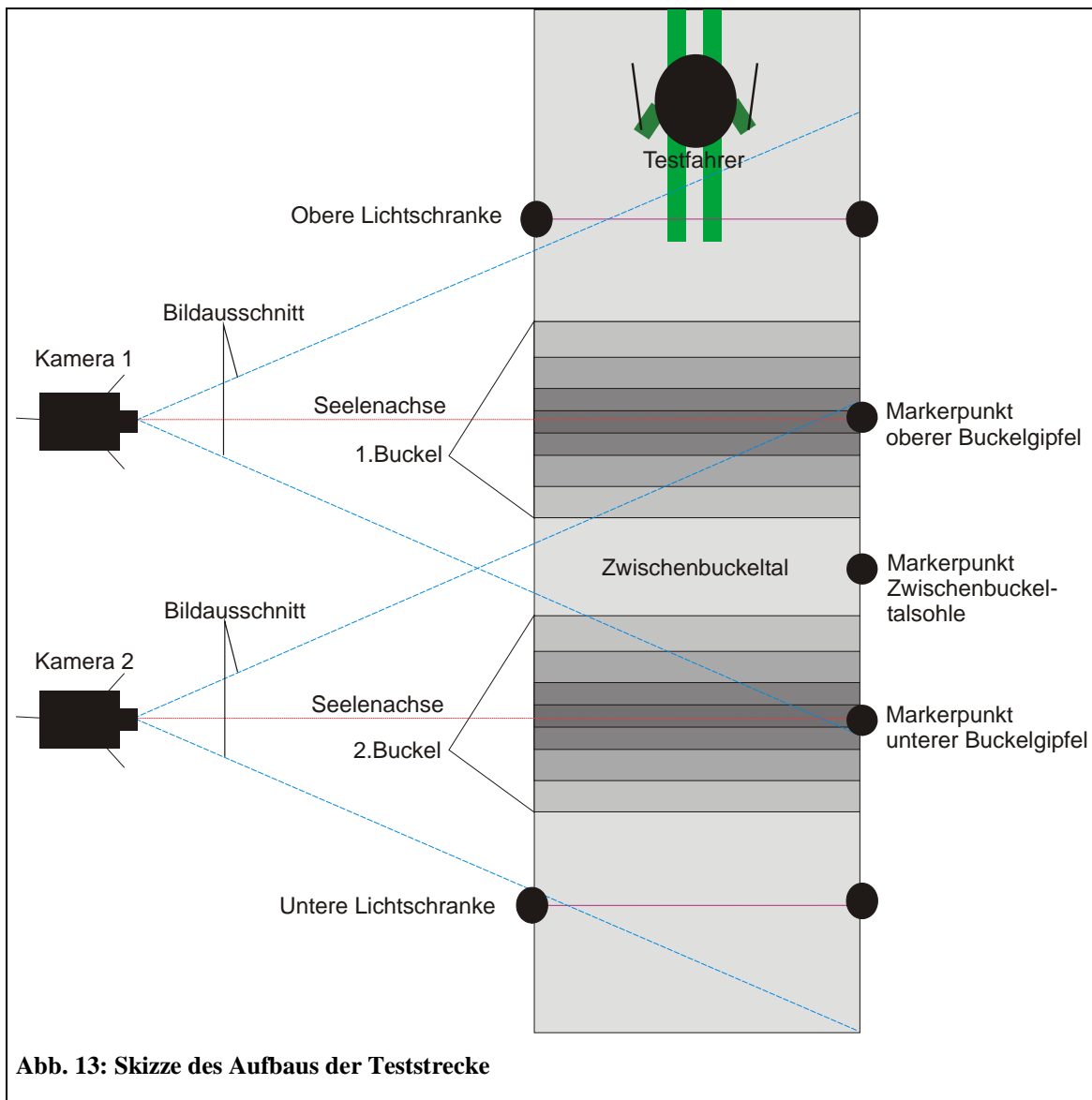


Abb. 12: Teststrecke

Mit zwei Buckeln im mittelsteilen Gelände. An den oberen und unteren Markierungsstangen sind jeweils Lichtschranken installiert, um den Beginn der Zeitmessung und die Datenaufnahme zu starten.

In einer Entfernung von zehn Metern waren parallel zum Testpisten-Verlauf zwei Videokameras fest installiert, so dass sich die obere Kamera auf Höhe des oberen Buckels, das untere Videogerät auf Höhe des unteren Buckels befand.

Diese in einem Abstand von drei Metern zueinander stehenden Kameras zeichneten die Fahrten in überlappenden Bildausschnitten auf. Somit konnte die gesamte Testfahrt über beide Buckel in großen Bildausschnitten aufgenommen werden. (siehe Abb. 13)



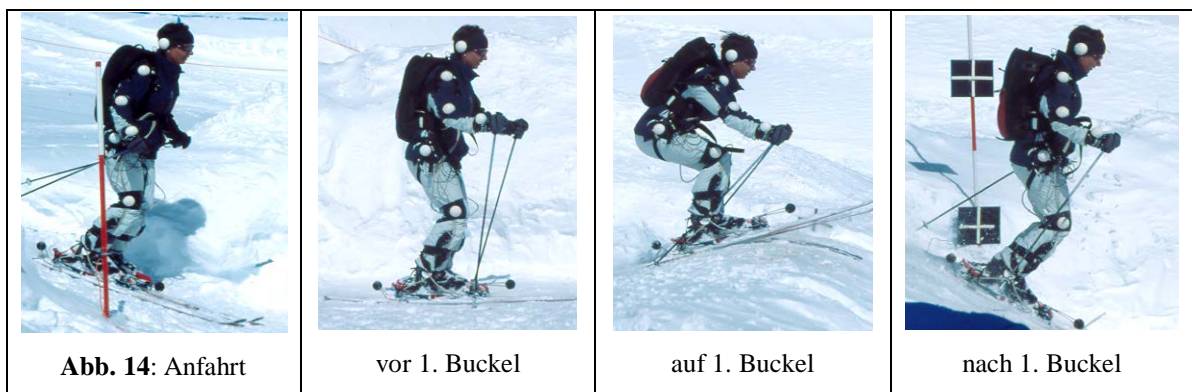
Um bei Schneefall oder schlechter Sicht eine ausreichend erkennbare Pistenkontur zu gewährleisten, wurde der Schneeuntergrund mit Farbstoff versetztem Wasser angefärbt.

Die Aufnahmefunktion der Videokameras wurde wie die EMG- und Bindungskraftmessung durch Lichtschranke getriggerte Funkempfänger ausgelöst.

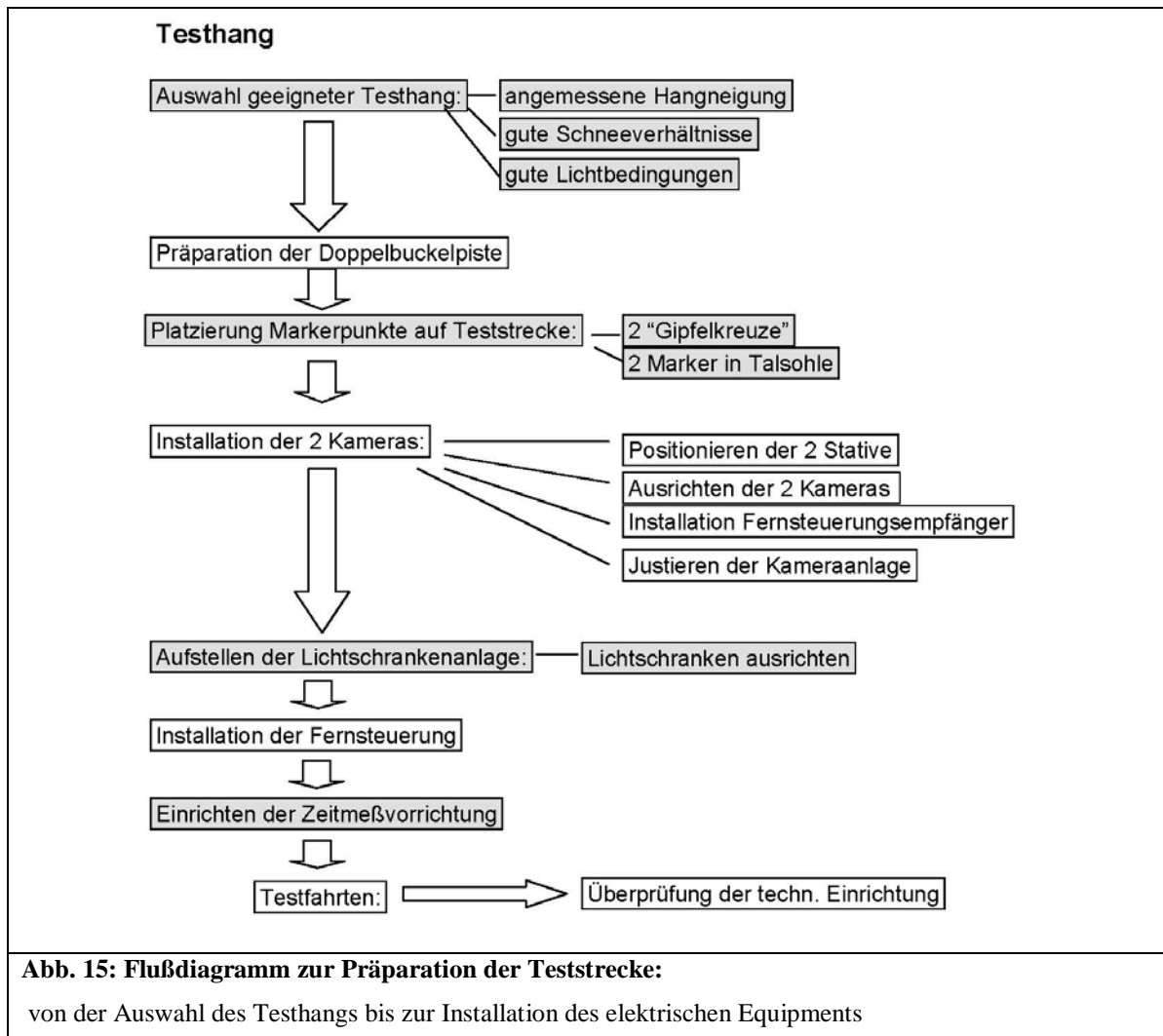
Unmittelbar vor der ersten Testfahrt erfolgte eine Nullmessung der Kraftmessbindung im Anlaufraum der Teststrecke. Hierbei musste der Proband auf dem Messbindungsski für kurze Zeit möglichst bewegungslos stehen, um Ruhewerte zu erhalten. Diese wurden in einem späteren Auswertungsschritt mit berücksichtigt und schließlich die Offsets für die Analogdatenerfassung bestimmt.

Testverlauf

Dem Untersuchungsdesign „Wiederholungsmessung mit identischen Probanden“ folgend, hatten die Teilnehmer die Versuche sowohl mit dem weichen als auch dem harten Schuh durchzuführen. Jeweils drei Messfahrten waren zu absolvieren, wobei stets mit dem weichen Schuh begonnen wurde. Abb. 14 zeigt eine Probandin in verschiedenen Phasen einer Messfahrt.



Das Flussdiagramm in Abb. 15 schematisiert nochmals die einzelnen Arbeitsschritte, die von der Auswahl des Testhangs bis hin zur Datenerfassung während der Testfahrten notwendig waren.



Kalibrierung Videoanalyse

Unmittelbar nach den sechs Testfahrten jedes Probanden erfolgte die für die 2D-Videoanalyse notwendige Kalibrierung.

Dazu wurde eine Stange mit zwei angebrachten Markierungskreuzen im Abstand von einem Meter für jede Kamera einmal mit Hilfe einer Wasserwaage in senkrechter und einmal in waagrechter Position positioniert. (siehe Abb. 16)



Abb. 16: Kalibrierung der Videokameras



Abb. 17: Bodenkontur-Messung

Hierdurch und durch den definierten Abstand dieser installierten Markerkreuze war es später im Rahmen der 2D-Videoanalyse möglich, die Größenverhältnisse im Videobild-Ausschnitt zu ermitteln.

Zur weiteren genauen Kalibrierung mussten die horizontalen und vertikalen Abstände der auf der Versuchspiste installierten „Buckelgipfel- und Buckeltal-Markierungskreuze gemessen werden. Die genaue Vorgehensweise von der Vermessung der Markerpunkte auf der Teststrecke bis hin zur Kalibrierung ist in Kap. 4.4.1 beschrieben.

Bodenkonturmessung

Um einerseits Aussagen über die Fahrlinie der Testpersonen (vor allem im Hinblick auf mögliches kurzzeitiges Abheben der Ski) treffen zu können und zum anderen mit Blick auf eine etwaige spätere Computermodellierung der Fahrten, war es zusätzlich notwendig, eine Bodenkonturmessung der Testpiste durchzuführen.

Hierbei wurde ein an einer Stange befindlicher Markerpunkt auf dem präparierten Streckenboden über die beiden Buckel und das Zwischenbuckel-Tal bei laufenden Kameras gezogen (Abb. 17).

Im Rahmen der digitalen Aufbereitung der Videoaufnahmen und deren Einzelbilder konnte so die Bodenkontur mit der Fahrlinie und Fahrposition der Probanden zu einzelnen Zeitpunkten „übereinandergelegt“ und vergleichbar gemacht werden. In einem weiteren Verarbeitungsschritt der Daten mit der oben erwähnten Kalibrierungsmessung war eine Berechnung der Streckendetails, wie beispielsweise Streckenlänge, Buckelhöhe oder Gefälle möglich. Desweiteren konnte ein etwaiges Abheben der Skier vom Untergrund nachgewiesen werden.

Protokollierung der Umgebungsbedingungen

Im Versuchsprotokoll festgehalten wurden auch Wetter, Temperatur und Schnee-Verhältnisse.

Testfahrerbefragung

Nach Beendigung seiner Versuche bekam jeder Testfahrer einen Fragebogen ausgehändigt:

Auf diesem musste der Proband Fragen zu seinem Niveau auf der Buckelpiste, seinem eigenen Schuhmaterial, dem Testschuh-Equipment und zu der Beurteilung eines Schuhs mit großer Flexionsmöglichkeit beantworten. (Verweis auf Kapitel 5.3)

4.4 Datenauswertung Bewegungsanalyse

4.4.1 Datenaufbereitung

Zahlreiche Arbeitsschritte zur Datenaufbereitung waren notwendig, um aus den aufgenommenen Videosequenzen statistisch auswertbare Daten zu erhalten.

Die zwei Videokameras lieferten Videosequenzen mit einer Bildfolge von 50 Halbbildern pro Sekunde. Hierbei zeichnete die weiter bergwärts installierte Kamera einen Bildausschnitt des oberen Buckels und das mehr talwärts aufgebaute Videogerät einen Bildausschnitt des unteren zweiten Buckels auf.

Der Mittelteil der Strecke wurde von beiden Videogeräten überschneidend erfasst, was für die spätere Synchronisation und Kalibrierung der Film-Clips von Bedeutung war. Auf diese Weise entstanden für jede einzelne Testfahrt zwei Aufnahmesequenzen im Super-VHS Format.

Der nächste Arbeitsschritt bestand darin, diese in eine digitalisierte Form zu bringen. Hierbei wurden die einzelnen Videoaufnahmen der zwei Kameras den jeweiligen Probanden und ihren verschiedenen Testfahrten zugeordnet und digital abgespeichert.

Dieser Arbeitsschritt diente gleichzeitig der Qualitätsüberprüfung der Aufnahmen: Aufgrund der Wetterbedingungen mit andauerndem Schneefall zu manchen Meßzeitpunkten wurde die Kamerasicht auf die Teststrecke eingeschränkt.

Die Aufnahmen zeigten in diesen Fällen eine unscharfe Bildfolge. Dieses qualitativ nicht optimal auswertbare Material konnte deshalb nicht herangezogen werden.

Ebenso wurde verfahren, wenn es feuchtigkeitsbedingt zu Funktionsstörungen an der Elektronik-Einrichtung oder Video-Ausrüstung kam. So konnten von den insgesamt 21 vermessenen Probanden lediglich 17 Fahrer der weiteren Bearbeitung zugeführt werden. Im Laufe der weiteren Auswertung musste aus diesen Gründen zudem auf die Analyse der Fahrpositionen im Bereich des zweiten Buckels der Probanden D, E und J verzichtet werden.

Die digitalisierten Meßfahrten des oberen und des unteren Buckel wurden anschließend zeitlich aufeinander synchronisiert. Im Filmausschnitt der zwei Kameras lief randständig am Bildausschnitt jeweils eine Stoppuhr mit. Wie bereits beschrieben, starteten diese funkferngesteuert zeitgleich durch Auslösen der oberen Lichtschranke. Somit war es für alle aus zwei Videokamera-Perspektiven bestehenden Testfahrten möglich, jedes mit Stoppuhrzeit versehene Einzelbild des Filmclips der einen Videokamera dem dazugehörigen Einzelbild der anderen Kamera zuzuordnen. Die beiden Filmsequenzen einer Testfahrt konnten so nebeneinander und zeitlich aufeinander abgestimmt auf dem Bildschirm abgespielt werden.

Das Resultat dieser Zuordnung erbrachte folgende Ablaufstruktur: der Testfahrer durchfährt den Bildausschnitt der oberen Kamera und passiert hier den ersten Buckel, um dann kurz vor Verlassen dieses Bildausschnittes im Bildausschnitt der unteren zweiten Kamera zu erscheinen und den zweiten Buckel zu überfahren.

Die auf diese Weise aufeinander synchronisierten Videosequenzen wurden im Folgenden in einem speziell entwickelten Computerprogramm („Mamba“; Eigenentwicklung am BASIS-Institut der TÜV Produkt Service GmbH, München) zur 2D-Videoanalyse eingespielt. Mit Hilfe dieses Programmes erfolgte die eigentliche Ermittlung der Bildkoordinaten der an den Probanden angebrachten Markerpunkte. Diese für jedes Einzelbild ermittelten Koordinaten in Einheiten der Bildschirmauflösung („Pixel“) wurden im nachfolgenden Arbeitsschritt in reale Koordinaten (in die Einheit „Meter“) umgerechnet. Zu diesem Zweck waren die regelmäßig zwischen den Messfahrten angefertigten Kalibrierungen notwendig. (Vgl. „Kalibrierung Videoanalyse“ Kap. 4.2.3 und Abb. 16)

Verbindet man die auf diese Weise erfassten Gelenkverlaufs-Punkte, ergibt sich eine animierte Strichfigur, deren Bewegung die Realbewegung des Probanden exakt wiedergibt.

Zusätzlich zu den am Körper des Fahrers angebrachten Markern waren am Ski – im gleichen Abstand zur Skioberfläche – zwei Marker fest angebracht. Diese befanden sich in Höhe des Sprunggelenks und dienten zur Ermittlung des Sprunggelenkwinkels. (siehe Abb. 18)



Abb. 18: parallel zu Ski verlaufende Marker

Winkel zwischen Verbindungslinie der Ski-Markerpunkte und der Verbindungslinie vom Sprunggelenksmittelpunkt zum Kniegelenksmarkerpunkt bildet den Sprunggelenkwinkel

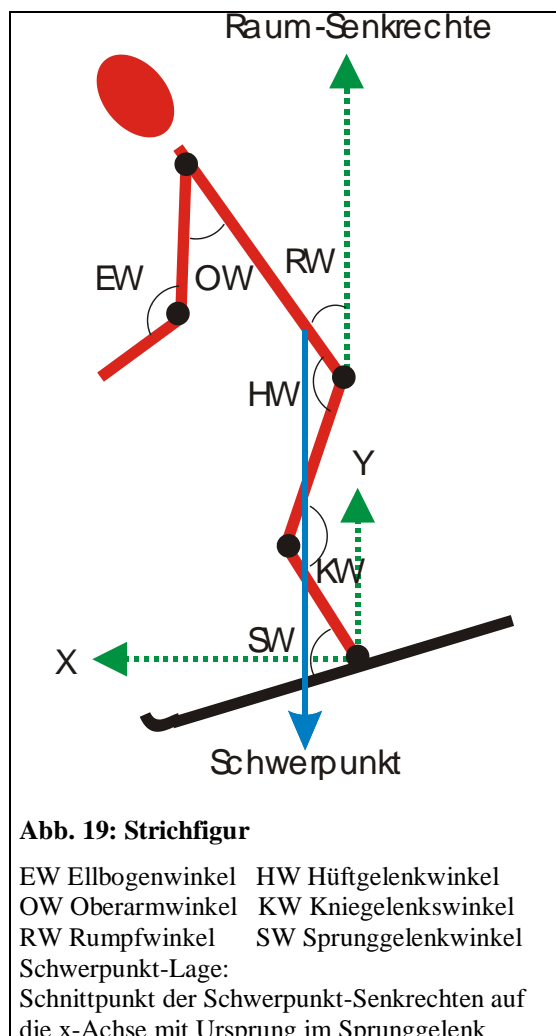
Nach dieser Überführung in eine sich testfahrerkonform bewegende Strichfigur konnten mittels einer Software (Programm „ADGRAPH“; Eigenentwicklung am BASIS-Institut der TÜV Produkt GmbH, München) die dazugehörigen Körpergelenkwinkel ermittelt werden.

Somit wurden zu jedem Zeitpunkt der Testfahrt die Körperwinkel an den mit Markerpunkten gekennzeichneten Gelenken erfaßt: Kopfwinkel, Ellbogenwinkel, Oberarmwinkel, Rumpfwinkel, Hüftgelenkwinkel, Kniegelenkwinkel und Sprunggelenkwinkel (Abb. 19).

Definitionsgemäß wurde der Rumpfwinkel aus der Stellung des Rumpfes zur Senkrechten bestimmt.

Der Sprunggelenkwinkel erfasste den auftretenden Winkel zwischen Unterschenkel und einer parallel zum Ski verlaufenden Achse, die das Sprunggelenk schneidet. Diese Achse konnte durch die bereits erwähnten, am Ski angebrachten Marker ermittelt werden.

Die auf diese Weise ermittelten Zeitverläufe der sechs Winkel können über das Programm graphisch dargestellt werden und für eine weitere Bearbeitung abgespeichert werden.



Zur Vereinheitlichung und Vereinfachung der Verständlichkeit ist eine definitionsgemäße Vereinbarung sinnvoll:

Im Folgenden wird bei einer vermehrten Sprunggelenksdorsalextension synonym von einer vermehrten Beugung im Sprunggelenk gesprochen. Bei einer stärkeren Sprunggelenksplantarflexion ist zugleich eine vermehrte Streckung gemeint.

Diese Vereinbarung synchronisiert die medizinische Nomenklatur mit der sportwissenschaftlich-biomechanischen Darstellungsweise (die von einem proximalem Hebel ausgeht). Zur Veranschaulichung dieser Bewegungsdefinition dient Abb. 20.



Abb. 20: Definition der Bewegungsrichtung im Sprunggelenk

Bestimmung der Schwerpunktlage

In einem weiteren Schritt mussten gemäß der im Programm ADGRAPH integrierten Körpermasseformelberechnung (in Anlehnung an die anthropometrische Daten und Tabelle nach Demster, 1959) die Segmentschwerpunkte jedes Testfahrers bestimmt werden. Nachdem die Körperwinkel-Zeitverläufe nun bekannt waren, sind die Positionen der Körperteile in der Bewegungsebene ebenfalls zu jedem Zeitpunkt eindeutig definiert. Unter Verwendung einer festen Segmentmassenverteilung konnten damit die Schwerpunktlagen der einzelnen Körperteile und damit des Gesamtkörperschwerpunktes berechnet werden.

Im vorliegenden Fall wurde dieser in Bezug zu einem im Sprunggelenk befindlichen Koordinatensystem (vergleiche Abb. 19) angegeben.

Bestimmung diskreter Bewegungsparameter

Eine Problematik stellte die Zeitmessung der einzelnen Versuchsfahrten dar:

In den Videoaufnahmen konnte man bei vereinzelt Fahrten erkennen, dass der Fahrer die Lichtschranken, die die Stoppuhrzeit erfassten, bei Durchfahren derselben nicht jedes Mal mit dem Unterschenkel auslösten, wie es der Versuchsanordnung entspräche.

In Ausnahmefällen wurden diese Lichtschranken durch den vorgehaltenen Schistock aktiviert. Die Zeitmessungen konnten infolge dessen nicht mehr vergleichbar sein. Daher definierte man die im Folgenden beschriebenen Zeitnormwerte, um die Fahrten zeit- und ortsgebunden miteinander koppeln zu können:

So wurden aus den Körperwinkelzeitverläufen die Werte (sogenannte Zeitnormwerte) für zwei spezielle Zeitpunkte ausgelesen:

- Körperwinkel zum Zeitpunkt des Überfahrens des ersten Buckelgipfels
- Körperwinkel zum Zeitpunkt des Überfahrens des zweiten Buckelgipfels

Diese beiden Zeitpunkte waren definiert als die Momente, zu denen der bewegte Sprunggelenksmarker mit der feststehenden Markierung auf dem Buckelgipfel genau übereinstimmte (Überdeckung im Videobild).

4.4.2 Gewählte Bewegungsparameter

Der Auswahl spezieller Kennwerte aus den ermittelten Körperwinkel-Zeitverläufen und Schwerpunktskoordinaten lagen zwei Betrachtungsweisen zugrunde:

1. Ortsorientierte Betrachtung der Fahrten
2. Bewegungsorientierte Betrachtung der Fahrten

In der ortsorientierten Analyse wurden die Bewegungsparameter der einzelnen Fahrten für die beiden Zeitpunkte „auf dem ersten Buckel“ und „auf dem zweiten Buckel“ herangezogen.

Bei der bewegungsorientierten Analyse hingegen wurden die Werte für die Bewegungsparameter zu folgenden vier Zeitpunkten betrachtet:

- Die Fahrposition zum Zeitpunkt der maximalen Sprunggelenks-Streckung (syn. Plantarflexion) nach dem ersten Buckel.
- Die Fahrposition zum Zeitpunkt der maximalen Sprunggelenks-Streckung (syn. Plantarflexion) nach dem zweiten Buckel.
- Die Fahrposition zum Zeitpunkt der maximalen Sprunggelenks-Beugung (syn. Dorsalextension) vor bzw auf dem ersten Buckel.
- Die Fahrposition zum Zeitpunkt der maximalen Sprunggelenks-Beugung (syn. Dorsalextension) vor bzw auf dem zweiten Buckel.

Aus den in der Regel aus je drei Einfahrten bestehenden Werten für Testdurchgänge für den weichen und den harten Schuh wurden Mittelwerte gebildet.

Durch Bilden der Differenzen zwischen den Mittelwerten der Körperwinkel und Schwerpunktlagen mit den Weich-Schuh durchgeführten Fahrten und den Mittelwerten der Testdurchgänge mit den Hart-Schuh, ergibt sich ein intraindividueller Vergleich:

Mehr Beugung im Sprung-, Knie- und Hüftgelenk bei Fahrten mit dem weichen Schuh ergibt eine größere negative Differenz.

Eine vermehrte Streckung mit dem weichen Schuh hingegen führt zu einer größeren positiven Differenz.

Liegt der Schnittpunkt der Schwerpunkt-Senkrechten zur Horizontalen mit Ursprung im Sprunggelenkzentrum weiter nach vorne (größere cm-Werte) bei Fahrten mit dem flexibleren weichen Schuh, so errechnet sich eine größere positive Differenz.

4.4.3 Deskriptiv-statistische Auswertung

Die deskriptiv-statistische Auswertung dient der beurteilenden Gegenüberstellung der durchgeführten Messfahrten im Vergleich des weichen Testschuhs mit dem harten Vergleichsschuh.

Dieser Vergleich wird auf die Kennwerte aus der ortsorientierten als auch aus der bewegungsorientierten Betrachtung angewandt.

Zur Minimierung der Varianzen zwischen den einzelnen Fahrten jedes Probanden werden jeweils die Mittelwerte der drei Fahrten mit dem weichen und der drei Durchgänge mit dem harten Schuh gebildet.

In einem weiteren Schritt erfolgte dann die Berechnung der Differenzen der Mittelwerte der einzelnen Körperwinkel und Schwerpunktlagen zwischen dem weichen und dem harten Schuh zu den insgesamt sechs speziellen Zeitpunkten.

Diese Differenzwerte ($\text{Winkel}_{\text{weicher Schuh}} - \text{Winkel}_{\text{harter Schuh}}$ bzw. $\text{Schwerpunkt}_{\text{weicher Schuh}} - \text{Schwerpunkt}_{\text{harter Schuh}}$) wurden in Diagramme übertragen und können so graphisch dargestellt werden.

Ergibt die auf diese Weise berechnete Differenz positive Werte, so bedeutet dies, dass der Winkelbetrag bei den Fahrten mit dem weichen Schuh im Mittel größer ist als bei der Verwendung des harten Vergleichsschuhes. Der betroffene Körperwinkel ist bei den Weich-Schuh-Fahrten folglich gestreckter. Bei negativen Werten dagegen ist der Gelenkwinkel mit dem weichen Schuh gebeugter.

Bei der Differenzberechnung der gemittelten Schwerpunktlagen zeigen positive Werte an, dass der Schwerpunkt mit dem weichen Schuh weiter nach vorne verlagert ist. Negative Werte hingegen bedingen eine Rückverlagerung des Schwerpunktes.

Nach Durchführung dieser Berechnungen kann man die Weich-Schuh-Fahrten mit den Hart-Schuh-Durchgängen jedes einzelnen Fahrers gegenüberstellen.

In Abb. 21 und Abb. 22 wird dies beispielhaft illustriert.

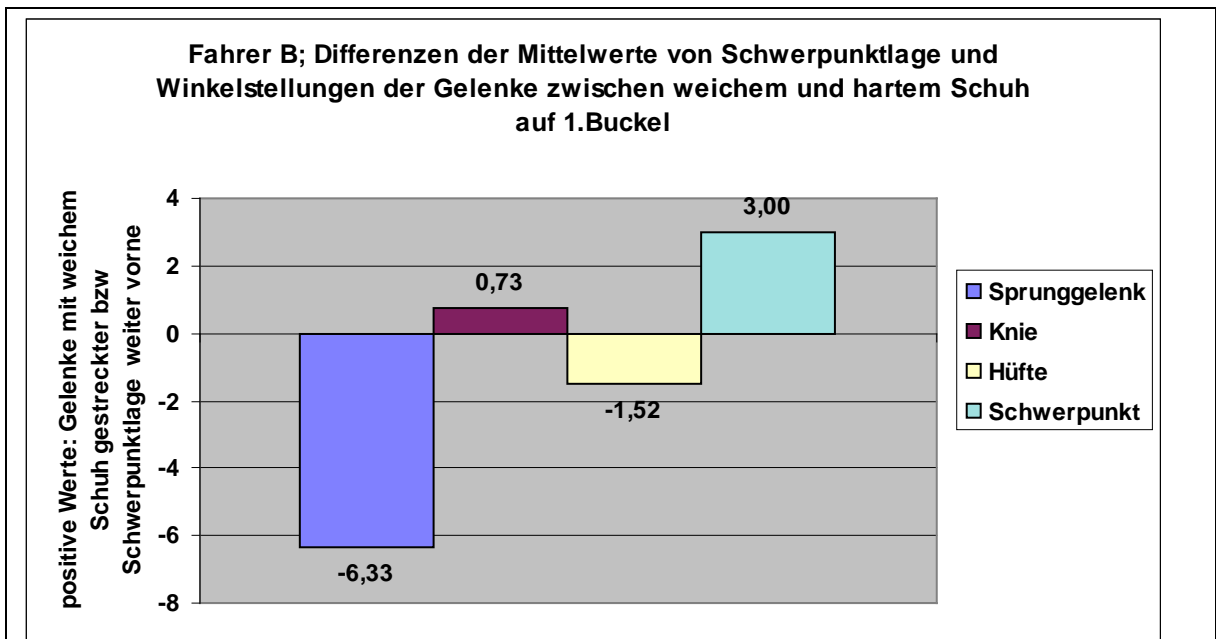
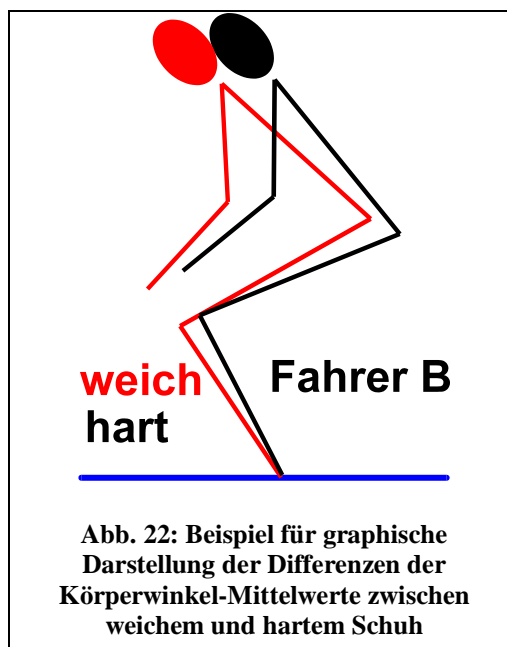


Abb. 21: Beispiel für Differenzberechnung der Mittelwerte als Diagramm

Mit dem weichen Schuh im Sprunggelenk um 6.33 Grad gebeugter, im Knie geringfügig gestreckter, in der Hüfte geringfügig gebeugter, der Schwerpunkt weiter vorgelagert

Gemäß dieser beiden Abbildungen sind alle angefertigten Ergebnisdiagramme der Differenzwerte der Vergleichsfahrten mit Skizzen über die individuelle Fahrposition der Testfahrer mit dem jeweiligen Testschuh im Anhang aufgelistet.

Auf diese Graphiken wird im Laufe dieser Arbeit mehrmals verwiesen werden.



4.4.4 Inferenzstatistische Auswertung

Die Prüfung der Signifikanz der ermittelten Unterschiede erfolgte mit Hilfe des Wilcoxon-matched-pairs-Tests.

„Dieser Test ist der schärfste aller verteilungsfreien Tests und eignet sich in besonderem Maße zur Prüfung kleiner Stichproben.

Er ist sehr effizient für eine Analyse von Paardifferenzen, wie sie im Falle der vorliegenden Wiederholungsmessungen an einem Probanden entstehen. Im zweiseitigen Test wurde geprüft, ob ein Unterschied zwischen den Weichschuh- und Hartschuhfahrten besteht (gleich/ungleich). In der anschließenden einseitigen Testung zeigte sich, welcher Art der Unterschied war (kleiner/größer).“ (Werner, 1984)

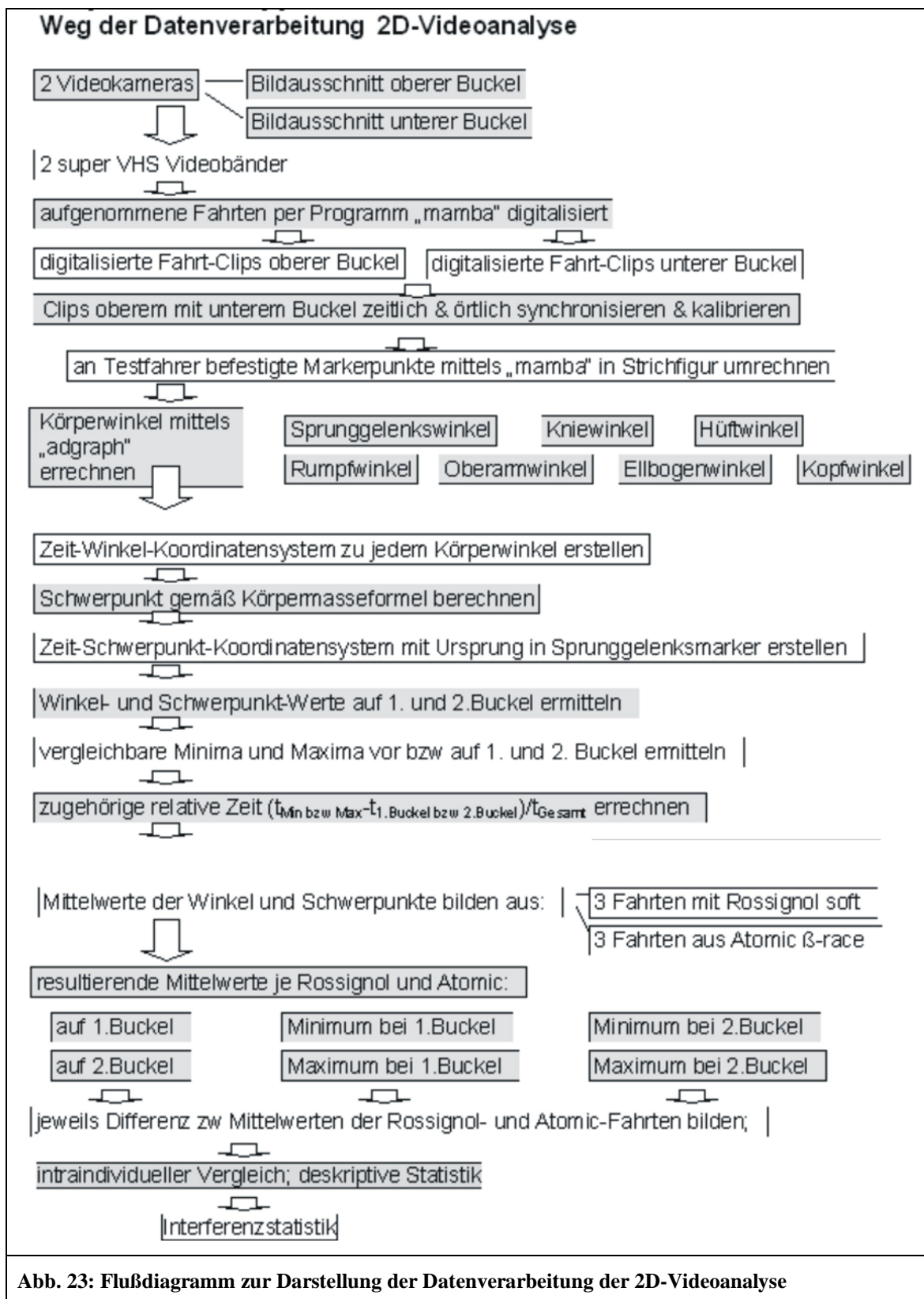
Die berechnete Irrtumswahrscheinlichkeit lässt folgende Signifikanzaussagen zu:

1. Bei einem $p < 0.001$ stellt sich der Unterschied der verglichenen Variablen als höchst-signifikant dar.
2. Bei einem $p < 0.01$ ist das Ergebnis hoch-signifikant anzusehen.
3. Bei einem $p < 0.05$ kann der Vergleich als signifikant angesehen werden.
4. p-Werte von 0.05 bis 0.1 zeigen eine Tendenz an.

Die hier beschriebene Durchführung des Wilcoxon-matched-pairs-Test kommt in der folgenden ortsorientierten Bewegungsanalyse (Kap. 5.1.1) und der bewegungsorientierten 2D-Bewegungsanalyse (Kap. 5.1.2) zur Anwendung.

Die Statistik-Auswertungen für die Unterschiede der Körperwinkel und Schwerpunktlage auf dem ersten Buckel sind im Anhang aufgeführt.

Abschliessend illustriert die Abb. 23 in einem Flußdiagramm nochmals die Erhebung und Verarbeitung der gewonnenen Daten.



4.5 Datenauswertung Bindungskraftmessung und Drehmoment

4.5.1 Datenaufbereitung

Die Signale der Messbindung (siehe Kap. 4.2.2) können nach Umrechnung der Spannungswerte in Kraftäquivalente (Anwendung der Kalibriermatrix) und Ansetzen der Kräfte- und Momentenbilanz in die zwischen Bindung und Ski wirkenden Kräfte und Momente umgerechnet werden. Die Abb. 24 und Abb. 25 illustrieren das dafür zugrunde liegende Koordinatensystem, sowie die Lage der Sensoren mit den Hebelarmen für die Momentberechnung. Die Speicherung erfolgte im mitgeführten Daten-Logger.

Aus technischen Problemen (feuchtigkeitsbedingtes Versagen der Elektrik und Ausfall der Akku-Einheit) konnte bei einigen Testfahrern keine Daten aufgenommen werden (Fahrer I und J). Bei den Fahrern D und H fiel die Datenspeicherung während der Testfahrten aus, so dass die vollständig benötigten Datensätze nur für den ersten Buckel zur Verfügung standen.

Durch graphische Aufbereitung der Daten wurde für jede einzelne Fahrt ein Zeit-Kraft-Diagramm erstellt. Somit konnten zu jedem Zeitpunkt der einzelnen Fahrt die auf die Skibindung wirkenden Kräfte dargestellt werden. Für die Auswertung relevant waren die auf die Bindung wirkende Gesamtkraft und die Kraftwerte im vorderen und im hinteren Anteil der Kraftmess-Skibindung.

Hierbei wird mit F_{vorne} die Kraft im vorderen Bereich der Bindung bezeichnet.

F_{hinten} beschreibt die Kraft im hinteren Bindungsanteil.

L_{hinten} und L_{vorne} symbolisiert den Längenabstand zwischen der hinteren bzw vorderen Kraftmessplatte und dem Drehpunktmittelpunkt des Skischuhs (Abb. 24 und Abb. 25).

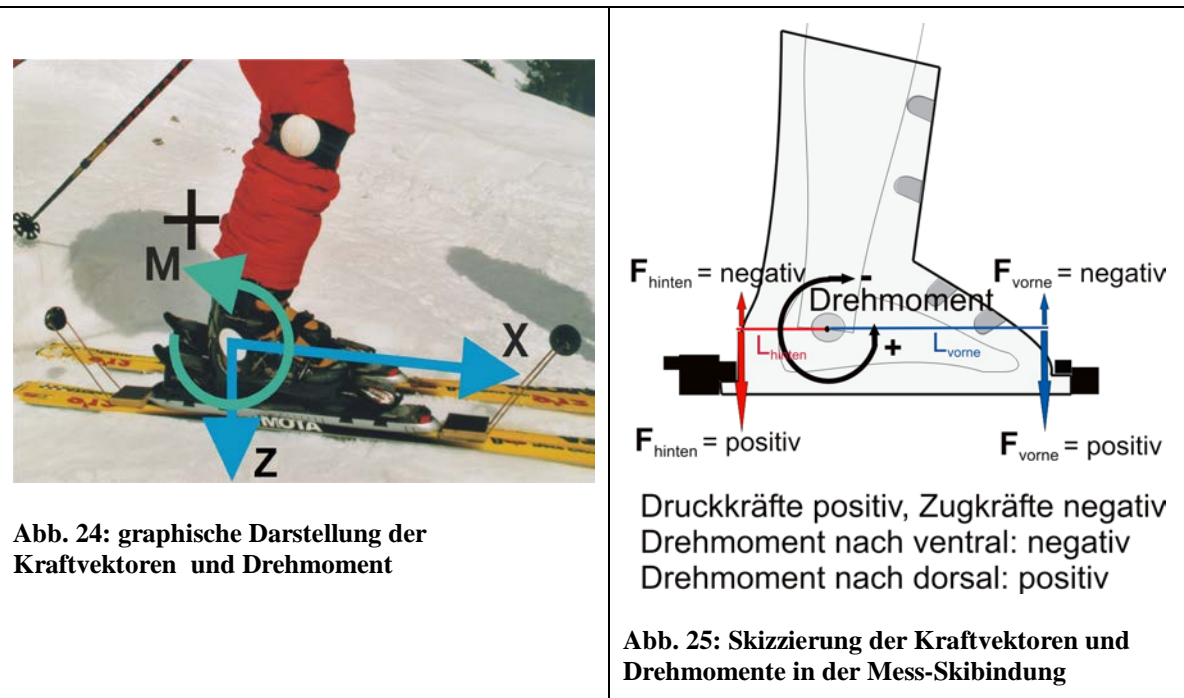
Der Drehpunktmittelpunkt und die Längenabstände wurden für jeden Skischuhtyp und seine Größe messtechnisch ermittelt. Auf die Bindung wirkende Druckkräfte haben definitionsgemäß ein positives Vorzeichen. Zugkräfte auf die Bindung hingegen sind negativ. Anhand der Kraftverteilung in der Mess-Skibindung, der bekannten Abstände und dem Drehpunktmittelpunkt konnte das resultierende Drehmoment errechnet werden:

$$\mathbf{M}_y = \mathbf{F}_{\text{Hinten}} \times \mathbf{L}_{\text{Hinten}} - \mathbf{F}_{\text{Vorne}} \times \mathbf{L}_{\text{Vorne}}$$

Sturz nach vorne/Vorneigung des Körpers ergibt $M_y < 0$;

Sturz nach hinten/Rückneigung des Körpers führt zu $M_y > 0$;

Per definitionem ist folglich das Drehmoment bei Vorwärtneigung des Fahrers negativ, bei Rückwärtsneigung positiv.



Zur besseren Verständlichkeit und Anschaulichkeit dienen die graphische Darstellungen der Kraftvektoren und Skizzierung des Drehmomentes in Abb. 24 und Abb. 25.

4.5.2 Gewählte Kraft- und Drehmomentparameter

Wie bei der Auswahl der Parameter der 2D-Video-Auswertung, wurde auch hier eine ortsorientierte Betrachtung und eine bewegungsorientierte Betrachtung der Fahrten vorgenommen. In der ortsorientierten Analyse wurden die Kraft- und Drehmomentparameter für die beiden Zeitpunkte „auf dem ersten Buckel“ und „auf dem zweiten Buckel“ herangezogen.

Die bewegungsorientierte Analyse beinhaltet:

- Die Kraft und Drehmomente zum Zeitpunkt der maximalen Sprunggelenks-Streckung (syn. Plantarflexion) nach dem ersten Buckel.
- Die Kraft und Drehmomente zum Zeitpunkt der maximalen Sprunggelenks-Streckung (syn. Plantarflexion) nach dem zweiten Buckel.
- Die Kraft und Drehmomente zum Zeitpunkt der maximalen Sprunggelenks-Beugung (syn. Dorsalextension) vor bzw auf dem ersten Buckel.

- Die Kraft und Drehmomente zum Zeitpunkt der maximalen Sprunggelenks-Beugung (syn. Dorsalextension) vor bzw auf dem zweiten Buckel.

Die zeitliche Normierung der Kraft- und Drehmomentwerte zu den einzelnen benötigten Zeitpunkten erfolgte mittels Synchronisierung mit der Stoppuhrzeitmessung und der Zeitfolge in der Video-Aufzeichnung. Es wurden die resultierende Kräfte und Drehmomente der vorderen und hinteren Bindungsmesssensoren ermittelt und die Werte beider Skibindungen addiert.

4.5.3 Deskriptiv-statistische Auswertung

Analog zu der Auswertung der 2D-Videoanalyse wurden Mittelwerte für die Testdurchgänge (aus je drei Einzelfahrten bestehend) für den weichen und den harten Schuh gebildet.

Durch Bilden der Differenzen zwischen den Mittelwerten der Bindungskräfte und Drehmomente der Weich-Schuh-Fahrten und den Mittelwerten mit den Hart-Schuh, ergibt sich ein intraindividuellem Vergleich:

Eine größere auftretende positive Bindungskraft oder Drehmoment bei Fahrten mit dem weichen Schuh ergibt größere positive Differenzwerte.

Eine kleinere auftretende Bindungskraft oder Drehmoment mit dem weichen Schuh hingegen führt zu negativen Differenzwerten.

4.5.4 Inferenzstatistische Auswertung

Auch in der Auswertung der Kraftdaten (sowohl in der ortorientierten als auch in der bewegungsorientierten Analyse) erfolgte die Prüfung der Signifikanz der ermittelten Unterschiede mit Hilfe des Wilcoxon-matched-pairs-Tests:

5. Bei einem $p < 0.001$ stellt sich der Unterschied der verglichenen Variablen als höchst-signifikant dar.
6. Bei einem $p < 0.01$ ist das Ergebnis hoch-signifikant anzusehen.
7. Bei einem $p < 0.05$ kann der Vergleich als signifikant angesehen werden.
8. p-Werte von 0.05 bis 0.1 zeigen eine Tendenz an.

Die Statistik-Auswertungen für die Unterschiede der Kraft- und Drehmomentwerte sind im Anhang aufgeführt.

4.6 Datenauswertung der Befragung

Nachdem jeder Proband seine Messfahrten beendet hatte, wurde er gebeten, anhand eines Fragebogens zu seiner Person, zu seiner Qualifikation, zu seinem Kaufverhalten bei einem Erwerb eines Schischuhs, sowie zu seinem eigenen Schuh und zu dem getesteten Schischuh Auskunft zu geben.

Die Auswertung erfolgte in prozentual-graphischer Darstellungsweise mit vier graduellen Abstufungen (z.B. „sehr wichtig“, „wichtig“, „weniger wichtig“ bis „ohne Bedeutung“). (siehe Auswertung in Kap 5.3)

5 Ergebnisse

5.1 2D-Bewegungsanalyse

5.1.1 Ortsorientierte Analyse

Die ortsorientierte Analyse betrachtet die Körperwinkel und Schwerpunktlagen der Versuchsfahrten mit dem weichen und dem harten Schuh auf dem ersten und zweiten Buckel wie unter Kap. 4.4.2 dargestellt. Die dazugehörigen Übersichtsdiagramme für die Differenzwerte der einzelnen Körperwinkel und Schwerpunktlagen sind im Anhang beigefügt. Zugleich wird nochmals auf die individuellen Fahrerpositionen der einzelnen Testpersonen im Anhang verwiesen.

Allgemein ist anzumerken, daß die absoluten Differenzen zwischen weichem und hartem Schuh beim Sprunggelenkwinkel bei allen Testfahrern nicht groß ausfallen. Hier ergibt sich eine Streubreite von $-11.5 \text{ Grad} < \text{Winkel Sprunggelenk} < 9 \text{ Grad}$.

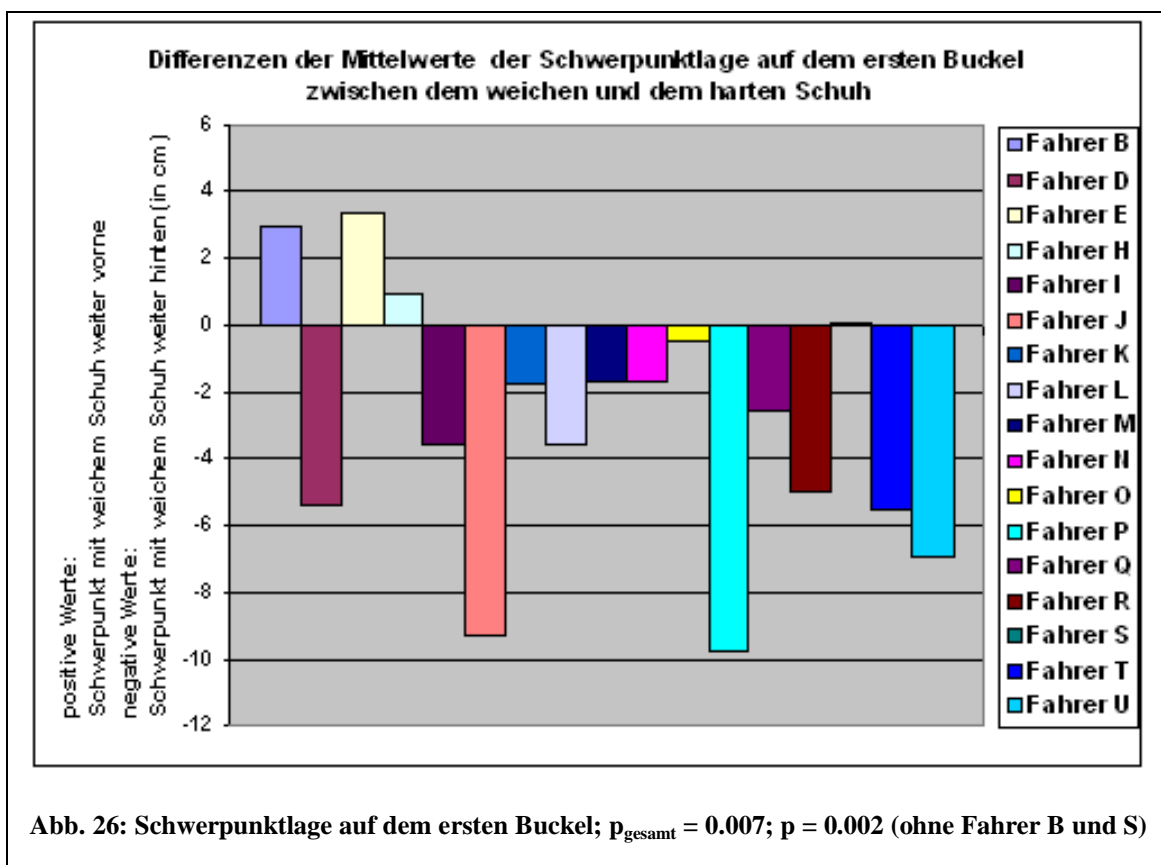
Diese verhältnismäßig kleinen Unterschiede wirken sich jedoch auf die Schwerpunktlage bedeutsamer aus als Unterschiede in den Kniegelenkwinkelmessungen. Zum Vergleich wurden im Kniewinkel Differenzwerte von -16 Grad bis 32 Grad gemessen, im Hüftbereich zwischen -42 Grad bis 42 Grad .

Zur Erinnerung der Begriffsdefinition (mit Verweis auf Kap. 4.4.1 und Abb. 20): im Folgenden wird eine vermehrte Sprunggelenksdorsalextension synonym einer vermehrten Sprunggelenks-Beugung behandelt. Eine stärkere Sprunggelenksplantarflexion ist einer vermehrten Sprunggelenk-Streckung gleichgesetzt. Diese Vereinbarung ist nötig, um die medizinische Nomenklatur mit der sportwissenschaftlich-biomechanischen Darstellungsweise (die von einem proximalem Hebel ausgeht) zu synchronisieren.

Auswertung der Fahrpositionen auf dem ersten Buckel

Schwerpunktlage

Die Auswertung auf dem ersten Buckel (Abb. 26) lässt erkennen, dass die Schwerpunktlage bei Fahrten mit dem weichen Schuh gegenüber den Durchgängen mit harten Schuh weiter hinten liegt. Hier ergeben sich Differenzwerte bis zu -9.75 cm (Fahrer P). Nur zwei Fahrer bilden die Ausnahme: Fahrer B und Fahrer E bringen ihren Schwerpunkt mit 3.00 cm bzw 3.38 cm mit dem weichen Schuh merklich nach vorne.



Wie es sich jedoch im Verlauf der weiteren Auswertung zeigte, müssen die Werte des Fahrers B gesondert betrachtet werden:

Vor allem bei der bewegungsabhängigen Betrachtung zum Zeitpunkt der stärksten Sprunggelenksbeugung vor bzw. auf dem ersten und zweiten Buckel zeigte sich, dass Proband B sehr hohe, teils verletzungsgefährliche Beugungswerte im Sprunggelenk aufweist (55,5 Grad, 49 Grad und 54,4 Grad beim Überfahren des ersten Buckels; 55,1 Grad, 35,5 (!) Grad und 42,6 Grad am zweiten Buckel)

Diesem Fahrer gelingt es beim Überfahren der Buckel scheinbar nicht, die auftretenden Kräfte auf den Körper ausreichend zu kompensieren und eine geregelte Fahrposition ohne „Nach-Vorne-Kippen“ beizubehalten (Vergleiche hierzu bewegungsorientierte Analyse Kap. 5.1.2). Aus diesem Grund wurde Fahrer B aus der inferenzstatistischen Auswertung herausgenommen.

Auch Fahrer S muß einer gesonderten Betrachtung unterliegen:

Dieser Fahrer ist mit einem „weichen“ Skischuhmaterial erfahren, da er in seinen Wettkämpfen einen selbst-modifizierten weichen Schuh fährt. Sein Fahrverhalten verhalte sich, wie sich in der weiteren Auswertung zeigte, zu den anderen Fahrern nicht vergleichbar. Daher wird auch dieser Fahrer aus der inferenzstatistischen Auswertung herausgenommen.

Die Rückverlagerung des Schwerpunktes auf dem Scheitelpunkt des ersten Buckel bei Verwendung des „weichen“ Schuhs stellt sich sowohl bei Berücksichtigung von Fahrer B und S ($p = 0.007$) als auch bei Nichtberücksichtigung ($p = 0.002$) dieser Fahrer statistisch „hoch signifikant“ dar.

Sprunggelenkwinkel

Bei der Betrachtung der Sprunggelenkwinkel zu diesem Zeitpunkt erkennt man, dass es nur vier Fahrern (Fahrer B,L,M,S) gelingt, den weicheren Schuh merklich für eine stärkere Beugung im Sprunggelenk (syn. Dorsalextension) auszunützen (Abb. 27).

Bemerkenswert ist, dass die zwei Fahrer L und M, die eine gering verbesserte Beugung im Sprunggelenk realisieren konnten, normalerweise einen vergleichsweise weichen Skischuh fahren. Ansonsten weisen alle anderen elf Fahrer auf dem ersten Buckel bei den Fahrten mit dem weichen Schuh eine erhöhte Streckung im Sprunggelenk auf.

Es liegt daher die Vermutung nahe, dass es den Fahrern erst bei längerer Eingewöhnung und Gebrauch eines weichen Schuhs gelingt, die vergrößerte Beugungsmöglichkeit im Sprunggelenk auszunutzen.

Möglicherweise versucht der versierte Fahrer seine über Jahre eingeübte und antrainierte Fahrposition und Körperwinkelstellungen beizubehalten, obgleich ihm im vorliegenden Fall ein erweiterter Bewegungsradius im Sprunggelenk zu Verfügung stünde.

Ohne Berücksichtigung der Fahrer B und S (aus angeführten Gründen) ergibt sich eine statistisch signifikante vermehrte Streckung im Sprunggelenk bei den Fahrten mit dem weichen Testschuh auf dem ersten Buckel ($p = 0.048$ ohne Fahrer B und S;

$p_{\text{gesamt}} = 0.378$).

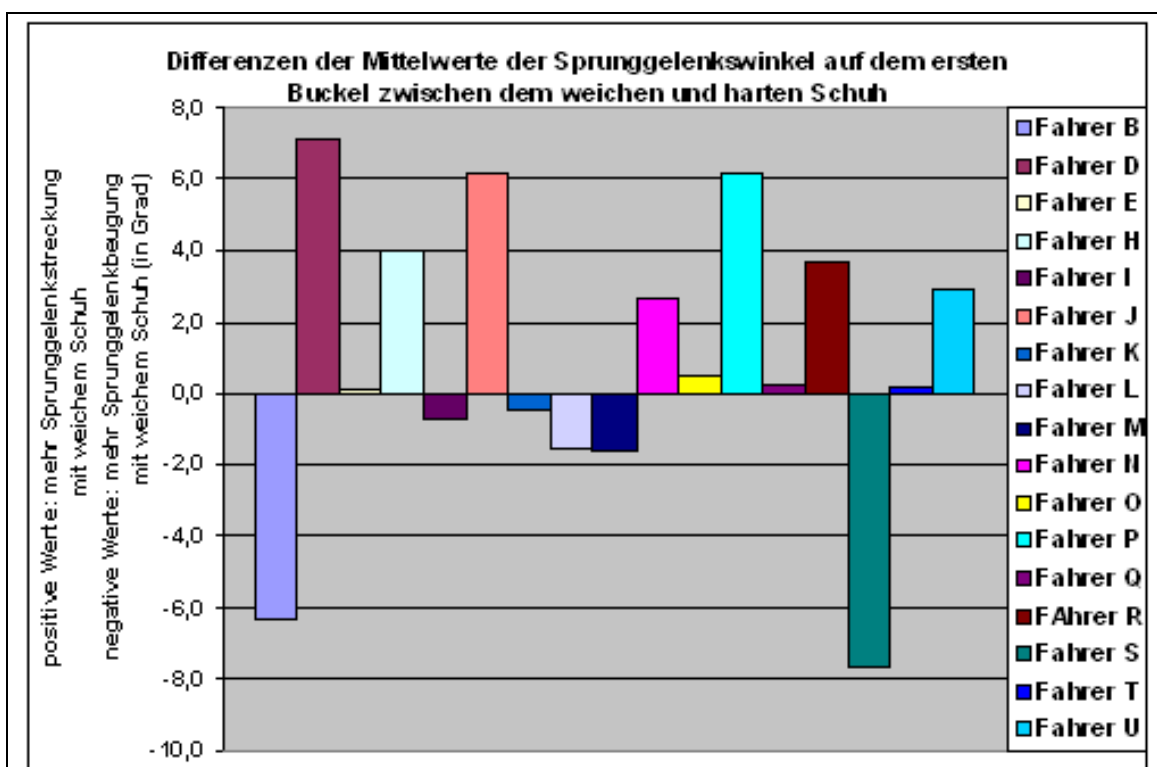
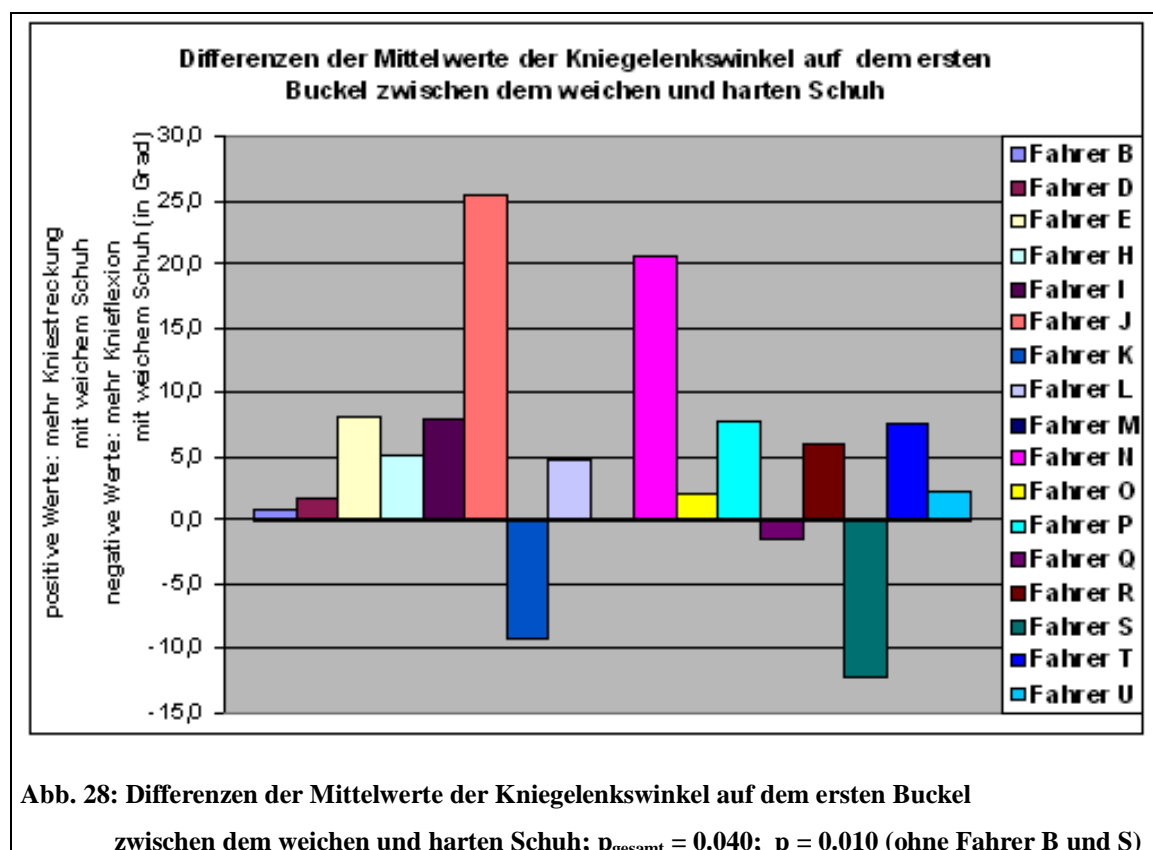


Abb. 27: Differenzen der Mittelwerte der Sprunggelenkwinkel auf dem ersten Buckel zwischen dem weichen und harten Schuh; $p_{\text{gesamt}} = 0.378$; $p = 0.048$ (ohne Fahrer B und S)

Kniegelenkwinkel

Bei Betrachtung der Differenzen der Mittelwerte zwischen den Fahrten mit dem weichen und dem harten Schuh im Hinblick auf die Kniegelenkwinkel fällt auf, dass nur zwei Fahrer (K mit 9,1 Grad, S mit 12,2 Grad) auf dem ersten Buckel eine relevant vermehrte Flexion im Kniegelenk bei den Weich-Schuh-Fahrten aufweisen (Abb. 28).



Somit gelingt es dem Fahrer S wiederum im Gegensatz zur Mehrheit, wie schon im Sprunggelenk, auch im Kniegelenk eine größere Beugung bei den Fahrten mit dem weichen Schuh zu realisieren, und damit im weiteren Verlauf der Fahrt eine vermehrte Streckreserve der Gelenke zu besitzen.

Der statistisch signifikante ($p = 0.010$; ohne Fahrer B und S und $p = 0.040$ mit Fahrer B und S) überwiegende Anteil von Testfahrern streckt das Kniegelenk bei Benutzung des Soft-Boots auf dem ersten Buckel stärker. Die deutlichste Kniegelenks-Extension besitzen die Fahrer J und N mit Differenzwerten von 25,4 und 20,6 Grad!

Die durchschnittliche erhöhte Kniegelenksstreckung mit dem weichen Schuh beträgt 4,6 Grad.

Hüftgelenkwinkel

Zwei Fahrern (I und R) mit mehr Beugung in der Hüfte (10.8 und 11.2 Grad) stehen dreizehn Fahrer gegenüber, die ihre Hüfte gegenüber den Hart-Schuh-Fahrten mit dem weichen Rossignol soft auf dem ersten Buckel stärker strecken.

Somit zeigt sich im Vergleich zwischen dem weichen und harten Schuh eine signifikant ($p = 0.045$ mit Fahrer B und S; $p = 0.041$ ohne dieser Fahrer) vermehrte Extension im Hüftgelenk (Abb. 29).

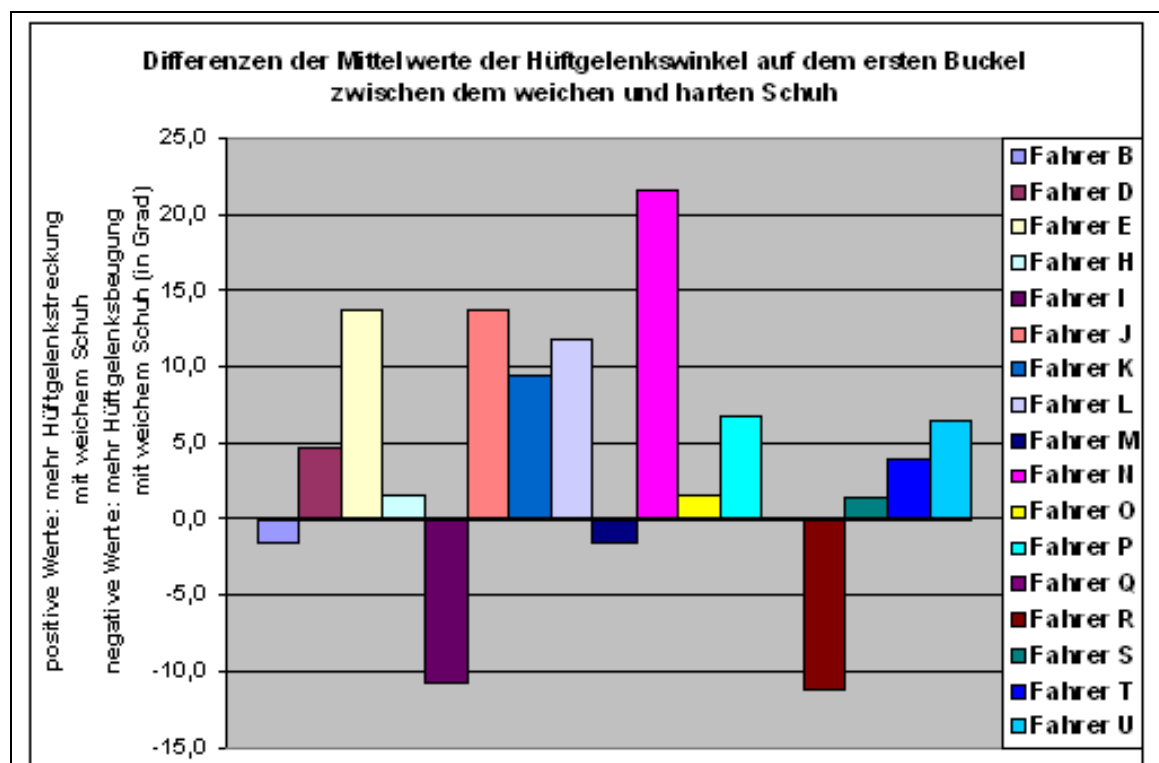


Abb. 29: Differenzen der Mittelwerte der Hüftgelenkwinkel auf dem ersten Buckel zwischen dem weichen und harten Schuh; $p_{gesamt} = 0.045$; $p = 0.041$ (ohne Fahrer B und S)

Im Mittel liegt die erhöhte Hüft-Streckung mit dem weichen Schuh bei 4,2 Grad.

Einen Extremwert erreicht hier Fahrer N (21.6 Grad). Dieser Fahrer fällt schon bei der Analyse der Kniegelenkwinkel durch eine sehr deutliche Ausprägung der Winkeldifferenzen auf.

Ebenso verhält es sich bei Fahrer P. Ihre Fahrposition (vor allem im Hinblick auf ihren Sprunggelenkwinkel und die Schwerpunktlage), ist typisch für die Mehrheit der Probanden.

Aus diesem Grund werden ihre Werte - stellvertretend für das Gros der Probanden - in Abb. 30 nochmals im Überblick zusammengestellt.

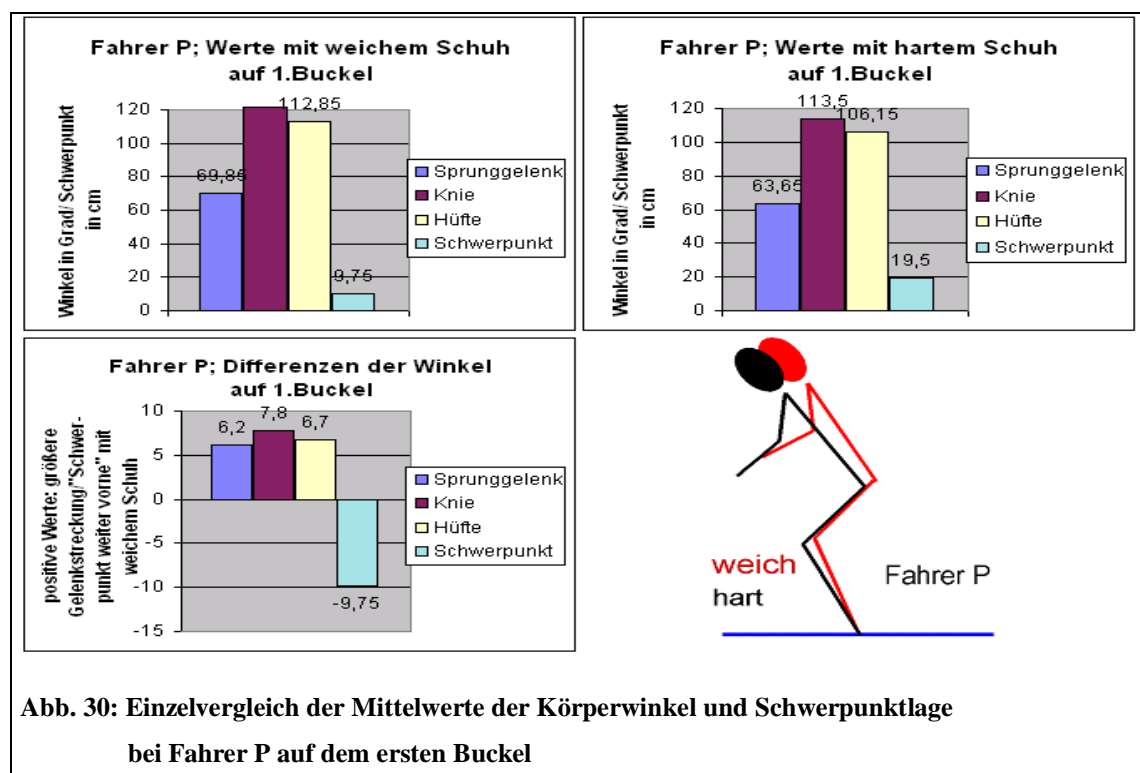


Abb. 30: Einzelvergleich der Mittelwerte der Körperwinkel und Schwerpunktlage bei Fahrer P auf dem ersten Buckel

Danach weist Fahrer P auf dem ersten Buckel bei Verwendung des weichen Schuhs eine größere Extension im Sprunggelenk von 6,2 Grad auf. Gleichzeitig streckt sie ihr Kniegelenk um 7.8 Grad mehr. Im Hüftgelenk zeigt sich ein um 6,7 Grad größerer Winkel. Ihr Schwerpunkt ist um 9,75 cm zurückverlagert.

Die Fahrpositionen im Vergleich zwischen den beiden getesteten Schuhen sind in einer dieser Abbildung eingefügten Graphik dargestellt. Die rot gefärbte Strichfigur zeigt hierbei die Körperhaltung zum gemessenen Zeitpunkt mit dem weichen Schuh. Die schwarz gezeichnete Strichfigur symbolisiert die Winkelstellungen mit dem harten Schuhwerk. Die individuellen Ergebnisdiagramme jedes Testfahrers und die statistische Auswertung auf dem ersten Buckel ist im Anhang IV und V zusammengestellt.

Insgesamt sieben Testfahrer (Proband D, J, N, M, P, T, U) verhalten sich bezüglich der Auslenkung der Körperwinkel und der Schwerpunktlage (wenn auch in unterschiedlich starker Ausprägung) konform mit der Fahrerinnen P:

Vermehrte Streckung in Sprung-, Knie-, und Hüftgelenk und eine rückverlagerte Körperschwerpunktlage.

Bei einigen weiteren Fahrern lassen sich nur geringe Diskrepanzen zu der exemplarisch aufgezeigten Fahrposition der Probandin nachweisen:

So ergeben sich auch für Fahrer H eine vermehrte Streckung sowohl im Sprung-, im Knie-, als auch im Hüftgelenk. Lediglich seine Schwerpunktlage ist mit 0.9 cm Vorverlagerung (durch ausgleichende Armbewegungen) jedoch nur geringfügig verändert.

Bei Fahrer Q erkennt man ebenfalls eine größere Streckung im Sprung- und Hüftgelenk. Auch ist der Schwerpunkt verglichen mit der Fahrerinnen P gleichgerichtet zurückverlagert.

Nur im Bereich des Kniegelenks erreicht der Fahrer Q annähernd gleiche Winkelwerte:

Bei den Fahrten mit dem weichen Schuh kommt es im Vergleich zu den Durchgängen mit dem harten Schuh zu einem lediglich um 1,47 Grad unterschiedlichen Kniewinkel.

Zum Abschluß der Auswertung der Fahrpositionen auf dem ersten Buckel werden die oben aufgeführten und statistisch analysierten Diagramme der einzelnen Körperwinkel und Schwerpunktlage zusammenfassend graphisch dargestellt

(Abb. 31).

	auf 1.Buckel
Schwerpunkt	0.002
Sprunggelenk	0.048
Kniegelenk	0.010
Hüftgelenk	0.041
Rumpf	0.073

Zahlenwerte entsprechen p;
 bei $p < 0.001$ Ergebnis höchst signifikant
 bei $p < 0.01$ Ergebnis hoch signifikant
 bei $p < 0.05$ Ergebnis signifikant
 bei $0.05 < p < 0.1$ deutliche Tendenz

Abb. 31: statistische Signifikanz der ermittelten Differenzen der Körperwinkel- und Schwerpunktlage auf dem ersten Buckel (ohne Fahrer B und S)

Abschließend lässt sich eine Zusammenfassung der Fahrposition **auf dem ersten Buckel** erstellen:

Bei Verwendung des weichen Schuhs ergibt sich im Vergleich zum harten Schuh (und bei Nichtberücksichtigung der Fahrer B und S):

1. eine signifikante **vermehrte Streckung (syn. Plantarflexion) im Sprunggelenk**
2. signifikant **größere Kniestreckung**
3. signifikant **verstärkte Hüftstreckung**
4. und eine hoch-signifikante **Rückverlagerung des Körperschwerpunktes**

Auswertung der Fahrpositionen auf dem zweiten Buckel

Die von den einzelnen Fahrern zu diesem Zeitpunkt erzielten Werte der Bewegungsparameter sind in Anhang VI zusammengestellt.

Hierbei ist anzumerken, dass aufgrund feuchtigkeitsbedingter technischer Probleme der weiter talwärts installierten Videokamera bzw wegen schlechter Witterungsbedingungen die Testfahrten der Probanden D, E, J auf dem zweiten Buckel nicht ausgewertet werden konnten.

Wie bei der Auswertung der Fahrposition auf dem ersten Buckel werden auch hier die beiden Fahrer B und S gesondert betrachtet.

Sprunggelenkwinkel

Die Differenzen der Mittelwerte der Sprunggelenkwinkel auf dem zweiten Buckel zwischen den Fahrten mit dem weichen und harten Schuh zeichnet ein uneinheitliches und nicht-tendenzielles Bild (Abb. 32):

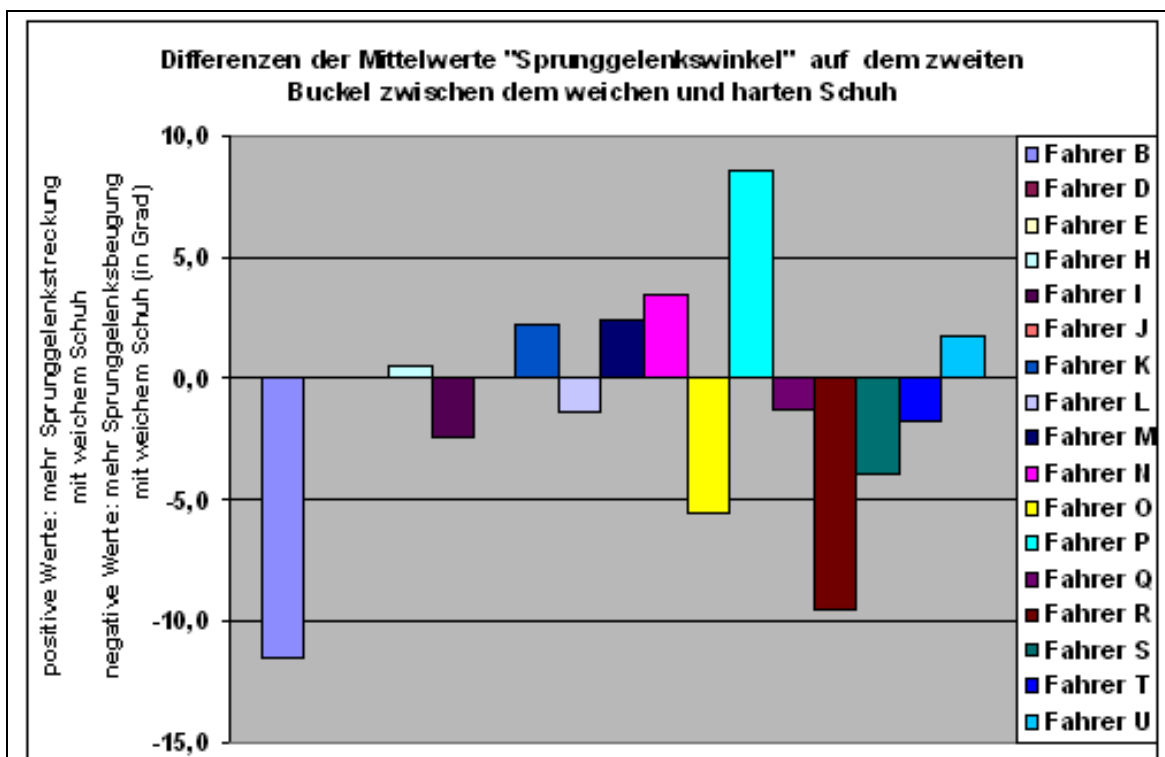


Abb. 32: Differenzen der Mittelwerte der Sprunggelenkwinkel auf dem zweiten Buckel zwischen dem weichen und harten Schuh

Sechs Fahrer (E, K, M, N, P, U) strecken ihr Sprunggelenk bei Verwendung des weichen Schuhs stärker. Den größten Streckungswert erreicht Fahrer P mit 8,5 Grad.

Demgegenüber stehen acht Fahrer, die ihr Sprunggelenk bei den Weich-Schuh-Fahrten in einer vermehrt gebeugten Stellung halten.

Der darunter befindliche Fahrer B lässt hier bereits das „Nach-Vorne-Fallen“ im Sprunggelenk und die mangelnde muskuläre Kompensation bei der Verwendung des weichen Schuhs erkennen, die in der nachfolgenden bewegungsorientierten Auswertung vor bzw auf dem zweiten Buckel noch deutlicher sichtbar wird. Dieser Fahrer beugt das Sprunggelenk in den Weich-Schuh-Fahrten um 11,5 Grad mehr.

Nach Ausschluß dieses Extremwertes und Nicht-Bewertung des Fahrers S aus oben genannten Gründen lässt sich auf dem zweiten Buckel kein deutlicher Unterschied zwischen den beiden verglichenen Skischuhen ausmachen.

Schwerpunktlage

Mehr Tendenzen zeigt die Betrachtung der Schwerpunktlage auf dem zweiten Buckel (Abb. 33):

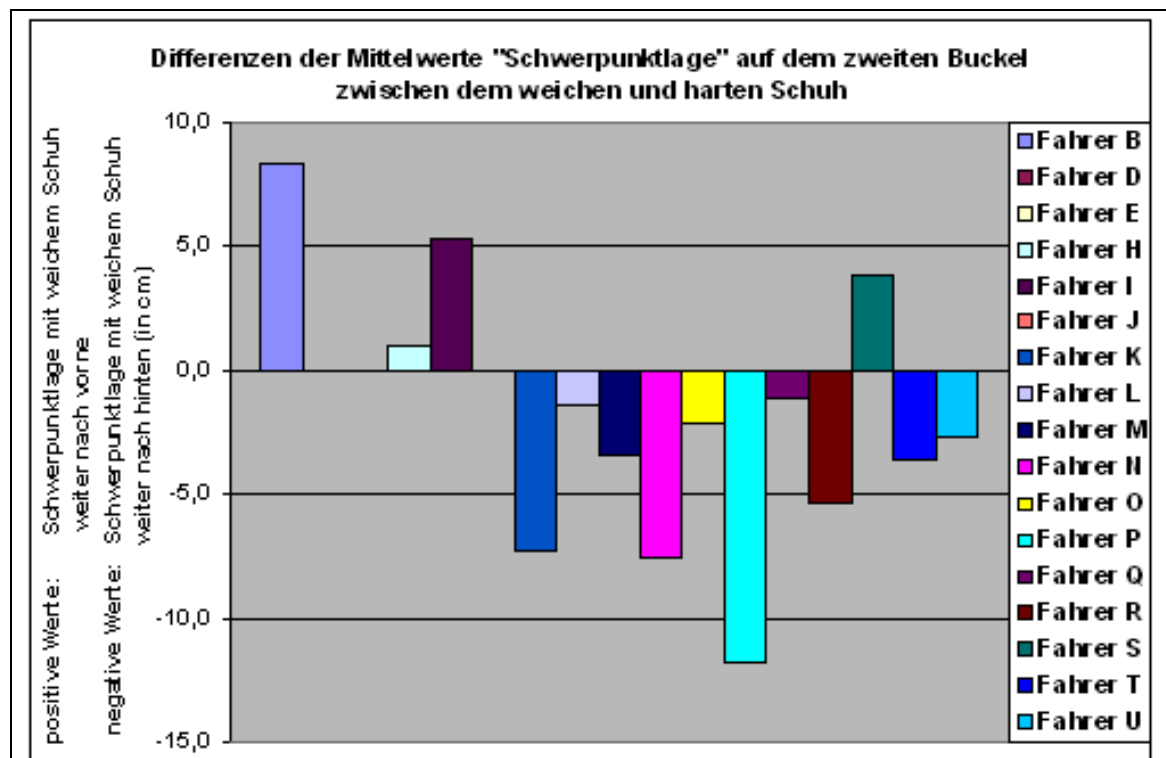


Abb. 33: Differenzen der Mittelwerte „Schwerpunktlage“ auf dem zweiten Buckel zwischen dem weichen und harten Schuh; $p_{\text{gesamt}} = 0.194$; $p = 0.016$ (ohne Fahrer B und S)

Lässt man aus oben aufgeführten Gründen die Auswertung von Fahrer B und S wiederum außer Acht, so stellen sich nur zwei Fahrer (H, I) mit einer Verlagerung des Schwerpunktes nach vorne dar: Fahrer I mit dem höchsten Wert der Vorverlagerung von 5,4 cm.

Bei den restlichen zehn Probanden kommt es zu einer Rückverlagerung des Körperschwerpunktes. Die höchsten Werte erzielen hier Fahrer K mit 7,3 cm, Proband N mit 7.5 cm und Testläufer P mit 11.8 cm.

Im Mittel (ohne Berücksichtigung von Fahrer B und S) ergibt sich eine signifikante Rückverlagerung des Schwerpunktes von 2,8 cm mit einem Signifikanz-Niveau von $p=0.016$. Die statistische Auswertung der Ergebnisse auf dem zweiten Buckel sind im Anhang VII eingefügt.

Kniegelenkwinkel und Hüftgelenkwinkel

Aus der weiteren Betrachtung der Differenzen der Mittelwerte zwischen den Fahrten mit dem weichen und dem harten Schuhwerk im Hinblick auf die Kniegelenkwinkel und bezüglich der Hüftgelenkwinkel ergeben sich keine statistischen Auffälligkeiten noch erkennliche Tendenzen (siehe Auswertungsdiagramme für Knie- und Hüftgelenkwinkel im Anhang VIII).

5.1.2 Bewegungsorientierte Analyse

Wie unter Kap. 4.4.2 bereits aufgeführt, werden bei der bewegungsorientierten Analyse die Fahrerpositionen zu den vergleichbaren Maximal- und Minimalwerten der Sprunggelenkwinkel betrachtet.

Die Wahl dieser vier Zeitpunkte beruht auf der Beobachtung, dass bei allen Testfahrten ein absolutes Maximum der Sprunggelenks-Streckung nach dem jeweiligen Buckel auftrat.

Vor bzw auf dem jeweiligen Buckel zeigte sich die größte Beugung im Sprunggelenk. Dies ist durch eine gewisse Zwangssteuerung im Sprunggelenk aufgrund der Geländegeometrie zu erklären.

Sowohl bei der Sprunggelenksstreckung als auch bei der –beugung können die Zeitpunkte des Auftretens der maximalen Sprunggelenksexension bzw –flexion zwischen den Fahrten mit dem weichen und dem harten Schuh zeitlich leicht unterschiedlich sein.

Es sei nochmalig eine Erinnerung der Begriffsdefinition (mit Verweis auf Kap. 4.4.1 und Abb. 20) gegeben: Im Folgenden wird eine vermehrte Sprunggelenksdorsalextension synonym mit einer vermehrten Sprunggelenks-Beugung behandelt. Eine stärkere Sprunggelenksplantarflexion ist einer vermehrten Sprunggelenk-Streckung gleichgesetzt.

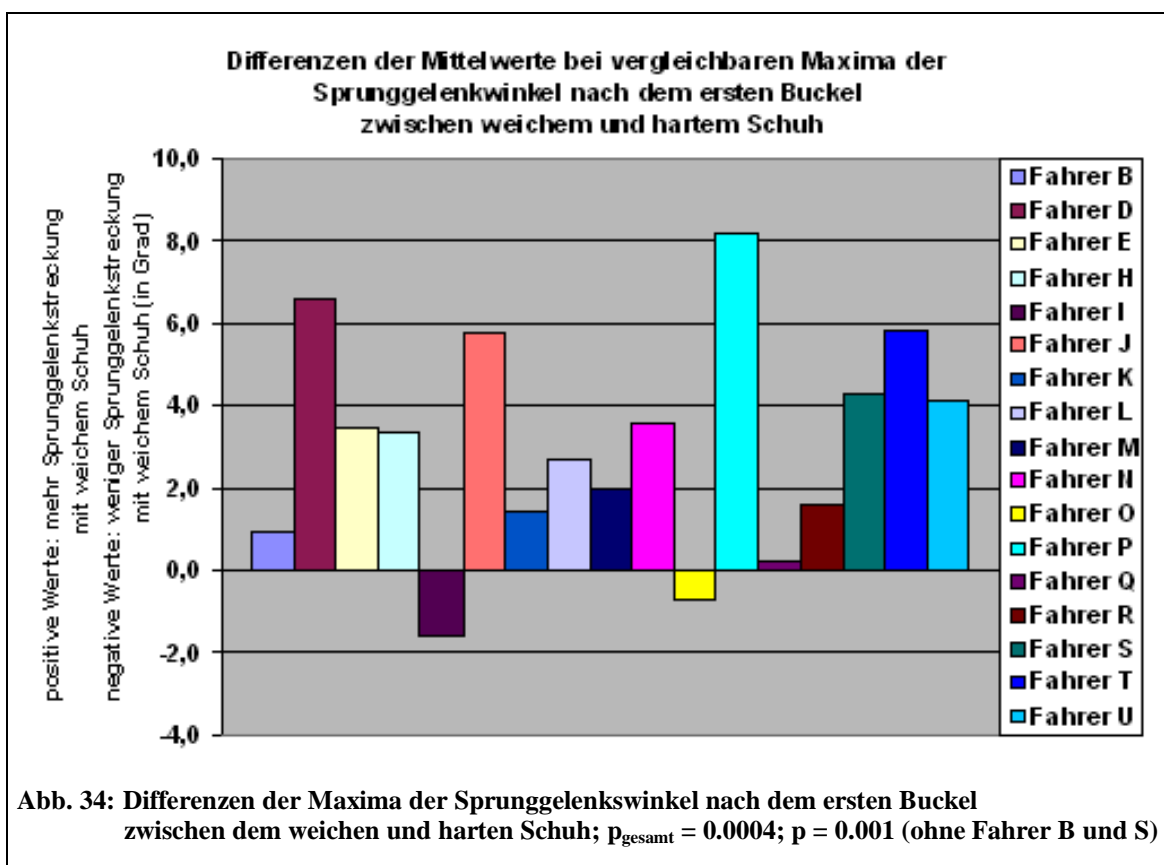
Diese Vereinbarung ist nötig, um die medizinische Nomenklatur mit der sportwissenschaftlich-biomechanischen Darstellungsweise (die von einem proximalem Hebel ausgeht) zu synchronisieren.

Fahrpositionen zum Zeitpunkt der maximalen Sprunggelenksex-tension nach dem ersten Buckel

Sprunggelenkwinkel

Im Folgenden werden die von jedem Probanden erzielten Mittelwerte der Bewegungsparameter zum Zeitpunkt der maximalen Sprunggelenksstreckung (syn. Plantarflexion) nach dem ersten Buckel dargestellt.

Diese Daten belegen, dass mit dem weichen Schuh eine signifikant ($p < 0,001$; sowohl mit als auch ohne Fahrer B und S) ausgeprägtere Streckung im Sprunggelenk erfolgt. Über alle Probanden und Fahrten gemittelt beträgt der Unterschied etwas mehr als 3 Grad. Abb. 34 illustriert dieses eindeutige Ergebnis:



Nur zwei Testpersonen (Fahrer I und O) erreichen mit dem harten Schuh eine geringere Sprunggelenksstreckung nach dem ersten Buckel. Die anderen 15 Fahrer weisen jedoch alle mit dem weichen Schuh eine stärkere Sprunggelenksstreckung (syn. Plantarflexion) auf. Begründungen für diesen Sachverhalt werden in Kap. 5.4 und Kap. 6 gegeben.

Schwerpunktlage

Zeitgleich mit der größten Sprunggelenks-Streckung nach dem ersten Buckel liegt der Schwerpunkt bei den Durchgängen mit dem weichen im Vergleich zum harten Schuh weiter hinten. Die Schwerpunktverlagerung ist hoch-signifikant ($p= 0.009$) bei Betrachtung aller Fahrer und signifikant ($p = 0.010$; ohne Berücksichtigung von Fahrer B und S). Es werden Werte von bis zu knapp -21 cm (Fahrer P) erreicht. Abb. 35 stellt die bei den Fahrern beobachteten Differenzen der Schwerpunktlagen gegenüber.

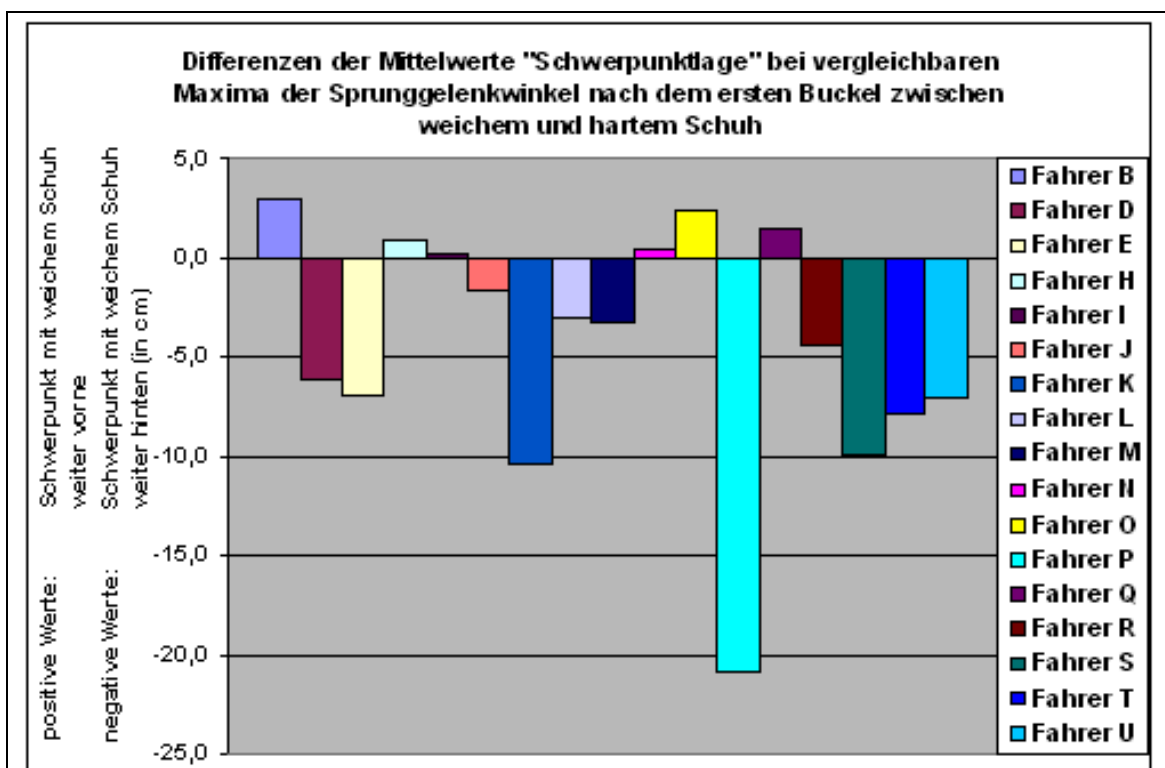


Abb. 35: Schwerpunktlage bei vergleichbaren Maxima der Sprunggelenkwinkel nach dem ersten Buckel; $p_{\text{gesamt}} = 0.009$; $p = 0.010$ (ohne Fahrer B und S)

Im Gesamtdurchschnitt entspricht dies einer um -4.3 cm nach hinten verlagerten Schwerpunktlage bei den Fahrten mit dem weichen Schuh.

Kniegelenkwinkel

Statistisch auffällig ist weiterhin eine stärkere Streckung im Kniegelenk zum Zeitpunkt des Auftretens der Sprunggelenk-Maxima nach dem ersten Buckel (Abb. 36).

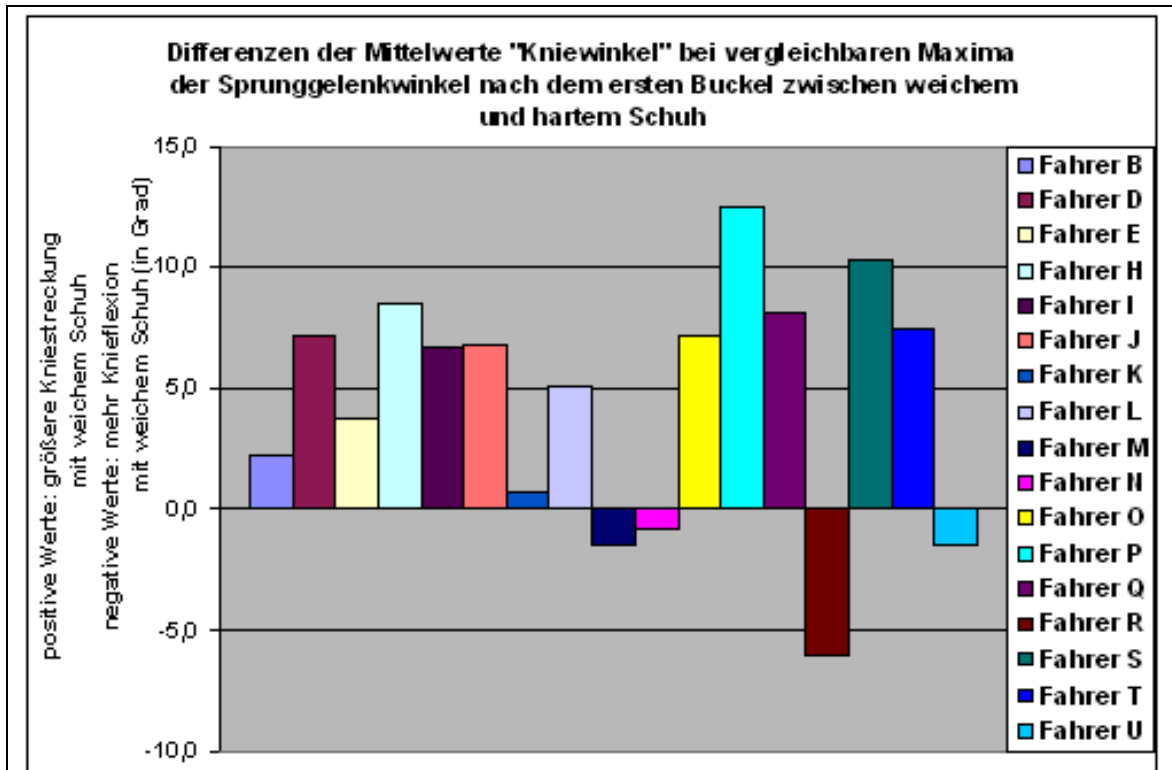


Abb. 36: Differenzen der Kniegelenkwinkel bei vergleichbaren Sprunggelenksmaxima nach dem ersten Buckel; $p_{\text{gesamt}} = 0.003$; $p = 0.001$ (ohne Fahrer B und S)

Dreizehn Fahrer weisen zum Zeitpunkt der maximalen Sprunggelenksexension nach dem ersten Buckel eine erhöhte Streckung im Kniegelenk bei den Durchgängen mit dem „weichen“ Schuh auf. Die größten Werte sind bei Fahrer P (12.55 Grad) und Proband S (10.4 Grad) anzutreffen.

Es liegt die Vermutung nahe, dass Fahrer P mit dieser vermehrten Kniestreckung auf seine zu diesem Zeitpunkt ebenfalls bestehende größere Extension im Sprunggelenk (Verweis auf Abb. 34) reagiert, um seinen ohnehin schon extrem rückverlagerten Schwerpunkt (Verweis auf Abb. 35) nicht noch weiter nach hinten zu verlagern. Ebenso, jedoch in weniger starker Ausprägung, sind die Werte von Proband S erklärbar.

Vier Fahrer weisen mit dem weichen Schuh jedoch eine stärkere Knieflexion auf, wobei dies bei den drei Probanden mit -1.5 Grad, N mit -0.8 Grad und U mit -1.5 Grad) nur schwach ausgeprägt ist. Lediglich Fahrer R erreicht einen bedeutsamen Unterschied von - 6.1 Grad.

Über alle Probanden gemittelt liegt die Differenz bei +4,5 Grad. Diese ausgeprägtere Kniestreckung mit dem weichen Schuh ist hochsignifikant ($p < 0,01$).

Hüftgelenkwinkel

Bei Betrachtung der Differenzen der Mittelwerte im Hinblick auf die Hüftgelenkwinkel lassen sich keine eindeutigen Effekte und tendenzielle Auswirkungen des weichen Schuhs auf die Hüftbeugung oder -streckung feststellen (siehe Anhang IX)

Die individuellen Fahrpositionen der einzelnen Testfahrer zum Zeitpunkt der ersten maximalen Sprunggelenksstreckung sind in Anlage X zusammengefaßt.

Die durchschnittliche Fahrposition mit dem weichen Schuh zum Zeitpunkt der **maximalen Sprunggelenksstreckung nach dem ersten Buckel** lässt sich wie folgt zusammenfassen:

- 1. signifikant ausgeprägtere Streckung (syn. Plantarflexion) im Sprunggelenk**
- 2. signifikant ausgeprägtere Streckung im Kniegelenk**
- 3. keine wesentliche Veränderung im Hüftgelenkwinkel**
- 4. signifikant ausgeprägtere Rückverlagerung des Schwerpunktes**

Die zu allen vier Bewegungsparametern durchgeführten statistischen Tests sind in Anhang XI zusammengestellt.

Fahrpositionen zum Zeitpunkt der maximalen Sprunggelenksexension nach dem zweiten Buckel

Analog zum vorherigen Abschnitt werden die Fahrpositionen zum Zeitpunkt analysiert, wenn sich die Fahrer nach dem zweiten Buckel wieder in der maximalen Sprunggelenksstreckung befinden. Hierzu sind die bei den einzelnen Fahrern zu diesem Zeitpunkt ermittelten Werte der Bewegungsparameter gegenübergestellt. (Wie bereits erläutert, konnten diese Werte aufgrund technischer Probleme für die Fahrer D, E, J und K nicht bestimmt werden.)

Sprunggelenkwinkel

Konform zu den Ergebnissen bei den Sprunggelenksmaxima nach dem ersten Buckel lässt sich auch nach dem zweiten Buckel eine statistisch signifikante, stärkere Sprunggelenks-Streckung (syn. Plantarflexion) bei den Versuchsfahrten mit dem „weichen“ Testschuh ermitteln (siehe Abb. 37).

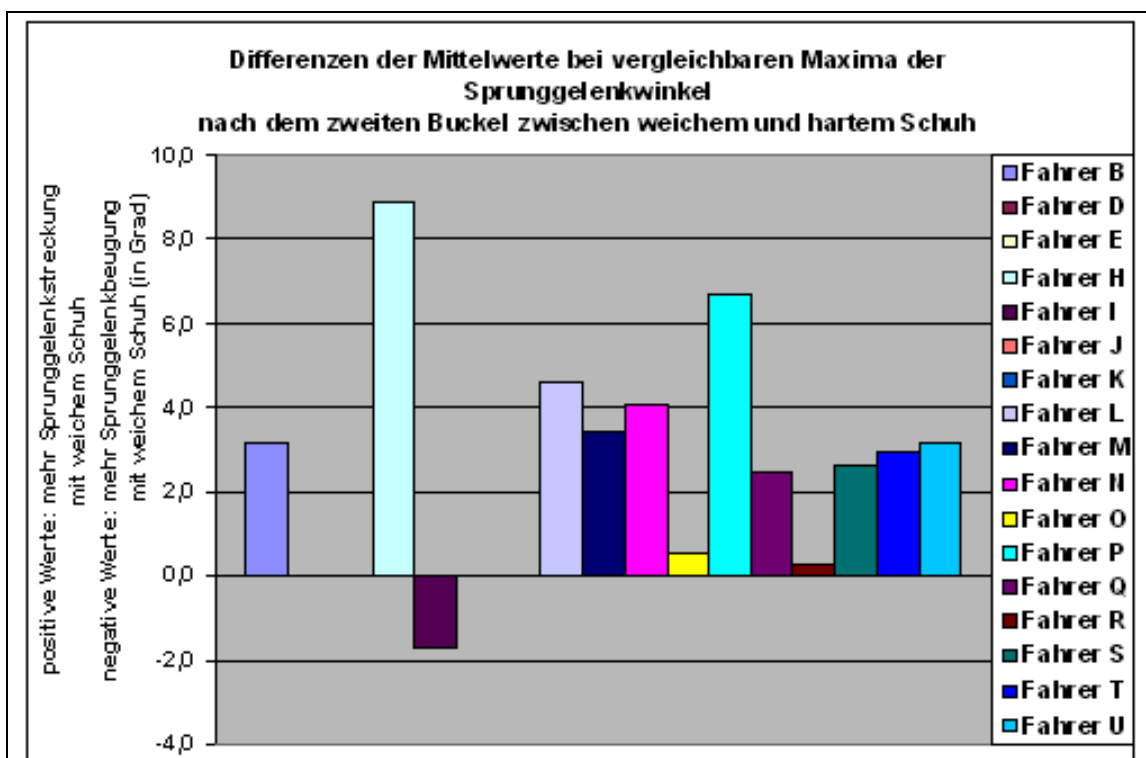


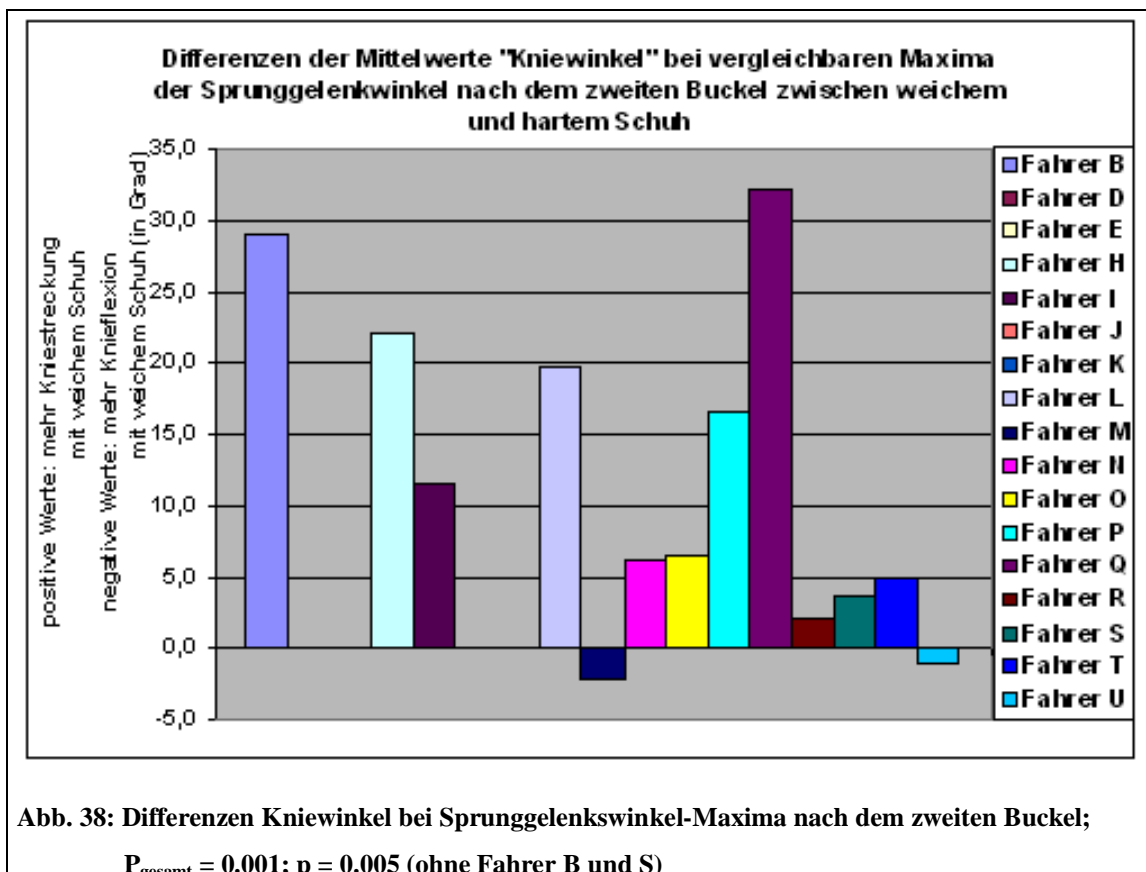
Abb. 37: Differenzen der Sprunggelenksmaxima nach dem zweiten Buckel zwischen dem weichen und dem harten Schuh; $p_{\text{gesamt}} = 0.001$; $p = 0.005$ (ohne Fahrer B und S)

Lediglich der Fahrer I flektiert das Sprunggelenk bei den Fahrten mit „weichem“ Schuh stärker (-1.7 Grad).

Von den anderen zwölf, jeweils mehr Sprunggelenkstreckung mit „weichem“ Schuh aufweisenden Testpersonen, haben die Fahrer H mit 8.9 Grad und Proband P mit 6,7 Grad die größten Differenzwerte. Über alle Fahrer gemittelt ergibt sich eine um 3,2 Grad größere Sprunggelenksstreckung bei Verwendung des weichen Schuhs.

Kniegelenkwinkel

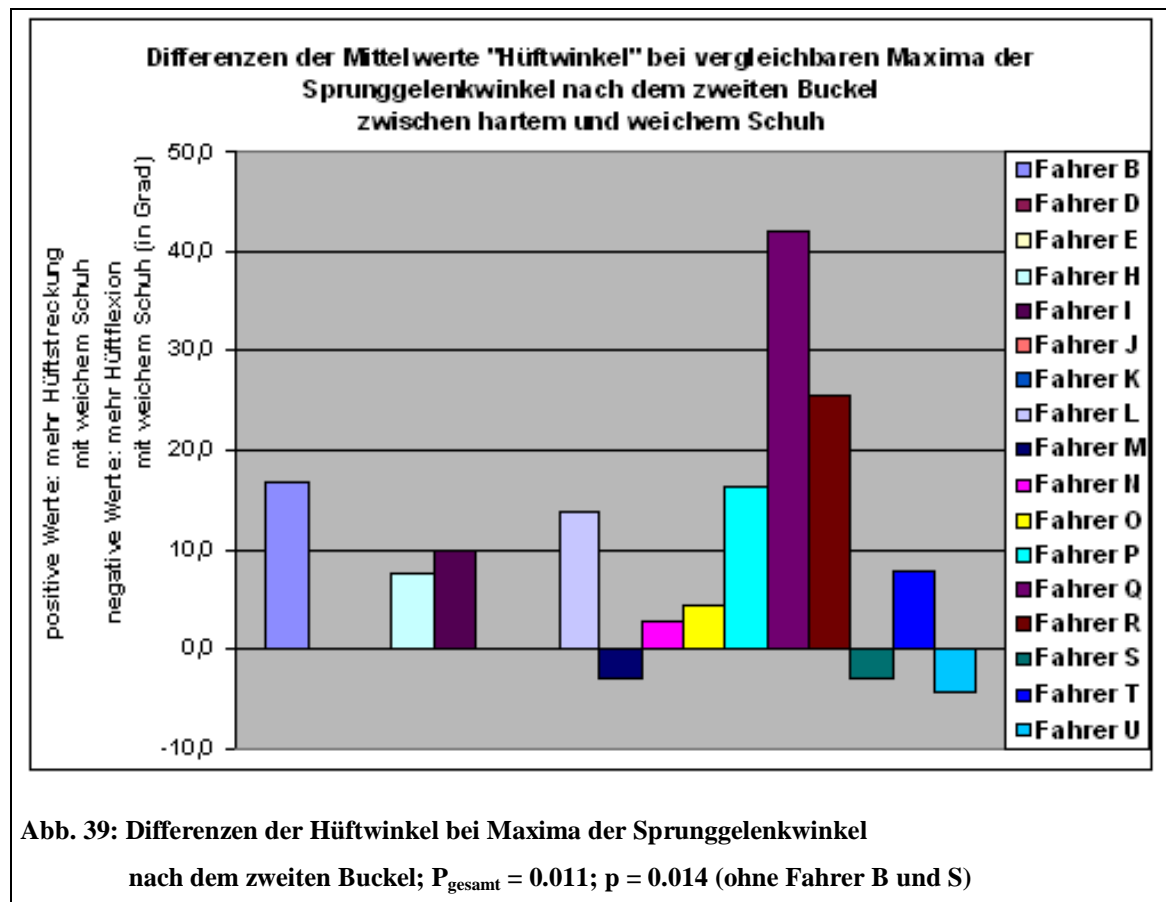
In Abb. 38 ist deutlich eine vermehrte Streckung im Knie in den Durchgängen mit dem weichen Schuh erkennbar.



Der Mittelwert der Differenzen beläuft sich 11.6 Grad ($p = 0.001$ bzw 0.005 bei Nicht-Berücksichtigen der Fahrer B und S).

Hüftgelenkwinkel

Während der Hüftwinkel bei der bewegungsorientierten Betrachtung nach dem ersten Buckel keine wesentlichen Unterschiede aufweist, zeigt sich nach dem zweiten Buckel eine signifikant größere Hüftstreckung bei den Fahrten mit dem weichen Schuh ($p = 0.011$ bzw. 0.014 ohne Fahrer B und S). Im Mittel beträgt diese erhöhte Hüftstreckung $10,5$ Grad (siehe Abb. 39):



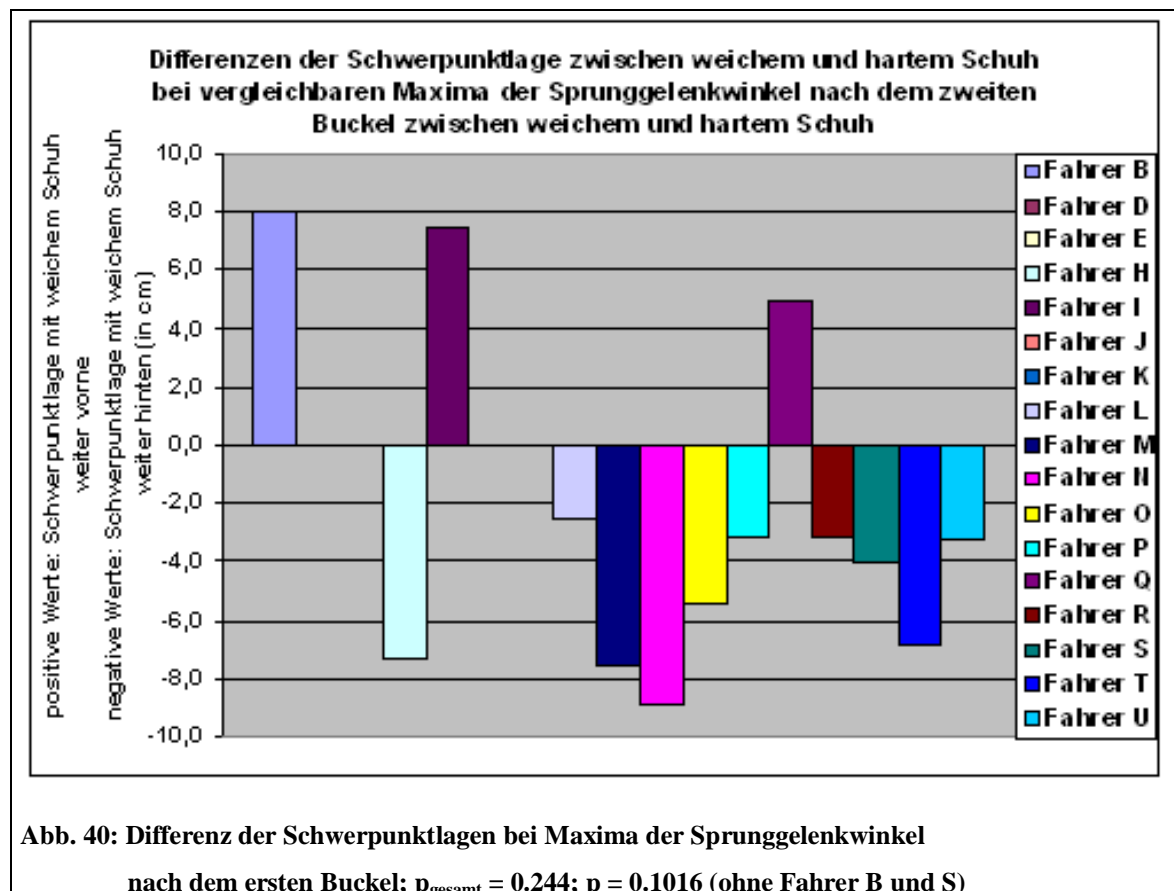
Nur drei Fahrer (Probanden M, S, U) beugen ihr Hüftgelenk bei den Fahrten mit weichem Schuh vermehrt, die Differenzen sind jedoch marginal.

Auch beim Hüftgelenkwinkel weist Fahrer Q wie schon beim Kniewinkel den größten Differenzwert auf: ihm gelingt mit dem „weichen“ Schuh eine extreme Zunahme der Streckung um 42 Grad (!) gegenüber den Vergleichsschuh-Durchläufen.

Auf diese, im Vergleich zu den anderen Testfahrern, besonders extreme Fahrposition wird im Anschluß an die folgenden Erläuterungen noch näher eingegangen werden.

Schwerpunktlage

Die Schwerpunktlage bei den vergleichbaren Maxima der Sprunggelenkwinkel nach dem zweiten Buckel befindet sich bei zehn von dreizehn Fahrern bei Verwendung des weichen Testschuh weiter hinten (siehe Abb. 40).



Die größten Negativ-Differenzen, gleichbedeutend mit einem im Vergleich zum harten Schuh weiter zurückverlagerten Schwerpunkt, erreichen die Fahrer H (-7.4cm), Fahrer M (-7.6 cm) und der Fahrer N (-8.8 cm).

Drei Probanden fallen durch eine nach vorne verschobene Schwerpunktlage auf: Testperson B mit 8 cm, Testperson I mit 7.5 cm und Testperson Q mit 4.9 cm.

Die individuellen Fahrpositionen der einzelnen Testfahrer zum Zeitpunkt der größten Sprunggelenksstreckung am zweiten Buckel sind im Anhang XII als Diagrammdarstellung aufgezeigt.

Aus dem Vergleich der Fahrtpositionen mit dem weichen und dem harten Schuh zum Zeitpunkt der vergleichbaren **Maxima** der Sprunggelenkwinkel **auf dem zweiten Buckel** lässt sich folgendes Resümee ziehen:

- 1. hoch-signifikant mehr Streckung (syn. Plantarflexion) im Sprunggelenk**
- 2. hoch-signifikant mehr Extension im Kniegelenk**
- 3. signifikant erhöhte Hüftstreckung**
- 4. eine (zumindest tendenziell) Rückverlagerung der Schwerpunktlage**

bei den Fahrten mit dem weichen Schuh.

Das Ergebnis ist somit mit den Resultaten zum Zeitpunkt der vergleichbaren Maxima der Sprunggelenkwinkel nach dem ersten Buckel vergleichbar.

Die Statistik-Auswertungen der einzelnen Körpergelenkwinkel und Schwerpunktlagen zum Zeitpunkt der Maxima der Sprunggelenkwinkel nach dem zweiten Buckel sind im Anhang XIII zusammengestellt.

Besondere Betrachtung von Fahrer B und Q zu den Zeitpunkten der maximalen Sprunggelenkstreckung

Aufgrund der besonderen, von den übrigen Probanden abweichenden Fahrpositionen der Fahrer B und Q sollten diese einer genaueren Betrachtung unterzogen werden:

Fahrer B hat nach dem zweiten Buckel im Knie- und Hüftgelenk eine deutlich erhöhte Streckung bei den Fahrten mit dem weichen Schuh. Damit gelingt es ihm, seinen Schwerpunkt gegenüber den Durchgängen mit dem harten Schuh weiter nach vorne zu bringen (vergleiche hierzu Abb. 38, Abb. 39 und Abb. 40). Der besseren Verdeutlichung für diese abweichende Fahrposition dient die Strichfigur-Skizze in Abb. 41.

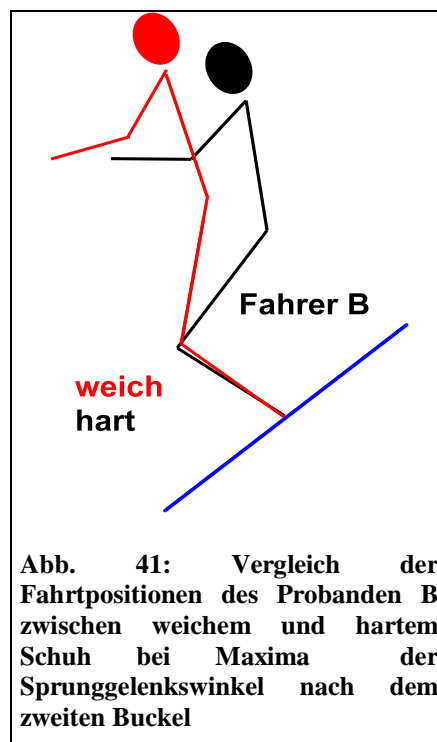


Abb. 41: Vergleich der Fahrpositionen des Probanden B zwischen weichem und hartem Schuh bei Maxima der Sprunggelenkwinkel nach dem zweiten Buckel

Wie in der später folgenden bewegungsorientierten Analyse zu sehen sein wird, scheint Fahrer B eine unzureichende muskuläre Kompensation der auftretenden äußeren Kräfte zu haben. Dieser Fahrer „klappt“ zum Zeitpunkt der maximalen Sprunggelenksbeugung bei den „Weich-Schuh-Fahrten“ im Sprunggelenk bis hin zu verletzungskritischen Werten „nach vorne“ (vergleiche hierzu Abb. 49). Die hier aufgezeigte Fahrposition des Fahrers B mit der resultierenden Vorverlagerung des Schwerpunktes während den Messzeitpunkten ist somit erklärbar.

Interessant für eine näher eingehende Einzelanalyse scheint auch der Vergleich der Fahrten von **Proband Q**:

Im Sprunggelenk zeigt er keine bedeutsam abweichende, größere Streckung (2.5 Grad). Dagegen ist sein Kniegelenk mit dem weichen Schuh um 32 Grad gestreckter als mit hartem Schuh (Mittelwert 11.6 Grad).

Am größten fällt der Unterschied zu den anderen Testfahrern im Bereich des Hüftwinkels aus: hier streckt der Proband sein Hüftgelenk mit dem weichen Schuh um 42 Grad mehr als mit dem harten Vergleichsschuh (Mittelwert der Testfahrer: 10.5 Grad).

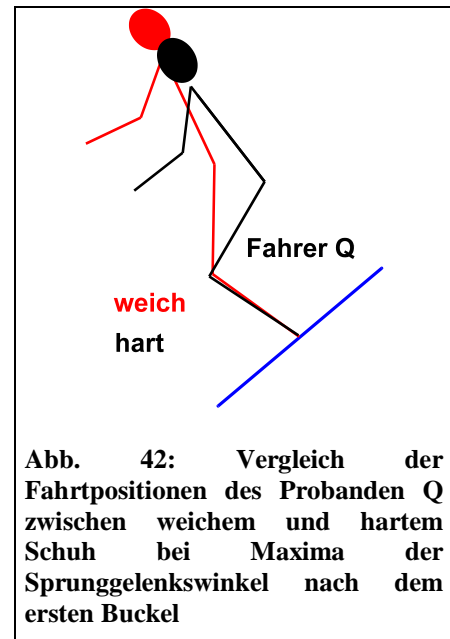


Abb. 42: Vergleich der Fahrpositionen des Probanden Q zwischen weichem und hartem Schuh bei Maxima der Sprunggelenkwinkel nach dem ersten Buckel

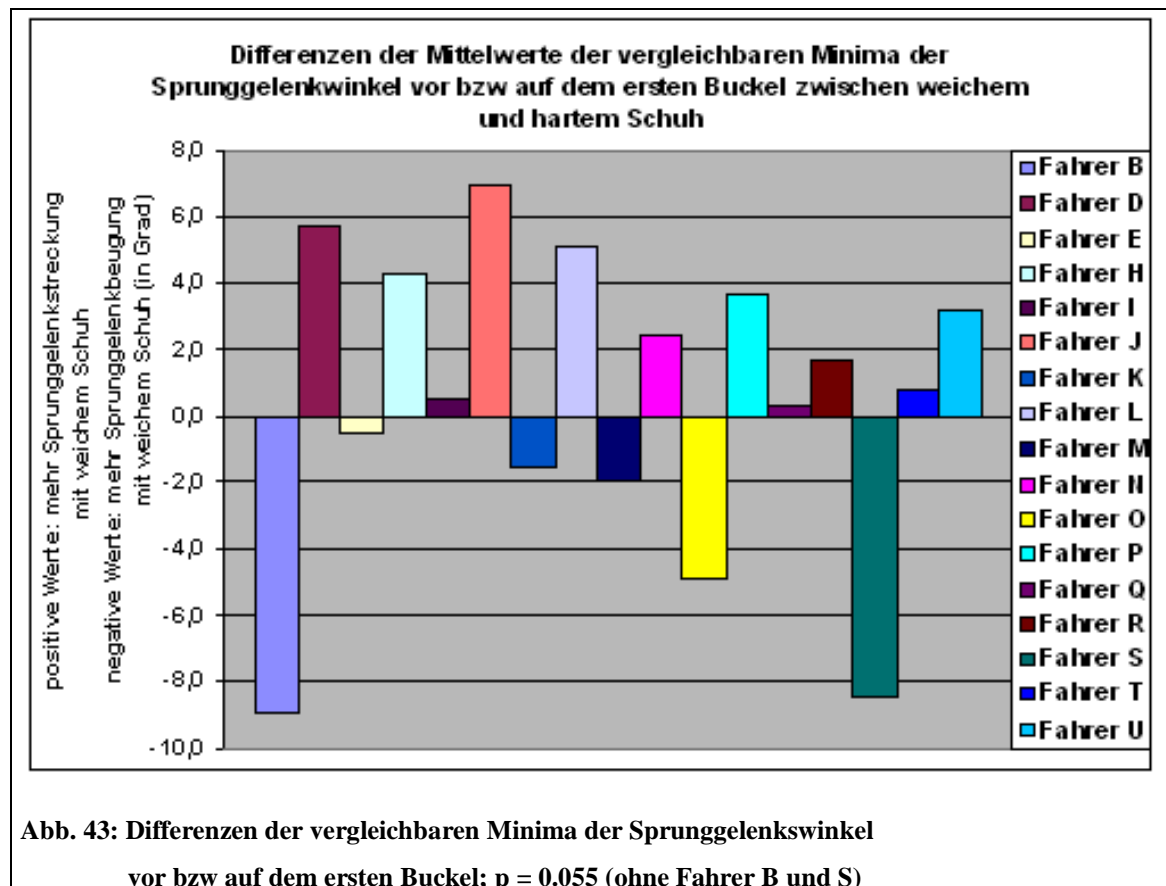
Bei den Vergleichswerten der Schwerpunktlage liegen seine Werte als eine von drei Ausnahmen mit 4.9 Grad weiter nach vorne (Mittelwert: -2.4 Grad). Zur Veranschaulichung sind die verglichenen Fahrpositionen dieses Probanden ebenfalls als Strichfigur-Skizze dargestellt (siehe Abb. 42).

Auswertung der Fahrpositionen zum Zeitpunkt der stärksten Sprunggelenksbeugung vor bzw auf dem ersten Buckel

Zur bewegungsorientierten Analyse zählen neben den oben dargestellten Maxima der Sprunggelenkwinkel an den zwei Buckeln auch die Fahrpositionen zum Zeitpunkt der stärksten Beugung im Sprunggelenk (Sprunggelenksminima, syn. Dorsalextension). Die zu vergleichenden Parameter wurden, wie unter Kap. 4.4.2 beschrieben, ermittelt. Die dazugehörigen Ergebnisse der statistischen Aufbereitung sind in Anlage XIV aufgeführt.

Sprunggelenkwinkel

Der Vergleich der Sprunggelenkwinkel zwischen den Fahrten mit dem weichen und mit dem harten Schuh vor bzw auf dem ersten Buckel läßt keine Signifikanz hinsichtlich dieses Parameters erkennen (siehe Abb. 43). Die individuellen Ergebnisdiagramme bzw Fahrerpositionen bei den vergleichbaren Minima im Sprunggelenkwinkel vor bzw auf dem ersten Buckel sind dem Anhang XV zu entnehmen.



Elf Fahrer (D,H,I,J,L,N,P,Q,R,T,U) erreichen bei den Fahrten mit dem weichen Schuh eine geringere maximale Sprunggelenksbeugung.

Die sechs anderen Testpersonen (B,E,K,M,O,S) hingegen erzielten mehr Maximalbeugung in ihren Fahrten mit dem weichen Schuhwerk.

Interessant in diesem Zusammenhang ist die Feststellung, dass der Fahrer S, welcher aufgrund früherer Nutzung von weichen Schuhen über mehr Bewegungserfahrung solch eines Schuhtypes verfügt (Verweis auf Angaben zu eigenem Schuh in Fragebogen), auch hier eine deutlich stärkere Beugung im Sprunggelenk realisieren konnte als die anderen Probanden.

Im Gegensatz zu Fahrer S muß man bei Fahrer B die deutlich ausgeprägtere Sprunggelenksbeugung als ein „Nach-Vorne-Fallen aufgrund unzureichender muskulärer Stabilisierung des Sprunggelenks interpretieren. Dies wird besonders deutlich, wenn man dessen Sprunggelenksposition nach dem nachfolgenden zweiten Buckel mit denen der anderen Fahrer vergleicht (siehe Abb. 48).

Bei Nichtberücksichtigung dieser zwei Fahrer B (mangelnde muskuläre Kompensation) und S (nicht vergleichbar größere Bewegungserfahrung mit einem Weich-Schuh) läßt sich bei dem Vergleich der größten Sprunggelenksbeugung (syn. Dorsalextension) vor bzw auf dem ersten Buckel eine Tendenz ($p = 0.055$) zu einer geringeren Sprunggelenksbeugung mit dem weichen Schuh nachweisen.

Kniegelenkwinkel

Noch uneinheitlicher erscheint die Verteilung der Kniewinkel, die zu diesem Zeitpunkt der größten Sprunggelenksbeugung eingenommen werden (siehe Abb. 44).

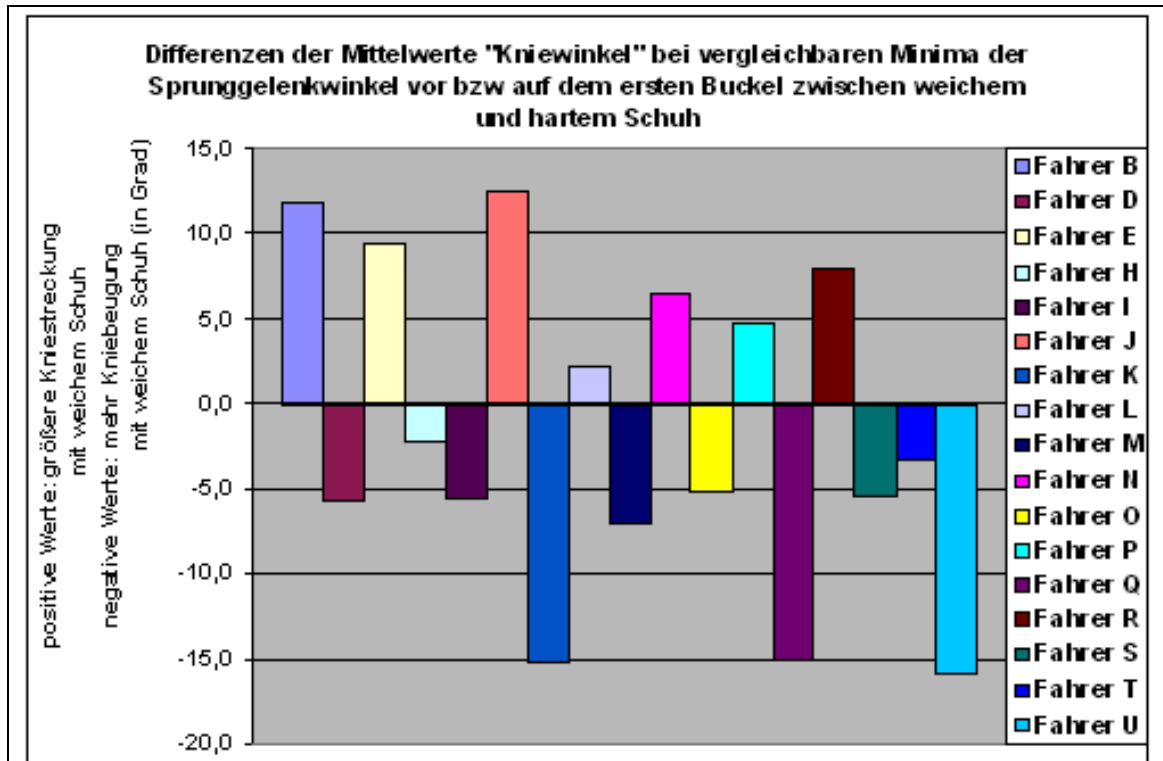
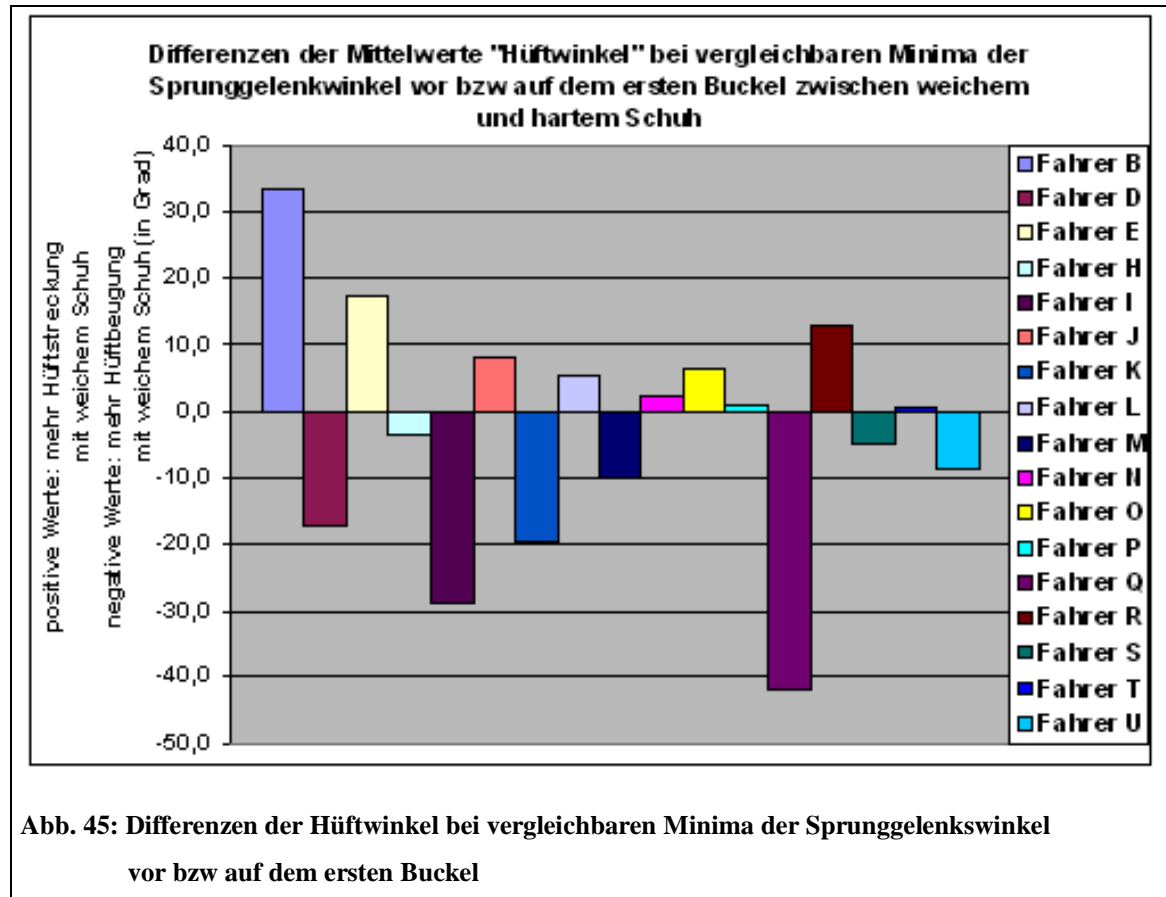


Abb. 44: Differenzen der Kniewinkel bei vergleichbaren Minima der Sprunggelenkwinkel vor bzw auf dem ersten Buckel

Hier ergeben sich sieben positive Werte (B,E,J,L,N,P,R), gleichbedeutend mit einer größeren Kniegelenks-Streckung in den Durchgängen mit dem weichen Schuh und zehn negative Werte. Die Streubreite der Werte liegt zwischen 12.6 und -16 Grad.

Hüftgelenkwinkel

Desweiteren scheinen auch die zu diesem Zeitpunkt auftretenden Hüftgelenkwinkel eher uneinheitlichen Schwankungen unterworfen zu sein (siehe Abb. 45).



Neun Fahrern mit einer größeren Hüftgelenksstreckung bei den „Weich-Schuh-Fahrten“ stehen acht Probanden mit einer erhöhten Hüftgelenksbeugung gegenüber. Hierbei fallen zwei extreme Werte auf:

Testperson B streckt sein Hüftgelenk mit dem weichen Schuh um 33.3 Grad mehr als mit dem harten Schuh, wodurch sie dem oben angesprochenen „Nach-Vorne-Fallen“ im Sprunggelenk und der damit verbundenen Vorverlagerung des Schwerpunktes entgegenzuwirken versucht.

Fahrer Q hingegen verhält sich gegensätzlich: ihm gelingt es, sein Hüftgelenk bei den Fahrten mit dem weichen Schuh um 42 Grad stärker zu beugen.

Diese vermehrte Hüftbeugung benötigt dieser Fahrer, um der bei ihm auftretenden starken Flexion im Kniegelenk Rechnung zu tragen und im Resultat seinen Schwerpunkt zentral über der Mitte halten zu können.

Schwerpunktlage

Interessante Beobachtungen ergeben sich aus dem Vergleich der Schwerpunktlagen (siehe Abb. 46):

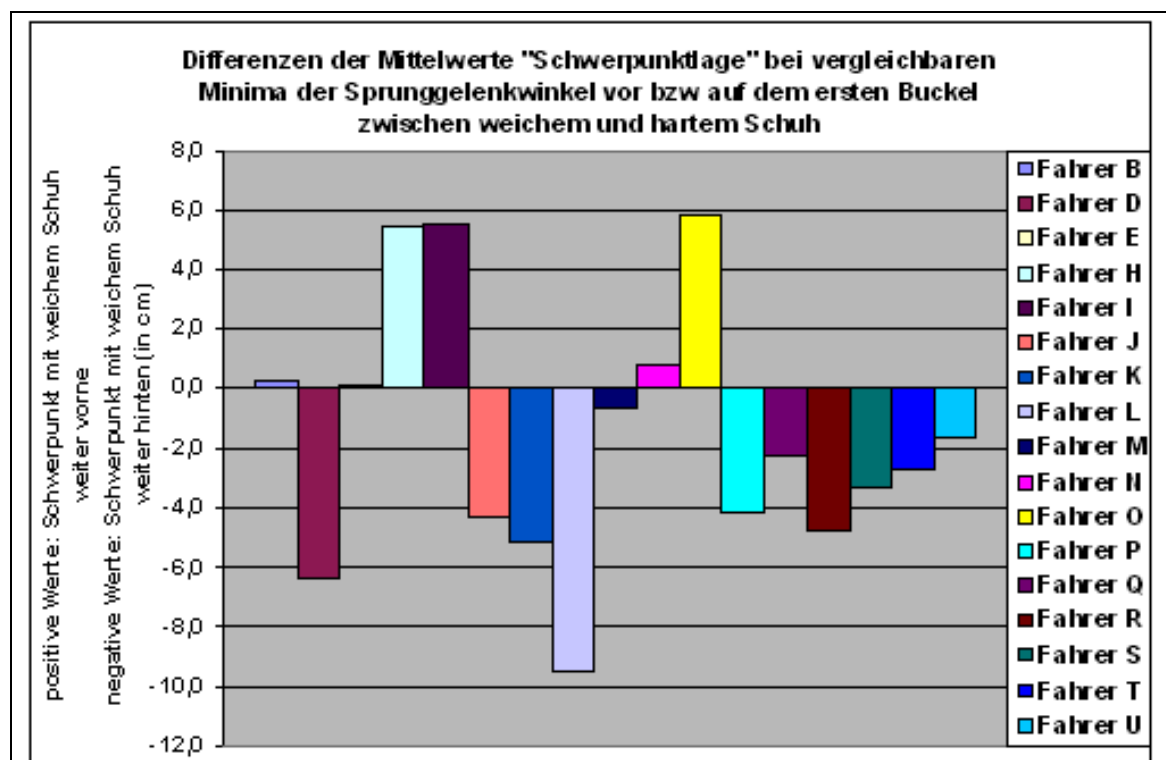


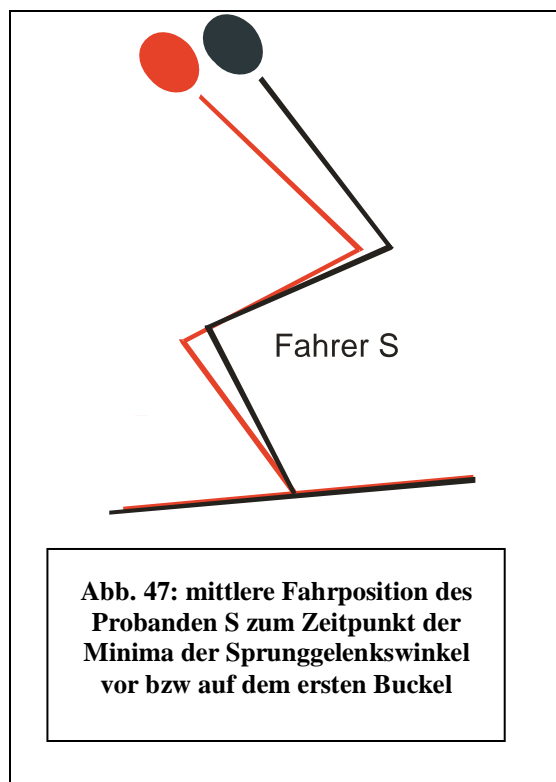
Abb. 46: Differenzen der Schwerpunktlagen bei vergleichbaren Minima der Sprunggelenkwinkel vor bzw auf dem ersten Buckel

Obleich bei drei Fahrern (H,I,O) der Körperschwerpunkt zum betrachteten Zeitpunkt weiter vorne liegt, verschiebt sich bei insgesamt zehn Fahrern der Körperschwerpunkt bei Verwendung des weichen Schuhs nach hinten. Das Ausmaß der Rückverlagerung des Schwerpunktes liegt im Mittel bei -1.6 cm und ist somit sehr gering.

Statistisch gesehen lässt sich höchstens eine tendenzielle Verschiebung des Schwerpunktes nach hinten feststellen. Eine Signifikanz besteht jedoch nicht ($p = 0.207$).

Augenmerk sollte nochmals dem Fahrer S, welcher nach seinen Angaben in der Verwendung eines weichen Schuhs erfahren ist, gelten.

Ihm gelingt es bei den Fahrten mit dem weichen Schuh, in allen Gelenken stärker zu beugen und dabei seinen Schwerpunkt um lediglich 3.3 cm nach hinten zu verschieben. In dieser Körperposition besitzt er mehr „Federweg“ (sprich Streckmöglichkeit) für die anschließende Fahrphase in das Buckeltal. In der Strichfigur (Abb. 47) sind die beiden mittleren Positionen dieses Fahrers S jeweils für Verwendung des weichen und des harten Schuhs dargestellt.



Auswertung der Fahrpositionen zum Zeitpunkt der stärksten Sprunggelenksbeugung vor bzw auf dem zweiten Buckel

Sprunggelenkwinkel

Im Folgenden werden die Fahrpositionen der Probanden zum Zeitpunkt der stärksten Beugung (syn. Dorsalextension) im Sprunggelenk vor bzw auf dem zweiten Buckel im Vergleich zwischen dem weichen und dem harten Schuh betrachtet.

Die individuellen Ergebnisdiagramme bzw Fahrpositionen der einzelnen Probanden sind im Anhang XVI zusammengestellt.

Wie Abb. 48 zeigt, weist die Fahrerin B hinsichtlich des Sprunggelenkwinkels ein zu den anderen Probanden deutlich abweichendes Bewegungsmuster auf. Wie bereits mehrmals dargestellt, wurde sie aus diesem Grund aus der Gesamtbetrachtung herausgenommen.

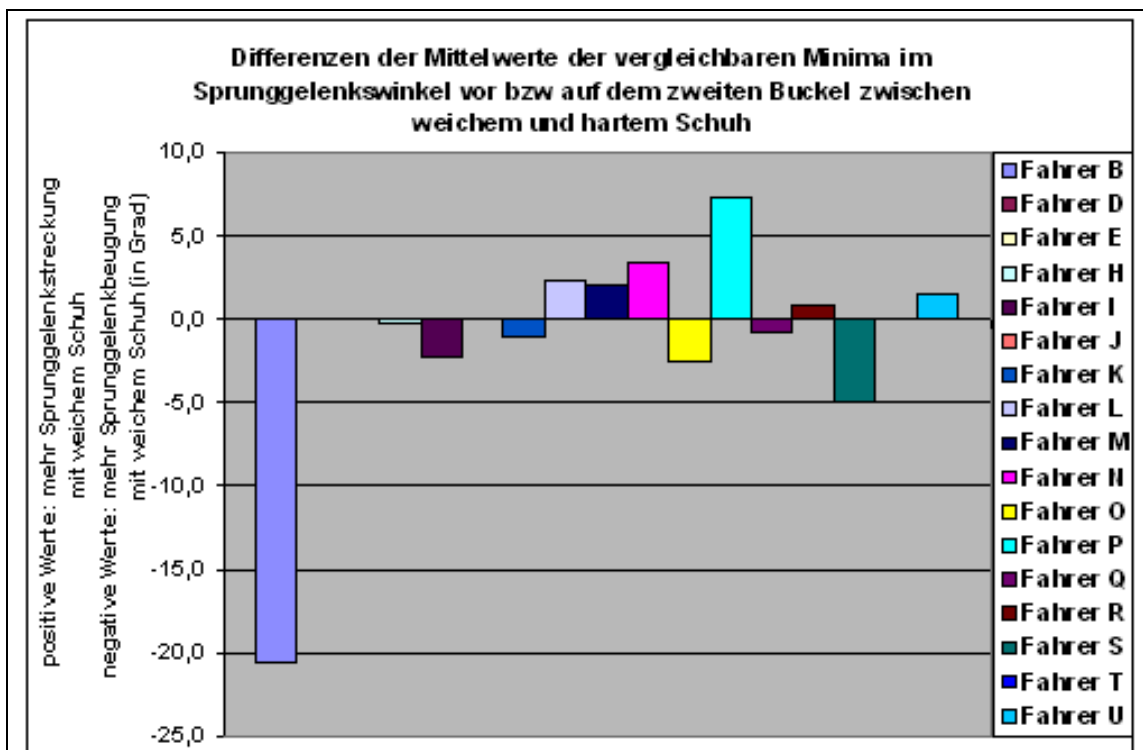


Abb. 48: Differenzen der vergleichbaren Minima der Sprunggelenkwinkel vor bzw auf dem zweiten Buckel

Die in den drei Fahrten bei ihr gemessene besonders starke Sprunggelenksbeugung (55 Grad, 35 Grad (!), 43 Grad) bei Verwenden des weichen Schuhs im Vergleich zum harten Schuh (65 Grad, 67 Grad, 62 Grad) weist darauf hin, dass sie Probleme hat, die auftretenden Momente im Sprunggelenk ausreichend muskulär zu kompensieren.

In Abb. 49 ist ihre extreme Fahrposition bei Verwendung des weichen Schuhs den Durchgängen mit dem harten Schuh gegenübergestellt.

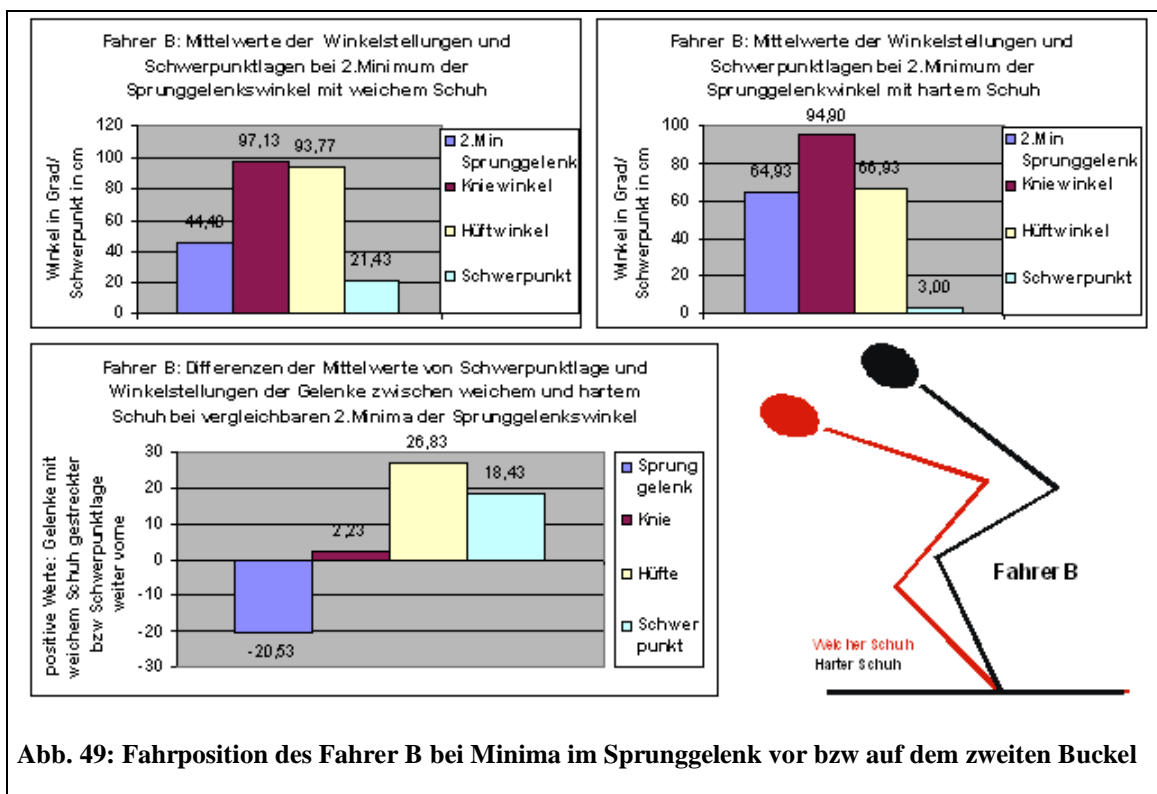


Abb. 49: Fahrposition des Fahrer B bei Minima im Sprunggelenk vor bzw auf dem zweiten Buckel

Hier wird der große Unterschied zwischen beiden Schuhtypen besonders deutlich. In der EMG-Untersuchung von Machens (2006) zeigt sich zu diesem Untersuchungszeitpunkt eine stark vermehrte Aktivität aller gemessenen Muskelgruppen beim Soft-Boot.

Bei den anderen Probanden ist kein Trend hinsichtlich der Sprunggelenksbeugung zu diesem Zeitpunkt festzustellen.

Die Extremen dieses uneinheitlichen Wertebereiches nehmen Fahrer P mit 7.3 Grad und Proband S mit 5 Grad ein.

Die zugehörigen Ergebnisse der statistischen Auswertung der Bewegungsparameter zu diesem untersuchten Zeitpunkt sind in Anlage XVII aufgeführt.

Kniegelenkwinkel

In der Gegenüberstellung der Kniegelenkswerte zum Zeitpunkt dieser größten Sprunggelenksbeugungen vor bzw. auf dem zweiten Buckel lässt sich ebenfalls kein Trend beobachten (siehe Abb. 50). Dies wird noch klarer, wenn man berücksichtigt, dass die hohe Differenz von Fahrer T (14,6 Grad) wohl eher zufällig entstanden ist: seine Bewegungsausführung wird von einer hohen Variabilität im Kniewinkel mit 106 Grad, 102 Grad und 80 Grad bei den drei einzelnen Weich-Schuh-Fahrten und mit 106 Grad, 130 Grad und 97 Grad bei den drei Vergleichsschuh-Durchgängen beherrscht.

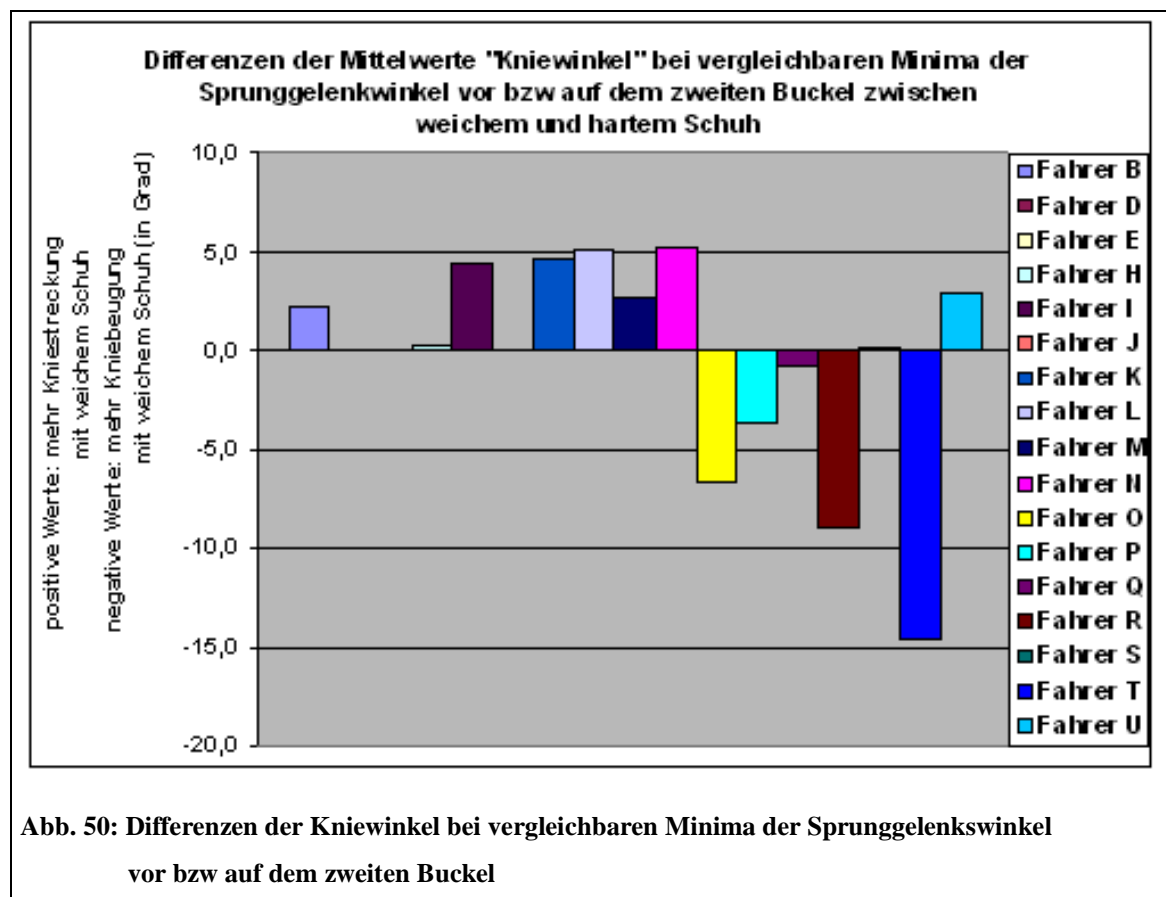


Abb. 50: Differenzen der Kniewinkel bei vergleichbaren Minima der Sprunggelenkwinkel vor bzw auf dem zweiten Buckel

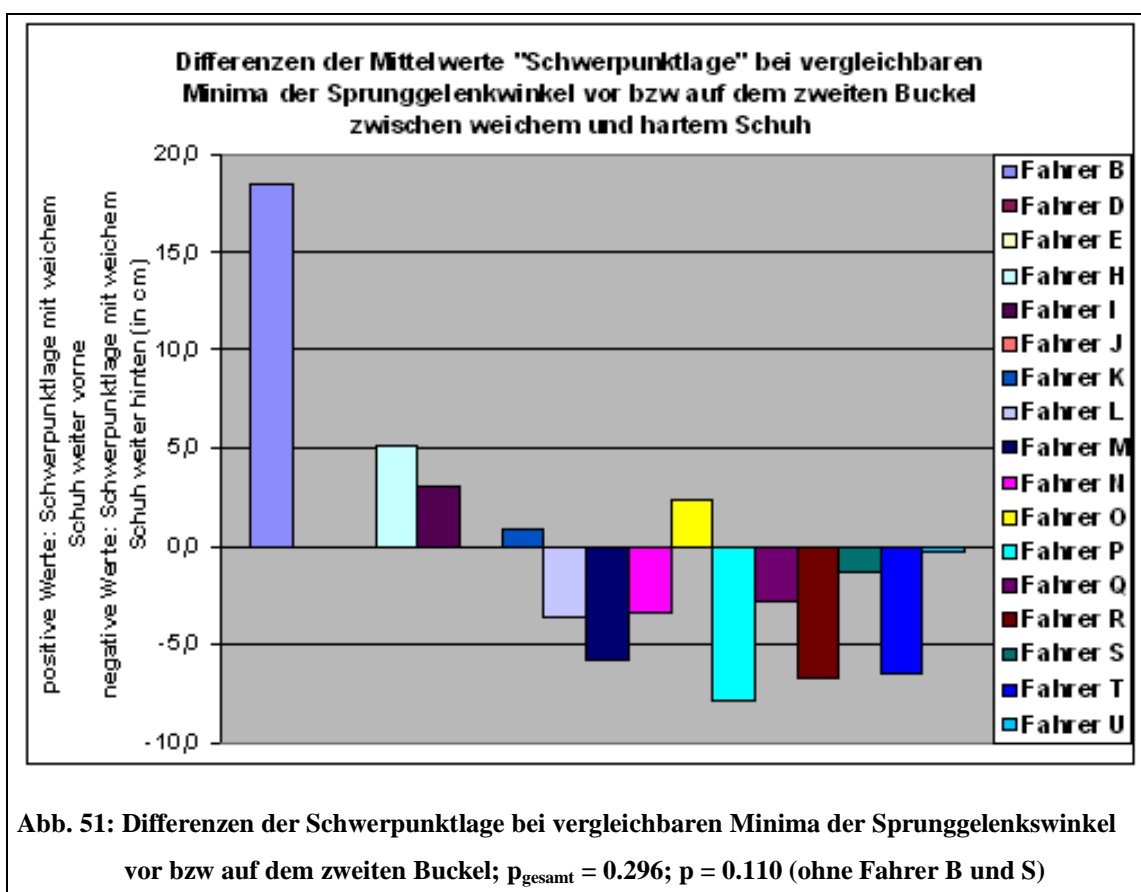
Hüftgelenkwinkel

Auch hinsichtlich der **Hüftgelenkwinkel** sind zu dem beobachteten Zeitpunkt keine erkennbaren Tendenzen erkennbar (siehe Anhang XVIII).

Schwerpunktlage

Abb. 51 zeigt die zum Zeitpunkt der maximalen Sprunggelenksbeugung vor bzw. auf dem zweiten Buckel aufgetretenen Unterschiede in der Schwerpunktlage.

Das Nach-Vorne-Fallen von Probandin B ist logischerweise hier gut nachvollziehbar. Ihr Schwerpunkt verlagert sich bei den Fahrten mit dem weichen Schuh um 18.4 cm gegenüber den Vergleichsfahrten mit dem harten Schuh nach vorne.



Insgesamt ist, da Fahrerin B und S in der Gesamtauswertung keine Berücksichtigung finden, eine gewisse Tendenz zur Verschiebung des Körperschwerpunktes nach hinten bei Verwendung des weichen Schuhs zu beobachten. Nur bei vier Fahrern (H, I, K, O) ist eine (geringe) Verlagerung nach vorne ersichtlich. Die übrigen neun Testpersonen schieben ihren Schwerpunkt mit dem weichen Schuh weiter nach dorsal.

Die größten Werte erzielen hierbei Fahrer P mit 7.8 Grad, Fahrer R mit 6.6 Grad und Proband mit 6.4 Grad.

In der statistischen Analyse im Wilcoxon-matched-pairs-Test läßt sich mit $p=0.110$ allenfalls eine Tendenz zur Rückverlagerung des Körperschwerpunktes vermuten, lässt man Fahrer B und S außer Betracht.

Abb. 52 stellt für die damit abgeschlossene bewegungsorientierte Betrachtung nochmals alle ermittelten Irrtumswahrscheinlichkeiten für die Annahme eines Unterschiedes (unter Berücksichtigung aller Fahrer und, in Klammern angegeben, ohne Berücksichtigung von Fahrer B und S) zusammen.

	zu den Zeitpunkten der vergleichbaren Maxima nach 1.Buckel	Minima vor bzw auf 1.Buckel	Maxima nach 2.Buckel	Minima vor bzw auf 2.Buckel
Schwerpunkt	0,009 (0,010)	0,207 (0,277)	0,244 (0,102)	0,296 (0,110)
Sprunggelenk	0,0004 (0,001)	0,431 (0,055)	0,001 (0,005)	0,952 (0,424)
Kniegelenk	0,003 (0,008)	0,611 (0,489)	0,001 (0,005)	0,855 (0,970)
Hüftgelenk	0,712 (1,000)	0,644 (0,421)	0,011 (0,014)	0,855 (0,773)

Zahlenwerte entsprechen p; Werte in Klammer: ohne Berücksichtigung von Fahrer B und S

bei $p < 0.001$ Ergebnis höchst signifikant
bei $p < 0.01$ Ergebnis hoch signifikant
bei $p < 0.05$ Ergebnis signifikant
bei $0.05 < p < 0.1$ deutliche Tendenz

Abb. 52: Übersicht der statistischen Ergebnisse zu den Differenzenauswertungen der Körperwinkel und Schwerpunktlagen zum Zeitpunkt der vergleichbaren Maxima und Minima der Sprunggelenkwinkel zwischen dem weichen und dem harten Schuh aller Fahrer und in Klammern ohne Berücksichtigung der Fahrer B und S

Während sich zu den Zeitpunkten der Maxima der Sprunggelenkwinkel nach dem ersten und auch nach dem zweiten Buckel fast ausschließlich signifikante Werte bei den betrachteten Bewegungsparametern ergeben, zeigt sich zu den Zeitpunkten der Minima der Sprunggelenkwinkel keine Signifikanz.

Zusammenfassend gilt für die Zeitpunkte der **maximalen Sprunggelenksstreckung** bei Verwendung des weichen Schuhs:

- 1. jeweils eine signifikant erhöhte Streckung im Sprung- und Kniegelenk**
- 2. keine wesentlichen Veränderungen im Hinblick auf den Hüftwinkel**
- 3. eine daraus resultierende signifikante Rückverlagerung des Schwerpunktes**
 - a. beim ersten Buckel**
 - b. und eine allenfalls tendenzielle ($p = 0.102$) Rückverlagerung des Schwerpunktes beim zweiten Buckel.**

5.2 Bindungskraftmessung und Drehmoment

Wie im Kap. 4.5.1 bereits konnten aufgrund technischer Ausfälle (feuchtigkeitsbedingtes Versagen der Elektrik und Ausfall der Akku-Einheit) bei den Fahrern I und J während des Überfahrens beider Buckel keine Bindungskraftdaten aufgenommen werden.

Bei den Fahrern D und H fiel die Datenspeicherung während einiger Testfahrten aus, so daß die vollständig benötigten Datensätze (jeweils drei Fahrten mit dem weichen und dem harten Schuh) nur für den ersten Buckel zur Verfügung standen.

5.2.1 Ortsorientierte Analyse

Die ortsorientierte Analyse der in der Meß-Skibindung auftretenden Gesamtkraft und dem errechneten Drehmoment aus den Einzelkräften bezieht sich (analog der 2D-Videoanalyse) auf die Zeitpunkte der Testfahrten, zu denen sich der Testfahrer auf den Gipfelpunkten der zwei Buckel befand. Die Ergebnisse mit der zugehörigen Datenaufbereitung und statistischen Auswertung sind in Anhang XIX und Anhang XX aufgeführt.

Gesamtkraft auf 1. und 2. Buckel

Zur vergleichenden Darstellung der in der Bindung auftretenden Gesamtkraft wurden die Kraftwerte der einzelnen Messpunkte in der Meß-Skibindung zu einer Gesamtkraft summiert.

Im Anschluß erfolgte die Mittelung der Werte der Testfahrten mit dem weichen und dem harten Schuh zum Zeitpunkt, an dem sich der Testfahrer auf dem 1. und 2. Buckelgipfel befand. Der intra-individuelle Vergleich zwischen den Fahrten mit dem weichen und dem harten Schuh wurde durch die Differenz der jeweiligen Mittelwerte hergestellt.

Hinsichtlich der vergleichenden Gesamtkraft sowohl auf dem ersten als auch auf dem zweiten Buckelgipfel ließen sich keine Unterschiede nachweisen.

In der statistischen Prüfung der Resultate ergaben sich keine statistischen Auffälligkeiten.

Die Ergebnisse der statistischen Prüfung sind in Abb. 53 aufgezeigt.

	auf 1. Buckel	auf 2. Buckel
Gesamtkraft	0.786865	0.320313
Drehmoment	0.839355	0.700195

Zahlenwerte entsprechen p;
 bei $p < 0.001$ Ergebnis höchst signifikant
 bei $p < 0.01$ Ergebnis hoch signifikant
 bei $p < 0.05$ Ergebnis signifikant
 bei $0.05 < p < 0.1$ deutliche Tendenz

Abb. 53: statistische Prüfung der Gesamtkraft und Drehmoment auf dem 1. und 2. Buckelgipfel

Drehmoment auf 1. und 2. Buckel

Anhand der Kraftverteilung in der Messskibindung, dem Drehpunktmittelpunkt und der bekannten Abstände der Messsensoren vom Drehpunkt konnte das resultierende

Drehmoment nach der Formel $M_y = F_{\text{Hinten}} \times L_{\text{Hinten}} - F_{\text{Vorne}} \times L_{\text{Vorne}}$ errechnet werden:

Sturz nach vorne/Vorneigung des Körpers ergibt $M_y < 0$;

Sturz nach hinten/Rückneigung des Körpers führt zu $M_y > 0$;

Per Definitionem ist folglich das Drehmoment beim Vorwärtsneigen des Fahrers negativ, bei Rückwärtsneigen dagegen positiv. Hierfür sei nochmals auf Kap. 4.5.1 mit Abb. 25 verwiesen.

Die Auswertung der Kraftmomente auf dem ersten und zweiten Buckelgipfel ergibt, wie in Abb. 53 ersichtlich, keine signifikanten Unterschiede zwischen den Fahrten mit den beiden Testschuhen.

5.2.2 Bewegungsorientierte Analyse

In der bewegungsorientierten Analyse erfolgt, wie unter Kap. 4.5.2 beschrieben, die vergleichende Betrachtung der Gesamtkräfte und Drehmomente zum Zeitpunkt der vergleichbaren Maximal- und Minimalwerten der Sprunggelenkwinkel betrachtet. Die Werte mit der zugehörigen Datenaufbereitung und statistischen Auswertung sind in Anhang XXI und Anhang XXII aufgeführt.

Gesamtkraft und Drehmoment zum Zeitpunkt der maximalen Sprunggelenkwinkel nach dem ersten und nach dem zweiten Buckelgipfel

Gesamtkraft

Die Auswertung der Gesamtkraft zum Zeitpunkt der maximalen Sprunggelenksstreckung nach dem ersten und zweiten Buckel lässt keine statistisch signifikante Interpretation zu.

Drehmoment

Auch der Vergleich der Drehmomentwerte zum Zeitpunkt der maximalen Sprunggelenksstreckung nach dem ersten und zweiten Buckel ergibt keine signifikant auswertbaren Unterschiede.

Gesamtkraft und Drehmoment zum Zeitpunkt der minimalen Sprunggelenkwinkel vor bzw auf dem ersten und zweiten Buckelgipfel

Gesamtkraft

Stellt man die auftretenden Gesamtkräfte in der Skimesbinding zu den vergleichbaren Zeitpunkten der minimalen Sprunggelenkwinkel, also der größten Sprunggelenksbeugung gegenüber, zeigt sich keine signifikante Differenz im Bereich des ersten und zweiten Buckelgipfels.

Drehmoment

Bei den Testfahrten **mit dem weichen Schuh** lässt sich ein **geringeres Drehmoment** „nach vorne“ nachweisen.

Abb. 54 illustriert nochmals die Definition und Richtung des Drehmomentes.

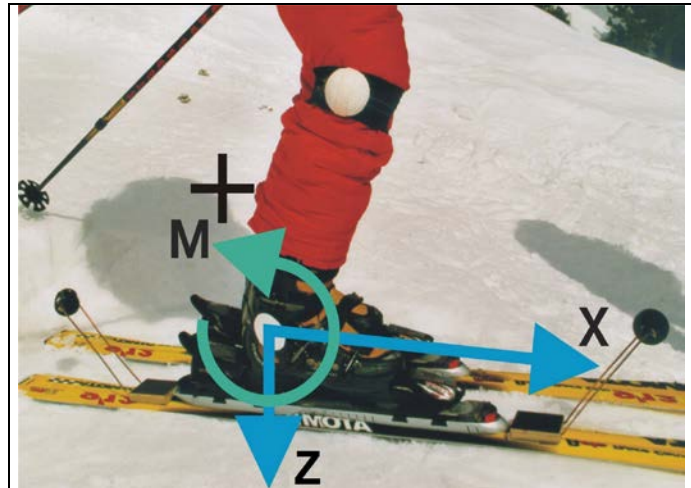


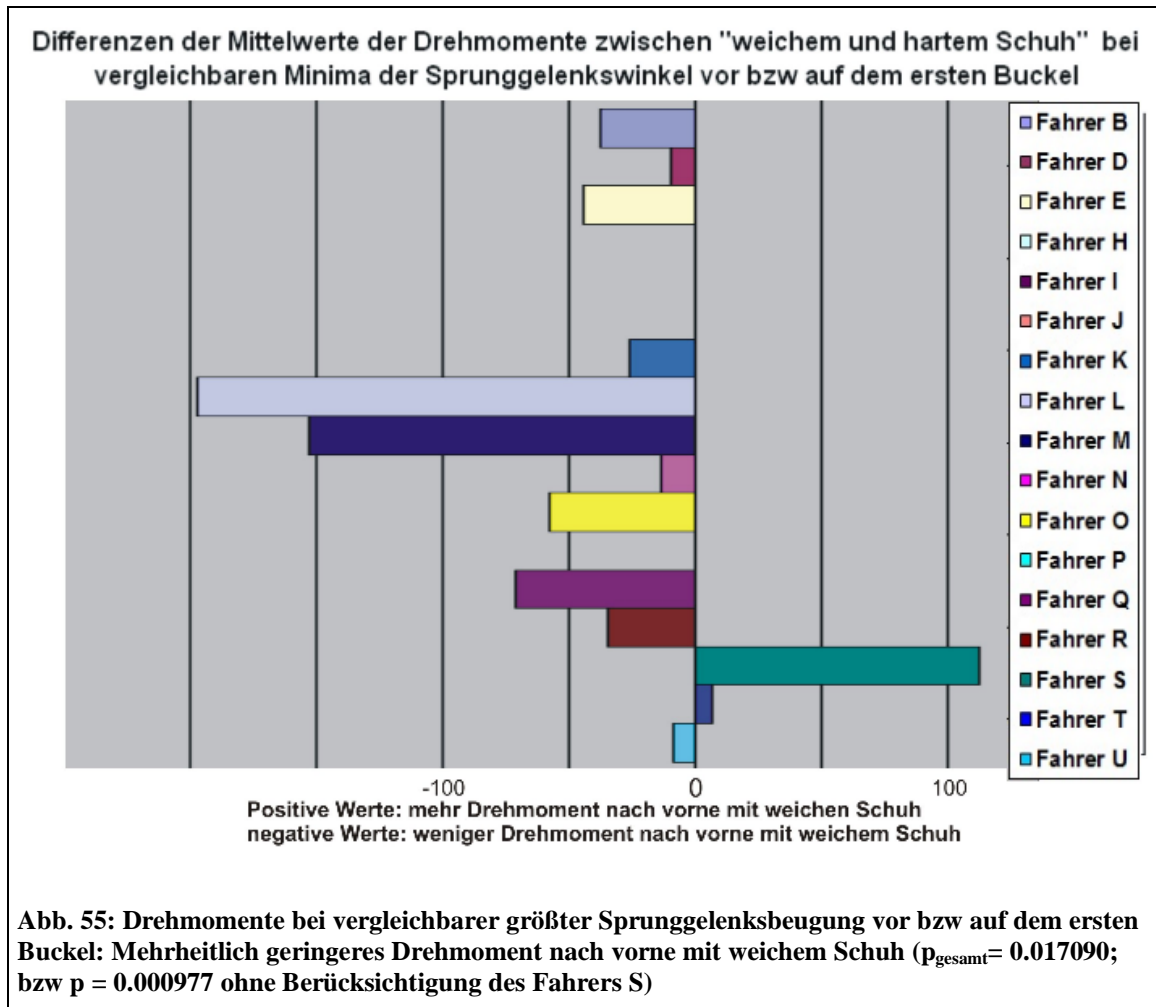
Abb. 54: Richtung des Drehmoment laut Definition

Laut Berechnungsgrundlage

$(M_y = F_{\text{Hinten}} \times L_{\text{Hinten}} - F_{\text{Vorne}} \times L_{\text{Vorne}})$ kann folglich ein kleinerer positiver Kraftvektor im vorderen Bereich der Messskibindung bzw ein größerer positiver Kraftvektor im hinteren Bindungsbereich abgeleitet werden. Zur Berechnungsgrundlage sei nochmals auf Kap. 4.5.1 und Kap. 4.5.2 verwiesen.

Wie in der graphischen Darstellung von Abb. 55 ersichtlich, weist lediglich Fahrer S ein deutlich größeres Drehmoment auf. Dieser Proband erreicht als einziger eine nennenswert größere Kraft nach vorne (113,32 N) mit den Weich-Schuh-Fahrten zum Zeitpunkt der größten Sprunggelenksflexion am ersten Buckelgipfel.

Wie bereits in der Auswertung der 2D-Video-Analyse, muß auch hier Fahrer S einer gesonderten Betrachtung unterzogen werden. Dieser Fahrer benutzt, wie bereits erwähnt, einen selbst-modifizierten weichen Skischuh und zeigt somit langjährige Erfahrung mit weichem Schuhmaterial. Es ergibt sich eine statistische Signifikanz von $p= 0.017$; bzw eine höchste Signifikanz von $p < 0.001$, wenn man den Fahrer S aus o.g. Gründen unberücksichtigt lässt.



Auch die vergleichende Untersuchung der Drehmomente bei der vergleichbaren größten Sprunggelenksbeugung vor bzw auf dem zweiten Buckel weist statistisch signifikante Werte auf (ohne Berücksichtigung des Fahrers S) $p = 0.048$. Auch hier ergibt sich bei dem Gros der Testfahrer ein geringeres Drehmoment nach vorne mit dem weichen Schuh (siehe Anhang XXI).

Abb. 56 zeigt das Ergebnis der statistischen Überprüfung der Kraftwerte und Drehmomente zu den verschiedenen Untersuchungszeitpunkten der Sprunggelenksminima und –maxima im Bereich des ersten und zweiten Buckelgipfels.

	zu den Zeitpunkten der vergleichbaren Maxima und Minima der Sprunggelenkswinkel			
	Maxima nach 1.Buckel	Minima vor bzw auf 1.Buckel	Maxima nach 2.Buckel	Minima vor bzw auf 2.Buckel
Gesamtkraft	0.167725	0.972125	0.382813	0.320313
Drehmoment	0.541748	0.000977	0.460938	0.048828

Zahlenwerte entsprechen p;
 bei $p < 0.001$ Ergebnis höchst signifikant
 bei $p < 0.01$ Ergebnis hoch signifikant
 bei $p < 0.05$ Ergebnis signifikant
 bei $0.05 < p < 0.1$ deutliche Tendenz

Auswertung ohne "Fahrer S"

Abb. 56: Statistische Signifikanz-Ermittlung der Gesamtkraft und Drehmoment bei vergleichbaren Maxima und Minima am 1. und 2. Buckel (nach Wilcoxon-matched-pairs-Test)

Zusammenfassend läßt sich in der Auswertung der Gesamtkraft keine gesicherte Tendenz nachweisen.

Die **Analyse der Drehmomente** zeigt jedoch eine **signifikant geringeres Drehmoment nach vorne** bei Fahrten **mit dem weichen Schuh** zum Zeitpunkt der größten Sprunggelenksbeugung am ersten und zweiten Buckel.

Das verringerte Drehmoment nach vorne bei den Weichschuhfahrten ist gut vereinbar mit den Ergebnissen der 2D-Video-Analyse:

Bei der Auswertung der größten Sprunggelenksbeugung zeigte sich (trotz des weicheren Schuhmaterials und dem damit verbundenen Potential zu einer verstärkten Beugung) keine signifikant größere Beugung im Sprunggelenk, sondern eher die Tendenz zu einer verminderten (!) Sprunggelenksbeugung mit dem weichen Schuh (Verweis auf Abb. 43).

Um bei dem weicheren Schuhmaterial nicht in eine vermehrte Sprunggelenksbeugung zu kommen, dürfen die Testfahrer folglich nur geringeres Drehmoment nach vorne einleiten. Nur so verhindern sie eine erhöhte Beugung im Sprunggelenk bzw wirken einer stärkeren Beugung zu diesem Zeitpunkt der Testfahrt entgegen. Der signifikanten Mehrzahl der Probanden widerstrebt also eine vermehrte Sprunggelenksbeugung und reagiert mit Einleiten eines ausgleichenden, also geringerm Kraftmoment.

Fahrer B und Fahrer S sind die einzigen Testfahrer mit erwähnenswerten größerem Drehmoment nach vorne (Fahrer S vor bzw auf dem ersten und zweiten Buckel, Fahrer B vor bzw auf dem zweiten Buckel).

Diese Fahrer erreichen zu diesen Beobachtungszeitpunkten (im Gegensatz zu den anderen Testfahrern) aber auch eine deutlich ausgeprägtere Sprunggelenksbeugung (Verweis auf Abb. 43 und Abb. 48). Aus diesem Grund erscheint eine gesonderte Analyse der zwei Fahrer im Folgenden sinnvoll.

Besondere Betrachtung der Fahrer B und Fahrer S

In der 2D-Video-Analyse der Testläufe des **Fahrers B** in Kap. 5.1.2 wird postuliert, dass es aufgrund einer unzureichenden muskulären Stabilisierung des Sprunggelenkes zu einem „Nach-Vorne-Fallen“ (und damit der ausgeprägten Sprunggelenksbeugung) vor dem zweiten Buckelgipfel kommt (Verweis auf Abb. 49).

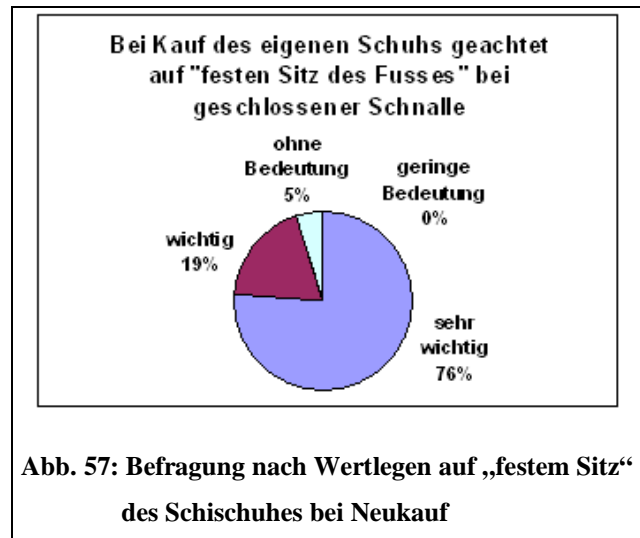
Die dazugehörigen ermittelten Drehmomentwerte bekräftigen diese These. Es zeigt sich (im Gegensatz zu dem Hauptanteil der Testfahrer) ein verstärktes Drehmoment nach vorne von 42,66 Newton.

Fahrer S hingegen ist, wie erwähnt, an den Gebrauch eines weichen Schuhs adaptiert. Ihm gelingt es in der bewegungsorientierten Analyse, eine ausgeprägt stärkere Sprunggelenksbeugung mit dem weichen Schuh zu erreichen (Verweis auf Abb. 47). Zu dem dazugehörigen Untersuchungszeitpunkt kommt es konsequent auch zu einem stärkeren Drehmoment nach vorne. Dieser Proband bringt damit mehr „Kontaktkraft auf die Skier nach vorne“ (mit einem Differenzbetrag von 22,30 N beim ersten Sprunggelenkswinkelminimum und 117,80 N beim zweiten Sprunggelenkswinkelminimum).

5.3 Befragung der Testfahrer

Nachdem jeder Proband seine Messfahrten beendet hatte, wurde er gebeten, anhand eines Fragebogens zu seiner Person, zu seiner Qualifikation, zu seinem Kaufverhalten bei einem Erwerb eines Schischuhs, sowie zu seinem eigenen Schuh und zu dem getesteten Schischuh Auskunft zu geben.

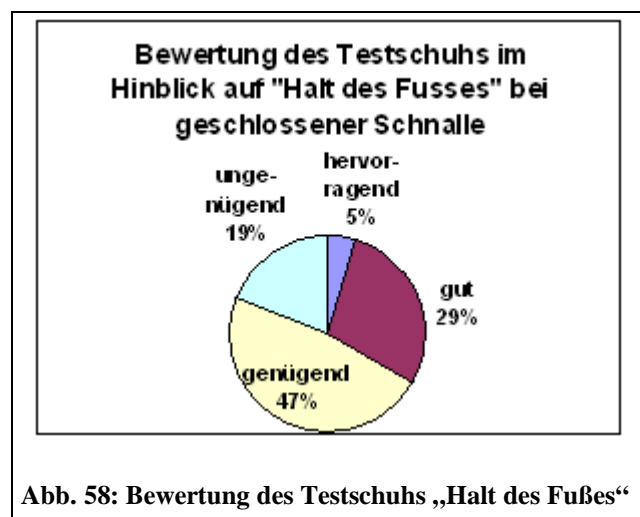
Abb. 57 quantifiziert die Antworten auf die Frage, wie viel Wert beim Kauf des eigenen Schuhs auf einen festen Sitz des Fußes gelegt wurde. Danach achten 76% der Befragten auf einen „festen Sitz des Fußes“ im zugeschnallten Schischuh. 19% halten dies für wichtig und 5% für gar nicht wichtig.



In diesem Zusammenhang scheint es interessant, wie die Fahrer den weichen Schuh im Hinblick auf den „Sitz des Fußes“ bei geschlossener Schnallen bewerten?

Hier beurteilen 5% den Testschuh als „hervorragend“, 29% mit „gut“ und die Mehrheit der Probanden mit 47% als „genügend“. 19% geben an, er sei bezüglich des „festen Sitz des Fußes“ „ungenügend“ (siehe Abb. 58).

Bei Gegenüberstellung dieser zwei Graphiken kann man dem Testschuh auf seine Leistungen im Gewährleisten eines „festen Sitzes des Fußes“ eine eher durchschnittliche Bewertung zusprechen.



Auf die Frage, ob ein neu erworbener Schischuh möglichst viel Flexionsmöglichkeit haben sollte, erachten 42% dies als „sehr wichtig“ und 14% als „wichtig“.

5% der Befragten bewerten diese Frage mit „ein wenig wichtig“ und 10% „gar nicht wichtig“ (bei 29% Enthaltung). (siehe Abb. 59)

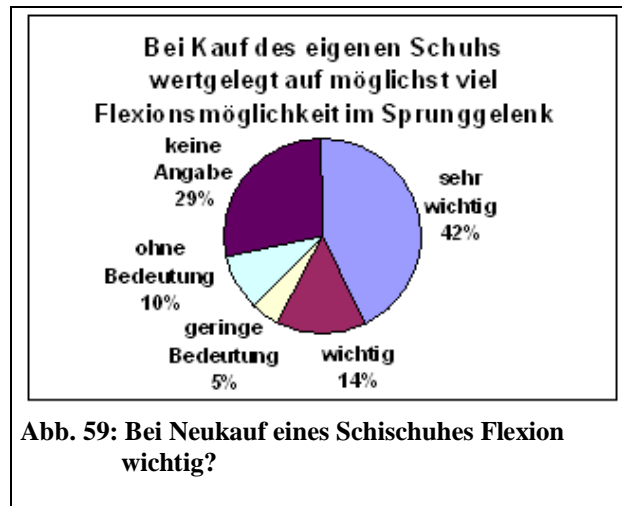
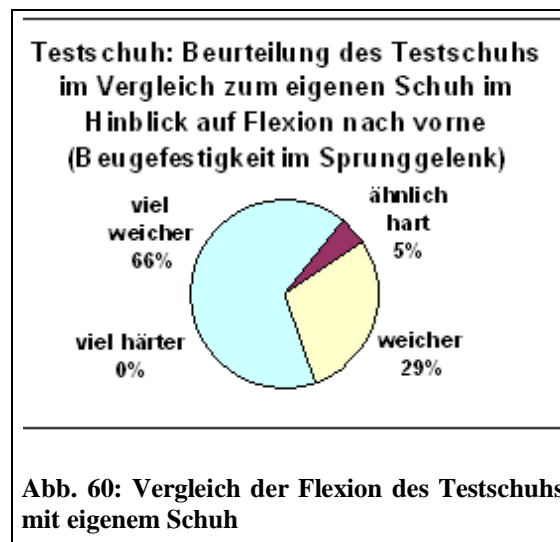
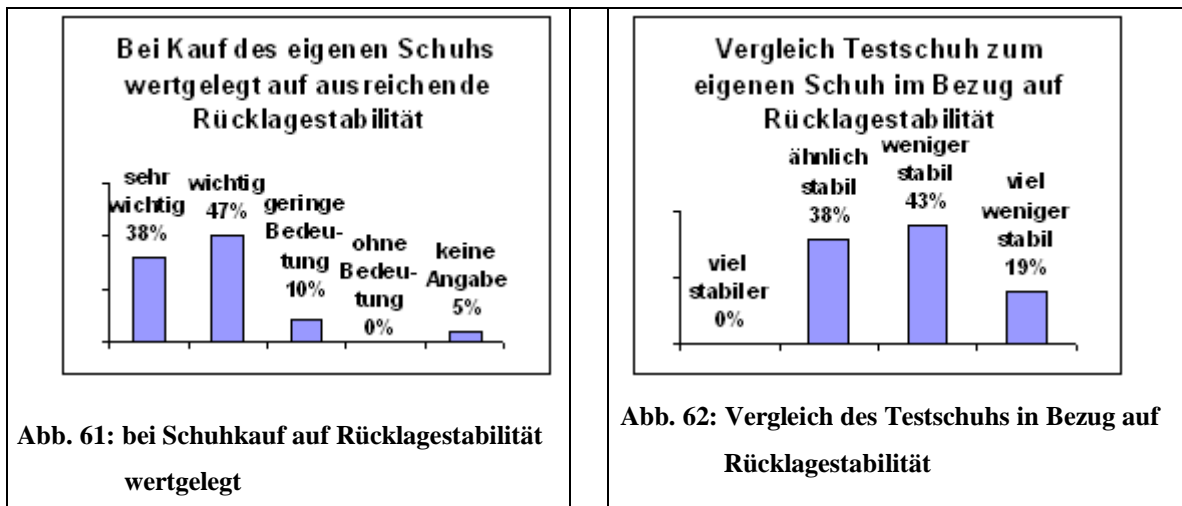


Abb. 60 illustriert die Antworten auf die sich damit aufdrängende Frage, wie die Probanden den im Test eingesetzten weichen Schuh hinsichtlich Flexionsmöglichkeit im Vergleich zu ihrem eigenen Schuh beurteilen.



Von den Befragten sehen 66% den Testschuh als „viel weicher“ in der Flexion an. Für 29% stellt sich dieser „weicher“ als ihr eigenes Schuhmaterial dar. Nur 5% befinden ihn als „ähnlich hart“. Einen Schuh mit weicheren Flexionseigenschaften besitzt jedoch keiner der Testfahrer.

Einen weiteren Aspekt in der Fahrerbefragung stellte die Eigenschaft „Rücklagestabilität“ dar. Diese Festigkeit des Schuhs nach dorsal, die sog. Spoilersteifigkeit, halten 38% für „sehr wichtig“. Für 47% ist diese Stabilität ein „wichtiger“ Faktor. Die Antwortmöglichkeit „geringe Bedeutung“ wählten 10%. Keinem der Testpersonen erscheint diese Frage „ohne Bedeutung“. 5% der Befragten enthielten sich der Frage (siehe Abb. 61).



Aufbauend auf die Frage nach der Beachtung der Rücklagestabilität beim Schuhkauf wurden die Testpersonen gebeten, die Rücklagestabilität des Testschuhs mit der des eigenen Schuhwerks zu vergleichen (siehe Abb. 62).

Niemand hält den Testschuh für stabiler als den eigenen. 38% befinden beide Schuhe ähnlich stabil. 43% geben an, der Testschuh sei weniger stabil. 19% beurteilen die Rücklagestabilität des Testschuhs mit viel weniger stabil.

Dieses Ergebnis wurde schon bei der bewegungsorientierten Analyse angesprochen. Diese geringere Rücklagestabilität des weichen Testschuhs ist sicherlich daran mitbeteiligt, dass die Testfahrer bei den Fahrten mit dem weichen Schuh eine größere maximale Sprunggelenkstreckung, aber auch mehr Rücklage erreichen.

Doch wie kommen die Fahrer ihrer eigenen Meinung nach mit dem weichen Testschuh zurecht? Hierauf Bezug nehmend wurden einige Fragen gestellt:

Wie kommen die Fahrer letztendlich (nach Eingewöhnungsfahrten und Testdurchgängen) mit der Rücklage-Stabilität, die laut oben getätigten Angaben ja hauptsächlich geringer ausfällt, zurecht? Abb. 63 zeigt die Verteilung der gegebenen Antworten.

5% der Befragten kommen ihrer Meinung nach mit der Rücklagestabilität des Testschuhs „hervorragend“ zurecht. Fast die Hälfte (47%) verleihen ihr das Prädikat „gut“. Für 29% sind die Ergebnisse „genügend“ und 19% kommen damit nur „ungenügend“ zurecht.

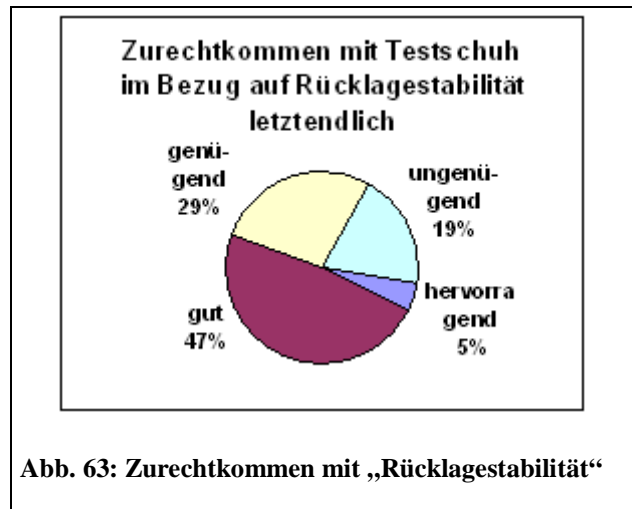


Abb. 63: Zurechtkommen mit „Rücklagestabilität“

Somit zeigt sich hier ein ziemlich ausgeglichenes Ergebnis mit 52%, die ein gutes bis hervorragendes Urteil im Hinblick auf diese Eigenschaft des weichen Schuhs geben und 48%, die sich diesbezüglich negativ äußern.

In zwei weiteren Fragen soll das fahrtechnische Befinden mit dem weichen Schuh zu Beginn der Eingewöhnungsfahrt, (also noch ohne Gewöhnungseffekt) und letztendlich nach Einfahren plus den Testdurchgängen verglichen werden. Die beiden Abb. 64 und Abb. 65 stellen die Antworten gegenüber.

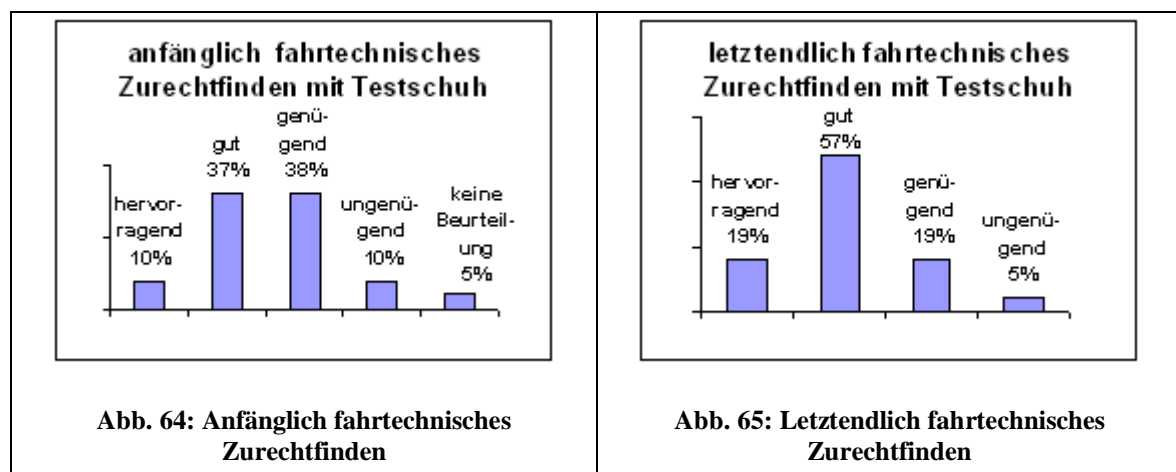


Abb. 64: Anfänglich fahrtechnisches Zurechtfinden

Abb. 65: Letztendlich fahrtechnisches Zurechtfinden

Anfänglich (d.h. bei erstmaliger Fahrt mit den Testschuhen ohne Eingewöhnung) ist ein recht ausgeglichenes Ergebnis erkennbar: 47% mit einem positiven Urteil stehen einem in etwa gleichem Anteil (48%) negativer Äußerungen gegenüber.

Dieses Verhältnis ändert sich jedoch bei Fortschreiten der Eingewöhnungsfahrten (siehe Abb. 65):

So stufen letztendlich (also nach Durchführung der Testfahrten) 19% ihr fahrtechnisches Zurechtfinden mit dem Testmaterial als „hervorragend“ ein. Damit haben doppelt so viele Probanden ein derart gutes Urteil abgegeben.

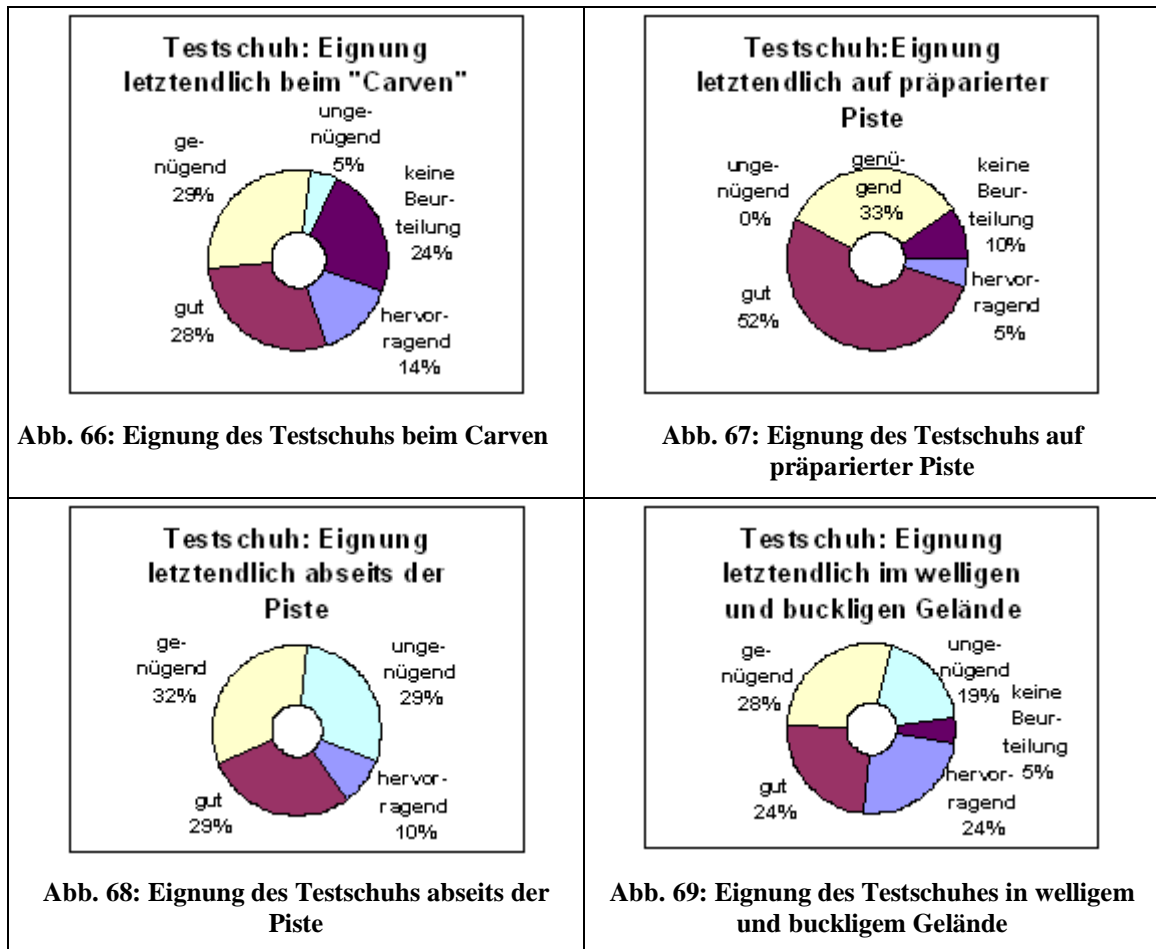
Auch der Prozentsatz jener, die den weichen Schuh mit „gut“ bewerten steigert sich von 37% auf 57%. Entsprechend vermindern sich die ursprünglich negativen Werte.

Daraus lässt sich ableiten, dass die Testfahrer im Laufe ihrer Eingewöhnungszeit immer besser mit dem weichen, für sie ungewohnten Schuh zurecht gekommen sind.

Mit einer weiteren Frage soll versucht werden herauszufinden, auf welchem Untergrund bzw. in welchem Pistenrelief und in welchem Fahrstil der weiche Schuh am besten geeignet erscheint: Gefragt wurde zum Fahrverhalten bei „Carven“, auf einer präparierten Piste, beim Fahren abseits der Piste und natürlich beim Buckelpistenfahren.

Bei der Analyse dieser Daten kristallisiert sich heraus, dass 14% den Testschuh zum Carven „hervorragend“ und 28% „gut“ finden. Nur 5% verteilen die Note „ungenügend“ (siehe Abb. 66).

Auf präparierter Piste stellt er sich für 5% der Befragten als „hervorragend“ und für über die Hälfte (52%) als „gut“ dar. Keiner der Testfahrer schätzt den Schuh hier „ungenügend“ ein (siehe Abb. 67).



Im Hinblick auf diese beiden Variablen, zum einem dem „Carven“, zum anderen dem Fahren auf präparierter Piste, schneidet der Schuh nach Meinung der befragten Testfahrer folglich gut bis befriedigend ab. Lediglich ein kleiner Prozentsatz (5%) hält ihn für untauglich zum Carven.

Wie verhält sich der Testschuh aber beim Fahren abseits der Piste, also in unpräpariertem Gelände (siehe Abb. 68)? Hier spalten sich scheinbar die Meinungen der Probanden. Es kommt zu einem recht uneinheitlichen Bild. Obwohl 10% den weichen Rossignol das Prädikat „hervorragend“ verleihen, sehen fast dreimal so viele (29%) den Testschuh abseits der Piste für „ungenügend“ an. Die Zahl derer, die ihn „gut“ oder „genügend“ einstufen, hält sich mit 29% und 32% nahezu die Waage. Ein klarer Trend ist hier folglich nicht ersichtlich.

Auch die Befragungsergebnisse im Hinblick auf die Eignung im welligen und buckligen Gelände lässt eine „klare Linie“ vermissen (siehe Abb. 69):

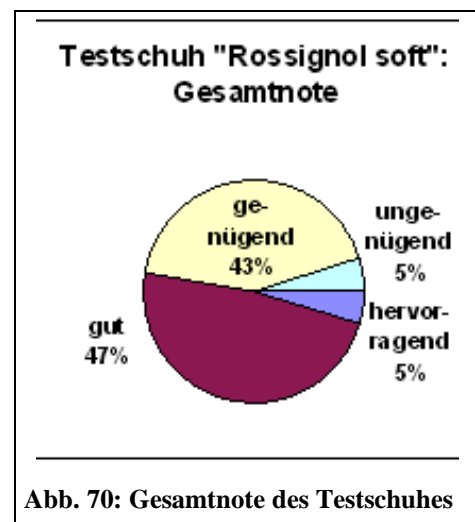
Beachtlich ist der hohe Anteil derer, die den Testschuh für „hervorragend“ geeignet halten. Dieser beträgt deutliche 24%.

Die Häufigkeiten der Benotungen „gut“ und „befriedigend“ nehmen mit 24% und 28% wenig unterschiedliche Beträge an. Auffallend jedoch ist die vergleichsweise hohe Prozentzahl mit negativer Bewertung: 19% befinden den Testschuh im buckligen und welligen Gelände für „ungenügend“.

Die Auswertungen der Befragung, in welchem Geländeuntergrund bzw in welchem Pistenrelief und in welchem Fahrstil dieser Testschuh besonders geeignet erscheint, ergeben, wie oben ausgeführt, keine klaren Erkenntnisse und besondere Eignungen, aber auch keine Zurückweisungen für die genannten Einsatzbereiche.

Tendenziell kann jedoch festgestellt werden, dass die Benotungen im Hinblick auf „Carven“ und Fahren auf einer präparierten Piste besser bzw einheitlicher ausfielen, als das bei den Fragen nach der Eignung „abseits der Piste“ und in „welligem und buckligem“ Gelände der Fall war.

Abschließend wurde jeder Testfahrer angehalten, dem Softboot eine Gesamtnote zu verleihen (siehe Abb. 70). 5% bewerten ihn mit der Note „hervorragend“. Die Mehrheit (47%) bezeichnet den Schuh als insgesamt „gut“, 43% bemessen ihn mit „genügend“. Die Bewertung „ungenügend“ erhielt der Schuh von 5% der Befragten.



Somit bescheinigen die Befragten in ihrer Gesamtheit dem „Rossignol soft“ eine durchschnittlich mittlere gut bis befriedigende Gesamtbenotung. Damit gab also über die Hälfte der Probanden dem weichen Schuh eine positive Note.

5.4 zusammenfassende Interpretation der Ergebnisse

Infolge der orts- und bewegungsorientierten 2D-Video-Analyse und Auswertung der Bindungskraft- und Drehmomentmessung lassen sich die Ergebnisse zusammenfassend interpretieren:

Fahrer S unterstützt die von W. Olbert persönlich kommunizierte „**Faltungstheorie**“, die besagt: der Vorteil des weichen Schuh besteht nicht darin, den Schwerpunkt weiter nach vorne zu bringen, sondern im Knie und Sprunggelenk mehr beugen zu können (bei „neutral“ bleibender Schwerpunktlage), wodurch mehr „Streckreserve“ zur Verfügung steht. In welligem und buckligem Gelände kann somit besser Bodenkontakt gehalten werden.

Der über viele Jahre erfahrene „Weich-Schuh“-Fahrer S, der diese Theorie gut umsetzt, erreicht in seinen Weichschuhfahrten (zum Zeitpunkt der vergleichbaren maximalen Sprunggelenksbeugung vor bzw. auf dem ersten und zweiten Buckel) mehr Beugung im Sprunggelenk, eine größere Flexion im Kniegelenk bei kaum Änderung des Hüftgelenkwinkels. Somit bleibt seine Körperschwerpunktlage nahezu unverändert (Verweis auf Kap. 5.1.1).

Einige weitere Fahrer könnten diese Theorie bekräftigen:

So weist Fahrer R bei der Messung seiner Körperposition auf dem zweiten Buckel ebenfalls mehr Beugung im Sprunggelenk, eine größere Kniegelenksbeugung und eine verstärkte Flexion im Hüftgelenk auf (Verweis auf Kap. 5.1.1).

Auch Fahrer K und Proband M beugen ihre Sprunggelenke mehr (zum Zeitpunkt der vergleichbaren Minima der Sprunggelenkwinkel vor bzw. auf dem ersten Buckel), winkeln ihr Kniegelenk stärker ab und beugen ihr Hüftgelenk vermehrt (Verweis auf Kap. 5.2.2).

Bemerkenswert jedoch ist, dass die überwiegende Anzahl der Testpersonen (65%) beim Vergleich der größten Beugung im Sprunggelenkwinkel vor bzw. auf dem ersten Buckel keine vermehrte maximale Beugung (syn. Dorsalextension) aufweisen.

Auch zum gegenübergestellten Zeitpunkt vor bzw. auf dem zweiten Buckel lässt sich kein Trend zu mehr Beugung im Sprunggelenk feststellen (Verweis auf Kap. 5.1.2).

Aufgrund dieser Erkenntnis kann man folgende Theorie ableiten:

Die versierten Fahrer halten ihre über Jahre antrainierte und gewohnte Körperposition sowie ihre Fahrstile im Sinne der Bewegungskonsistenz (teilweise auch unbewusst und automatisiert) möglichst bei. Selbst wenn, wie mit diesem weichen Testschuh, der mögliche Bewegungsumfang in der Sprunggelenksdorsalextension vergrößert ist. Der größere Bewegungsspielraum kann nicht ausgenutzt werden.

Im Gegenteil, der Körper „sträubt“ sich gegen diese ungewöhnliche Fahrposition und versucht kompensatorisch entgegen zu wirken.

Diese Theorie wird auch durch die Ergebnisse der Analyse der Drehmomente in der Kraftmessbindung gestützt. Bei den Weichschuhfahrten wird zum kompensatorischen Ausgleich und zum Verhindern einer ungewohnten bzw ungewollten Sprunggelenksbeugung (syn. Dorsalextension) ein geringeres Drehmoment nach vorne eingeleitet als mit dem harten Schuh. Ein „Nach-Vorne-Kippen“ bzw eine größere Sprunggelenksbeugung wird somit verhindert und entgegengewirkt.

Auch die in der Arbeit von Machens (2006) untersuchten Muskelaktivitäten unterstützen das Postulat. Es konnte nachgewiesen werden, dass die Testfahrer eine vermehrte Muskelaktivität aller untersuchten Muskelgruppen mit den Soft-Boot-Fahrten hatten.

Die Theorie der Bewegungskonsistenz würde auch erklären, dass die Fahrer mehrheitlich eine geringere maximale Beugung mit dem weichen Schuh im Vergleich mit dem harten Schuh haben.

Diese zentrale Position (hinsichtlich der Bewegung nach anterior bzw. posterior) dürfte nach unseren Ergebnissen folglich die zentrale Bewegungsgröße sein, die der Buckelpistenskipfer über die Jahre hin optimiert hat. Sie stellt die elementare Zielgröße seiner Bewegungsregulation dar. (Die unter der Fußsohle und am Scheinbein wirkenden Druckwerte dürften die zugehörigen „Sensoren“ -Afferenzen- für diese Bewegungsregulation sein).

Aus diesem Grunde ist es natürlich von Vorteil, wenn sich an der Lage des Körperschwerpunktes nichts ändert. Offensichtlich schaffen es die Spitzenskipfer (trotz des für sie weitgehend unbekanntes Fahrgefühls mit dem neuen Schuhtyp) diesen Bewegungsparameter in dem für sie optimalen Bereich zu halten.

Auffallend in der 2D-Bewegungsanalyse ist außerdem, dass das Sprunggelenk bei den Fahrten mit dem weichen Testschuh an den gegenübergestellten Maximalwerten nach dem ersten und zweiten Buckel jeweils statistisch signifikant mehr gestreckt (syn. plantarflektiert) wurde (Verweis auf Abb. 34 und Abb. 38): Nach dem ersten Buckel um durchschnittlich 3 Grad, nach dem zweiten Buckel im Mittel um 3.15 Grad.

Die Ursache hierfür ist in der (im Vergleich zum harten Schuh) verminderten Rücklagestabilität zu sehen. Dies ergaben die Hysteresemessungen der Skischuhe (Verweis auf Kap. 4.3) und die Ergebnisse der Fahrerbefragung bezüglich des „Haltes des Testschuhs nach hinten“ (Verweis auf Kap. 5.3).

Als Konsequenz dieser vermehrten Sprunggelenksstreckung (syn. Plantarflexion) verlagert sich der Schwerpunkt nach hinten. Um diese für den Fahrer unerwünschte Schwerpunkverlagerung abzumindern, muß der Proband nun eine erhöhte Kniestreckung aufweisen. Der Testfahrer kommt somit in eine insgesamt gestrecktere Körperhaltung bei den Fahrten mit dem weichen Schuh (mehr Sprunggelenk-, Knie-, und Hüftgelenk-Streckung).

In der Befragung der Testfahrer urteilten die befragten Testfahrer recht gegensätzlich. Klare Trends lassen sich nicht erkennen. Während der Gebrauch des Testschuhs auf präparierter Piste und beim „Carven“ durchschnittlich etwas besser bewertet wird, attestieren die Probanden dem Schuh hinsichtlich seiner Fähigkeit beim Fahren abseits der Piste und im welligen oder buckligen Gelände eine im Mittel eher mittelmäßige Note.

Bei der Bewertung des Testschuhs in seiner Gesamtheit schneidet er mit einer durchschnittlichen guten bis mittelmäßigen Note ab (Verweis auf Kap. 5.3)

5.5 Medizinisch-biomechanische Relevanz der Ergebnisse

Gefahr der Sprunggelenksverletzung bei erhöhter Fähigkeit zur Sprunggelenksbeugung im Soft-Boot?

Da der Schuh durch seine Bauart im Schaftbereich bei weitem weicher als der konventionelle Skischuh ist, wirken auf das Sprunggelenk größere Kraftimpulse.

Beispielsweise „kippt“ eine Testfahrerin (weiblich) während eines Testdurchganges mit dem weichen Schuh vor dem Buckel im Sprunggelenk regelrecht „nach vorne“, ohne diese Extrembewegung kompensieren zu können und erreicht dabei einen absoluten Sprunggelenkwinkel von 35 (!) Grad.

Zur Beschaffenheit des Schaftwiderstandes des Skischuhs berichtet Engel (2004): „Beginnend mit einem kleinen Widerstand in aufrechter Position sollte sich der Schienbeindruck bis zur Endposition bei einem Maximalwinkel von 40 Grad Beugung im Sprunggelenk stetig und progressiv erhöhen. Das ist essentiell für eine exakte Skikontrolle in jeder Situation.“

Das physiologische Bewegungsausmaß zur Dorsalextension des oberen Sprunggelenkes beträgt 20-30 Grad (Frisch 2001). Das entspricht (ausgehend von der Neutralstellung des Fußes) einem absoluten Sprunggelenkwinkel von 60-70 Grad (Neutralstellung [also 90 Grad] minus Bewegungsausmaß ergibt Sprunggelenkwinkel).

Der Testfahrer mit einem Sprunggelenkwinkel von 35 Grad überschreitet die physiologische Beweglichkeit folglich bei weitem.

Nach Kurpiers (2010) darf die Flexibilität nach vorne von 35° nicht unterschritten werden um das Sprunggelenk zu schützen.

In diesem Gradbereich sind (je nach individueller Konstitution) Verletzungen des Kapselband-Apparats bis hin zu Frakturen im Sprunggelenksbereich möglich.

Vor allem bei einer zusätzlichen Außenrotationskomponente erhält man so den Hauptverletzungsmechanismus für eine Syndesmosenschädigung (Lin, Gross, Weinhold, 2006).

Geringere Rücklagestabilität des Soft-Boots – größere Rücklagetendenz mit erhöhtem Verletzungsrisiko?

Die Testfahrer hatten eine signifikant größere Maximal-Streckung (syn. Plantarflexion) im Sprunggelenk mit dem weichen Schuh nach dem ersten Buckel. Diese Beobachtung weist auf eine verminderte Rücklagestabilität des Soft-Boots hin.

Das korrespondiert auch mit den Beurteilungen der Probanden zur Frage nach dem „Halt des Testschuhs nach hinten“, der sogenannten Rücklagestabilität im Rahmen der Testfahrerbefragung: 43 Prozent halten den Testschuh gegenüber ihrem eigenen Schuhwerk in Bezug auf die Stabilität im Sprunggelenk nach dorsal für weniger stabil.

19 Prozent geben an, der Testschuh sei „viel weniger stabil gegen hinten“ als ihr eigener. Die vergleichende Hysteresemessung der Testschuhe bekräftigt diese These, indem sie für den weichen Skischuh eine geringere Schaftsteifigkeit auch nach dorsal nachweist.

Bei einer größeren Streckung im Sprunggelenk verlagert sich der Schwerpunkt des Fahrers zwangsläufig nach hinten, wenn der Schwerpunkt nicht durch reaktive Veränderungen der Gelenkstellungen im Knie- und Hüftgelenk (und auch durch Ausgleichsbewegungen der Arme und Schultern) in stabiler Lage gehalten werden kann.

Zum Beibehalten einer stabilen Schwerpunktlage bedarf es folglich einer erhöhten und ausgleichenden muskulären Stabilisation. Die Testfahrer dieser Studie waren durchwegs versierte und gut trainierte Fahrer und konnten somit dieser Anforderung gerecht werden. Die Fahrpositionen der Testfahrer waren weitgehend stabil. Man darf jedoch bezweifeln, ob der eher untrainierte Hobbyfahrer oder gar Fahranfänger die Schwerpunktlage stabil halten kann, ohne in eine Rücklagetendenz zu kommen.

Ein Kontrollverlust in rückgelagerter Position kann bei fehlender muskulärer Kompensation einerseits zu einer Überlastung der ligamentären Strukturen im Kniegelenk führen (Hall, Schaff, Nelson, 1991)

Andererseits stellen gerade Stürze mit Rücklage ein großes Gefahrenpotential für Verletzungen des Rückens, der Wirbelsäule, aber auch am Hinterkopf dar.

Desweiteren ist ein Vergleich mit Verletzungsmustern beim Snowboarden erlaubt: Camaathias et al. (2006) beschreiben beim Snowboarden eine Inzidenz von 2,3-6 % Frakturen des Processus lateralis tali, dem sogenannten „Snowboarder`s foot“.

Diese treten in Soft-Boots, aber auch (prozentual vergleichbar häufig) in Hard-Boots auf. Der Unfallpathomechanismus wird als Kombination aus axialer Stauchung des Beines, Dorsalextension im Sprunggelenk, Außenrotation des Beines und Eversion des Rückfußes angegeben.

Aufgrund der herabgesetzten Schaftsteifigkeit und geringeren Stabilisierung des Fußes im Schuh kann die Wahrscheinlichkeit einer derartigen Verletzung auch beim Ski-Soft-Boot erhöht sein.

Erhöhter Bedarf an Muskelaktivität der unteren Extremität während der Abfahrt zur Stabilisierung der Fahrposition bei Soft-Boots?

Aufgrund der weicheren Bauart des Soft-Boots bedarf es einer vermehrten muskulären Stabilisation. Die muskulär-koordinative Arbeit und Haltearbeit des Bewegungs- und Stützapparates (v.a. im Bereich der unteren Extremität) ist einer höheren Beanspruchung ausgesetzt, um eine stabile Fahrposition (ohne Rücklage oder „Nach-Vorne-Klappen“) halten zu können.

So weist Machens (2006) in ihrer Arbeit eine vermehrte Muskelaktivität in allen untersuchten Muskelgruppen mit den Soft-Boots nach.

Es ist gut vorstellbar, dass es gerade beim eher weniger trainierten Skifahrer, jüngeren Fahrern oder Fahranfänger zu einer erhöhten Anforderung hinsichtlich der Muskelkraftausdauer und konzentratorisch-koordinativer Beanspruchung kommt.

Somit ist von einer schnelleren muskulären, aber auch geistigen Ermüdbarkeit auszugehen. Dies kann zu einer erhöhten Verletzungsanfälligkeit führen. Man beachte hierzu, dass nach Meyers et al. (2007) nahezu 15 % der Verletzungen des alpinen Skifahrens bei Kindern und Jugendlichen in einer muskulären Unreife begründet sind.

6 Diskussion

Zu Beginn der Diskussion erfolgt eine Erörterung der möglichen Störgrößen bzw. Einflußgrößen und der damit verbundenen methodischen Limitation.

In diesem Rahmen sind vor allem die Wetterbedingungen während der Studiendurchführung als eine relevante Einflußgröße anzusprechen.

Zeitweise kam es zu stärkeren Schneefällen, die kurzzeitig zu Unterbrechungen der Datenerhebung führten. Schneefall zog für den Testfahrer eine Sichteinschränkung mit sich, wodurch die Bodenkonturen der Doppelbuckeltestpiste nicht uneingeschränkt erkennbar sein konnten. Zur Verbesserung der Sichtbarkeit der Bodenkonturen und damit zur Gewährung der notwendigen Fahrkontrolle auf der Buckelpiste wurde die Pistenoberfläche eingefärbt.

Ziel war es, trotz sich ändernder Wetterbedingungen (mit Schneefall, Temperaturunterschieden und damit verbundenen geänderten Pisten- und Sichtverhältnissen) möglichst vergleichbare Fahrbedingungen zu schaffen.

Der Schneefall und die damit verbundene Feuchtigkeit wirkten sich auch auf die Funktionsfähigkeit des elektrischen Equipments aus.

So kam es feuchtigkeitsbedingt kurzzeitig zu Kamera-Ausfällen. Zudem zeigte sich später im Rahmen der Datenaufbereitung bei einigen Fahrten eine sichtbedingte geminderte Bild- und Aufnahmequalität. Nur qualitativ korrekt auswertbare Datensätze wurden der Auswertung zugeführt.

Dadurch verringerte sich die Zahl der Probandenstichprobe bzw die Zahl der auswertbaren Datensätze von 21 auf 17 Testfahrer, wobei bei 3 Fahrern die Datenerhebung im Bereich des zweiten Buckels (bedingt durch einen feuchtigkeitsbedingten Ausfall der zweiten Videokamera) nicht erfolgen konnte (Verweis auf Kap. 4.4.1).

Zudem fiel bei zwei Fahrern aufgrund technischer Probleme (feuchtigkeitsbedingtes Versagen der Elektrik und Ausfall der Akku-Einheit) die Datenspeicherung bzw Datenaufnahme der Bindungskraftmessung aus. Bei weiteren zwei Fahrern wurden die vollständig benötigten Datensätze (jeweils drei Fahrten mit dem weichen und dem harten Schuh) nur für den ersten Buckel gespeichert, da es während der Fahrt zu einem Ausfall der Meßelektronik kam (Verweis auf Kap. 4.5.1).

Neben der dadurch verringerten Anzahl der Testfahrer ist auch die teils inhomogene Verteilung der Probandengruppe anzusprechen.

Aufgrund der geschlechtlichen, körperlich entwicklungsbedingten und altersbedingten Unterschiede ist von einer Leistungsdifferenz auszugehen. Ebenso bestanden abweichende Referenzen und ein unterschiedliches Leistungsniveau bezüglich Buckelpistenfahren (Verweis auf Anhang I). Dies kann zu Unterschieden im Ausnutzen des Testmaterials und somit zu differenten individuellen Ergebnissen geführt haben.

In Fällen, in denen sich in der Auswertung auffällige Abweichungen individueller Ergebnisse zeigten, erfolgte eine gesonderte Betrachtung. Hierzu wird im zweiten Teil der Diskussion eine nähere Erläuterung gegeben.

Durch die weichere Bauart im Schaftbereich mit erhöhter Flexibilität wirken auf das Sprunggelenk größere Kraftimpulse. Der weiche Testschuh weist somit einen verminderten Sprunggelenksschutz auf. Dadurch ist eine erhöhte Verletzungsgefahr am Sprunggelenk-Apparat denkbar, vor allem im Sinne eines Hyperflexionstraumas.

Dies zeigt eindrucksvoll die Einzelbetrachtung der Fahrerinnen B (Verweis auf Kap. 5.5), die in einer Fahrt über den zweiten Buckel die Körperposition nicht muskulär stabilisieren kann und regelrecht „nach vorne kippt“. Dabei erreicht sie verletzungsgefährdende Werte im Sprunggelenk von 35 Grad.

Nicht nur die Flexibilität nach vorne ist bei dem weichen Schuh gemindert, auch die Stabilität des Schaftes nach hinten (Rücklagestabilität, „Halt nach hinten“) ist herabgesetzt:

So konnte eine signifikant erhöhte Maximal-Streckung im Sprunggelenk mit dem weichen Schuh nach dem ersten Buckel nachgewiesen werden. Diese korrespondiert auch mit der (in der Hysteresemessung nachgewiesenen) geringeren Schaftsteifigkeit nach hinten und mit den Beurteilungen der Probanden zur Frage nach der Rücklagestabilität (siehe Abb. 62 in Kap. 5.3): 62 Prozent beurteilen den Testschuh gegenüber ihrem eigenen Schuhwerk für „weniger stabil“ oder „viel weniger stabil“.

Durch die verminderte Rücklagestabilität und erhöhte maximale Streckung im Sprunggelenk verringert sich möglicherweise die Fahrstabilität und erhöht sich die Verletzungsgefahr (aufgrund einer vermehrten Rücklagetendenz):

Ein Kontrollverlust in rückgelagerter Position kann bei fehlender muskulärer Kompensation zu einer Überlastung der ligamentären Strukturen im Kniegelenk führen (Hall, Schaff, Nelson, 1991). Aber auch die Gefahr für Stürze (und Verletzungen) nach dorsalseitig, auf Gesäß, Rücken und Hinterkopf erscheint dadurch erhöht.

In den letzten Jahren kam es vor allem durch Einführen der Carvingtechnik zu einer Verschiebung der Verletzungsmuster in Richtung der oberen Körperhälfte.

Die Verletzungen von Kopf, Wirbelsäule und oberer Extremität haben an Häufigkeit die Verletzungen der Beine längst überholt (Aschauer et al., 2007). Dieser Trend könnte durch Verwendung des Soft-Boots noch verstärkt werden.

Die verminderte Schaftsteifigkeit des weichen Schuhs bringt in Stehphasen und Fahrpausen Vorteile mit sich. Im Gegensatz zu den meisten hartschaligen konventionellen Skischuhen kann der Fahrer im weichen Schuh aufrecht stehen. In Fahrpausen und Stehphasen werden die Kniegelenke und die Muskulatur entlastet. Nach Geiger (2004), Orthopäde und DSV-Mannschaftsarzt wird dadurch das Unfallrisiko durch den geminderten Kräfteverlust gesenkt und Überlastungsschäden im Kniegelenk vorgebeugt.

Wie Hörterer (2002) beschreibt, „kommt es mit traditionellen Stiefeln oft zu Kreuzbandverletzungen, weil der Skifahrer mit flektiertem Knie in Rücklage stürzt. Die Gefahr ist mit Softboots geringer, da die Bewegung im Schienbein erleichtert wird. Generell wird die Kniebelastung geringer.“

Desweiteren postuliert Geiger (2004), daß Skifahren mit einem höheren Bewegungsumfang eindeutig physiologischer ist, weil auf diese Weise die hohen statischen Muskel- und Gelenkbelastungen besser gepuffert werden können.

Dagegen bedarf es (gemäß der Ausführungen in Kap. 5.5) aufgrund des erhöhten Bewegungsausmaßes und der geringeren Schaftsteifigkeit während der Fahrt einer vermehrten muskulären Stabilisation, einer stärkeren muskulär-koordinativen Arbeit und Haltearbeit des Bewegungs- und Stützapparates (v.a. im Bereich der unteren Extremität), wie es Machens (2006) anhand erhöhter Muskelaktivität während der Fahrt nachweisen konnte. Eine daraus resultierende schneller eintretende Ermüdung (vor allem bei untrainierten Fahrern und Fahranfängern) kann das Verletzungsrisiko erhöhen.

In weiterer Zukunft erscheint es daher interessant, eine Betrachtung der verschiedenen auftretenden Verletzungen und Schädigungen bei Verwendung der Soft-Boots im Vergleich zu konventionellen Schuhmaterial anzustellen. So kam es in den letzten Jahrzehnten zu einer Verschiebung der häufigsten Verletzungslokalisationen der unteren Extremität von distal nach proximal (Johnsen, Ettliger, Shealy, 1997 und Aschauer et al., 2007). Die Ursache für den Trend wird in der Verwendung und Weiterentwicklung von Schalenskischuhen und Bindungssystemen gesehen (Heim, 1997).

Sperner, Genelin (1989) sehen in den 70er und 80er Jahren einen deutlichen Rückgang der Sprunggelenksverletzungen von 60 Prozent auf nunmehr etwas mehr als 10 Prozent (gemessen an den Verletzungen der unteren Extremität) aufgrund moderner Ausrüstung, Pistenpräparierung und geändertem Fahrverhalten: Nur bei Extrembewegungen zur Vermeidung eines Sturzes oder bei lockerem Sitz im Skischuh könne die auf das Gelenk einwirkende Kraft nicht mehr absorbiert werden.

Dies läßt die Folgerung zu, daß das Sprunggelenk in einem starren Skischuh besser geschützt wird, in einem weichen Skischuh jedoch einer größeren Krafteinleitung ausgesetzt ist.

Kommt es beim Softboot zu einer Verschiebung der Verletzungshäufigkeiten und Verletzungsverteilungen zurück in Richtung Sprunggelenk und Unterschenkel sowie zugleich zu einer Abnahme der Verletzungen im Kniegelenksbereich?

Gestützt wird diese Vermutung durch einige Studien:

So untersuchte Bürkner und Simmen (2008) den Einfluß von Skischuhen hinsichtlich Unterschenkelfrakturen beim alpinen Skisport: sie sehen einen Trend für eher proximal auftretende Tibiafrakturen (kniegelenksnah mit Gelenkbeteiligung) bei Tragen eines starren Skischuhs. Bei Verwendung eines weichen Skischuhs treten die Frakturen tendentiell eher im Schaftbereich der Tibia auf.

Bürkner und Simmen (2008) erklären ihre Ergebnisse mit der veränderten Krafteinleitung bzw –übertragung: ein weicher, flexibler Skischuh leitet die Kräfte schrittweise über den Schuh an das Bein weiter. Wird die Vorspannung im Knochen zu groß, käme es eher zu einer Fraktur im Bereich der oberen Skischuhkante.

Bei einem steifen Skischuh könne keine schrittweise Reduktion der Kräfte erfolgen. Die plötzlich auftretende Spannung ließe die Frakturzone nach distal oder proximal ausweiten. Die These einer Abnahme der Belastungen im Kniegelenksbereich und damit für einen möglichen verletzungspräventiven Effekt bei Verwendung eines weichen Skischuhs wurde bereits durch Schaff und Olbert (1996) gestützt. Diese untersuchten die Druckverteilung und –belastung auf die Fußsohle beim Buckelpistenfahren im Vergleich eines herkömmlichen harten Skischuhs mit einem modifizierten weichen Skischuh:

Sie ermittelten mehr Druck auf den Vorfuß bei geminderter Belastung (um nahezu 35%) auf die Ferse und postulieren daraus mehr Körpervorlage.

Dies könnte eine Reduktion der Belastung auf das Kniegelenk um nahezu denselben Prozentanteil bedeuten (Schaff und Olbert, 1996).

Im Rahmen der orts- und bewegungsorientierten Analyse hat sich weiter herausgestellt: Die versierten Fahrer halten ihre über Jahre antrainierte und gewohnte Körperposition und Fahrstil bei, selbst wenn (wie mit diesem weichen Testschuh) der mögliche Bewegungsumfang in der Sprunggelenksbeugung vergrößert ist. Der größere Bewegungsspielraum kann nicht ausgenutzt werden.

Hier ist scheinbar ein gewisser Gewöhnungsprozess an das ungewohnte Schuhmaterial notwendig, bevor ein etwaiger Nutzen hinsichtlich der (von W. Olbert persönlich kommunizierten) „Faltungstheorie“, gezogen werden kann (Verweis auf Kap. 5.1.1, sowie Kap. 5.1.2 und Kap. 5.4).

Nach W. Olberts Theorie hat der Fahrer bei der Buckelüberfahrt eine größere Streckreserve, wenn man im Sprunggelenk und Kniegelenk mehr beugen kann (bei gleich bleibender Schwerpunktlage). In welligem und buckligem Gelände kann somit besser Bodenkontakt gehalten werden.

Kurpiers (2010) führte vergleichbare Untersuchungen durch. Hierbei stellt er in Studie II und III einen harten Skischuh mit einem selbst-modifizierten Skischuh mit erhöhter Flexibilität bei Fahrten über Buckel gegenüber: Analog zu den Ergebnissen dieser Studie zeigte sich keine vermehrte Sprunggelenksbeugung mit dem modifiziertem Schuh. Die „Eingewöhnungszeit“, also die Einfahrzeit mit dem modifizierten Schuh in Studie II wird bei Kurpiers (2010) mit 4 Stunden (in Studie III mit 3 Tagen) angegeben. Auch hier ist davon auszugehen, daß die Eingewöhnungszeit zu kurz war, um den veränderten Bewegungsspielraum ausnutzen zu können bzw zu „wollen“.

Vor diesem Hintergrund erscheint es interessant, eine weitere Studie durchzuführen und sich mit Fragen der Adaption und Ausnützen des erhöhten Bewegungsausmaßes bei Verwendung dieses Spezialschuhes nach einer längeren Eingewöhnungszeit von einigen Wochen zu beschäftigen.

Denn, wie es sich in der Untersuchung gezeigt hat, ist es nur nach einer länger dauernden „Umgewöhnung“ denkbar, von den bisher bestehenden automatisierten Bewegungsschemata abzukommen und den neu möglichen Bewegungsablauf beim Testfahrer zu etablieren und zu festigen.

Parallel zu dieser Arbeit untersuchte Machens (2006) die Muskelaktivitäten und Bewegungsmuster während der Testfahrten:

Sie sieht eine Aktivitätszunahme aller Muskeln bei Fahrten mit dem weichen Skischuh sowohl um den Zeitpunkt der maximalen Sprunggelenksbeugung, als auch der maximalen Sprunggelenksstreckung.

Kurpiers (2010) hat in ähnlichen Studien auch Fahrten auf der Buckelpiste zwischen einem konventionellen harten Skischuh und einem modifizierten Skischuh mit mehr Flexibilität gegenübergestellt:

Er sieht weniger Muskelaktivität bei den Fahrten mit dem modifizierten Skischuh.

Bei näherem Vergleich der Studien werden aber einige Unterschiede deutlich, die diese differenten Ergebnisse begründen lassen:

Kurpiers (2010) verwendet, im Gegensatz zu dem kommerziell vertriebenen weichen Skischuh in dieser und Machens Arbeit, in seiner Studie III einen selbst-modifizierten Skischuh. Dieser ist in Bezug auf die Stabilität nach hinten (Schaftsteifigkeit nach dorsal) starrer und stabiler. Lediglich die Flexibilität nach vorne wurde bautechnisch verändert und somit erhöht, vergleichbar mit dem Soft-Boot.

Hieraus ergibt sich folglich eine eingeschränkte Gegenüberstellbarkeit:

es ist durchaus nachvollziehbar, daß eine geringere Stabilität und Halt sowohl nach vorne, als auch nach hinten (wie in dieser Studie) zu einem vermehrten Bedarf an körperstabilisierender Muskelarbeit führen kann.

Zudem gewährte Kurpiers (2010) in Studie III den Probanden eine Einfahrzeit von 3 Tagen. Möglicherweise treten dadurch eine gewisse Gewöhnungs- und Lerneffekte auf, die zu einem ökonomischeren Krafteinsatz bzw zu einem besseren Umgang mit der „ungewohnten“ Situation führen könnten.

Desweiteren liegen unterschiedliche Buckel- bzw Pistenverhältnisse und ein differentes Probandenkollektiv hinsichtlich fahrerischem Können und Anzahl der Testfahrer vor: Kurpiers Studie II wurde mit 5 Probanden durchgeführt, wobei aufgrund technischer Probleme nur 2 Probanden vollständig ausgewertet werden konnten. Die Studie III erfolgte mit 8 ausgewerteten Probanden des deutschen Freestyle Teams.

In der weiteren Betrachtung der Untersuchungsergebnisse von Machens (2006) fallen Unterschiede hinsichtlich der Muskelaktivitäten zwischen den zwei Buckeln auf: unabhängig vom Schuhwerk wurden alle Muskeln am zweiten Buckel mehr aktiviert.

Machens (2006) postulierte daher, dass die Probanden die beiden Buckel in unterschiedlichen Voraussetzungen durchfuhren.

Diese Aussage lässt sich durch die Analyse der 2D-Bewegungsanalyse, sowie durch die Kraft- und Drehmomentmessung nicht bekräftigen. Ein „uneinheitliches Ergebnisbild“ oder „deutliche Unterschiede“ bei Vergleich der beiden Buckelüberfahrten fallen hier im Gegensatz zu Machens (2006) nicht auf:

Zu den Zeitpunkten der Maxima der Sprunggelenkwinkel sowohl nach dem ersten als auch nach dem zweiten Buckel ergeben sich fast ausschließlich gleichgerichtet signifikante Werte bei den betrachteten Bewegungsparametern. (Verweis auf Abb. 52)

In der Betrachtung der Bindungskraft und Drehmomente läßt sich bei den Zeitpunkten der Minima der Sprunggelenkwinkel an beiden Buckeln ein geringeres Drehmoment nach vorne mit dem weichen Schuh nachweisen (Verweis auf Kap. 5.2.2):

Die Fahrer leiten bei den Fahrten mit dem weichen Skischuh ein geringeres Drehmoment nach vorne ein, um (wie bereits in der Diskussion erläutert) eine „ungewohnte“ und damit „ungewollte“ größere Sprunggelenksbeugung zu verhindern.

Auch in einzelnen Fällen, bei denen in der Gesamtschau weder statistisch signifikante noch tendentielle Unterschiede in den Bewegungsparametern festzustellen waren, so war dennoch eine individuell betrachtete Konsistenz der Werte zwischen dem ersten und dem zweiten Buckel mehrheitlich ersichtlich (Verweis auf Einzelwerte der 2D-Analyse und Kraft-Drehmomente im Anhang).

Kurpiers (2010) analysiert in seinen Studien die Kraft und Kraftmomente auf das Kniegelenk mittels Modellberechnungen (Anybody Modeling SystemTM, Dänemark) und kommt damit zu interessanten Ergebnissen:

Er sieht die auf das Kniegelenk einwirkenden Kräfte und Kraftmomente mit dem modifizierten Skischuh reduziert.

Zum Zeitpunkt der größten Belastung ist die anterior-posterior auf die Tibia wirkende Kraft um 30%, die axial auf das Knie wirkende Kraft zwischen 19 und 27 Prozent verringert. Es kommt zu einer 30 prozentigen Reduktion der femoropatellaren Kompression.

Die spezifische Belastung auf das vordere Kreuzband konnte in seinem Modell nicht direkt berechnet werden.

Er geht aber davon aus, daß die Belastung auf das vordere Kreuzband etwa um dieselbe Prozentzahl wie die axiale Kraftbelastung gesenkt wird (Kurpiers, 2010).

Zudem werden von Kurpiers (2010) die Muskelkraft der Oberschenkelflexoren (Hamstringmuskeln) in Relation mit den Oberschenkelextensoren (M. Quadriceps) gesetzt. Diese Ratio (Flexoren : Extensoren) steigt bei Verwendung des modifizierten Skischuhs.

Kurpiers (2010) sieht (durch diese verstärkte Hamstringaktivierung im Verhältnis zur Quadricepsaktivierung) einen möglichen protektiven Effekt für das vordere Kreuzband, bewirkt durch eine Hamstringmuskulatur-bedingte Stabilisation gegen eine vordere Schublade.

Abschließend konkludiert Kurpiers (2010), die Kniegelenksbelastung könne durch einen flexibleren Skischuh reduziert werden.

Machens (2006) diskutiert als Störgröße zudem die Leistungsdifferenz und unterschiedlichen körperlichen Voraussetzungen der Probanden.

Es bestand ein unter den Fahrern unterschiedliches Leistungs- und Trainingsniveau, sowie ein unterschiedlicher Entwicklungsstand aufgrund unterschiedlichen Alters und Geschlecht (Verweis auf Anhang I). Ein Anspruch auf Allgemeingültigkeit kann somit nicht erhoben werden.

Gerade aber durch diese Verteilung konnten durch Betrachtung der Einzelpersonen einige interessante Erkenntnisse gewonnen werden:

Vom Gros der Testfahrer abweichende Werte wurden individuell durchleuchtet, ausgewertet und interpretiert. Es konnten so interessante Theorien, etwa zum „Nach-Vorne-Fallen“ im Sprunggelenk (wie bereits in der Diskussion abgehandelt) oder zur Fahrweise eines bereits weichschuh-erfahrenen Probanden abgeleitet werden:

Fahrer S, der seit Jahren einen selbst-modifizierten Skischuh mit einer vermehrten Flexibilität im Sprunggelenk fährt, kann die „Faltungstheorie“, wie sie W. Olbert mündlich kommuniziert hat, gut umsetzen: mit dem weichen Skischuh erreicht er mehr Beugung im Sprunggelenk, eine größere Flexion im Kniegelenk bei einer geringen Änderung im Hüftgelenk. Somit bleibt bei vermehrter „Faltung“ der Schwerpunkt nahezu unverändert.

7 Zusammenfassung

Im Rahmen der internationalen Fachmesse „ISPO“ in München wurde in der Saison 2000/01 eine neue modifizierte Skischuhgeneration für alpines Skifahren vorgestellt, die sogenannten „Soft-Boots“.

Dieses Schuhmaterial zeichnet sich im Vergleich zum konventionellen Schuh durch eine deutlich größere Möglichkeit zur Sprunggelenksbeugung (syn. Dorsalextension) aus.

Ziel der Untersuchung war es, den Einfluß einer verminderten Schaftsteifigkeit auf die Kinematik und Bodenreaktionskräfte beim Überfahren von Buckeln zu quantifizieren und hinsichtlich ihrer Bedeutung für die Körpergelenkstellungen mit ihrer daraus resultierenden Biomechanik, Fahrsicherheit und Technik des Buckelpistenskilafes zu interpretieren.

Hierfür fanden auf der Zugspitze Feldexperimente mit einer Stichprobe von 21 wettkämpferfahrenden Buckelpistenfahrern und Skilehrern statt.

Die Teststrecke setzte sich aus einer Piste mit zwei nacheinander folgenden Buckeln zusammen, die von Versuchspersonen geradlinig zu durchfahren war. Die Probanden wurden aufgefordert, die Wellen durch Ausgleichsbewegungen zu „schlucken“ und den Bodenkontakt mit den Skiern möglichst zu erhalten.

Die Manipulation der Einflußvariable „Schaftsteifigkeit“ erfolgte durch Verwendung von zwei verschiedenen Skischuhen, einem modifizierten weich-flexiblen Schuh sowie einem konventionellen hart-unflexiblen Schuh.

Zudem füllten die Probanden einen Fragebogen zu ihren Eindrücken mit dem Experimentalschuh und ihren persönlichen Präferenzen bezüglich ihrer gegenwärtigen Skiausrüstung aus.

Zur Erhebung der Bewegungsparameter bediente man sich der wissenschaftlichen Videoanalyse (sog. *Videogrammetrie*). Durch Digitalisierung und EDV-Bearbeitung konnten die Sprunggelenk-, Kniegelenks-, Hüftgelenk-, Oberarm- und Ellenbogenwinkel, sowie die Schwerpunktage zum jeweiligen Zeitpunkt der Testfahrt ermittelt und errechnet werden. Zudem wurden die zwischen Ski und Bindung auftretenden Kräfte und Drehmomente aufgezeichnet. Dazu kam eine eigens dafür konzipierte Kraftmeßskibindung zum Einsatz.

Um der Frage nach dem muskulären Zusammenspiel nachgehen zu können, wurden bei allen Fahrten auch elektromyographische Messungen durchgeführt. Die Aufbereitung der Muskelaktivitätsmessungen ist bei Machens (2006) abgehandelt.

In der Analyse der Ergebnisse ist bemerkenswert, dass die überwiegende Anzahl der Testpersonen (65%) keine vermehrte maximale Sprunggelenkbeugung (syn. Dorsalextension) trotz ermöglichter erhöhter Flexibilität mit dem Soft-Boot aufweisen. Aufgrund dieser Erkenntnis kann man folgende Theorie ableiten:

Die versierten Fahrer halten ihre über Jahre antrainierte und gewohnte Körperposition (teilweise auch unbewusst und automatisiert) möglichst bei, selbst wenn der mögliche Bewegungsumfang im Sprunggelenk hinsichtlich der Beugefähigkeit vergrößert ist. Der größere Bewegungsspielraum kann nicht ausgenutzt werden. Im Gegenteil, der Körper widersetzt sich dieser ungewöhnlichen Fahrposition und versucht kompensatorisch entgegenzuwirken. Diese Theorie wird durch die Ergebnisse der Analyse der Drehmomente in der Kraftmessbindung gestützt.

Offensichtlich schaffen es die Spitzenskipfahrer, trotz des für sie weitgehend unbekanntes Fahrgefühls mit dem neuen Schuhtyp, diesen Bewegungsparameter in dem für sie optimalen Bereich zu halten.

Zur Bestätigung dieser Überlegung müsste man die Testfahrer über einen längeren Zeitraum an die neue Situation des größeren Spielraums im Sprunggelenk durch Training und Übungsfahrten gewöhnen, um den neu möglichen Bewegungsablauf beim Testfahrer zu etablieren und zu festigen.

Durch die weichere Bauart des Soft-Boots im Schaftbereich mit erhöhter Flexibilität wirken auf das Sprunggelenk größere Kraftimpulse. Damit ist eine erhöhte Inzidenz für Verletzungen am Sprunggelenk-Apparat denkbar. Beispielsweise „kippt“ ein Testfahrer vor dem Buckel während eines Testdurchganges im Sprunggelenk regelrecht „nach vorne“, ohne diese Extrembewegung kompensieren zu können.

Weiterhin zeigte sich eine signifikant größere Streckung (syn. Plantarflexion) im Sprunggelenk mit dem weichen Schuh.

Diese Beobachtung weist auf eine verminderte Schaftsteifigkeit des Soft-Boots auch nach dorsal hin. Das korrespondiert auch mit den Beurteilungen der Probanden zur Frage nach der Rücklagestabilität des Soft-Boots und den durchgeführten Messungen zur Schaftsteifigkeit (Hysterese-messungen).

Eine geringere Rücklagestabilität, verbunden mit einer erhöhten maximalen Streckung im Sprunggelenk kann die Gefahr für dorsale Stürze erhöhen, aber auch bei vermehrter Körperrücklage (mit fehlender muskulärer Kompensation) zu einer Überlastung der ligamentären Strukturen im Kniegelenk führen.

Aufgrund der erhöhten Flexibilität des Soft-Boots bedarf es zudem einer vermehrten muskulären Stabilisation. Die muskulär-koordinative Arbeit und Haltearbeit des Bewegungs- und Stützapparates ist einer höheren Beanspruchung ausgesetzt, um eine stabile Fahrposition (ohne Rücklage oder „Nach-Vorne-Klappen“) halten zu können. Somit ist von einer schnelleren muskulären und koordinativen Ermüdbarkeit auszugehen, was zu einer erhöhten Verletzungsanfälligkeit führen kann.

Es wird in zukünftigen Studien interessant sein zu untersuchen, ob es beim Soft-Boot durch die erhöhte Flexibilität nach vorne zu einer Entlastung des Kniegelenkes und somit zu einer Abnahme der Verletzungshäufigkeiten im Kniegelenksbereich kommt.

Verschiebt sich die Verletzungsverteilung dagegen in Richtung Unterschenkel und Sprunggelenk? Erhöht sich auch (durch eine vermehrte Sturzgefährdung in Körperrücklage) die Inzidenz für Rücken- und Hinterkopfverletzungen?

8 Literaturverzeichnis

- Adriane, Y., Maes, R., & Remy, P. (2002). Increasing incidence of knee ligament injuries in alpine skiing: epidemiology and etiopathogenetic hypotheses.
- Aschauer E, Ritter E, Resch H, Thoeni H, Spatzenegger H. (2007) Verletzungen und Verletzungsrisiko beim Ski- und Snowboardsport, *Der Unfallchirurg* 110, S.301-306;
- Boeckh, Andreas (2003). Snowboardfahren - eine Material- und Verletzungsanalyse bei qualifizierten Fahrern mit sportmedizinischen Konsequenzen, Dissertation, LMU München: Medizinische Fakultät;
- Bürkner A., Simmen H.P. (2008). Unterschenkelfrakturen beim alpinen Skisport – Einfluß von Skischuhen und Unfallmechanismus. *Sportverletzung und Sportschaden* 22: 207-212
- Camathias C., Valderrabano V., Pagenstert G., Perren T., Friederich N., Hintermann B. (2006). Die Fraktur des Processus lateralis tali (Snowboarder`s foot), *Zeitschrift Fuß und Sprunggelenk*, Verlag Steinkopf, Volume 4, Number 3, S. 184-193;
- Claus, A. (1997). Untersuchung ausgewählter biomechanischer Parameter des Buckelpistenfahrens. Diplomarbeit im Diplomstudiengang Sport an der Technischen Universität München, Lehrstuhl für Bewegungslehre und Trainingslehre, 1997
- Delorme S, Tavoularis S, Lamontagne M (2005). Kinematics of the ankle joint complex in snowboarding, *Journal of Biomechanics*, 21 (4); S.394-403.
- Dempster, W. T., Gabel, W. C., & Felts, W. J. L. (1959). The anthropometry of the manual work space for the seated subject. *Am J Phys Anthropol*, 17(4), 289-317.
- Engel H (11/2004). Testleiter der ARGE Skiforschung an der Fachhochschule München: harte Schale, weicher Kern – der Skischuhtest, *DSV aktiv Ski- und Sportmagazin*.
- Ettlinger, C. F., Johnson, R. J., & Shealy, J. E. (1995). A method to help reduce the risk of serious knee sprains incurred in alpine skiing. *The American Journal of Sports Medicine*, 23(5), 531.
- Frisch H. (2001) programmierte Untersuchung des Bewegungsapparates, S. 257, Springer 8.Auflage.
- Gerland Silke (2004) Veränderungen der Verletzungsmuster beim alpinen Skilauf durch die Carvingstechnik, Dissertation an der Bayerischen Julius-Maximilians-Universität Würzburg zur Erlangung des Doktor-Grades in der Humanmedizin.

- Hall, B. L., Schaff, P. S., & Nelson, R. C. (1991). Dynamic displacement and pressure distribution in alpine ski boots. In C. D. Mote & R. J. Johnson (Eds.), *Skiing Trauma and Safety: Eighth International Symposium* (pp. p. 186-199). Philadelphia, United States: ASTM.
- Heim D (1997). Tendenzen im Verletzungsmuster des alpinen Wintersports, Schweizer Rundschau Med. (Praxis) 86, S.1931-1937.
- Heir, S., Krosshaug, T., & Ekeland, A. (2005). The incidence and trends of ACL injuries in world cup freestyle skiing during a 10 year period. *British Journal of Sports*
- Höll S, Thorwesten L, Jerosch J (2001). Einfluß von äußeren Stabilisierungshilfen des oberen Sprunggelenkes auf sportspezifische Fähigkeiten unter Berücksichtigung isokinetischer Kraftmessungen, *Sportverletzung Sportschaden* 15, S.36-39.
- Hörterer H. (2002) in „softboots – sanfte Revolution“, planetsnow Print, Sport- und Freizeitverlag, Stuttgart, Ausgabe 13.12.2002
- Hunter, R. E. (1999). Skiing Injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 27(3), 381.
- Jais Richard (2005). Verletzungen im alpinen Skisport unter Berücksichtigung der Entwicklung in der Skitechnologie, Dissertation an der Technischen Universität München zur Erlangung des Doktor-Grades in der Humanmedizin.
- Johnsen R J, Ettlinger C F, Shealy J E (1997). Ski injury trends `72 - `94; skiing trauma und safety 11th volume, ASTM STP 1289, American Society for Testing und Materials, S.37-48.
- Klous, M., Schwameder, H., & Mueller, E. (2004). Experimental setup to collect input data for calculating loading on the lower extremities in Skiing and Snowboarding. In *Proceedings of the 22nd International Symposium on Biomechanics in Sports*. Ottawa, Canada.
- Kramny Peter (2002). Kinematische und muskuläre Aspekte der Oberkörperbewegung im Snowboardsport im Vergleich zum alpinen Skisport, Dissertation an der Technischen Universität München zur Erlangung des Doktor-Grades in der Humanmedizin.
- Kurpiers N. (2010). Dynamics of Freestyle Skiing – Equipment development and implications for injury prevention strategies. A thesis submitted in fulfilment of the requirements of the degree of Doctor of Philosophy Universität of Auckland
- Lehner, S. (1995). 3D-Simulation des menschlichen Kniegelenks. Diplomarbeit an der Fachhochschule München, Fachbereich Feinwerk- und Mikrotechnik.
- Lin CF, Gross ML, Weinhold P (2006). Ankle syndesmosis injuries: anatomy, biomechanics, mechanism of injury and clinical guidelines for diagnosis and intervention, *Journal of orthopaedics, sports, physiotherapy*, 36 (6), S.372.

Linklater J (2004). Ligamentous, chondral and osteochondral ankle injuries in athletes, Seminar musculoskeletal radiol 8, S.81-98.

Mildner E., Lembert S., Raschner C. (2010). Einfluß des Skischuhs auf das Gleichgewichtsverhalten. Sportverletzung und Sportschaden 24; 31-35

Machens, P. (2006). Einfluß eines modifizierten Skischuhes auf das Aktivierungsmuster ausgewählter Muskeln des Buckelpistenwettkämpfers, Dissertation an der Technischen Universität München zur Erlangung des Doktor-Grades in der Humanmedizin.

Meyers MC, Laurent CM Jr, Higgins RW, Skelly WA (2007). Downhill ski injuries in children and adolescents, Sports Med 37 (6); 485-99.

Müller R, Brügger O, Mathys R, Stüssi E (2003). Snowboard-Unfälle, Sportverletzung Sportschaden 14, S.121-127.

Olerud C (1985). Two cases of supination-eversion grade II ankle fracture during downhill skiing, archives of orthopaedics and trauma surgery, volume 104, Number 2, S.129-131

Raschner, C., Schiefermueller, C., Zallinger, G., Hofer, E., Mueller, E., & Brunner, F. (2001). Carving turns versus traditional parallel turns - a comparative biomechanical analysis. In E. Mueller, H. Schwameder, E. Kornexl & C. Raschner (Eds.), Science and Skiing II.

Raschner, C., Schiefermueller, C., Zallinger, G., Mueller, E., & Hofer, E. (2001). Biomechanische Analyse der Carvingstechnik als Grundlage modifizierter Trainingsmethoden in der konditionellen Vorbereitung alpiner Ski- und Skirennläufer. Spektrum der Sportwissenschaften.

Schaff, P., & Hauser, W. (1993). Influence of ski boot construction on knee load - a biomechanical investigation on safety and performance aspects of ski boots. In R. J. Johnson, C. D. Mote Jr & J. Celcer (Eds.), Skiing trauma and safety: Ninth International Symposium (pp. p. 75-88). Philadelphia, United States: ASTM.

Schaff, P. und Olbert, W. (1996). Der Einfluß der Sprunggelenksbeweglichkeit auf die Plantarbelastung beim Buckelpisten-Skifahren. Sportorthopädie Sporttraumatologie, 12.1, S. 51-54.

Senner, V. (2001). Biomechanische Methoden am Beispiel der Sportgeräteentwicklung. Dissertation an der Fakultät für Maschinenwesen der Technischen Universität München.

Senner, V. (1994). Die schischuhinduzierte Kreuzbandverletzung im alpinen Skilauf: Bestimmung individueller Eingangsparameter für die mathematische Simulation der ursächlichen Sturzbewegung, Diplomarbeit im Diplomstudiengang Sport, Technische Universität München.

Senner, V., Schaff, P. und Hauser, W. (1994). Einflüsse des Ski-Bindungssystems auf die Belastung und Kinematik der unteren Extremität beim Rückwärtssturz im alpinen Skilauf, Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 11/12, S. 428-438.

Senner, V. (2003). Skilauf Buckelpiste. Zwischenbericht zum ersten Förderjahr, Technische Universität München, Fakultät für Sportwissenschaften, Sportgeräte und Materialien, Förderprojekt VF 0407/15/2001; München.

Werner J. (1984) Medizinische Statistik, Urban & Schwarzenberg, München–Wien–Baltimore.

Wölfel R, Köhne G, Schaller C, Gerland S, Walter M (2003) Gefahren beim Carvingskifahren, Sportverletzung Sportschaden 17, S.132-136.

9 Lebenslauf

Persönliche Daten

Michael Kampe
geboren am 17.11.1975 in Erlangen,
verheiratet, zwei Kinder

Schulbildung

1982 – 1986 Grundschule Weiden
1986 – 1995 Humanistisches Augustinus-Gymnasium Weiden

Pflichtdienst

02.10.1995 – 31.10.1996: Zivildienst bei „Allgemeiner Rettungsverband e.V. in Weiden“

Studium

1997 – 2003 Studium der Humanmedizin,
Ludwig-Maximilians-Universität München;
2003 – 2004 Praktischer Jahr:
Orthopädie, Klinikum Großhadern, LMU München
Innere Medizin, Klinikum Großhadern, LMU München
Chirurgie, städtisches Krankenhaus Harlaching, München;
21.04.2004 Bestehen der Ärztlichen Prüfung und
Abschluß des Medizinstudiums; Note „gut“

Arbeitsstelle

03.05.2004 Arzt im Praktikum, Abteilung für Orthopädie,
Krankenhaus Barmherzige Brüder in München;
01.10.2004 Approbation zum Arzt, Regierung von Oberbayern
01.10.2004 bis 30.04.2009:
Assistenzarzt, Abteilung für Orthopädie,
Krankenhaus Barmherzige Brüder in München;
davon von 01.03.2008 bis 01.09.2008:
Tätigkeit in der Abteilung für Intensivmedizin und
Anästhesie, Krankenhaus Barmherzige Brüder, München
01.05.2009 bis 30.04.2010:
Assistenzarzt, Chirurgische Klinik der Universität München,
Ludwig-Maximilians-Universität, Innenstadt;
01.05.2010 bis 31.08.2011:
Assistenzarzt, Abteilung für Orthopädie und Unfallchirurgie,
Krankenhaus Barmherzige Brüder in München;
09.08.2011: Facharzt für Orthopädie und Unfallchirurgie, Prüfung BLAEK
Seit 01.09.2011: F.-Oberarzt, Abteilung für Orthopädie und Unfallchirurgie,
Krankenhaus Barmherzige Brüder in München;

10 Anhang

I. Anhang: Testfahrergruppe

Testfahrer Kennungsliste								
Nr	Kenn	Name	Vorname	Alter	Größe	Gewicht	Schuhgröße	Referenzen
1	R	A	A	31	169 cm	63 Kg	39/40	Verbandskilehrer
2	N	B	M	13	156 cm	46 Kg	40/41	DSV-Nachwuchsfahrer
3	O	B	F	13	155 cm	40 Kg	38	DSV-Nachwuchsfahrer
4	P	B	I	10	144 cm	33 Kg	37	DSV-Nachwuchsfahrer
5	K	C	R	53	170 cm	70 Kg	40	ehemals Weltcupniveau; staatl. geprüfter Skilehrer;
6	C	E	J	13	153 cm	39 Kg	37	DSV-Freestyle-Team; aktuell Landesniveau
7	H	F	P	18	178 cm	70 Kg	41	DSV-Freestyle-Team; aktuell Europacupniveau
8	I	F	R	16	180 cm	75 Kg	41	DSV-Freestyle-Team; aktuell Europacupniveau & Skilehrer Grundstufe
9	A	K	P	18	175 cm	82 kg	40/41	DSV-Freestyle-Team; aktuell Europacupniveau
10	B	K	J	20	168 cm	59 Kg	37	DSV-Freestyle-Team; aktuell Europacupniveau & Skilehrer
11	G	M	M	35	181 cm	84 Kg	43,5	Skilehrer DSV-Vorbereitung
12	U	O	J	16	177 cm	80 Kg	43	DSV-Freestyle-Team; aktuell Europacupniveau
13	F	P	K	33	191 cm	90 Kg	45	Skilehrer DSV-Oberstufe F-Lizenz
14	M	Sc	F	54	178 cm	74 Kg	39/40	staatl. geprüfter Skilehrer
15	L	S	V	43	170 cm	66 Kg	40	staatl. geprüfter Skilehrer
16	S	S	M	31	182 cm	75 Kg	42/43	DSV-Freestyle-Team; aktuell Europacupniveau
17	D	S	T	44	158 cm	55 Kg	38	staatl. geprüfte Skilehrerin
18	J	S	A	20	170 cm	60 Kg	39	DSV-Freestyle-Team; ehemals Europacupniveau
19	W	W	S	32	165 cm	60 Kg	39	staatl. geprüfte Skilehrerin
20	T	W	F	19	179 cm	70 Kg	43	DSV-Freestyle-Team; aktuell Europacupniveau
21	E	W	H	34	168 cm	68 Kg	41	Skilehrer Übungsleiter Grundstufe

II. Anhang: Skischuhdaten Rossignol soft mit Sprengung

Nr	Marke	Größe	Schuhlänge DL	Höhe Drehpunkt DY		Abstand von Schuhende DX		Sprengung SP
				Innenseite	Außenseite	Innenseite	Außenseite	
1	Rossignol Soft 1	25,5	299 mm	12,3 cm	11,9 cm	9,1 cm	8,6 cm	51 mm
2	Rossignol Soft 1	26,5	309 mm	12,6 cm	12,1 cm	9,7 cm	9,4 cm	54 mm
3	Rossignol Soft 1	27,5	319 mm	12,8 cm	12,3 cm	9,7 cm	9,3 cm	51 mm
4	Rossignol Soft 1	28,5	330 mm	12,9 cm	12,6 cm	10,5 cm	9,8 cm	55 mm

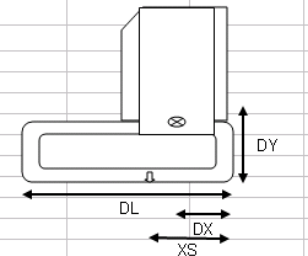
Nr	Marke	Gewicht	Schwerpunkt XS von Ferse gemessen	Schnallen bei Hyst-Messung	Anmerkung
2	Rossignol Soft 1	24,0 N	12,9 cm	2,3,2,-	
3	Rossignol Soft 1	24,5 N	13,4 cm	2,3,2,-	
4	Rossignol Soft 1	27,0 N	13,6 cm	2,3,2,-	

Das Diagramm zeigt die geometrischen Parameter eines Skischuhs. DL ist die Gesamtlänge des Schuhs. DX ist der Abstand von der Innenseite des Drehpunkts zum vorderen Ende des Schuhs. XS ist die horizontale Distanz vom Hebelarm zum Schwerpunkt. DY ist die vertikale Distanz vom Hebelarm zum Drehpunkt. SP ist die vertikale Distanz vom Drehpunkt zum vorderen Ende des Schuhs.

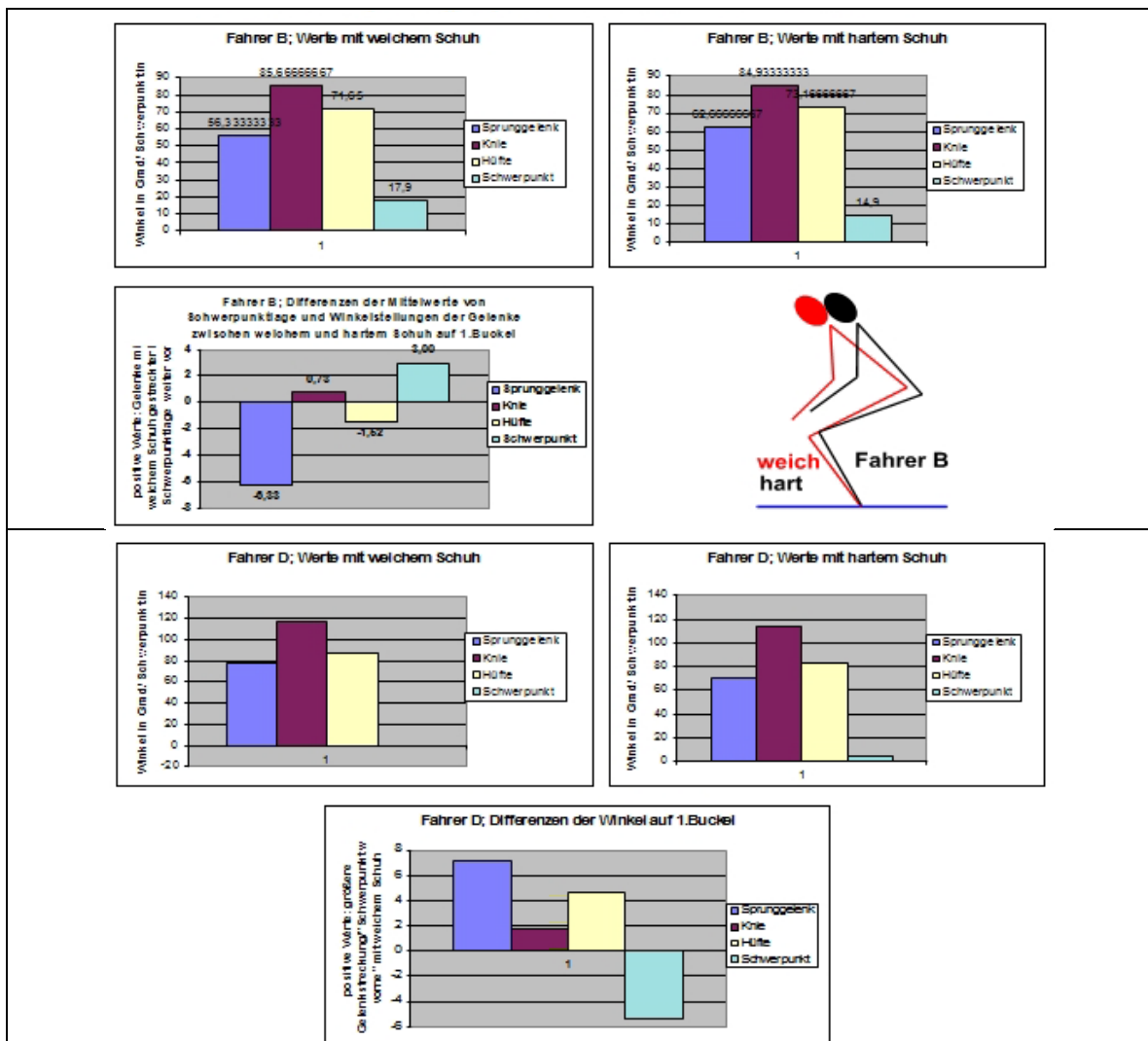
III. Anhang: Skischuhdaten Atomic race mit Sprengung

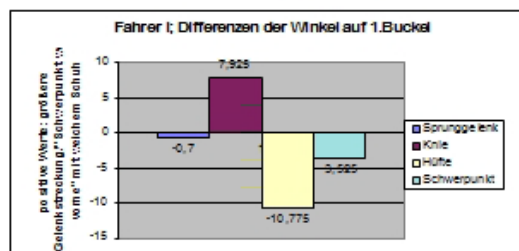
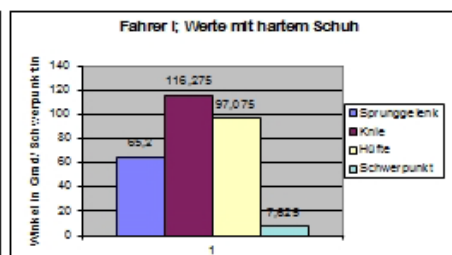
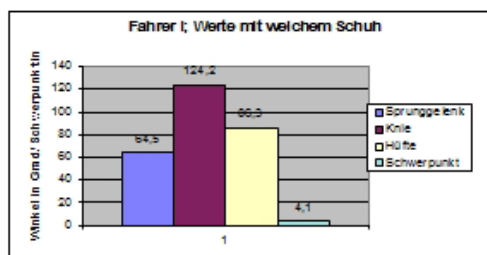
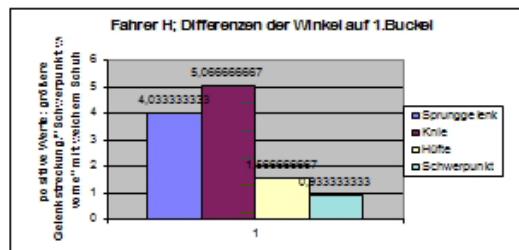
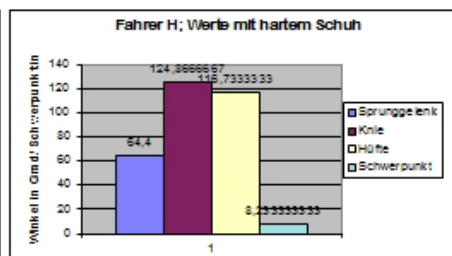
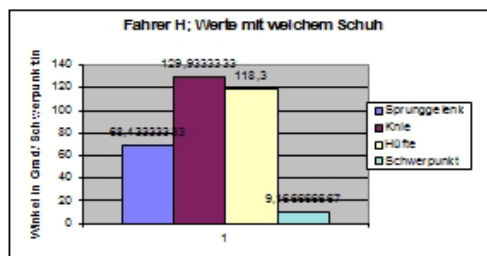
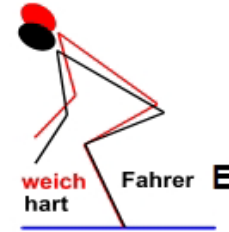
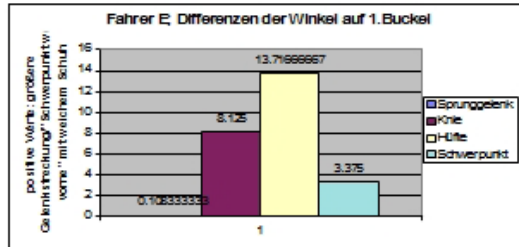
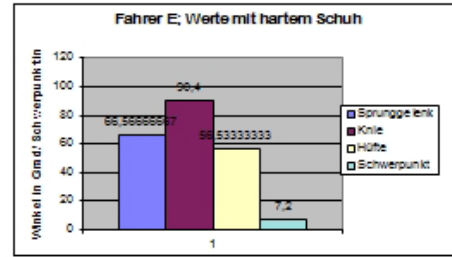
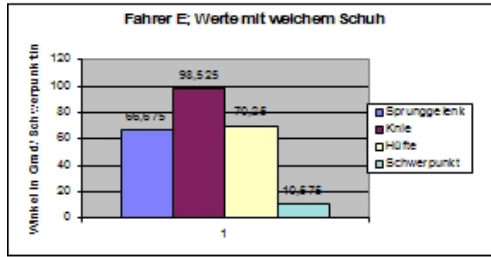
Nr	Marke	Größe	Schuhlänge DL	Höhe Drehpunkt DY		Abstand Schuhende DX		Sprengung
				Innenseite	Außenseite	Innenseite	Außenseite	
1	Atomic β-Race 1050 Titanium	25.0	297 mm	12.5 cm	10.5 cm	8.5 cm	7.0 cm	63 mm
2	Atomic β-Race 1050 Titanium	25.5	297 mm	12.5 cm	10.5 cm	8.5 cm	7.0 cm	58 mm
3	Atomic β-Carve 8-50	26.0	307 mm	12.5 cm	10.6 cm	8.8 cm	7.1 cm	51 mm
4	Atomic β-Race 1050 Titanium	26.5	307 mm	12.5 cm	10.5 cm	8.5 cm	7.2 cm	52 mm
5	Atomic β-Race 1050 Titanium	27.0	317 mm	12.7 cm	11.1 cm	8.7 cm	7.4 cm	54 mm
6	Atomic β-Race 1050 Titanium	28.0	327 mm	12.7 cm	11.1 cm	9.0 cm	7.8 cm	53 mm
7	Atomic β-Carve 8-50	29.0	337 mm	13.4 cm	11.5 cm	9.0 cm	7.8 cm	51 mm

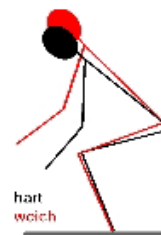
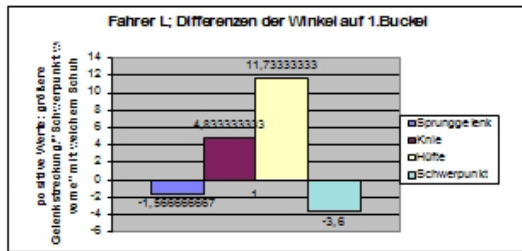
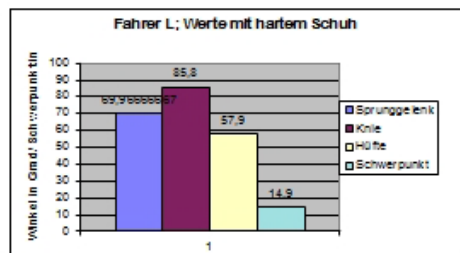
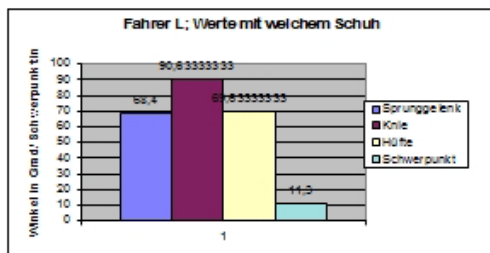
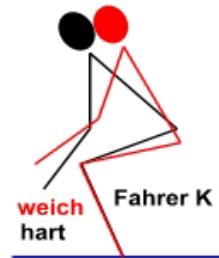
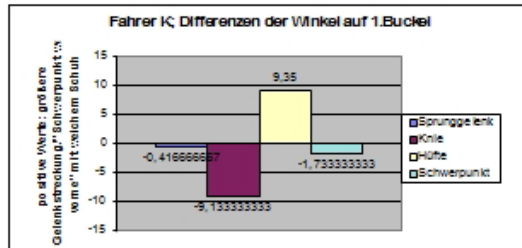
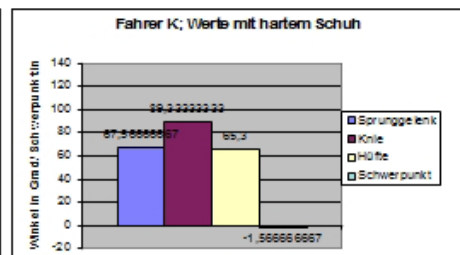
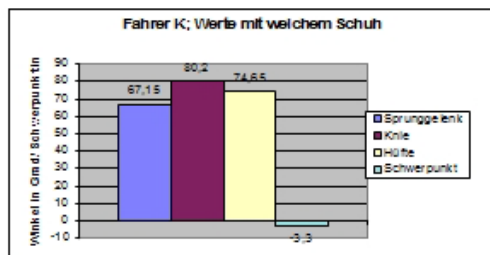
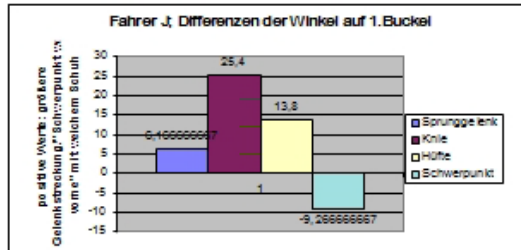
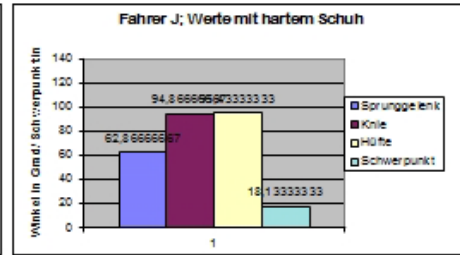
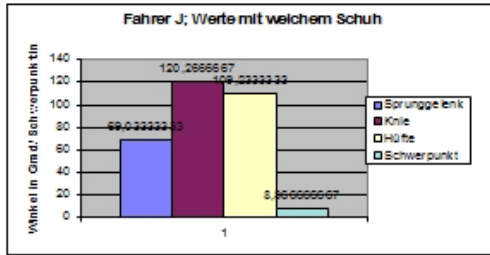
Nr	Marke	Gewicht	Schwerpunkt XS	Schnallen bei Hyst-Messung	Anmerkung
1	Atomic β-Race 1050 Titanium	21.0 N	11.8 cm	2,2,4,3,	
2	Atomic β-Race 1050 Titanium	20.5 N	12.1 cm	2,2,3,3,	
3	Atomic β-Carve 8-50	21.0 N	12.5 cm	2,2,3,3,	
4	Atomic β-Race 1050 Titanium	21.0 N	12.4 cm	2,2,4,3,	
5	Atomic β-Race 1050 Titanium	22.0 N	13.0 cm	2,2,4,3,	
6	Atomic β-Race 1050 Titanium	23.5 N	13.3 cm	2,2,3,3,	
7	Atomic β-Carve 8-50	24.0 N	13.7 cm	3,3,3,3,	

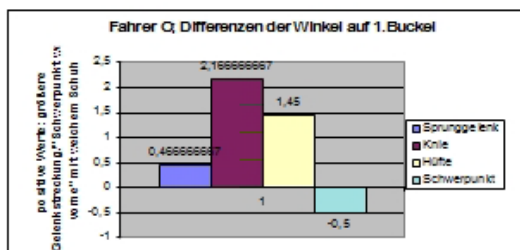
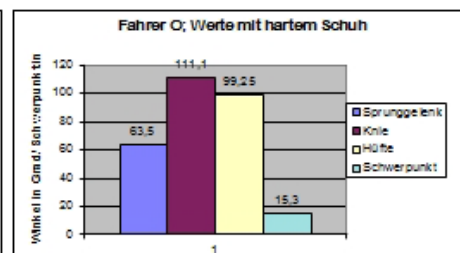
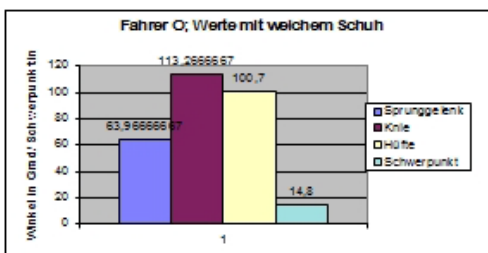
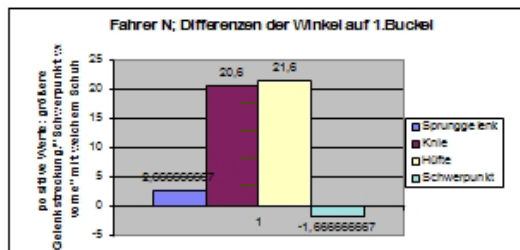
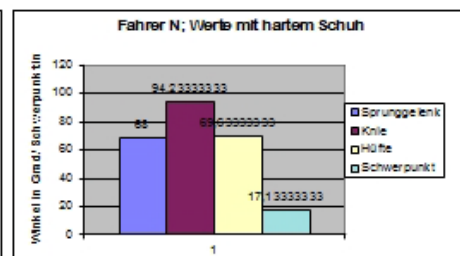
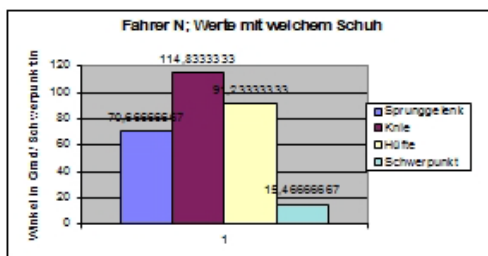
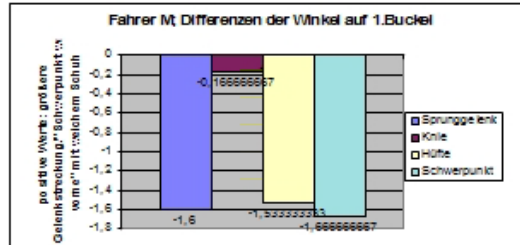
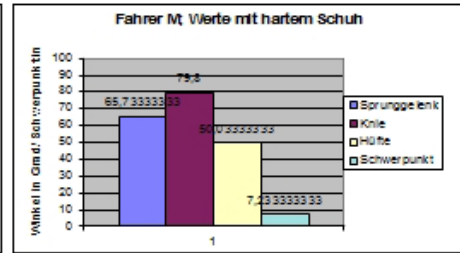
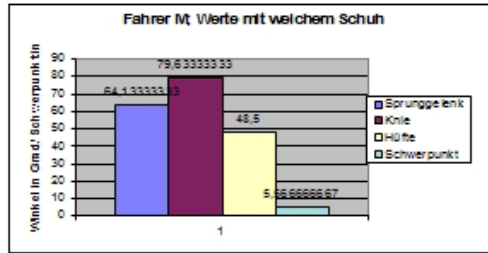


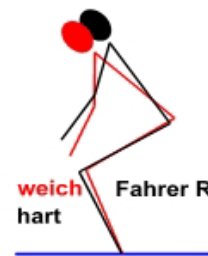
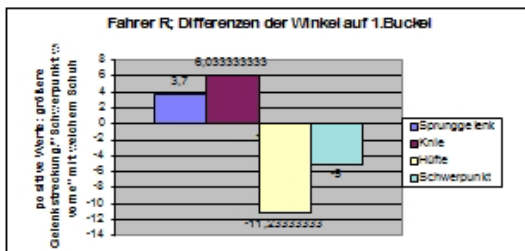
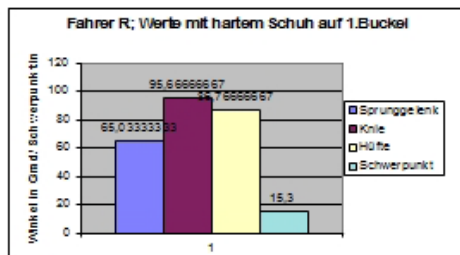
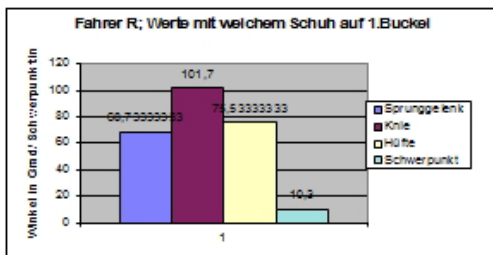
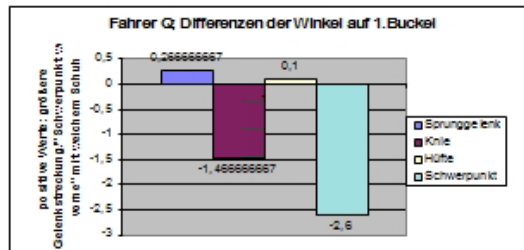
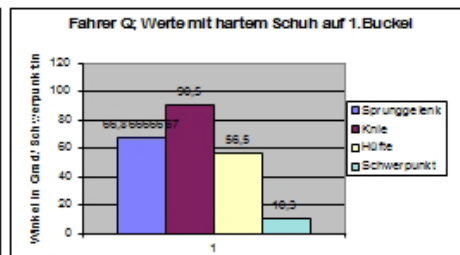
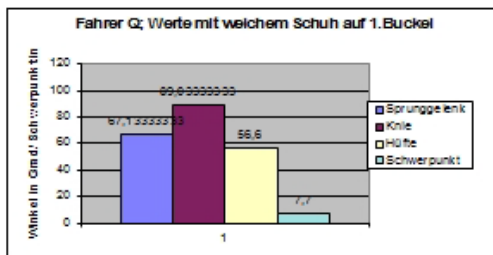
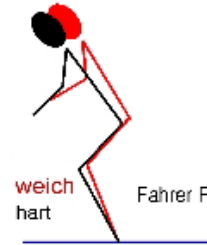
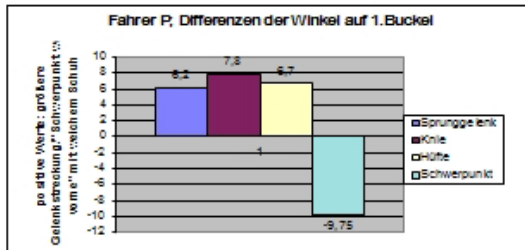
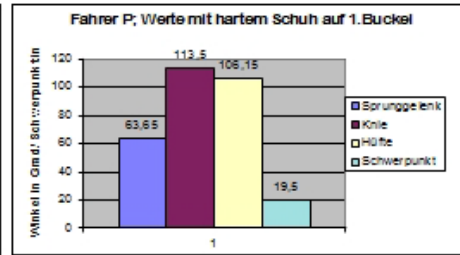
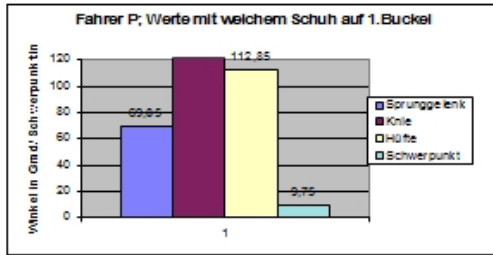
IV. Anhang: individuelle Ergebnisdiagramme auf erstem Buckel

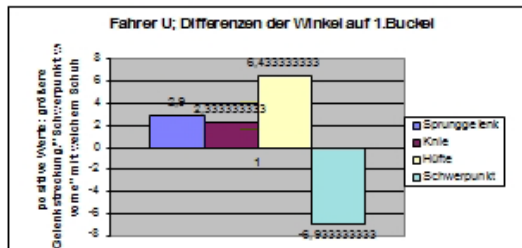
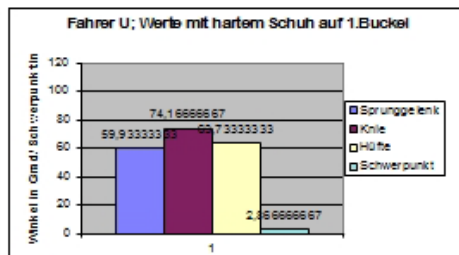
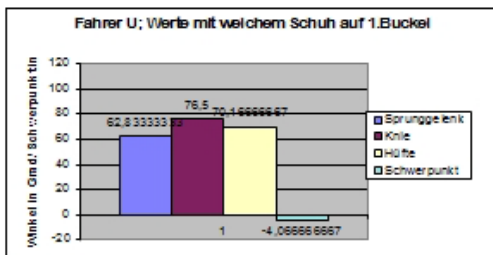
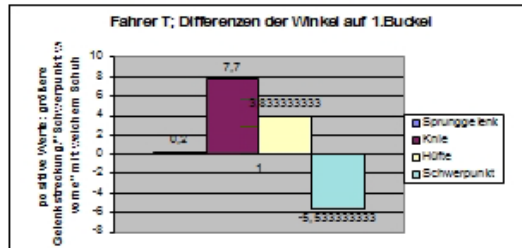
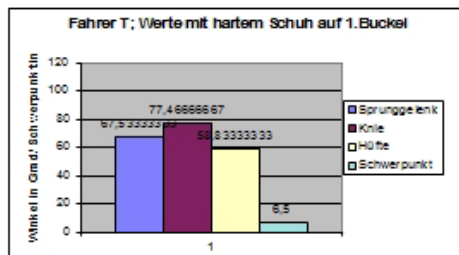
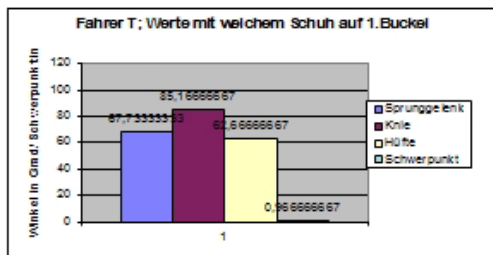
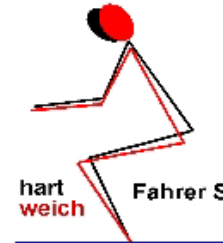
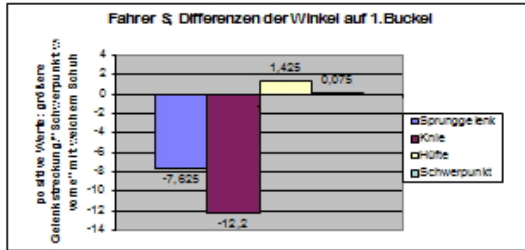
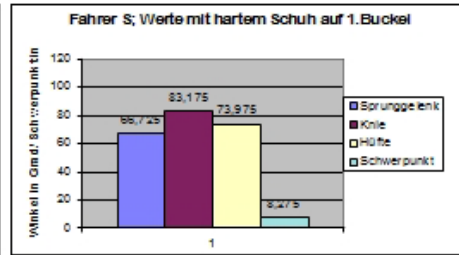
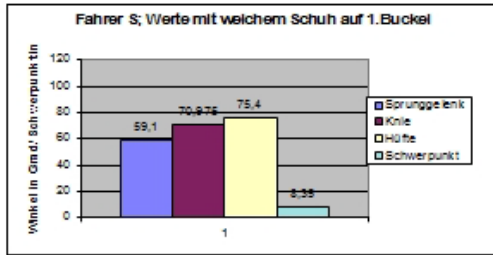












V. Anhang: Statistik-Werte der einzelnen Körperwinkel und Schwerpunktlagen auf dem ersten Buckel

Hüftwinkel auf erstem Buckel:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

13.12.2002 (12:01)

Eingabedatei ist C:\WinBiAS\Bias-werte_Hüfte_auf1&2Buckel.dat
davon Variable 3 (weich_1Buckel) - Variable 7 (hart_1Buckel)

Stichprobenumfang: n = 17
Ungleiche Paare: n' = 17

Prüfgröße R^{\wedge} = 34.00 (p = 0.044769 exakter Test)
Prüfgröße Z = 2.0119 (p = 0.044234 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = 4.0600

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (0.8350 , 7.6250)
P = 0.9500: (0.0200 , 8.7800)
P = 0.9900: (-1.5300 , 10.2100)

Literatur:

L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.
H. Bünung, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

Hüftgelenkwinkel erster Buckel ohne Fahrer B und S:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

02.06.2003 (21:17)

Eingabedatei ist C:\Programme\WinBiAS\Bias-werte_ohne_B&S_Hüfte_auf1&2Buckel.dat
davon Variable 3 (weich_1Buckel) - Variable 7 (hart_1Buckel)

Stichprobenumfang: n = 15
Ungleiche Paare: n' = 15

Prüfgröße R^{\wedge} = 24.00 (p = 0.041260 exakter Test)
Prüfgröße Z = 2.0447 (p = 0.040888 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = 5.1600

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (1.1550 , 9.0850)
P = 0.9500: (0.1000 , 10.0350)
P = 0.9900: (-2.4000 , 11.5850)

Literatur:

L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.
H. Bünung, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

Kniegelenkwinkel auf erstem Buckel:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

13.12.2002 (11:53)

Eingabedatei ist C:\WinBiAS\Bias-werte_Knie_auf1&2Buckel.dat
davon Variable 3 (weich_1Buckel) - Variable 7 (hart_1Buckel)

Stichprobenumfang: n = 17
Ungleiche Paare: n' = 17

Prüfgröße R^{\wedge} = 33.00 (p = 0.039536 exakter Test)
Prüfgröße Z = 2.0592 (p = 0.039474 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = 4.2000

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (1.2350 , 6.9750)
P = 0.9500: (0.2850 , 7.9150)
P = 0.9900: (-2.0350 , 11.4650)

Literatur:

L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.
H. Bünung, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

Kniegelenkwinkel ohne Fahrer B und S:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

02.06.2003 (21:12)

Eingabedatei ist C:\Programme\WinBiAS\Bias-werte_ohne_B&S_Knie_auf1&2Buckel.dat
davon Variable 3 (weich_1Buckel) - Variable 7 (hart_1Buckel)

Stichprobenumfang: n = 15
Ungleiche Paare: n' = 15

Prüfgröße R^{\wedge} = 16.00 (p = 0.010254 exakter Test)
Prüfgröße Z = 2.4990 (p = 0.012453 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = 5.0300

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (2.3300 , 7.9650)
P = 0.9500: (1.9500 , 10.2150)
P = 0.9900: (-0.1700 , 13.7850)

Literatur:

L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.
H. Bünung, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

Schwerpunkt auf erstem Buckel:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

13.12.2002 (11:37)

Eingabedatei ist C:\WinBiAS\Bias-werte_SP_auf1&2Buckel.dat
davon Variable 3 (weich_1Buckel) - Variable 7 (hart_1Buckel)

Stichprobenumfang: n = 17
Ungleiche Paare: n' = 17

Prüfgröße R^{\wedge} = 21.00 (p = 0.006653 exakter Test)
Prüfgröße Z = 2.6273 (p = 0.008607 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = -2.9350

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (-4.5300 , -1.1850)
P = 0.9500: (-5.1250 , -0.8300)
P = 0.9900: (-5.7050 , -0.2150)

Literatur:

L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.
H. Bünung, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

Schwerpunkt auf erstem Buckel ohne Fahrer B und S:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

02.06.2003 (21:05)

Eingabedatei ist C:\Programme\WinBiAS\Bias-werte_ohne_B&S_SP_auf1&2Buckel.dat
davon Variable 3 (weich_1Buckel) - Variable 7 (hart_1Buckel)

Stichprobenumfang: n = 15
Ungleiche Paare: n' = 15

Prüfgröße R^{\wedge} = 9.00 (p = 0.002014 exakter Test)
Prüfgröße Z = 2.8966 (p = 0.003772 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = -3.5225

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (-5.2700 , -1.7300)
P = 0.9500: (-5.4950 , -1.6600)
P = 0.9900: (-6.3950 , -0.8100)

Literatur:

L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.
H. Büning, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

Sprunggelenkwinkel auf erstem Buckel:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

13.12.2002 (11:46)

Eingabedatei ist C:\WinBiAS\Bias-werte_Spglk_auf1&2Buckel.dat
davon Variable 3 (weich_1Buckel) - Variable 7 (hart_1Buckel)

Stichprobenumfang: n = 17
Ungleiche Paare: n' = 17

Prüfgröße R^{\wedge} = 57.00 (p = 0.377823 exakter Test)
Prüfgröße Z = 0.9231 (p = 0.355959 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = 1.1000

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (-0.6700 , 2.8700)
P = 0.9500: (-0.7450 , 3.2000)
P = 0.9900: (-1.8000 , 3.6650)

Literatur:

L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.
H. Büning, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

Sprunggelenkwinkel auf erstem Buckel ohne B und S:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

02.06.2003 (21:38)

Eingabedatei ist C:\Programme\WinBiAS\Biaswerte_ohne_B&S_SPGLK_auf1&2Buckel.dat
davon Variable 3 (weich_1Buckel) - Variable 7 (hart_1Buckel)

Stichprobenumfang: n = 15
Ungleiche Paare: n' = 15

Prüfgröße R^{\wedge} = 25.00 (p = 0.047913 exakter Test)
Prüfgröße Z = 1.9879 (p = 0.046826 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = 1.8550

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (0.2300 , 3.3000)

P = 0.9500: (0.0250 , 3.4650)

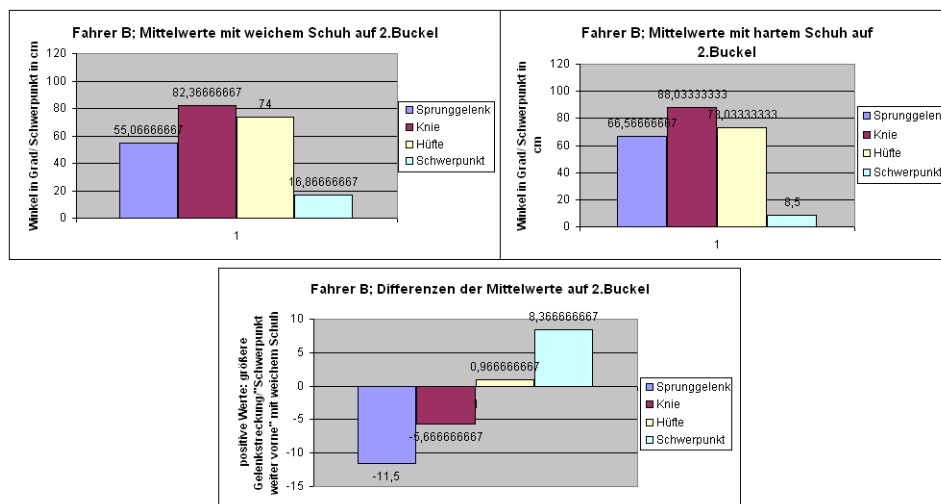
P = 0.9900: (-0.5600 , 4.5300)

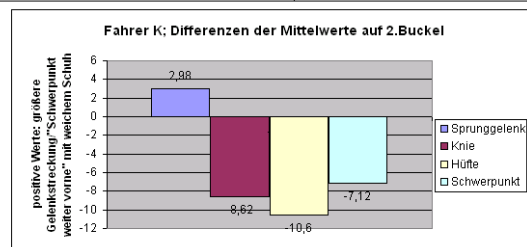
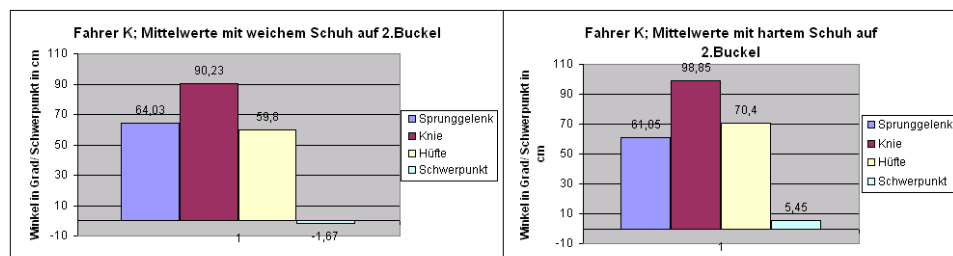
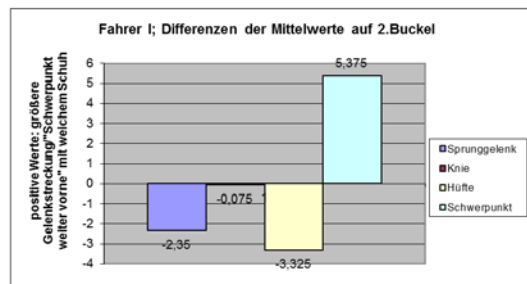
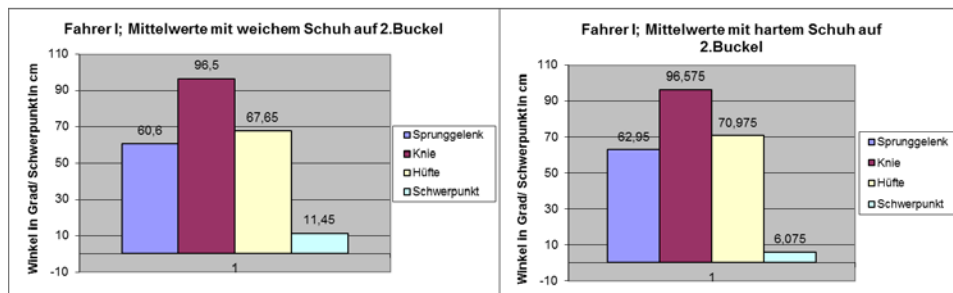
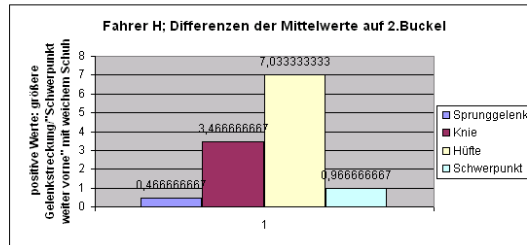
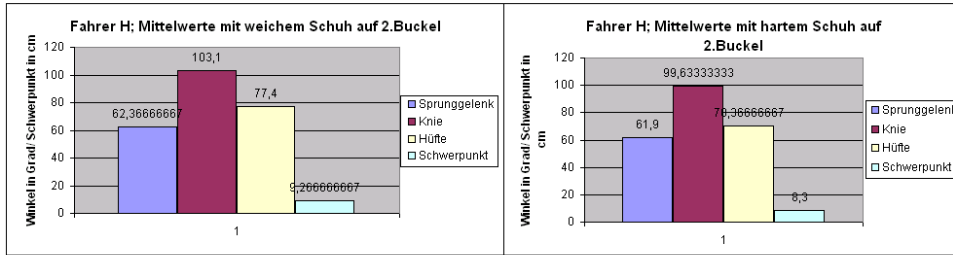
Literatur:

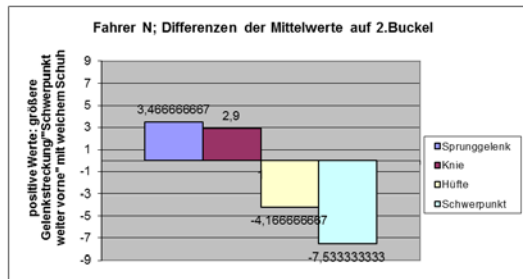
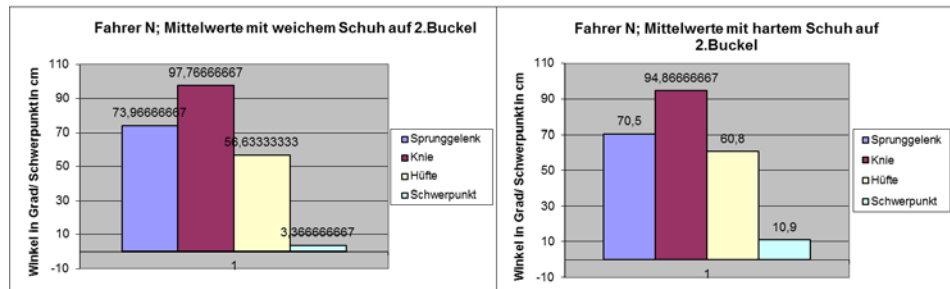
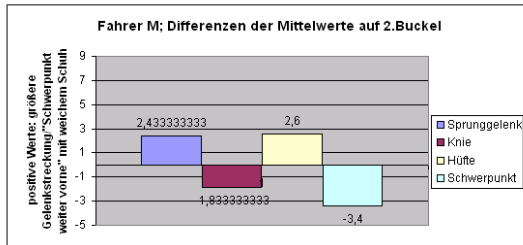
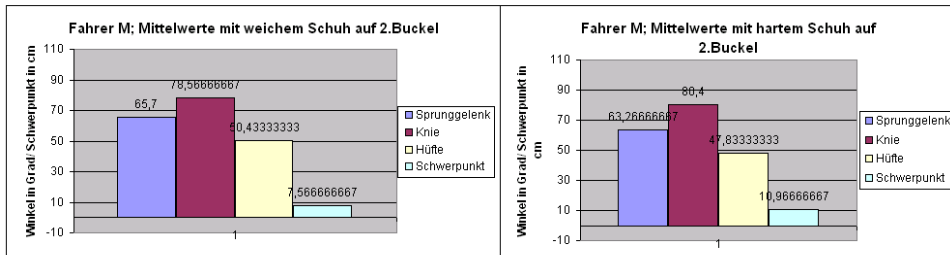
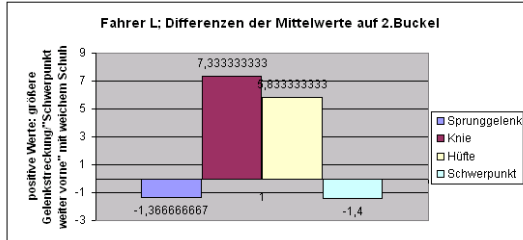
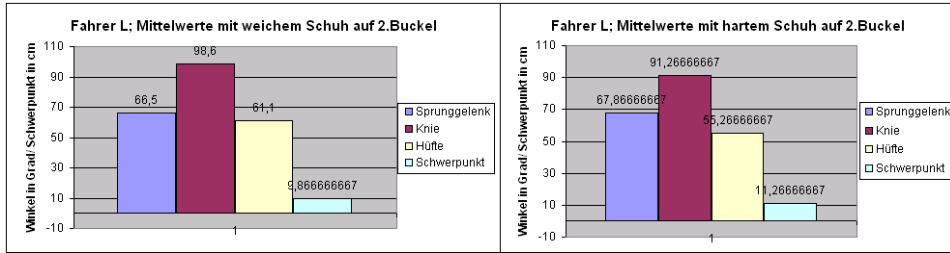
L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.

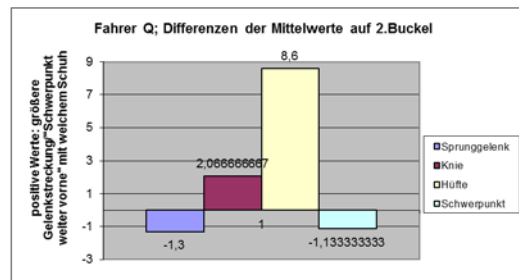
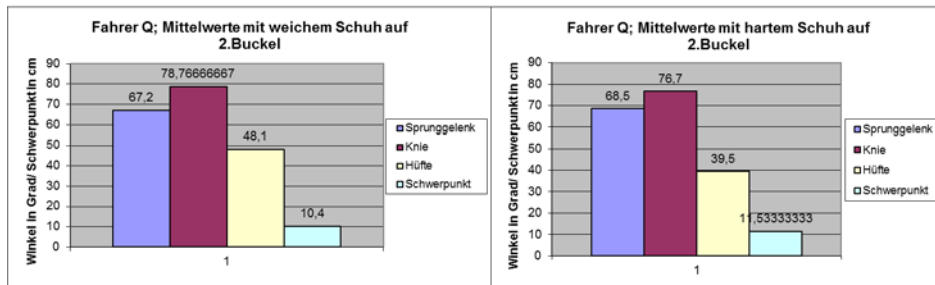
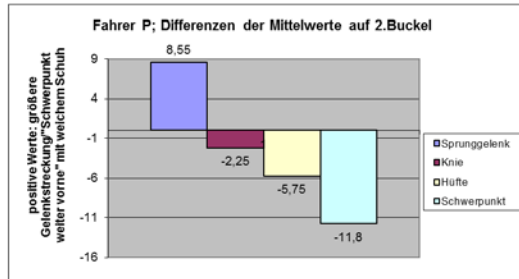
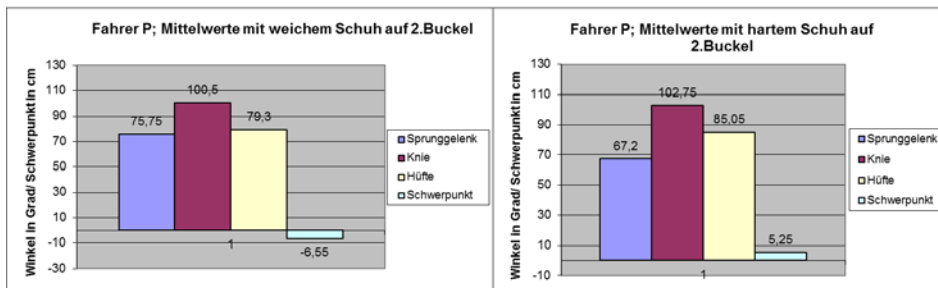
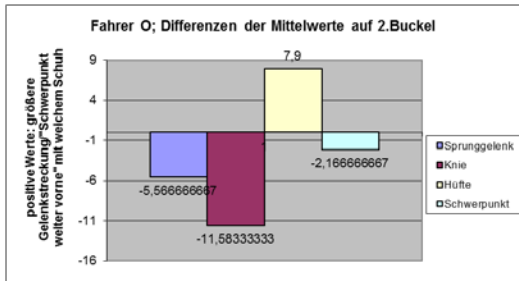
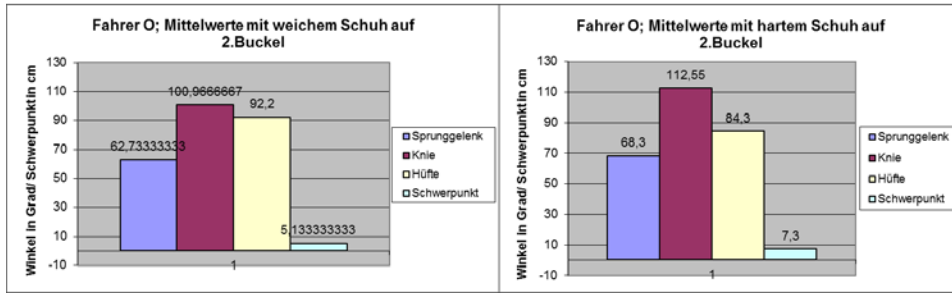
H. Bünung, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

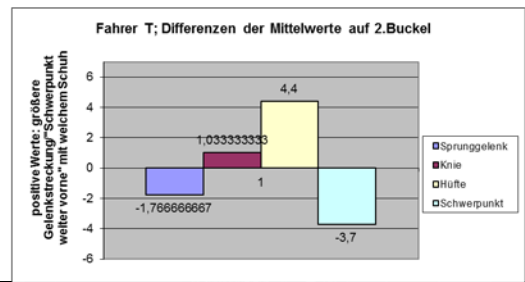
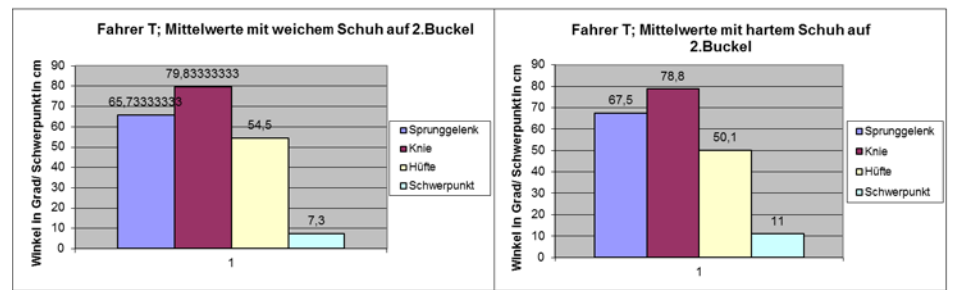
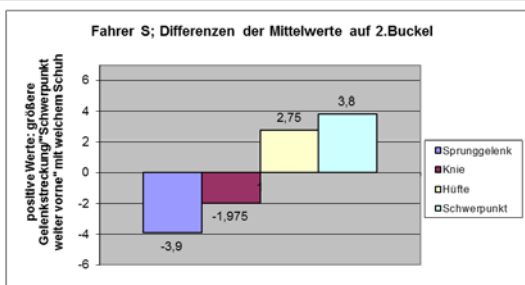
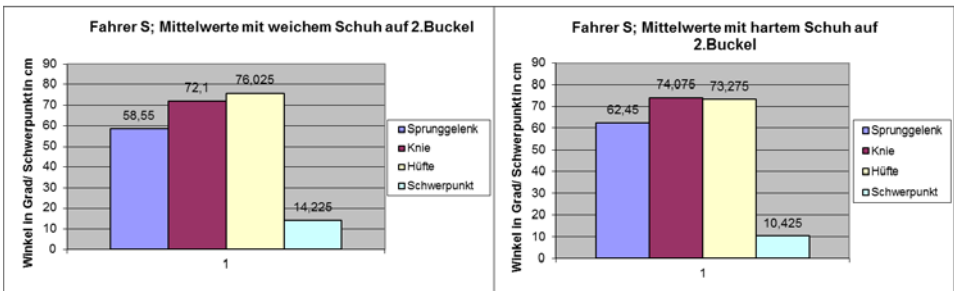
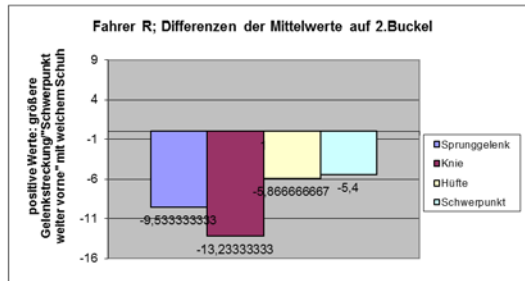
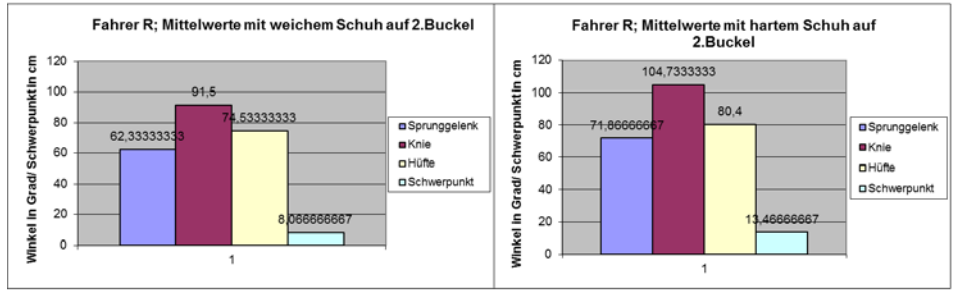
VI. Anhang: individuelle Ergebnisdiagramme auf zweiten Buckel

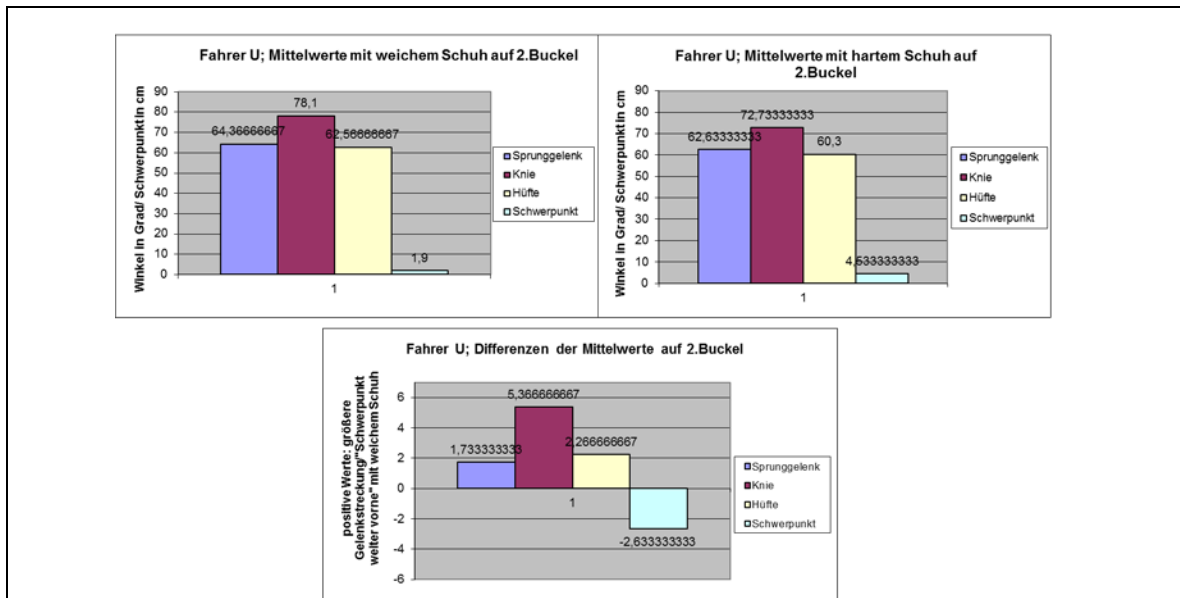












VII. Statistik-Werte der einzelnen Körperwinkel und Schwerpunktlagen auf dem zweiten Buckel

Hüftgelenkwinkel auf zweitem Buckel:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

14.12.2002 (01:02)

Eingabedatei ist C:\WinBiAS\Bias-werte_ohne_B_Hüfte_auf1&2Buckel.dat
davon Variable 5 (weich_2Buckel) - Variable 9 (hart_2Buckel)

Stichprobenumfang: n = 13

Ungleiche Paare: n' = 13

Prüfgröße R^{\wedge} = 38,00 (p = 0.635498 exakter Test)

Prüfgröße Z = 0,5241 (p = 0.600180 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = 1,0750

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (-3.7500 , 4.8150)

P = 0.9500: (-4.9600 , 5.2500)

P = 0.9900: (-7.0750 , 6.4300)

Literatur:

L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.

H. Büning, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

Kniegelenkwinkel auf zweitem Buckel:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

14.12.2002 (00:57)

Eingabedatei ist C:\WinBiAS\Bias-werte_ohne_B_Knie_auf1&2Buckel.dat
davon Variable 5 (weich_2Buckel) - Variable 9 (hart_2Buckel)

Stichprobenumfang: n = 13
Ungleiche Paare: n' = 13

Prüfgröße R^{\wedge} = 41.00 (p = 0.786865 exakter Test)
Prüfgröße Z = 0.3145 (p = 0.753152 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = -0.6100

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (-5.3250 , 2.2500)
P = 0.9500: (-6.1000 , 2.6750)
P = 0.9900: (-7.4850 , 3.7200)

Literatur:

L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.
H. Büning, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

Schwerpunkt auf zweitem Buckel:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

14.12.2002 (00:45)

Eingabedatei ist C:\WinBiAS\Bias-Werte_ohne_B_SP_auf1&2Buckel.dat
davon Variable 5 (weich_2Buckel) - Variable 9 (hart_2Buckel)

Stichprobenumfang: n = 13
Ungleiche Paare: n' = 13

Prüfgröße R^{\wedge} = 18.00 (p = 0.057373 exakter Test)
Prüfgröße Z = 1.9219 (p = 0.054624 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = -2.7850

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (-5.0800 , -0.6000)
P = 0.9500: (-5.4650 , 0.0500)
P = 0.9900: (-7.2150 , 1.3350)

Literatur:

L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.
H. Büning, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

Sprunggelenkwinkel auf zweitem Buckel:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

14.12.2002 (00:50)

Eingabedatei ist C:\WinBiAS\Bias-werte_ohne_B_Spglk_auf1&2Buckel.dat
davon Variable 3 (weich_1Buckel) - Variable 7 (hart_1Buckel)

Stichprobenumfang: n = 16
Ungleiche Paare: n' = 16

Prüfgröße R^{\wedge} = 41.00 (p = 0.175354 exakter Test)
Prüfgröße Z = 1.3961 (p = 0.162673 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = 1.5025

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (-0.2500 , 3.1850)

P = 0.9500: (-0.5650 , 3.3150)

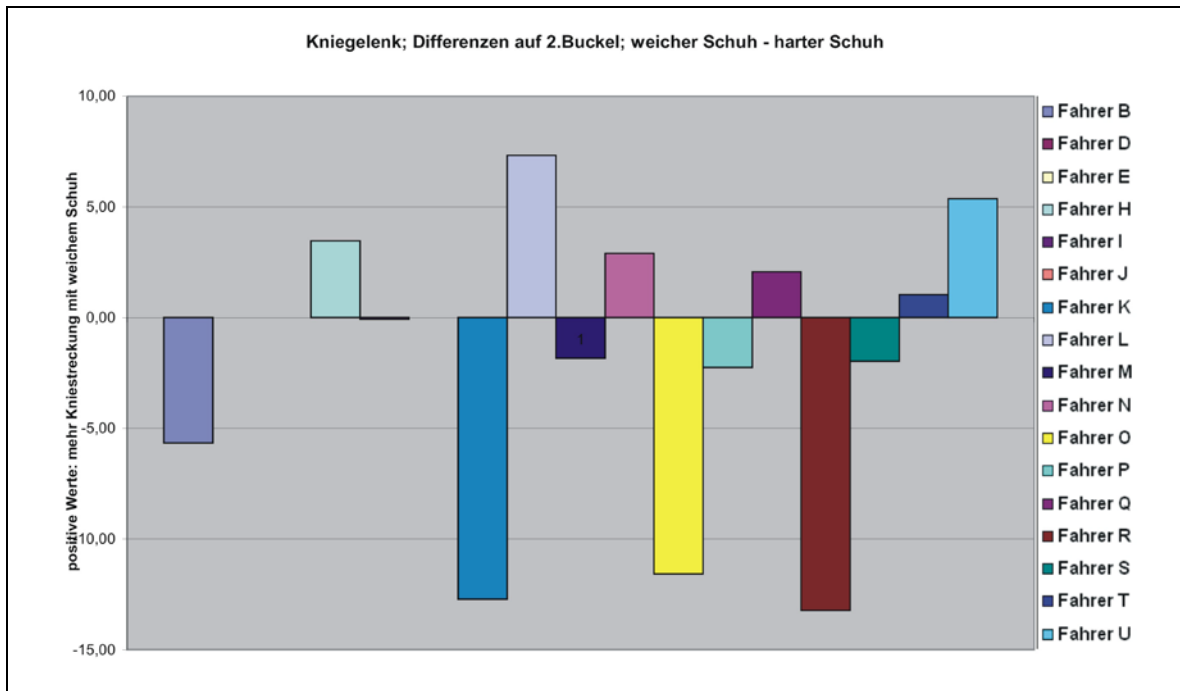
P = 0.9900: (-0.9950 , 3.8650)

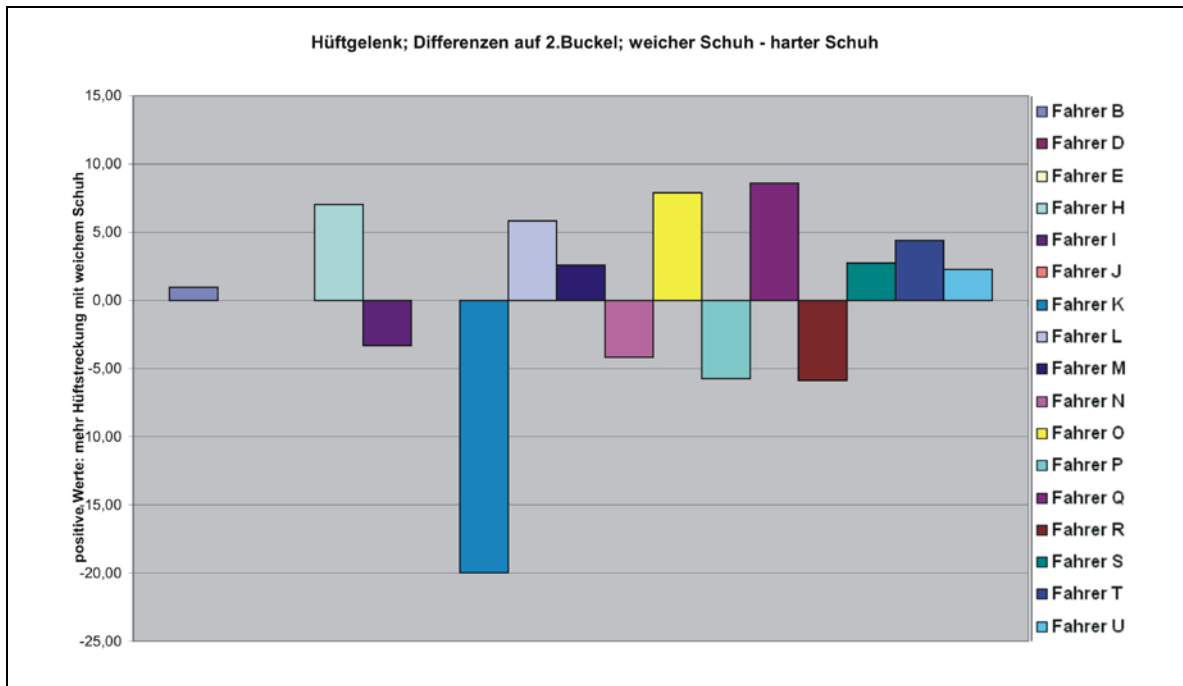
Literatur:

L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.

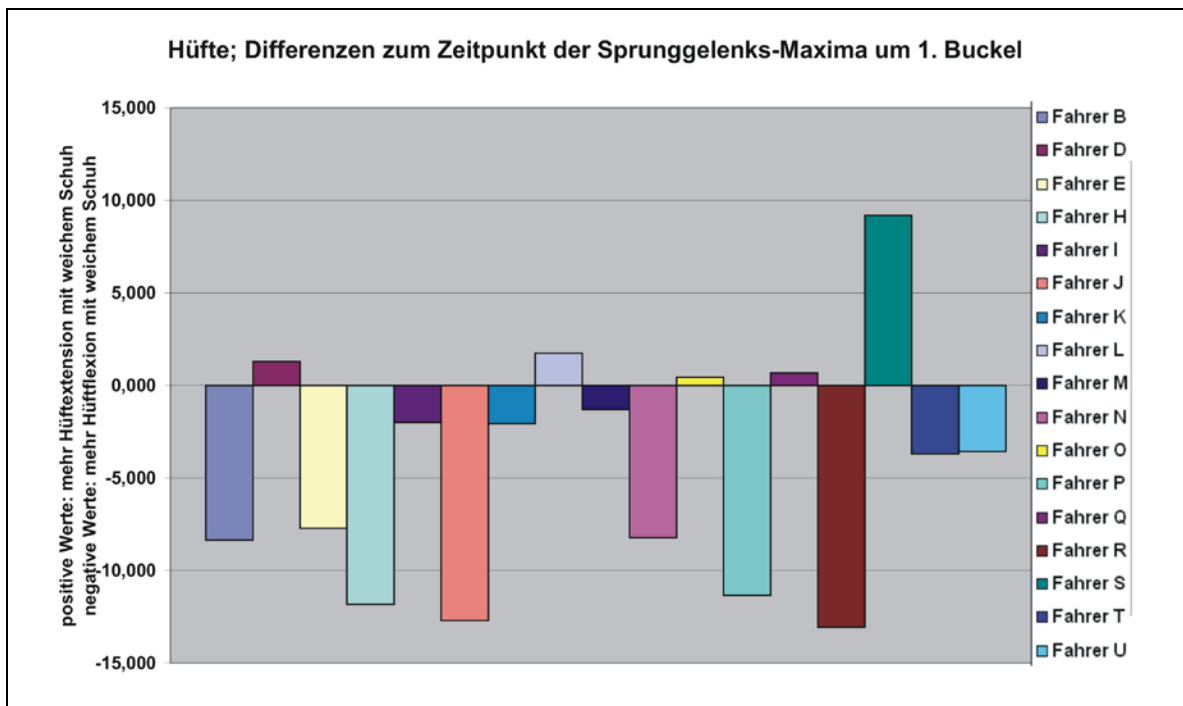
H. Bünung, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

VIII. Anhang: Diagramme Knie- und Hüftgelenk auf dem zweiten Buckel

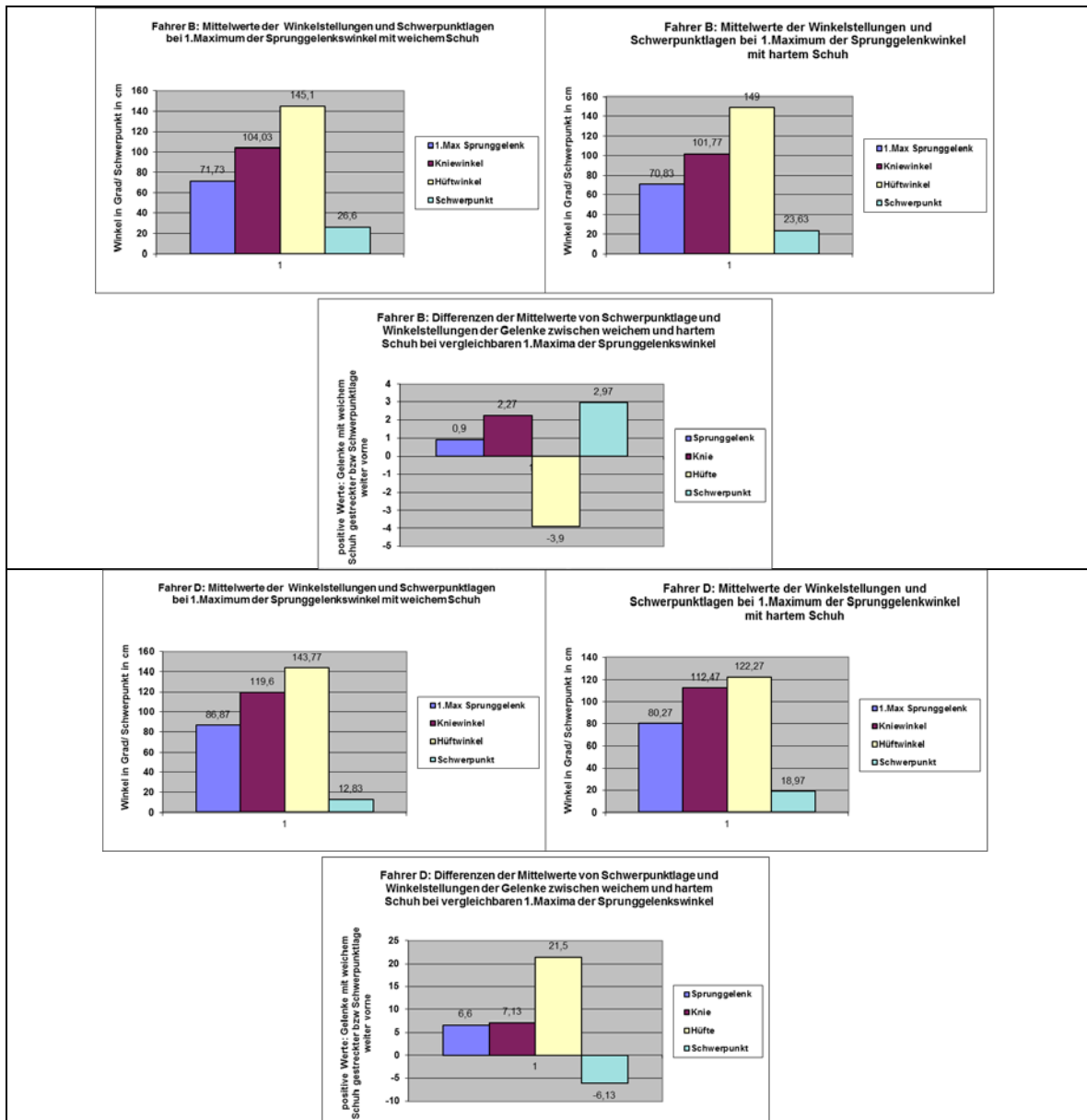


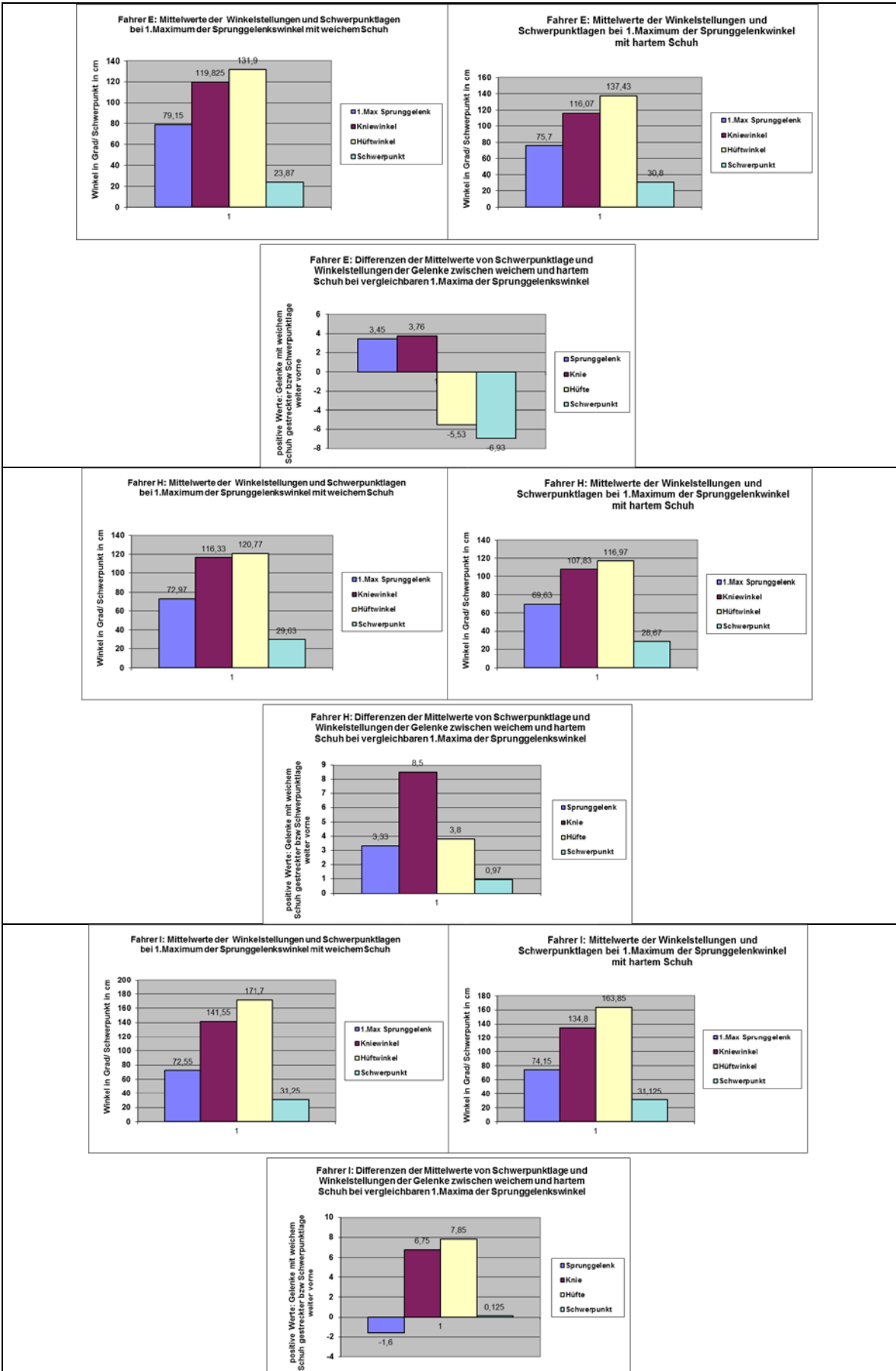


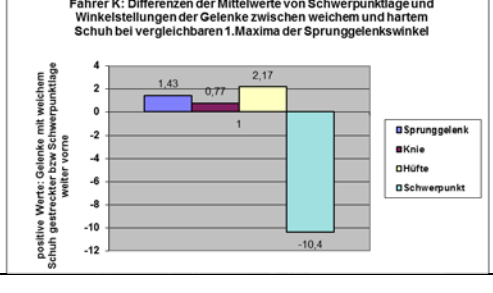
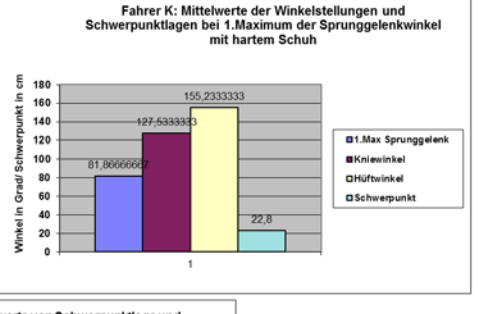
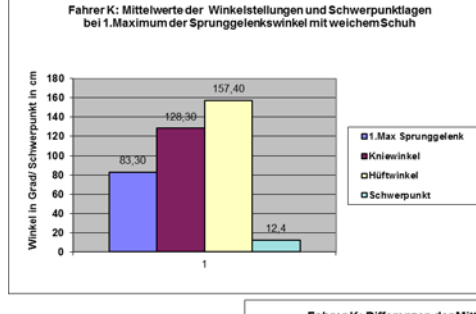
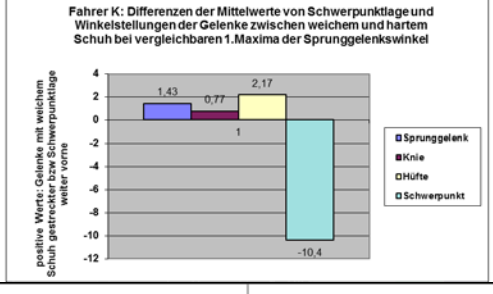
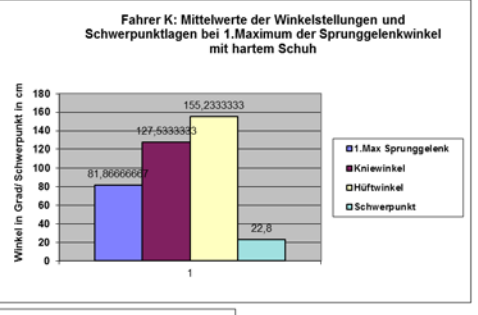
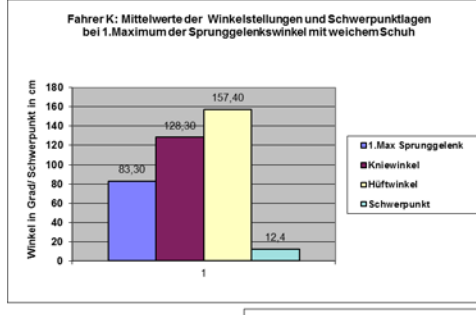
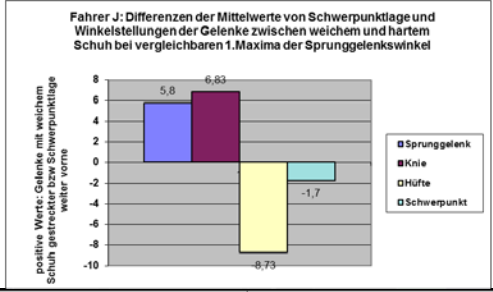
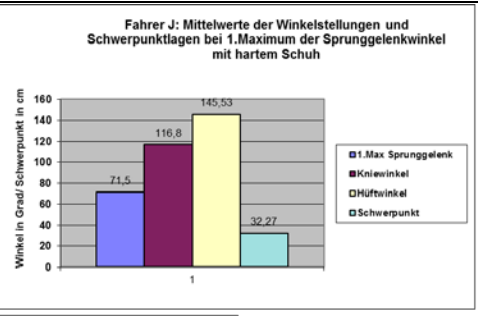
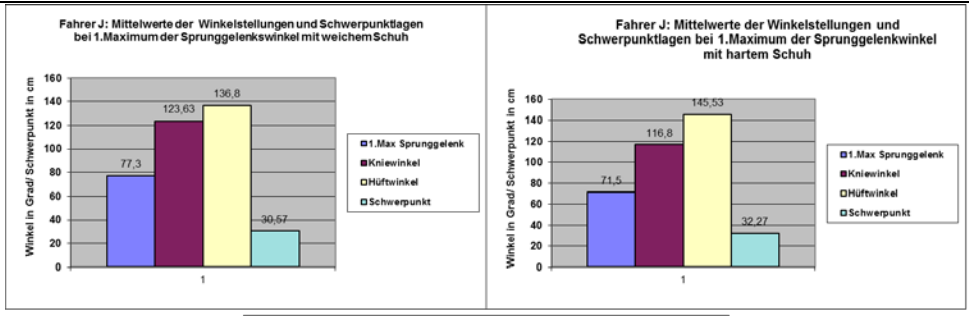
IX. Anhang: Diagramm der Differenzen der Hüftgelenkswinkel zum Zeitpunkt der ersten Sprunggelenk-Maxima

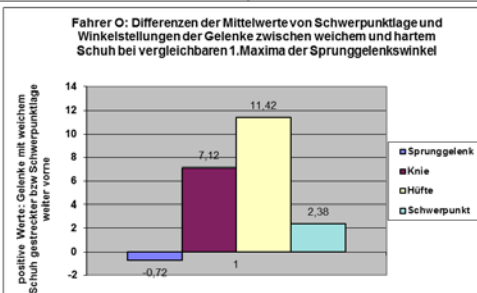
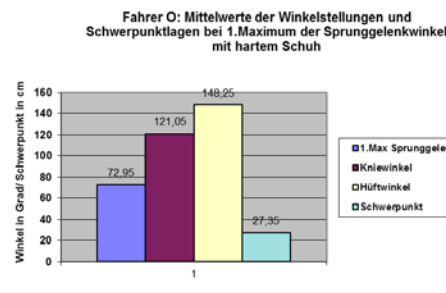
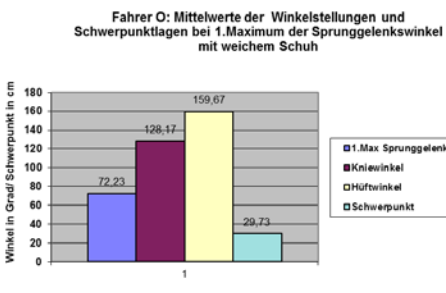
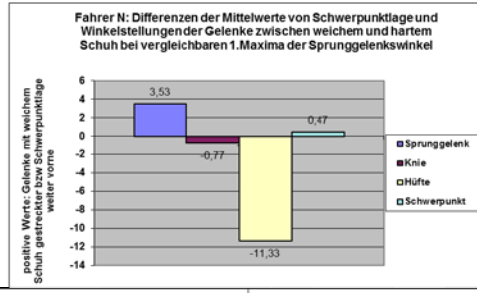
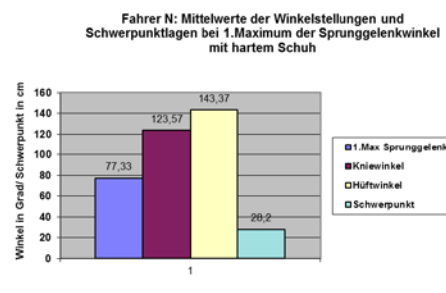
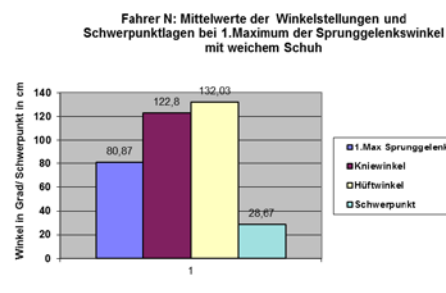
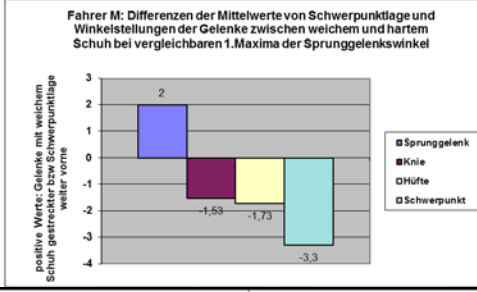
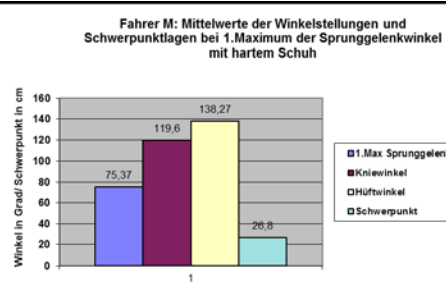
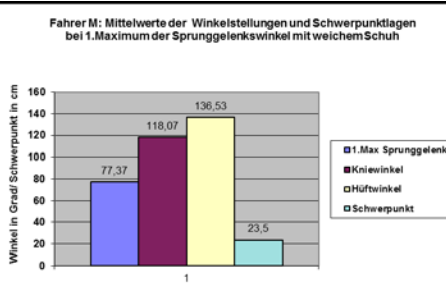


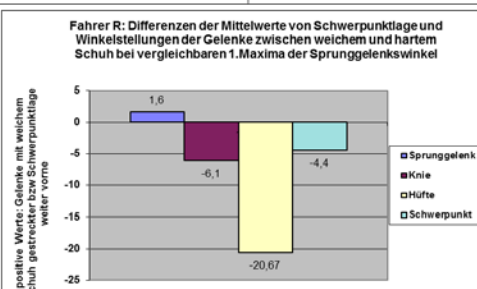
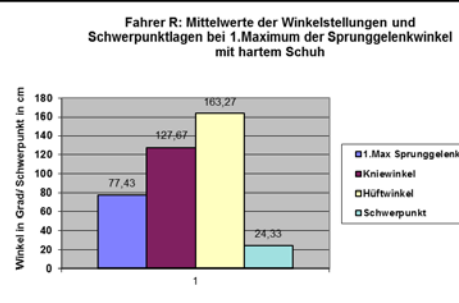
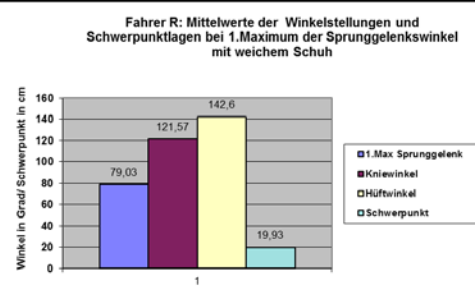
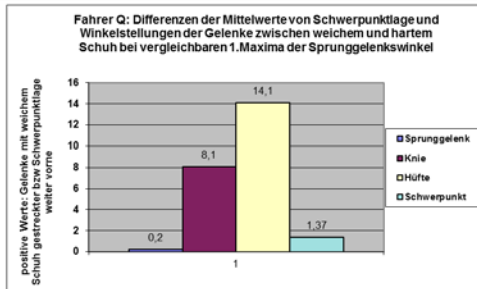
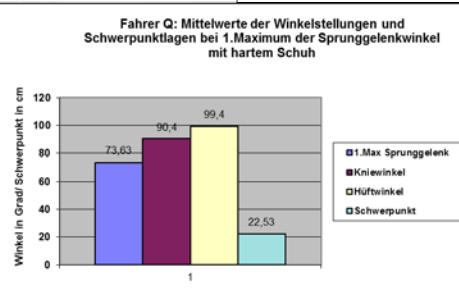
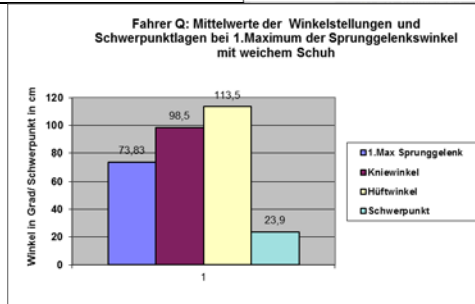
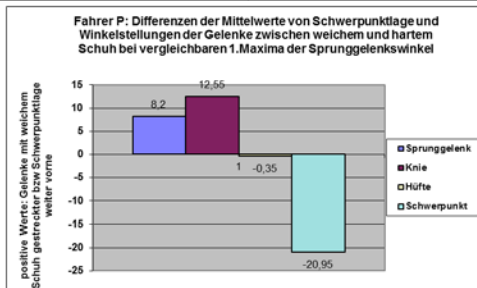
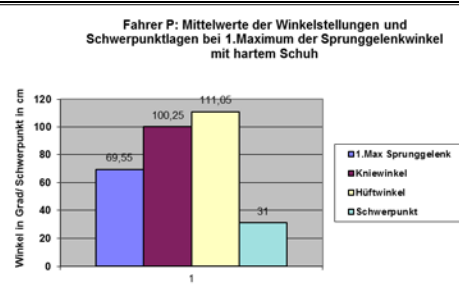
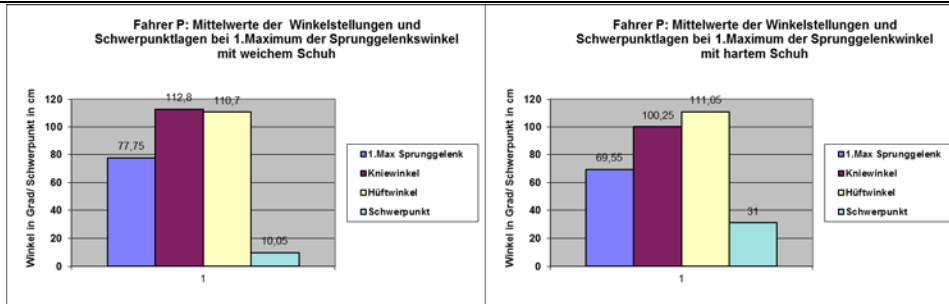
X. Anhang: individuelle Ergebnisdiagramme der Körperwinkel und Schwerpunktlagen bei vergleichbaren ersten Maxima der Sprunggelenkwinkel

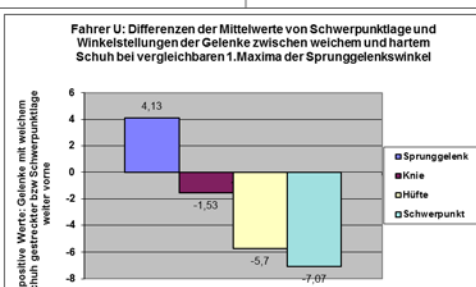
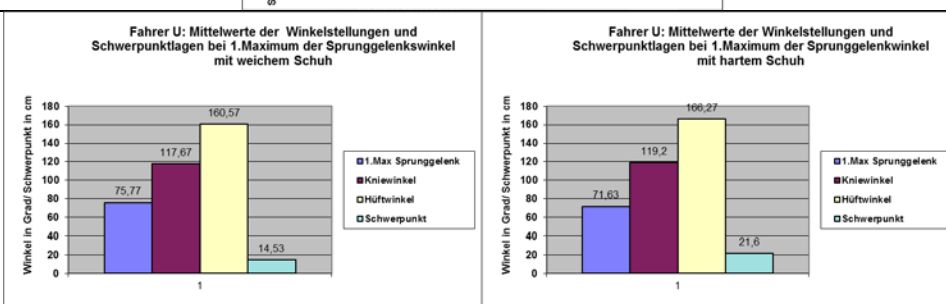
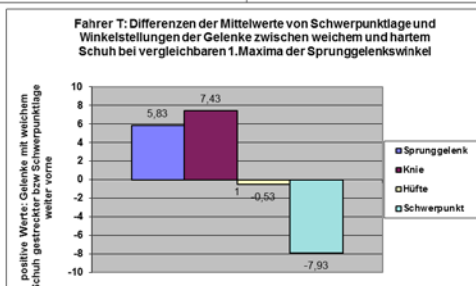
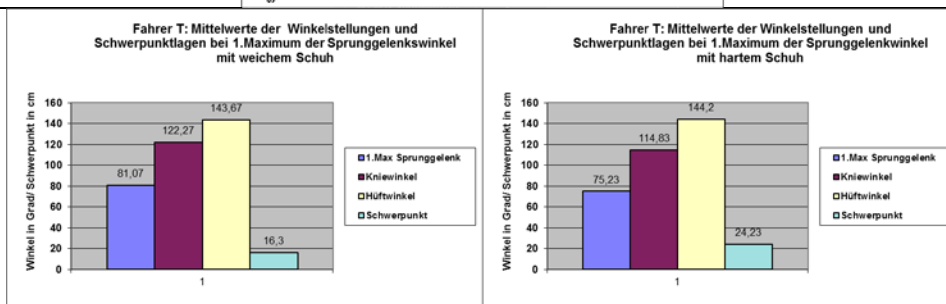
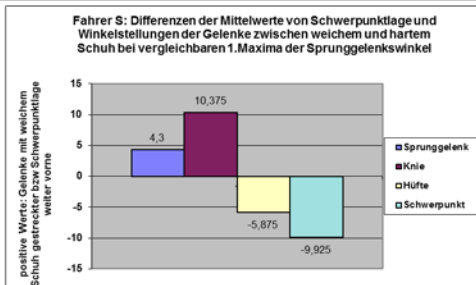
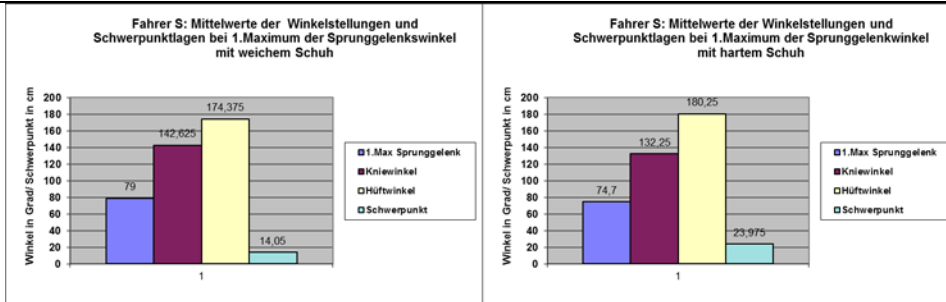












XI. Anhang: Statistik-Werte der einzelnen Körperwinkel und Schwerpunktlagen bei vergleichbaren ersten Maxima der Sprunggelenkwinkel

Sprunggelenkwinkel zu 1. Maxima:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

13.12.2002 (13:39)

Eingabedatei ist C:\WinBiAS\Bias-werte_SPGLK_auf_Max&Min_ohneB.dat
davon Variable 3 (weich_1Max) - Variable 11 (hart_1Max)

Stichprobenumfang: n = 16
Ungleiche Paare: n' = 16

Prüfgröße R^{\wedge} = 6.50 (p = 0.000580 exakter Test)
Prüfgröße Z = 3.1801 (p = 0.001472 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = 3.1252

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (1.8670 , 4.3000)

P = 0.9500: (1.7085 , 4.6670)

P = 0.9900: (1.1000 , 5.0670)

Literatur:

L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.

H. Büning, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

Schwerpunktlage zu ersten Maxima Sprunggelenk:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

14.12.2002 (00:33)

Eingabedatei ist C:\WinBiAS\Bias-werte_SP_auf_Max&Min_SPGLK_ohneB.dat
davon Variable 3 (weich_1Max) - Variable 11 (hart_1Max)

Stichprobenumfang: n = 16
Ungleiche Paare: n' = 16

Prüfgröße R^{\wedge} = 16.00 (p = 0.005157 exakter Test)
Prüfgröße Z = 2.6889 (p = 0.007170 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = -4.2977

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (-6.9330 , -1.9665)
P = 0.9500: (-7.4330 , -1.4545)
P = 0.9900: (-9.1665 , -0.4585)

Literatur:

L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.
H. Büning, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

Kniegelenkswinkel zu ersten Maxima Sprunggelenk:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

13.12.2002 (13:50)

Eingabedatei ist C:\WinBiAS\Bias-werte_Knie_auf_Max&Min_SPGLK_ohneB.dat
davon Variable 3 (weich_1Max) - Variable 11 (hart_1Max)

Stichprobenumfang: n = 16
Ungleiche Paare: n' = 16

Prüfgröße R^{\wedge} = 15.00 (p = 0.004181 exakter Test)
Prüfgröße Z = 2.7406 (p = 0.006133 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = 5.1625

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (2.6500 , 7.2800)
P = 0.9500: (2.1400 , 7.6150)
P = 0.9900: (0.5150 , 8.3000)

Literatur:

L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.
H. Büning, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

Hüftgelenkwinkel bei ersten Maxima Sprunggelenk:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

14.12.2002 (00:24)

Eingabedatei ist C:\WinBiAS\Bias-werte_Hüfte_auf_Max&Min_SPGLK_ohneB.dat
davon Variable 3 (weich_1Max) - Variable 11 (hart_1Max)

Stichprobenumfang: n = 16

Ungleiche Paare: n' = 16

Prüfgröße R^{\wedge} = 64.00 (p = 0.860260 exakter Test)

Prüfgröße Z = 0.2068 (p = 0.836139 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = -0.4290

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (-4.5835 , 4.2835)

P = 0.9500: (-5.7000 , 5.5585)

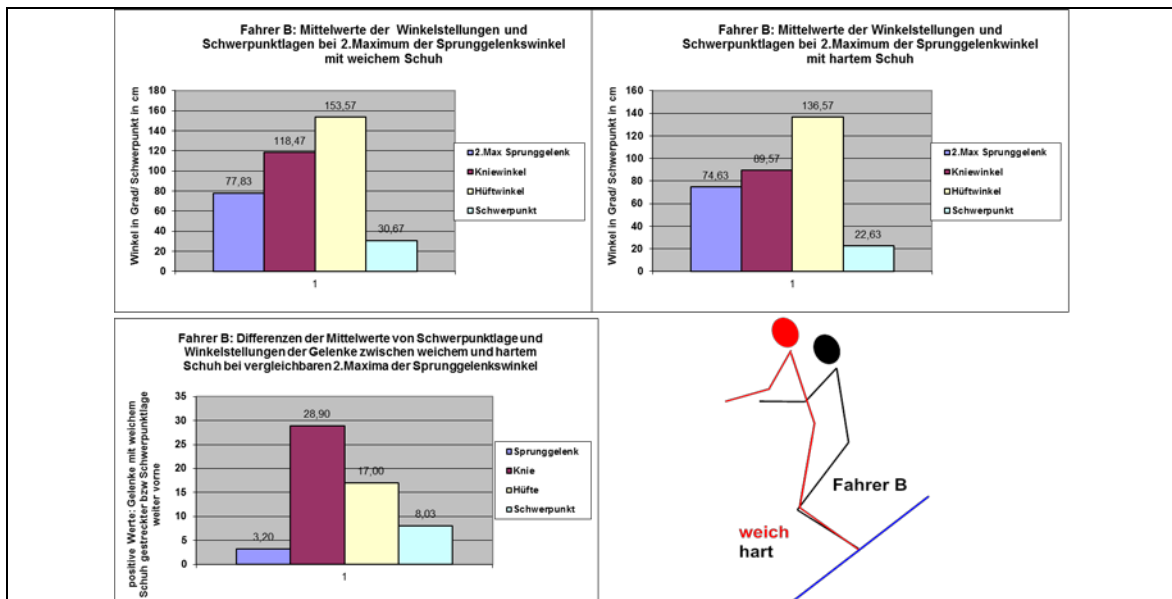
P = 0.9900: (-7.2165 , 7.8500)

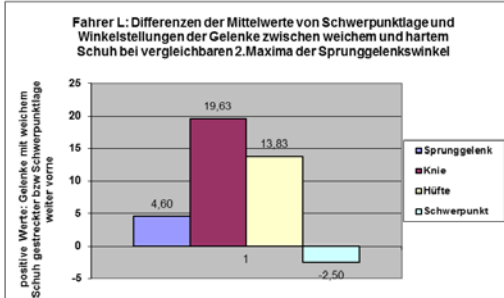
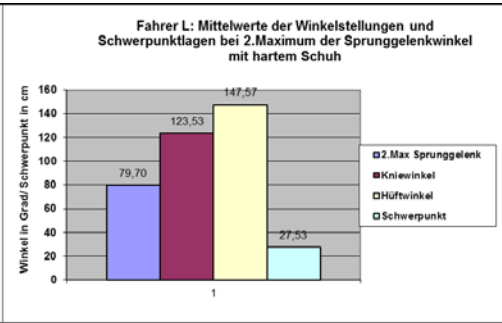
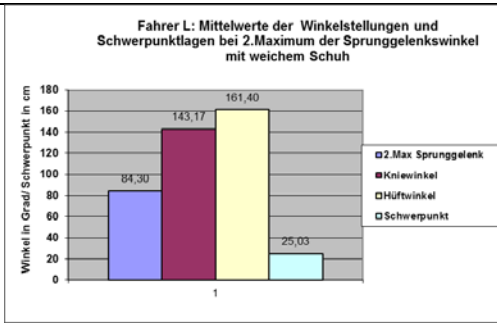
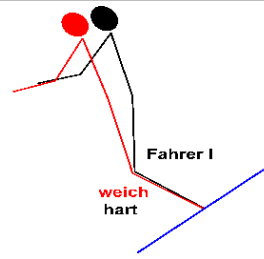
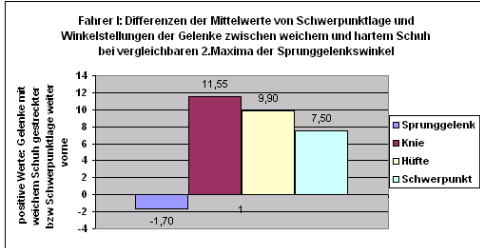
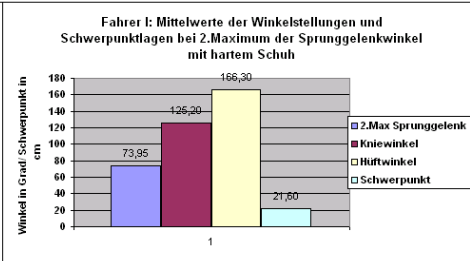
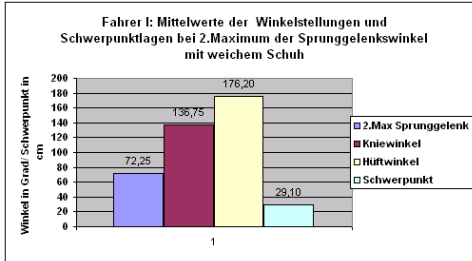
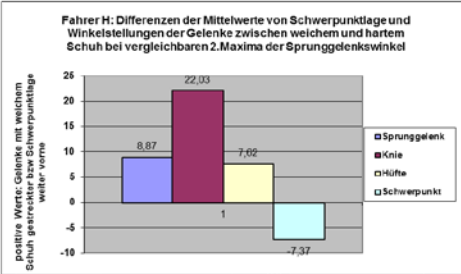
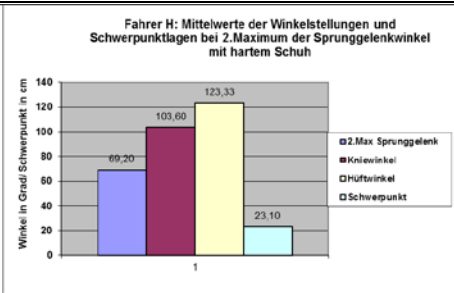
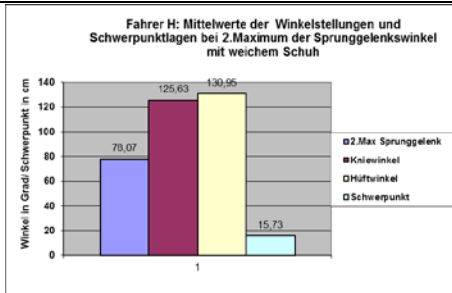
Literatur:

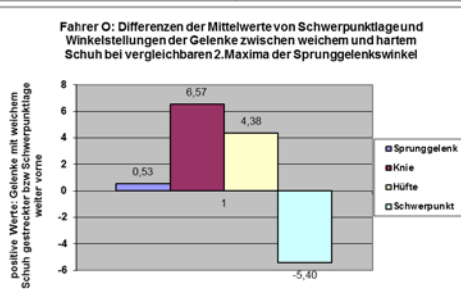
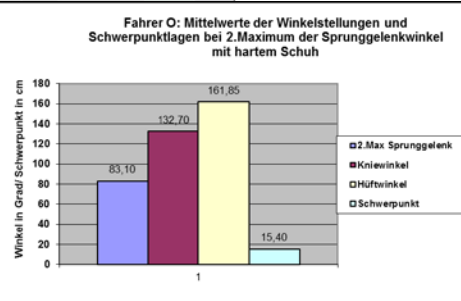
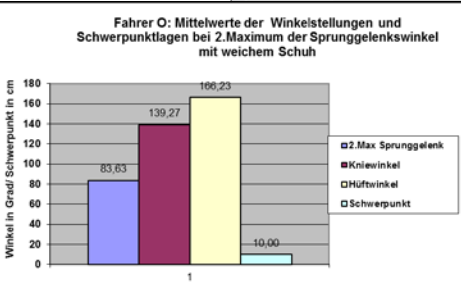
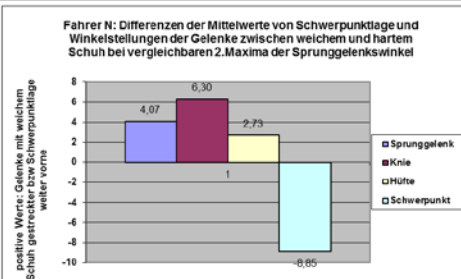
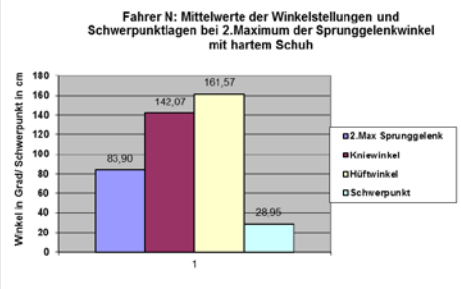
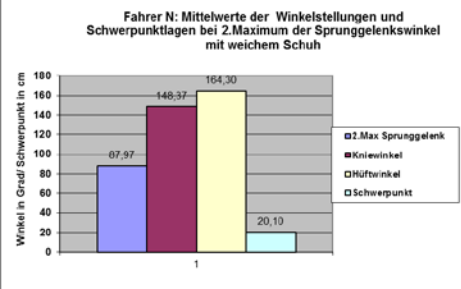
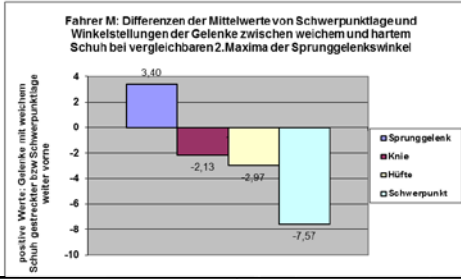
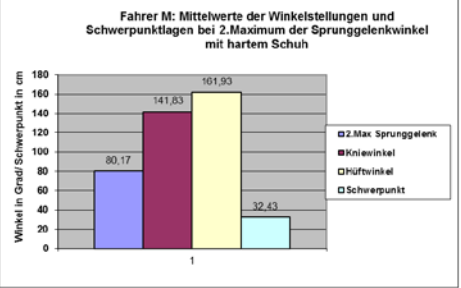
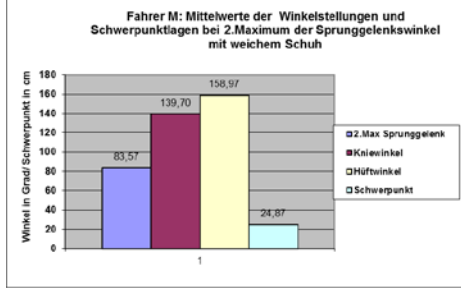
L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.

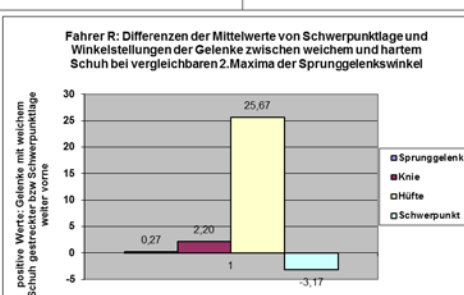
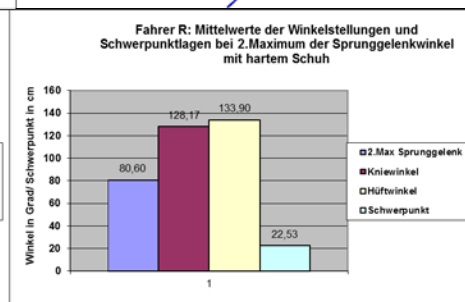
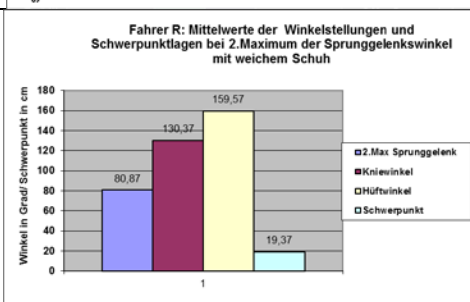
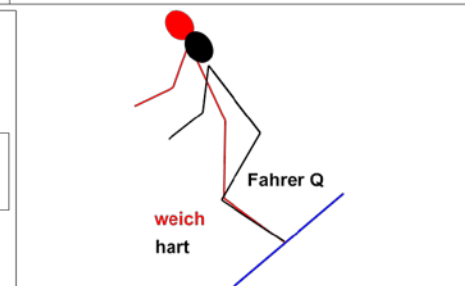
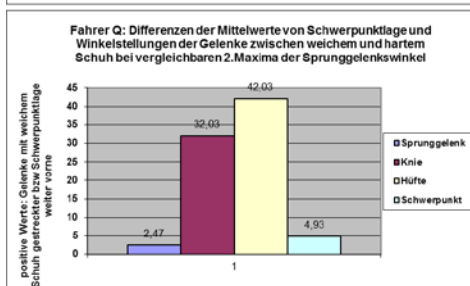
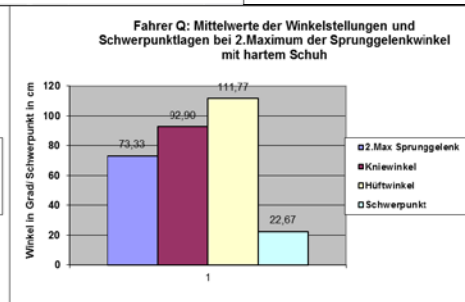
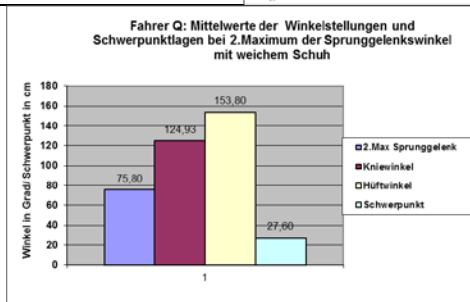
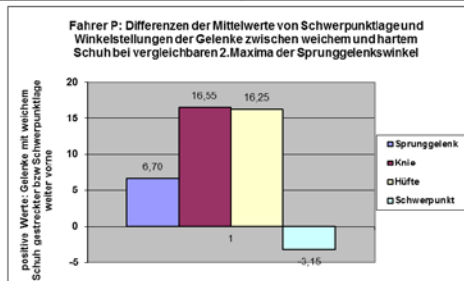
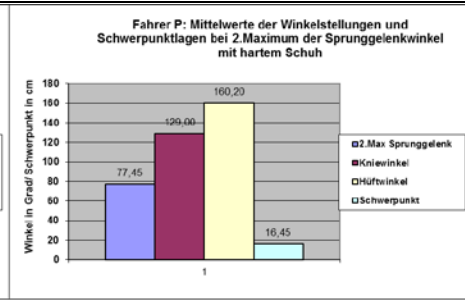
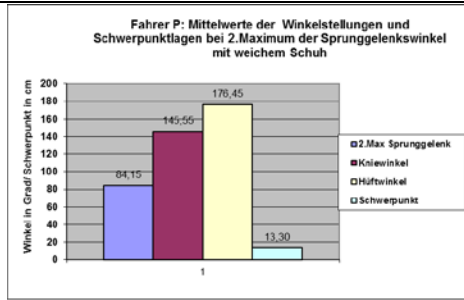
H. Büning, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

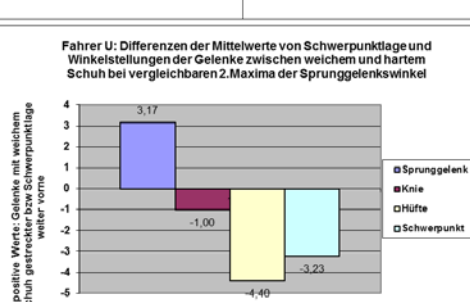
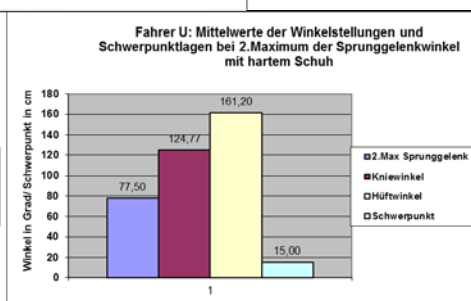
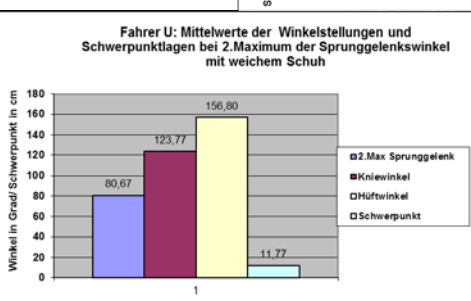
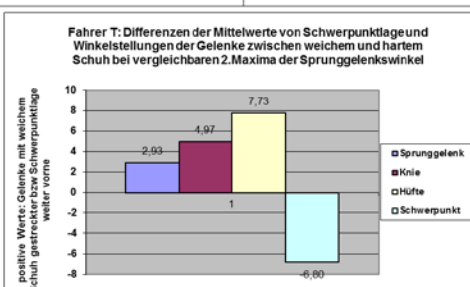
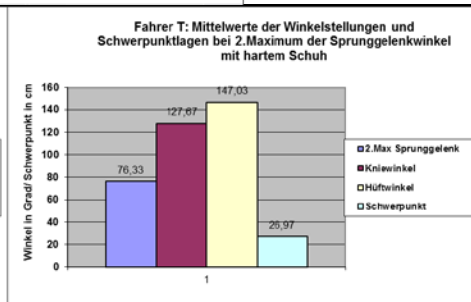
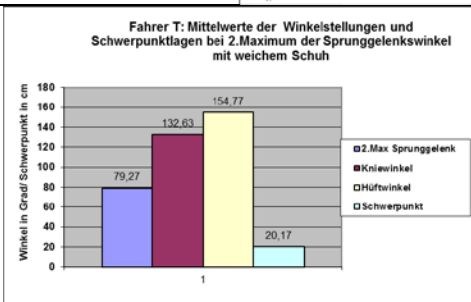
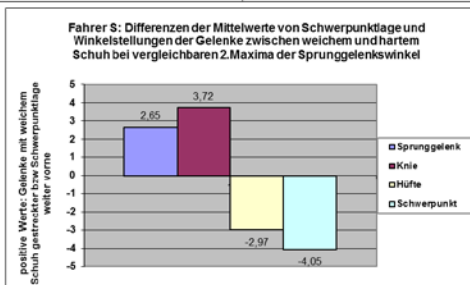
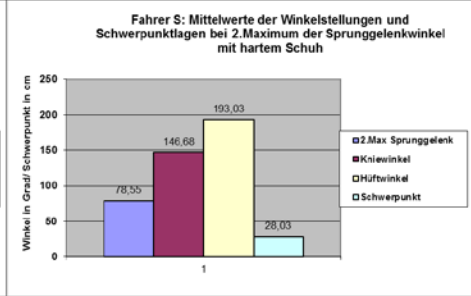
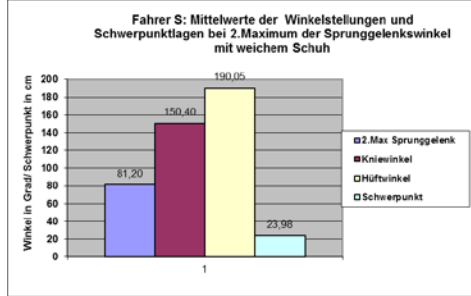
XII. Anhang: individuelle Ergebnisdiagramme der Körperwinkel und Schwerpunktlagen bei vergleichbaren zweiten Maxima der Sprunggelenkwinkel











XIII. Anhang: Statistik-Werte der einzelnen Körperwinkel und Schwerpunktlagen bei vergleichbaren zweiten Maxima der Sprunggelenkwinkel

Sprunggelenkwinkel zu zweiten Maxima:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

13.12.2002 (13:44)

Eingabedatei ist C:\WinBiAS\Bias-werte_SPGLK_auf_Max&Min_ohneB.dat
davon Variable 7 (weich_2Max) - Variable 15 (hart_2Max)

Stichprobenumfang: n = 12
Ungleiche Paare: n' = 12

Prüfgröße R^{\wedge} = 3.00 (p = 0.002441 exakter Test)
Prüfgröße Z = 2.8241 (p = 0.004742 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = 3.1087

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (1.6005 , 4.6000)
P = 0.9500: (1.4500 , 4.9335)
P = 0.9900: (0.5330 , 5.9005)

Literatur:

L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.
H. Büning, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

Schwerpunktlage zu zweiten Maxima Sprunggelenk:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

14.12.2002 (00:37)

Eingabedatei ist C:\WinBiAS\Bias-werte_SP_auf_Max&Min_SPGLK_ohneB.dat
davon Variable 7 (weich_2Max) - Variable 15 (hart_2Max)

Stichprobenumfang: n = 12
Ungleiche Paare: n' = 12

Prüfgröße R^{\wedge} = 16.00 (p = 0.077148 exakter Test)
Prüfgröße Z = 1.8043 (p = 0.071189 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = -4.1625

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (-6.0000 , -0.2335)
P = 0.9500: (-6.3835 , 0.4415)
P = 0.9900: (-7.1830 , 1.7250)

Literatur:

L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.
H. Bünung, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

Kniegelenkwinkel bei zweiten Maxima Sprunggelenk:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

13.12.2002 (13:53)

Eingabedatei ist C:\WinBiAS\Bias-werte_Knie_auf_Max&Min_SPGLK_ohneB.dat
davon Variable 7 (weich_2Max) - Variable 15 (hart_2Max)

Stichprobenumfang: n = 12
Ungleiche Paare: n' = 12

Prüfgröße R^{\wedge} = 3.00 (p = 0.002441 exakter Test)
Prüfgröße Z = 2.8241 (p = 0.004742 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = 9.3475

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (4.2500 , 15.5950)
P = 0.9500: (2.7850 , 17.8750)
P = 0.9900: (1.4150 , 19.6400)

Literatur:

L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.
H. Bünung, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

Hüftgelenkwinkel zu zweiten Maxima Sprunggelenk:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

14.12.2002 (00:29)

Eingabedatei ist C:\WinBiAS\Bias-werte_Hüfte_auf_Max&Min_SPGLK_ohneB.dat
davon Variable 7 (weich_2Max) - Variable 15 (hart_2Max)

Stichprobenumfang: n = 12
Ungleiche Paare: n' = 12

Prüfgröße R^{\wedge} = 10.00 (p = 0.020996 exakter Test)
Prüfgröße Z = 2.2749 (p = 0.022909 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = 8.0085

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (2.3840 , 16.6420)
P = 0.9500: (1.6670 , 19.5290)
P = 0.9900: (-0.1210 , 24.8250)

Literatur:

L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.
H. Büning, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

XIV. Anhang: Statistik-Werte der einzelnen Körperwinkel und Schwerpunktlagen bei vergleichbaren ersten Minima der Sprunggelenkwinkel

Sprunggelenkwinkel zu ersten Minima:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

13.12.2002 (13:42)

Eingabedatei ist C:\WinBiAS\Bias-werte_SPGLK_auf_Max&Min_ohneB.dat
davon Variable 5 (weich_1Min) - Variable 13 (hart_1Min)

Stichprobenumfang: n = 16
Ungleiche Paare: n' = 16

Prüfgröße R^{\wedge} = 42.00 (p = 0.192810 exakter Test)
Prüfgröße Z = 1.3444 (p = 0.178810 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = 1.3790

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (-0.5665 , 3.0000)
P = 0.9500: (-0.8085 , 3.3500)
P = 0.9900: (-2.0415 , 3.9585)

Literatur:

L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.
H. Büning, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

Schwerpunktlage zu ersten Minima Sprunggelenk:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

14.12.2002 (00:36)

Eingabedatei ist C:\WinBiAS\Bias-werte_SP_auf_Max&Min_SPGLK_ohneB.dat
davon Variable 5 (weich_1Min) - Variable 13 (hart_1Min)

Stichprobenumfang: n = 16
Ungleiche Paare: n' = 16

Prüfgröße R^{\wedge} = 43.00 (p = 0.211426 exakter Test)
Prüfgröße Z = 1.2927 (p = 0.196108 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = -2.0208

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (-3.8460 , 0.4420)

P = 0.9500: (-4.2585 , 0.7250)

P = 0.9900: (-4.7670 , 1.6540)

Literatur:

L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.

H. Bünung, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

Kniegelenkwinkel zu ersten Minima Sprunggelenk:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

13.12.2002 (13:52)

Eingabedatei ist C:\WinBiAS\Bias-werte_Knie_auf_Max&Min_SPGLK_ohneB.dat
davon Variable 5 (weich_1Min) - Variable 13 (hart_1Min)

Stichprobenumfang: n = 16
Ungleiche Paare: n' = 16

Prüfgröße R^{\wedge} = 51.00 (p = 0.403748 exakter Test)
Prüfgröße Z = 0.8790 (p = 0.379375 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = -2.7975

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (-5.7400 , 1.9400)

P = 0.9500: (-6.4950 , 2.7500)

P = 0.9900: (-10.2100 , 4.6350)

Literatur:

L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.

H. Bünung, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

Hüftgelenkwinkel zu ersten Minima Sprunggelenk:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

14.12.2002 (00:27)

Eingabedatei ist C:\WinBiAS\Bias-werte_Hüfte_auf_Max&Min_SPGLK_ohneB.dat
davon Variable 5 (weich_1Min) - Variable 13 (hart_1Min)

Stichprobenumfang: n = 16
Ungleiche Paare: n' = 16

Prüfgröße R^{\wedge} = 50.00 (p = 0.375458 exakter Test)
Prüfgröße Z = 0.9308 (p = 0.351979 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = -3.7500

Tukey-Konfidenzintervalle:

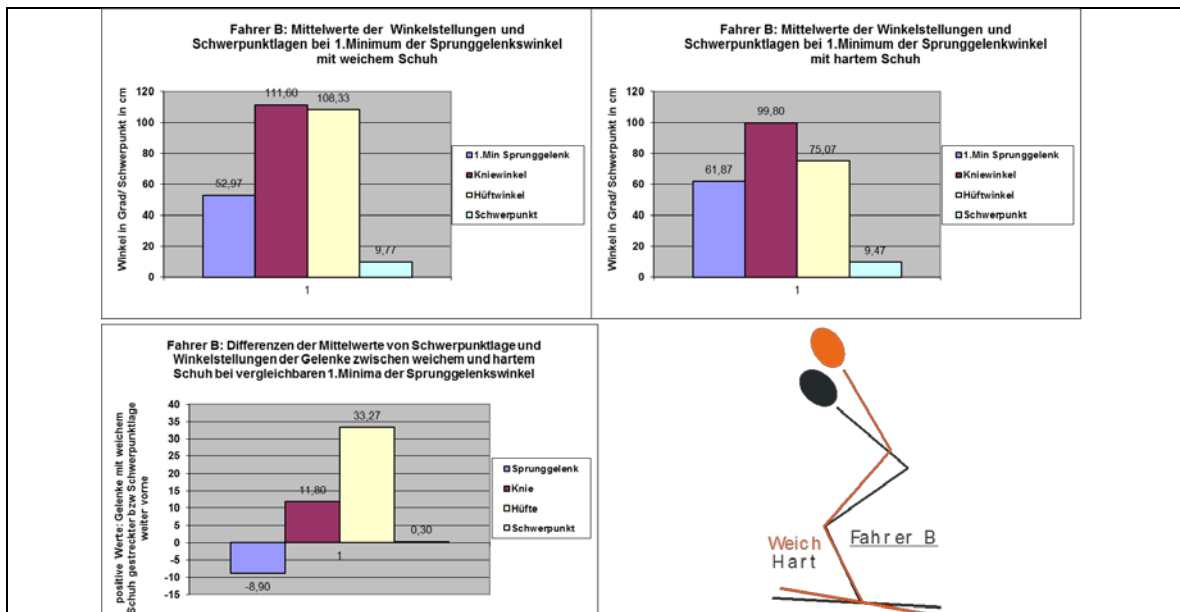
P = 0.9000: (-11.6585 , 3.0000)
P = 0.9500: (-13.6170 , 3.9710)
P = 0.9900: (-17.8415 , 6.2830)

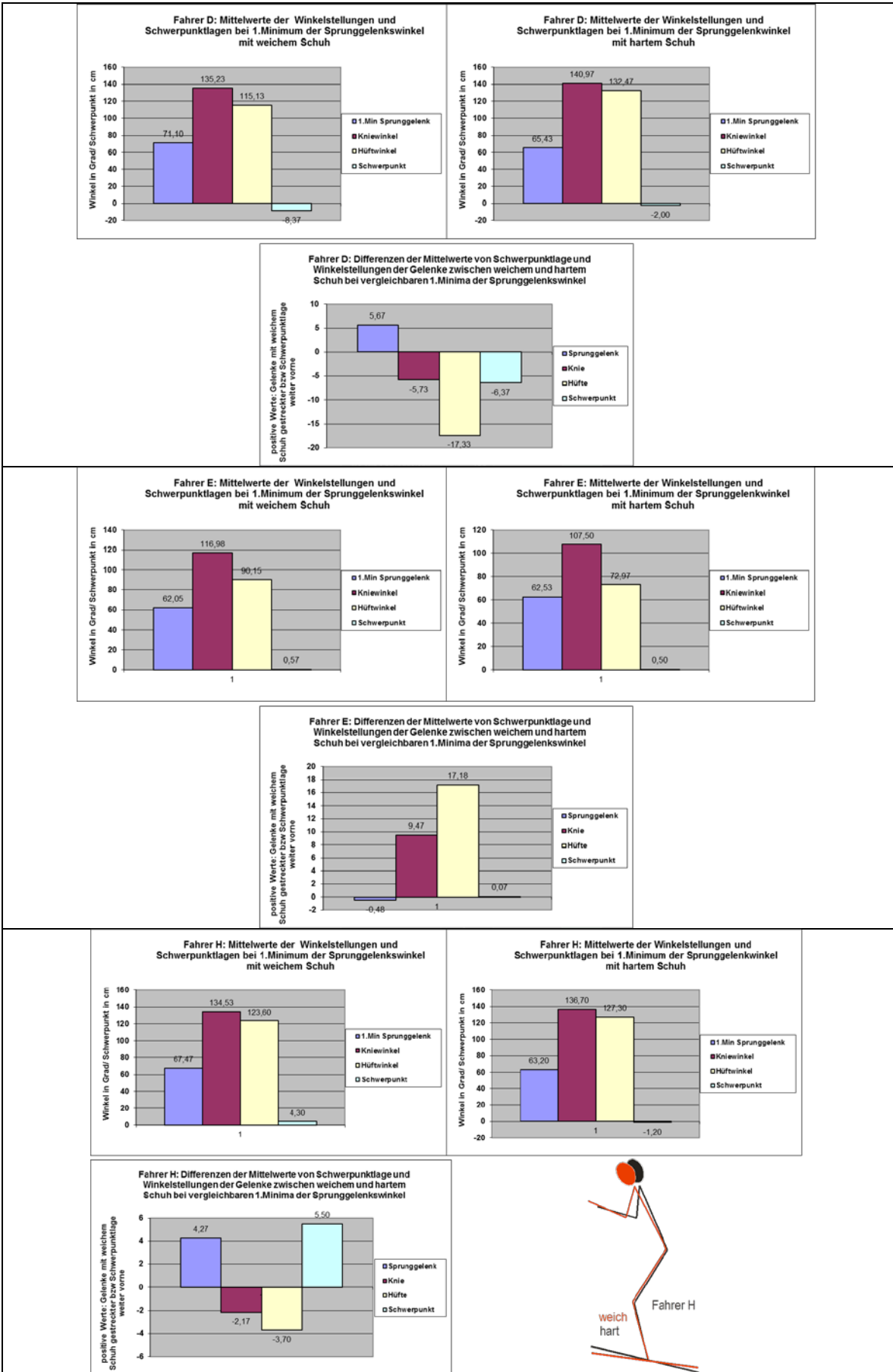
Literatur:

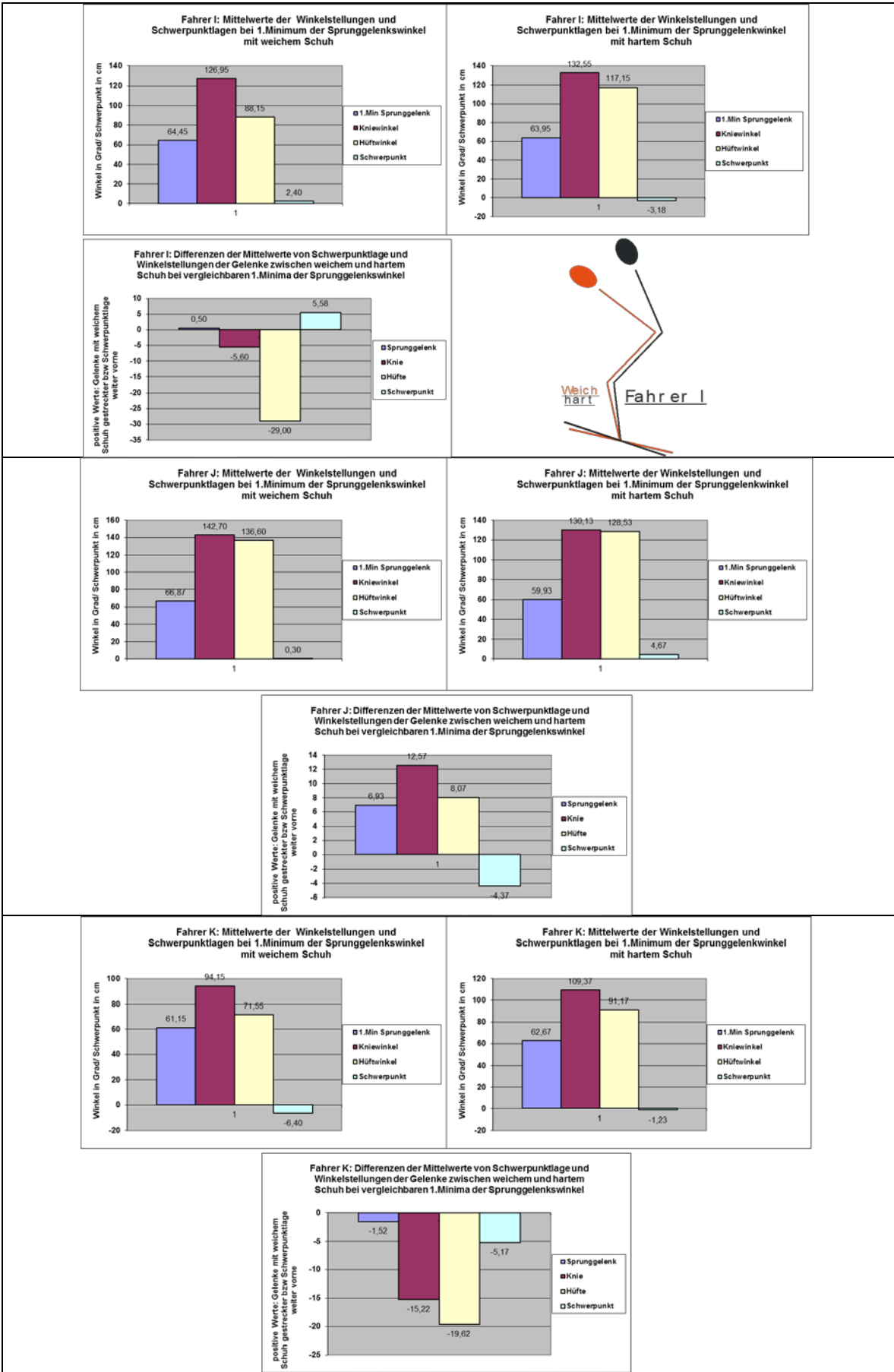
L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.

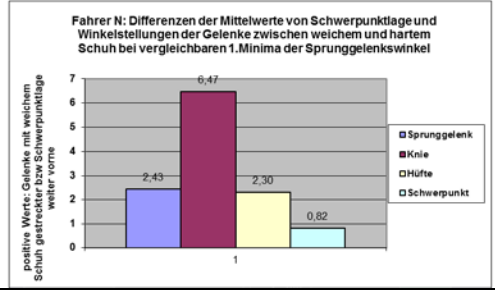
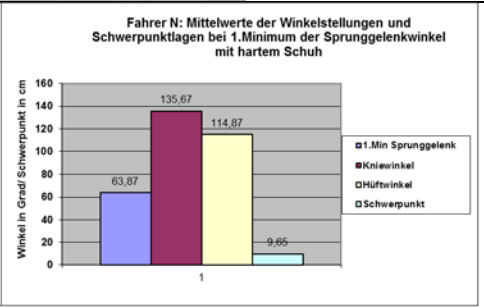
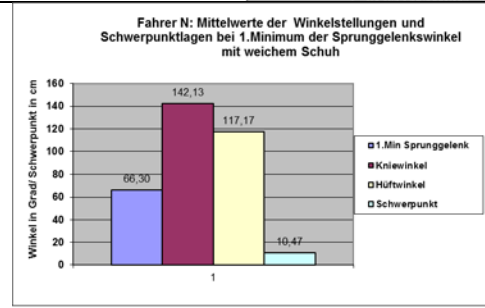
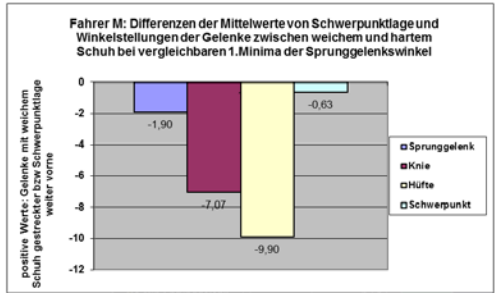
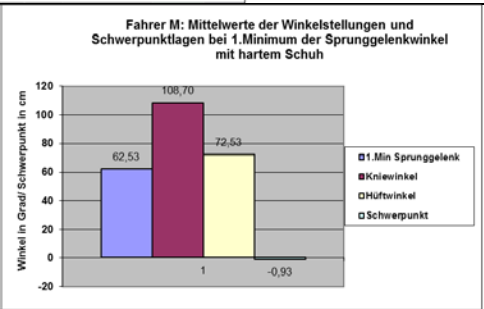
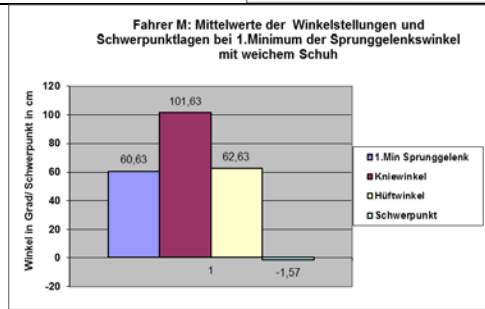
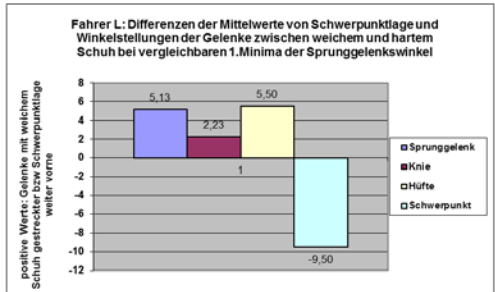
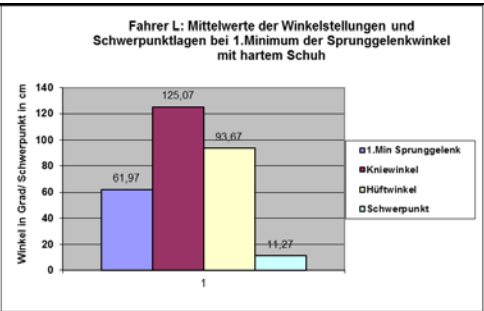
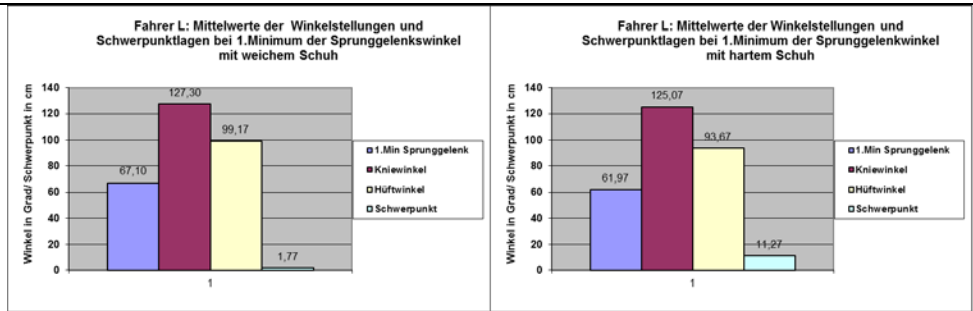
H. Büning, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

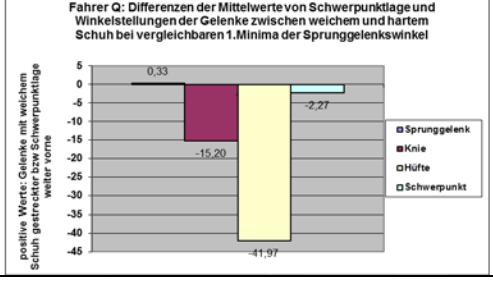
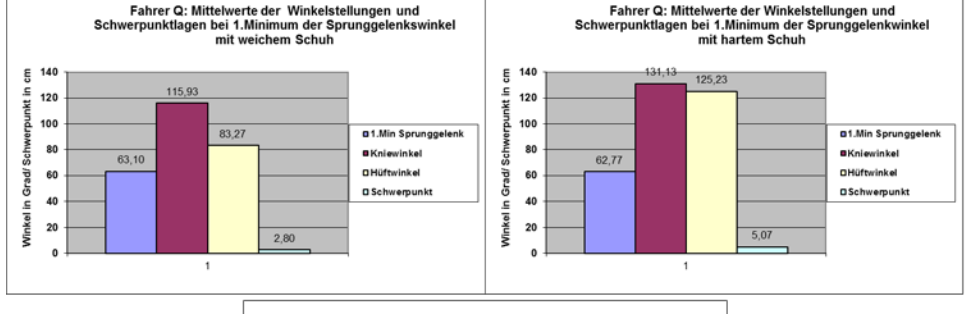
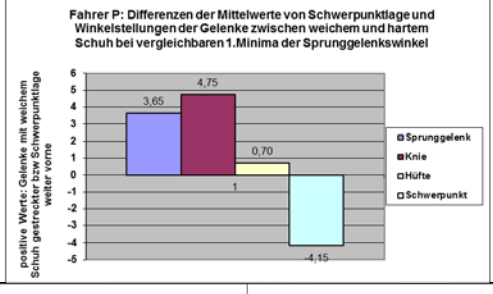
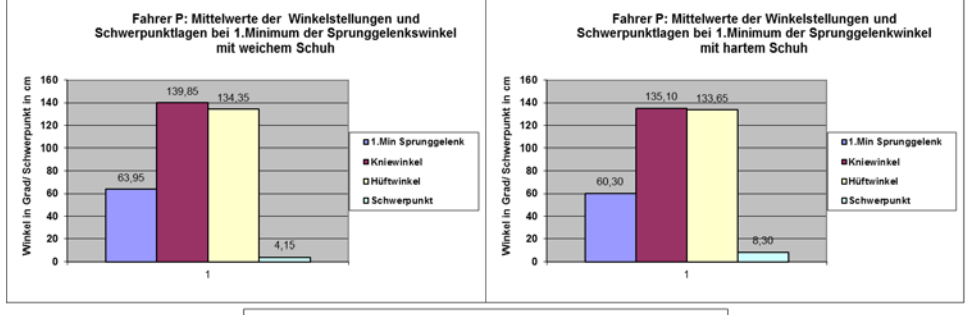
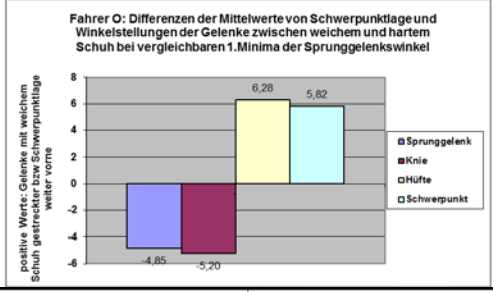
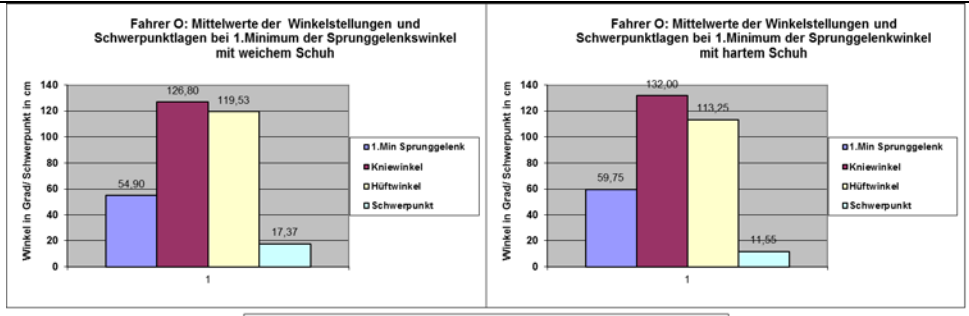
XV. Anhang: individuelle Ergebnisdiagramme der Körperwinkel und Schwerpunktlagen bei vergleichbaren ersten Minima der Sprunggelenkwinkel

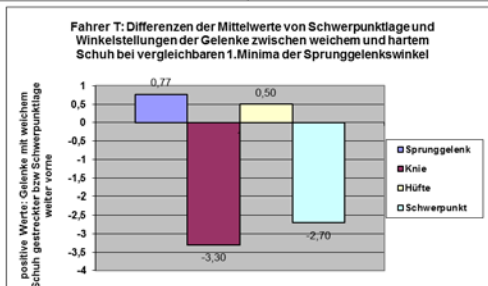
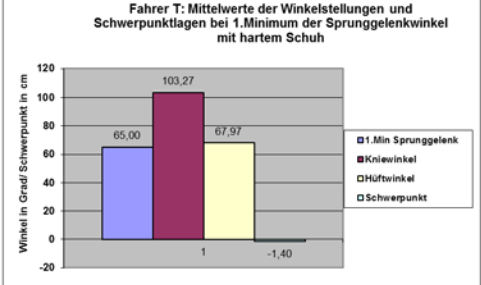
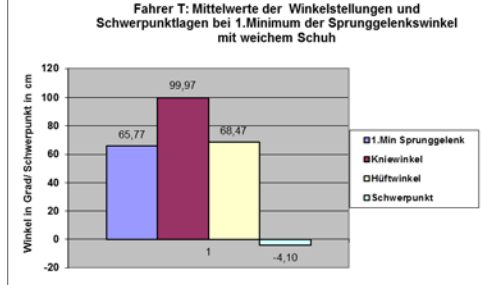
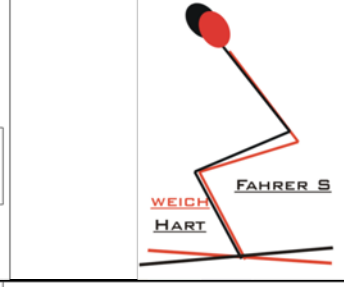
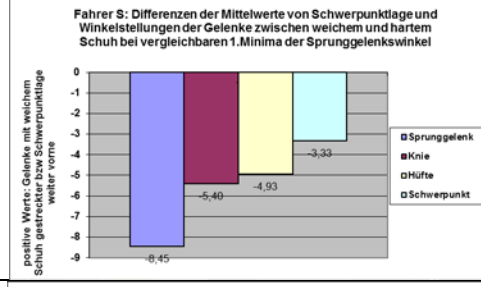
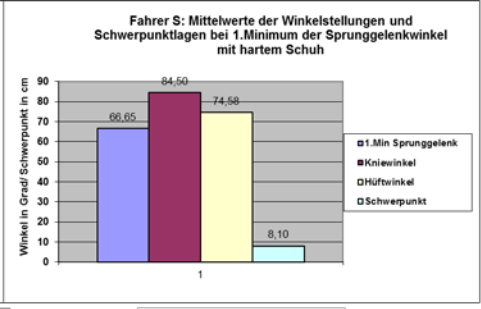
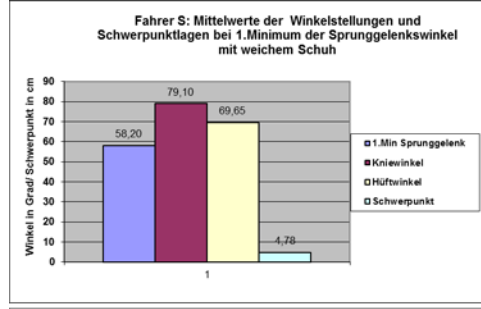
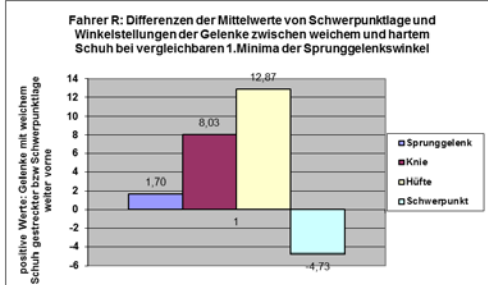
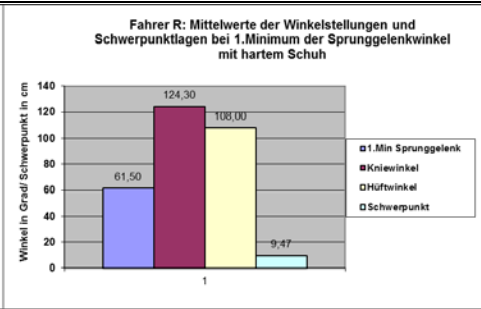
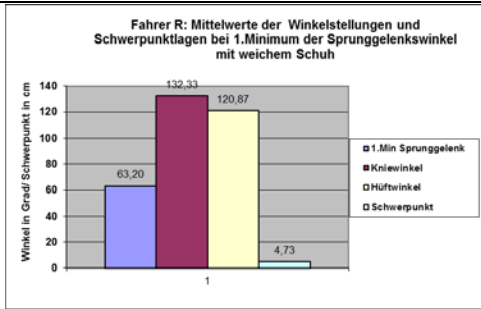


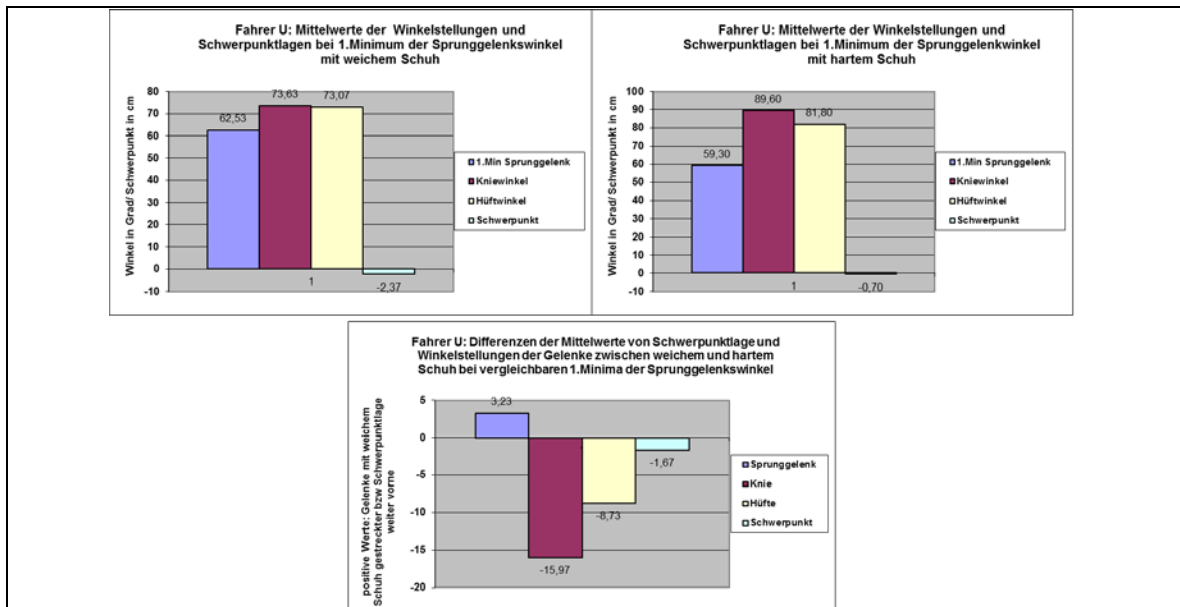




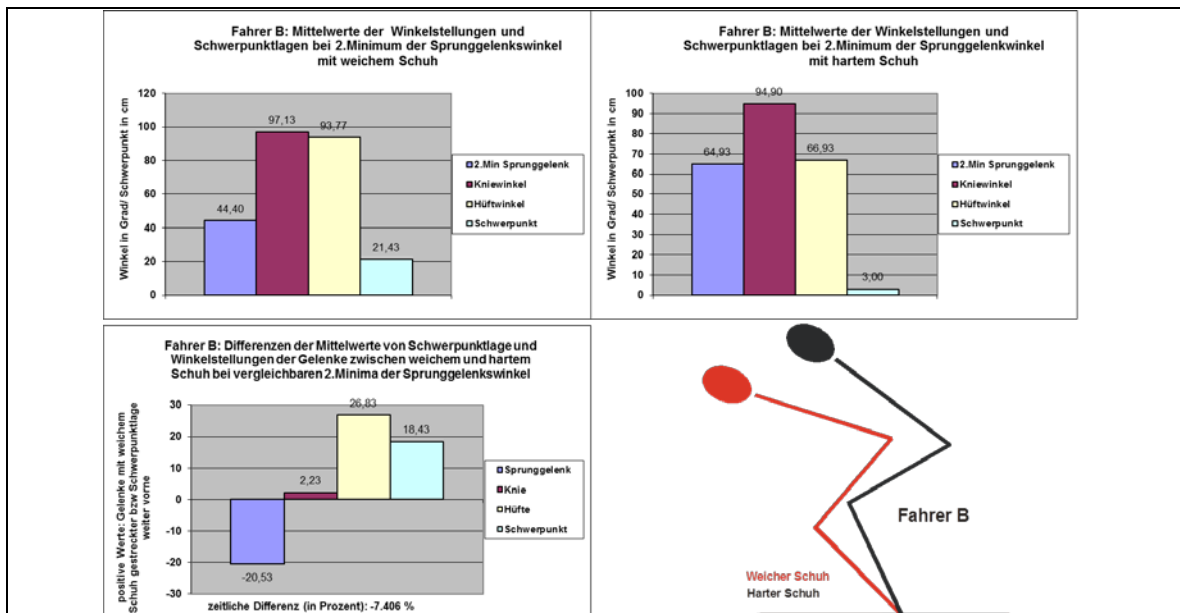


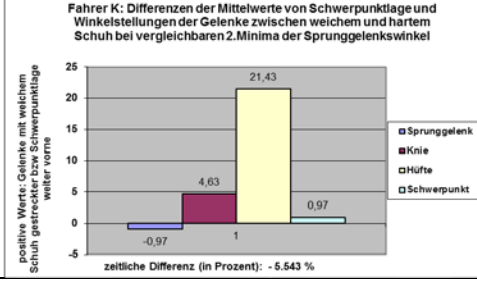
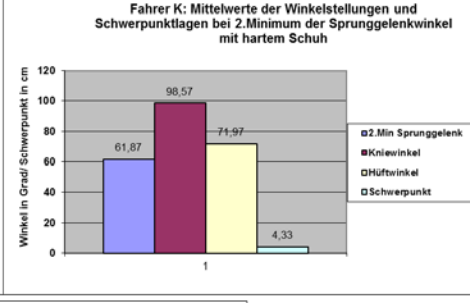
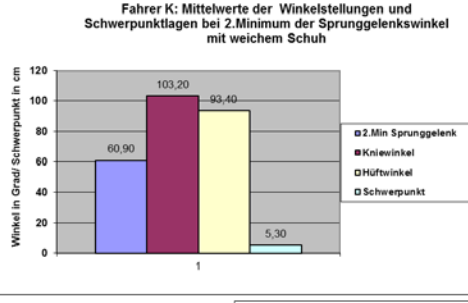
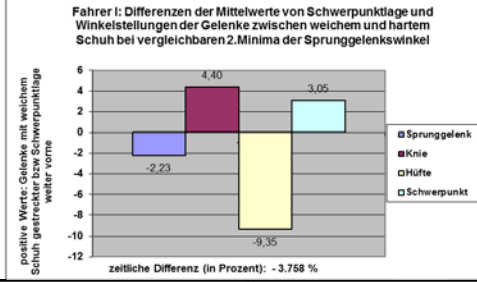
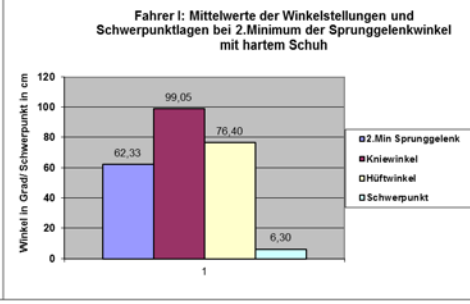
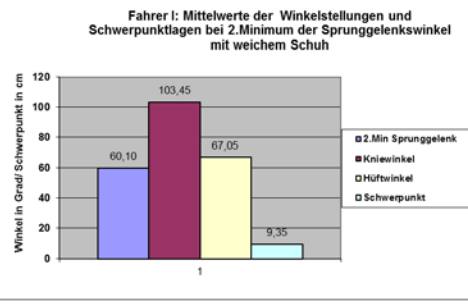
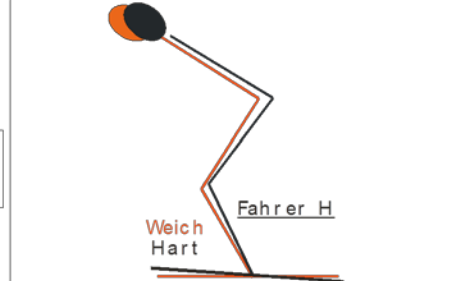
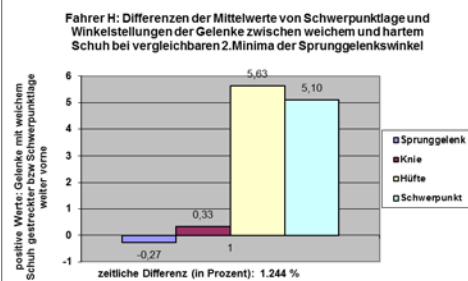
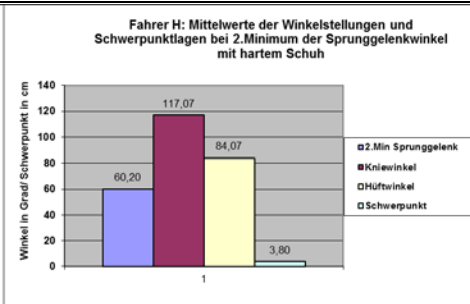
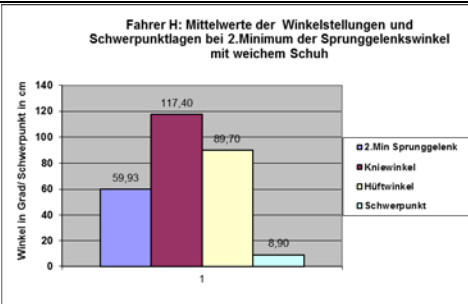


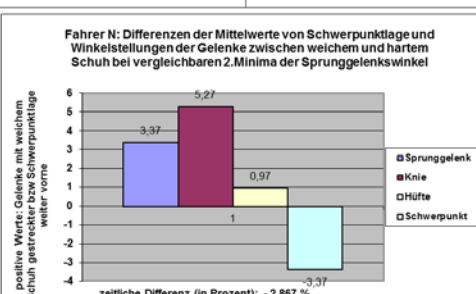
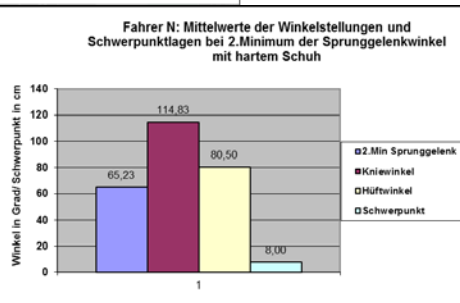
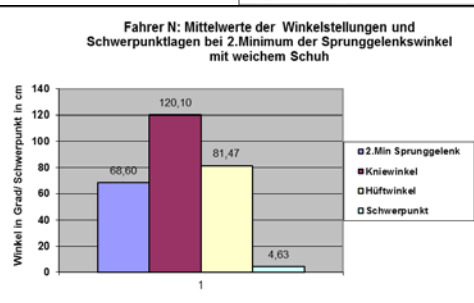
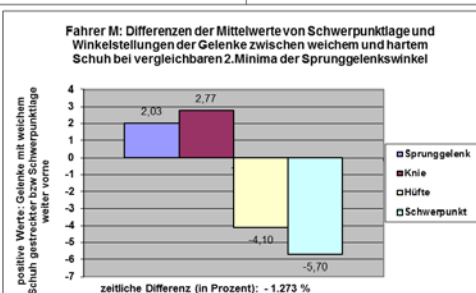
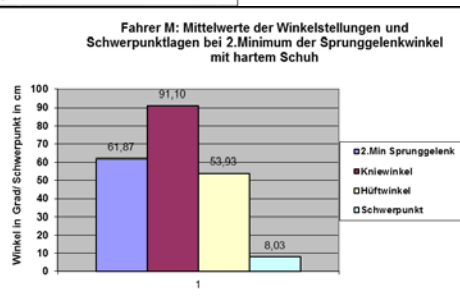
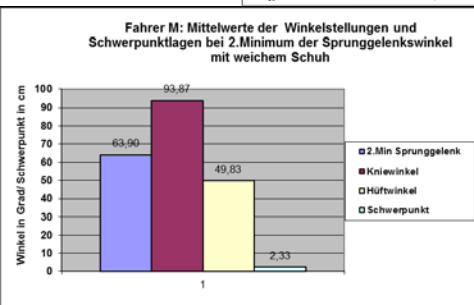
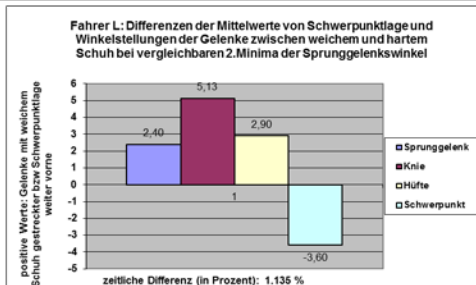
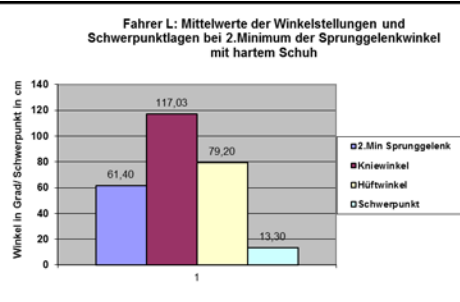
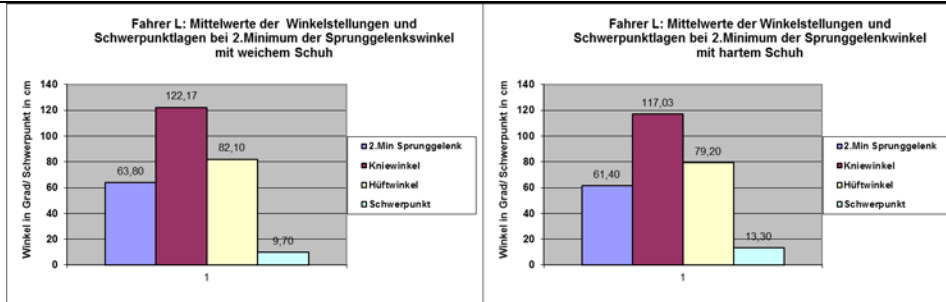


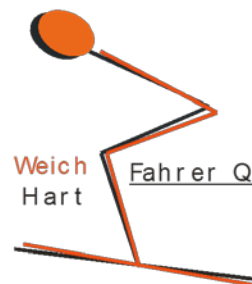
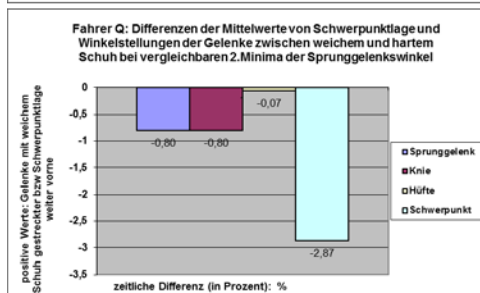
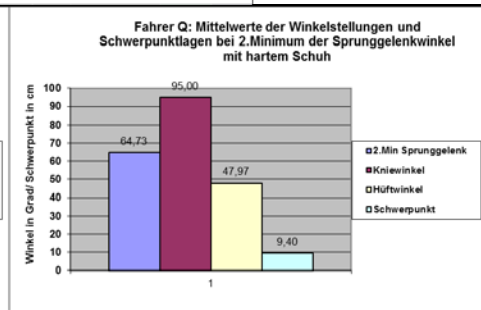
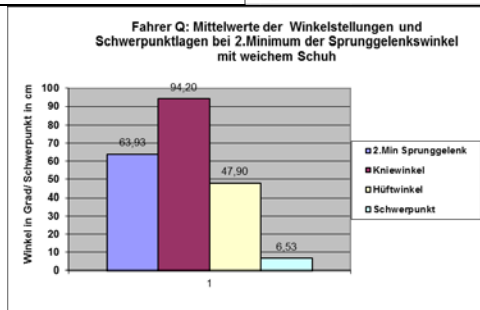
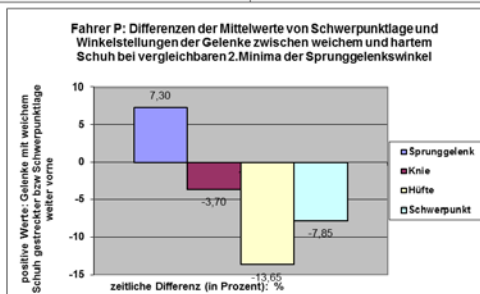
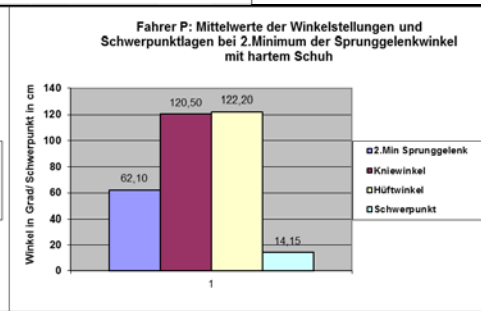
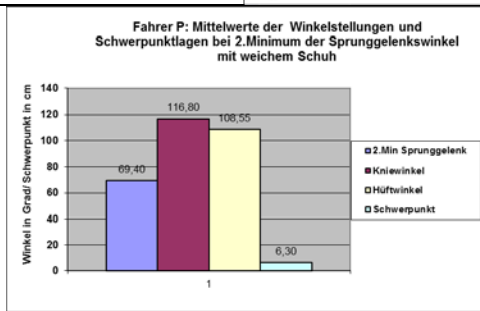
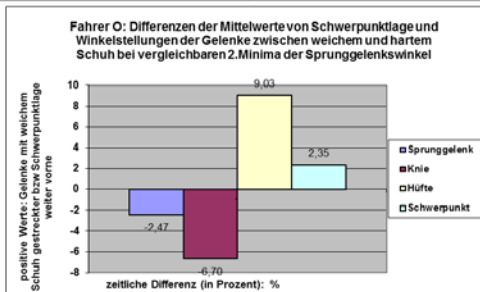
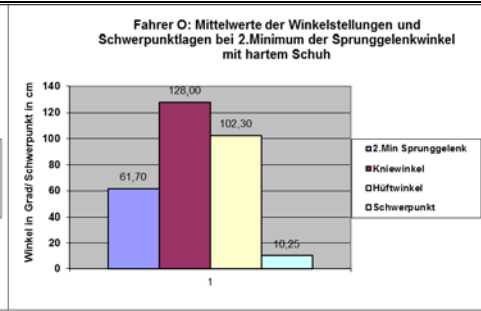
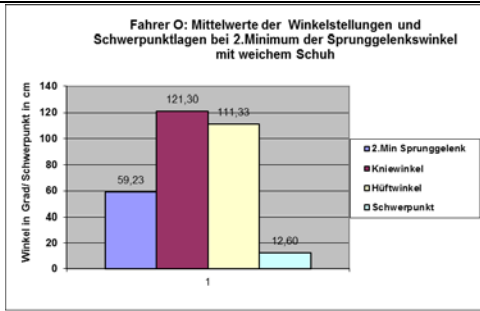


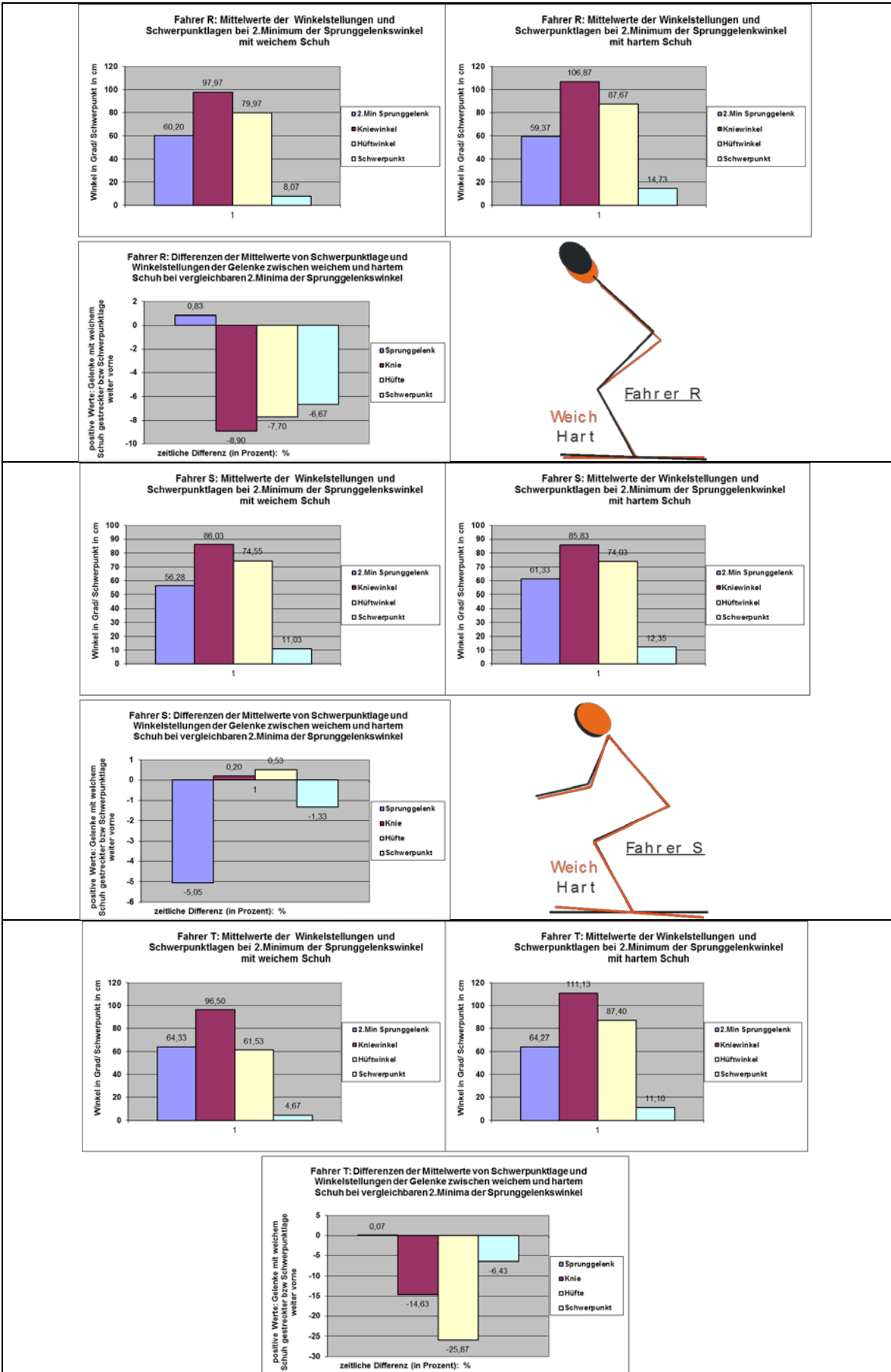
XVI. Anhang: individuelle Ergebnisdiagramme der Körperwinkel und Schwerpunktlagen und bei vergleichbaren zweiten Minima der Sprunggelenkwinkel

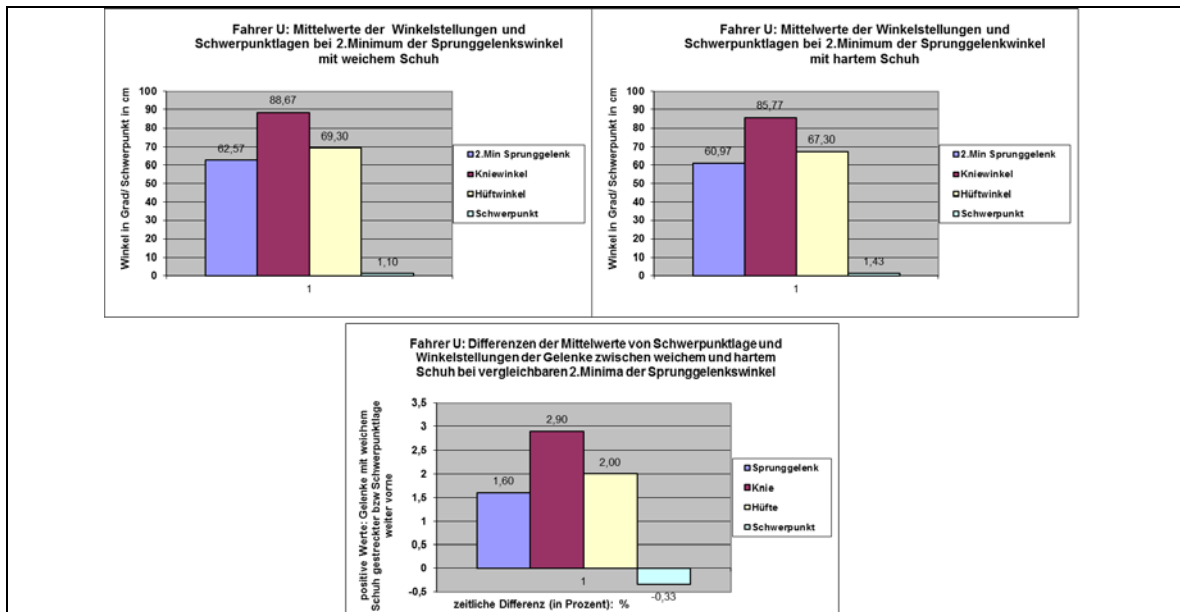












XVII. Anhang: Statistik-Werte der einzelnen Körperwinkel und Schwerpunktlagen bei vergleichbaren zweiten Minima der Sprunggelenkwinkel

Sprunggelenkwinkel zu zweiten Minima:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

13.12.2002 (13:47)

Eingabedatei ist C:\WinBiAS\Bias-werte_SPGLK_auf_Max&Min_ohneB.dat
davon Variable 9 (weich_2Min) - Variable 17 (hart_2Min)

Stichprobenumfang: n = 13

Ungleiche Paare: n' = 13

Prüfgröße R[^] = 40.00 (p = 0.735352 exakter Test)

Prüfgröße Z = 0.3844 (p = 0.700703 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = 0.4000

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (-1.0795 , 1.8165)

P = 0.9500: (-1.3670 , 2.2165)

P = 0.9900: (-2.2250 , 3.2500)

Literatur:

L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.

H. Büning, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

Schwerpunktlage zu zweiten Minima Sprunggelenk:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

14.12.2002 (00:39)

Eingabedatei ist C:\WinBiAS\Bias-werte_SP_auf_Max&Min_SPGLK_ohneB.dat
davon Variable 9 (weich_2Min) - Variable 17 (hart_2Min)

Stichprobenumfang: n = 13
Ungleiche Paare: n' = 13

Prüfgröße R^{\wedge} = 21.00 (p = 0.094238 exakter Test)
Prüfgröße Z = 1.7122 (p = 0.086860 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = -2.0960

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (-4.5335 , -0.1585)
P = 0.9500: (-4.7665 , 0.7500)
P = 0.9900: (-5.7250 , 1.8875)

Literatur:

L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.
H. Büning, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

Kniegelenkwinkel zu zweiten Minima Sprunggelenk:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

13.12.2002 (13:56)

Eingabedatei ist C:\WinBiAS\Bias-werte_Knie_auf_Max&Min_SPGLK_ohneB.dat
davon Variable 9 (weich_2Min) - Variable 17 (hart_2Min)

Stichprobenumfang: n = 13
Ungleiche Paare: n' = 13

Prüfgröße R^{\wedge} = 45.00 (p = 1.000000 exakter Test)
Prüfgröße Z = 0.0349 (p = 0.972125 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = 0.2000

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (-3.7500 , 2.7700)
P = 0.9500: (-4.7450 , 3.5850)
P = 0.9900: (-6.7000 , 4.4000)

Literatur:

L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.
H. Büning, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

Hüftgelenkwinkel zu zweiten Minima Sprunggelenk:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

14.12.2002 (00:30)

Eingabedatei ist C:\WinBiAS\Bias-werte_Hüfte_auf_Max&Min_SPGLK_ohneB.dat
davon Variable 9 (weich_2Min) - Variable 17 (hart_2Min)

Stichprobenumfang: n = 13
Ungleiche Paare: n' = 13

Prüfgröße R[^] = 42.00 (p = 0.839355 exakter Test)
Prüfgröße Z = 0.2446 (p = 0.806766 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = -1.0335

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (-6.5625 , 3.8165)

P = 0.9500: (-8.4170 , 4.7790)

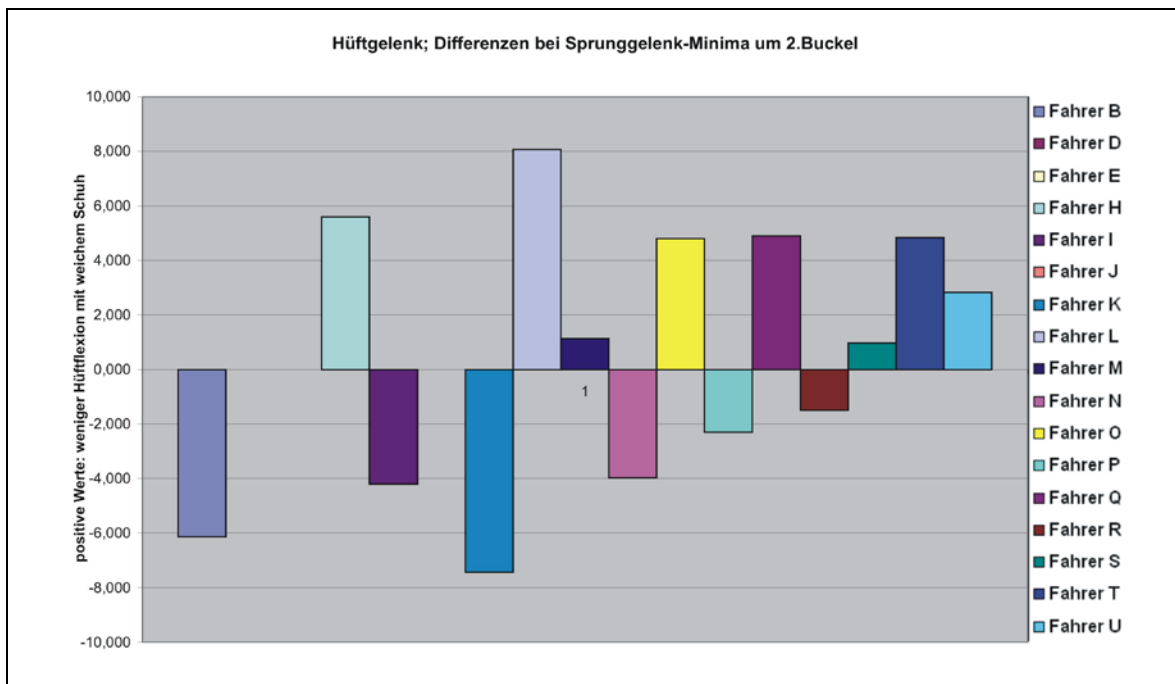
P = 0.9900: (-11.9335 , 8.6665)

Literatur:

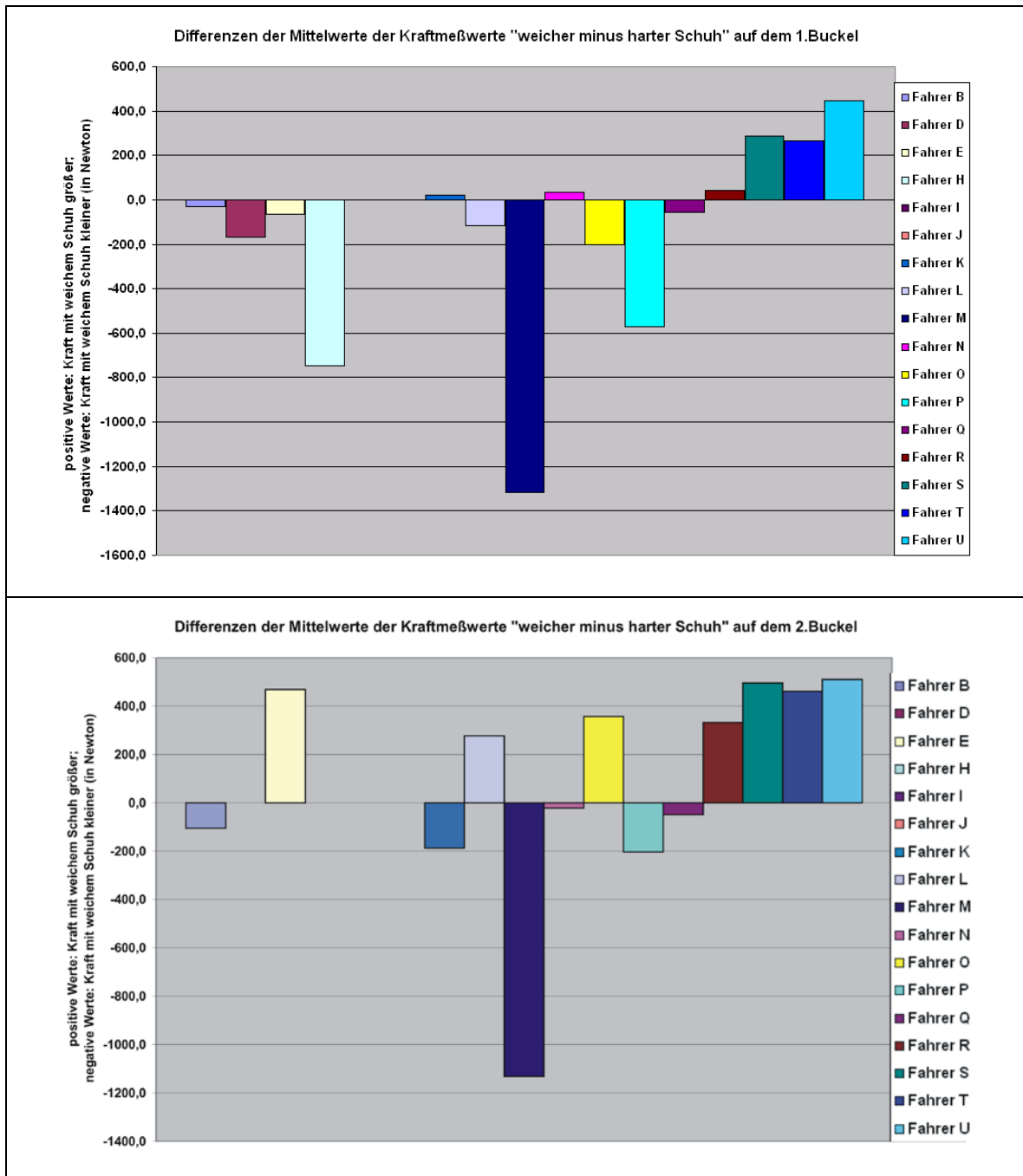
L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.

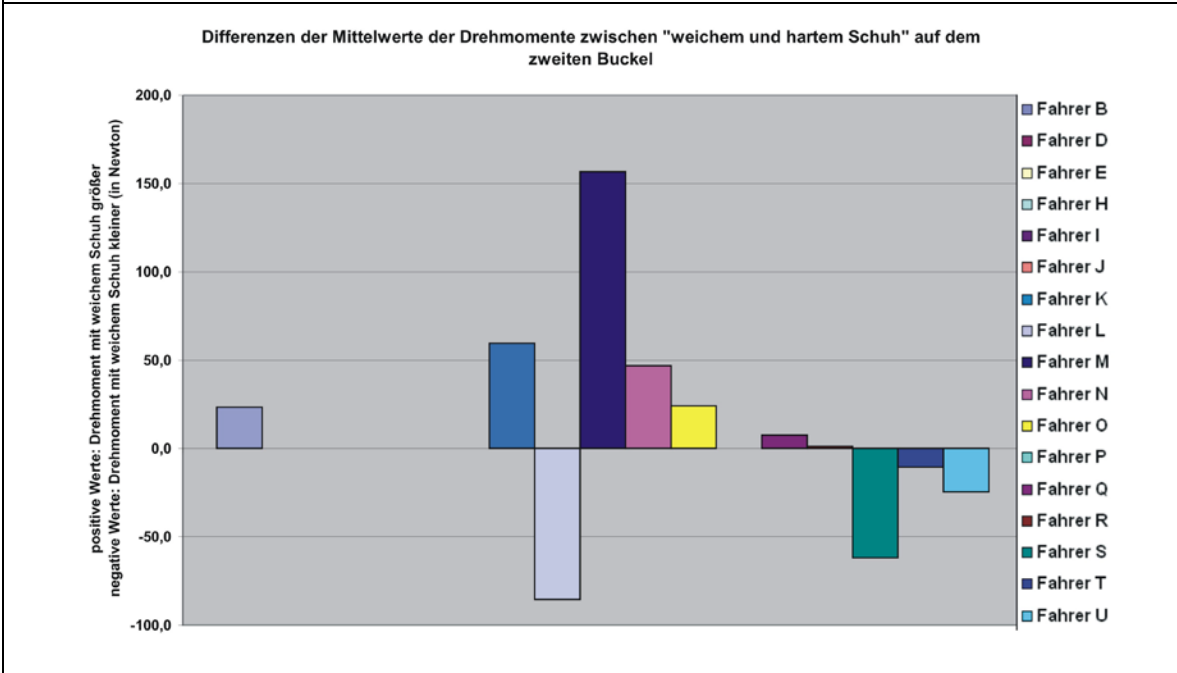
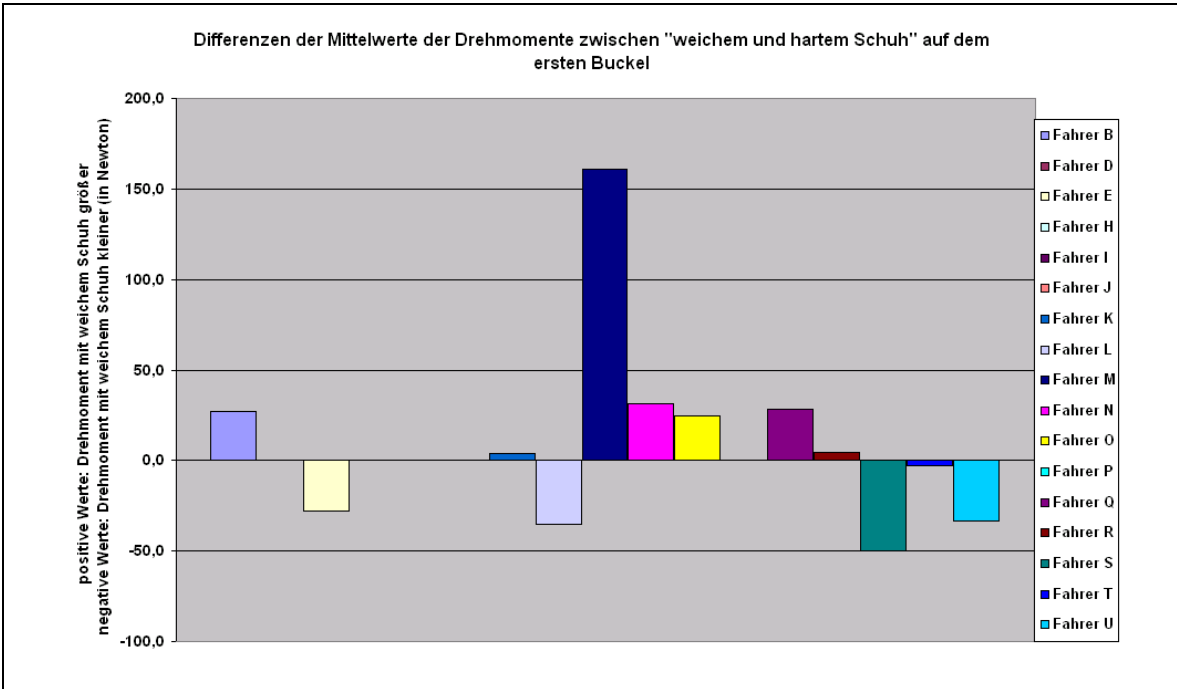
H. Bünung, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

XVIII. Anhang: Diagramm der Differenzen der Hüftgelenkwinkel zum Zeitpunkt der zweiten Sprunggelenk-Minima



XIX. Anhang: Diagramme der Differenzen der Kraftmeßwerte und Drehmomente auf dem ersten und zweiten Buckel





XX. Anhang: statistische Auswertung der Kraftmeßwerte und Drehmomente auf dem ersten und zweiten Buckel

Drehmoment 1.Buckel:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

22.10.2007 (20:48)

Eingabedatei ist C:\Programme\WinBiAS\Kraft_Drehmoment.DAT
davon Variable 1 (1.Buckel) - Variable 7 (1.Buckel)

Stichprobenumfang: n = 13
Ungleiche Paare: n' = 13

Prüfgröße R^{\wedge} = 42.00 (p = 0.839355 exakter Test)
Prüfgröße Z = 0.2446 (p = 0.806766 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = 0.7582

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (-15.0417 , 25.7335)
P = 0.9500: (-16.6587 , 27.9500)
P = 0.9900: (-27.9750 , 66.6123)

Kraft 1. Buckel

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

22.10.2007 (20:56)

Eingabedatei ist C:\Programme\WinBiAS\Bias-werte_Kraft.DAT
davon Variable 1 (1-Buckel) - Variable 7 (1-Buckel)

Stichprobenumfang: n = 13
Ungleiche Paare: n' = 13

Prüfgröße R^{\wedge} = 41.00 (p = 0.786865 exakter Test)
Prüfgröße Z = 0.3145 (p = 0.753152 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = -15.6792

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (-117.0875 , 123.3999)
P = 0.9500: (-143.6080 , 148.4418)
P = 0.9900: (-637.3498 , 208.9164)

Drehmoment 2. Buckel:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

22.10.2007 (20:49)

Eingabedatei ist C:\Programme\WinBIAS\Kraft_Drehmoment.DAT
davon Variable 2 (2.Buckel) - Variable 8 (2.Buckel)

Stichprobenumfang: n = 11
Ungleiche Paare: n' = 11

Prüfgröße R^{\wedge} = 28.00 (p = 0.700195 exakter Test)
Prüfgröße Z = 0.4446 (p = 0.656642 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = 9.3042

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (-24.5997 , 41.8165)
P = 0.9500: (-30.6583 , 53.1165)
P = 0.9900: (-43.2123 , 82.1165)

Kraft 2. Buckel:

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

22.10.2007 (20:57)

Eingabedatei ist C:\Programme\WinBIAS\Bias-werte_Kraft.DAT
davon Variable 2 (2-Buckel) - Variable 8 (2-Buckel)

Stichprobenumfang: n = 11
Ungleiche Paare: n' = 11

Prüfgröße R^{\wedge} = 21.00 (p = 0.320313 exakter Test)
Prüfgröße Z = 1.0669 (p = 0.286003 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = 154.9228

Tukey-Konfidenzintervalle:

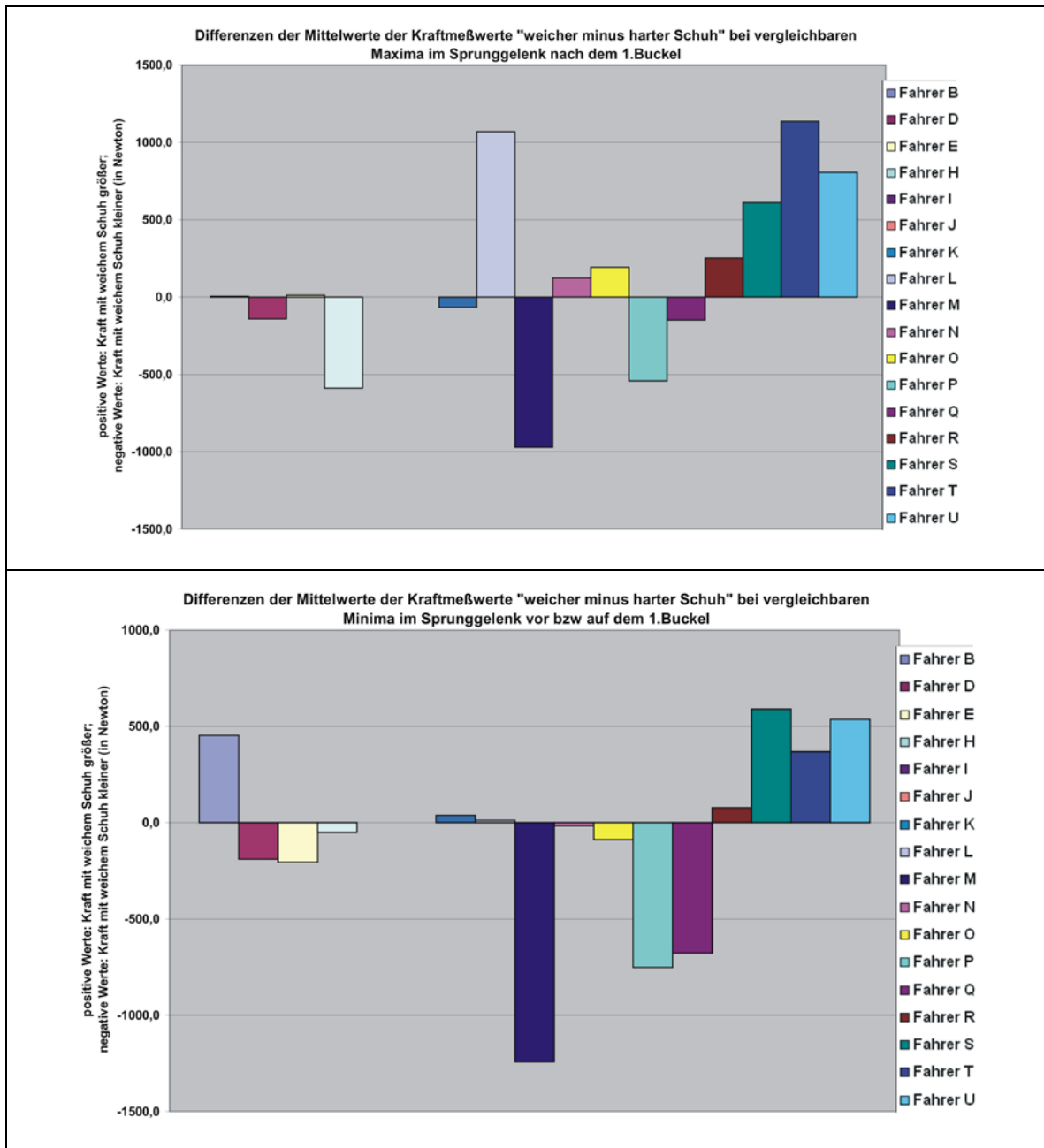
P = 0.9000: (-118.4665 , 386.8292)
P = 0.9500: (-310.6667 , 409.3417)
P = 0.9900: (-427.3668 , 461.7333)

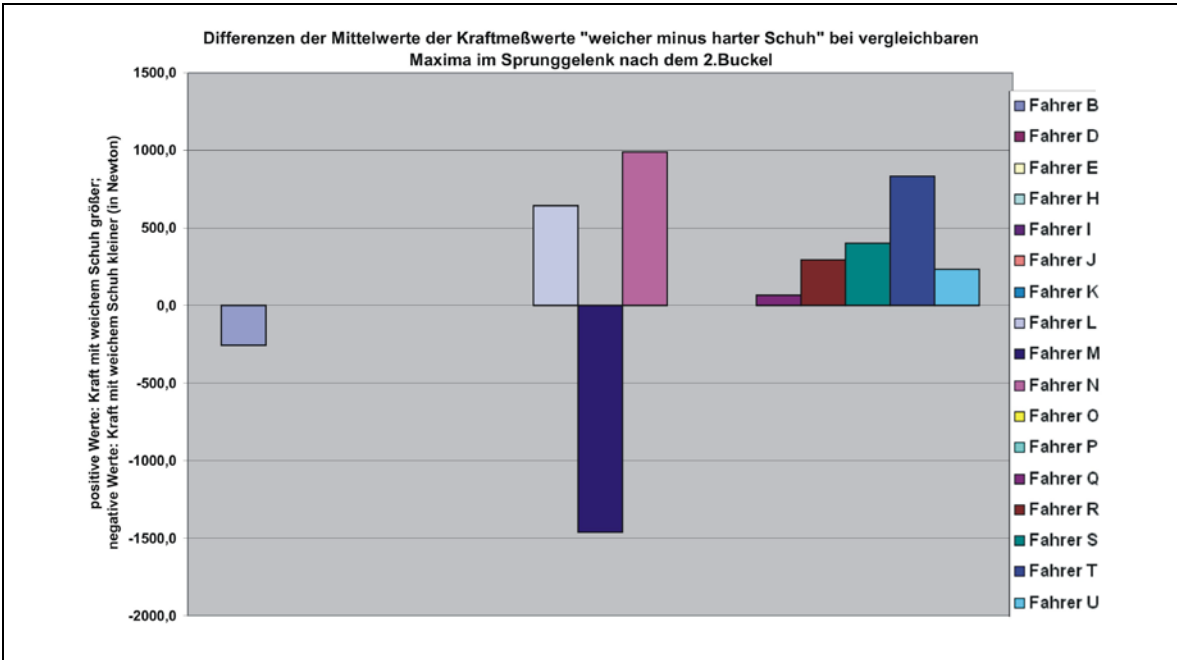
Literatur:

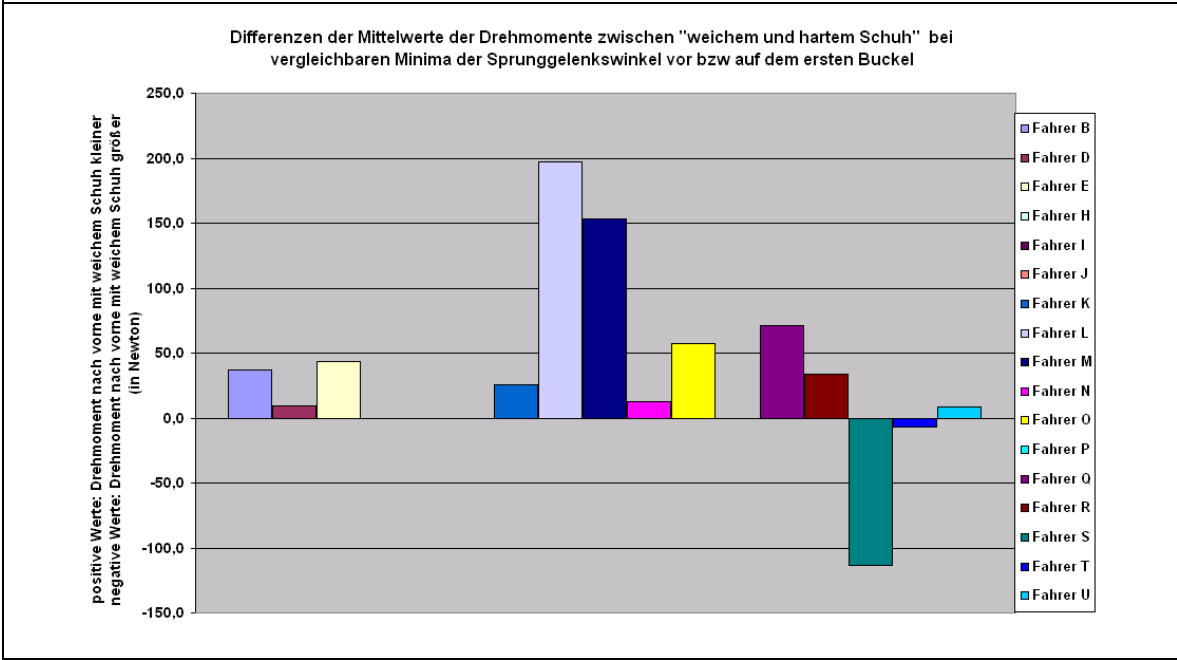
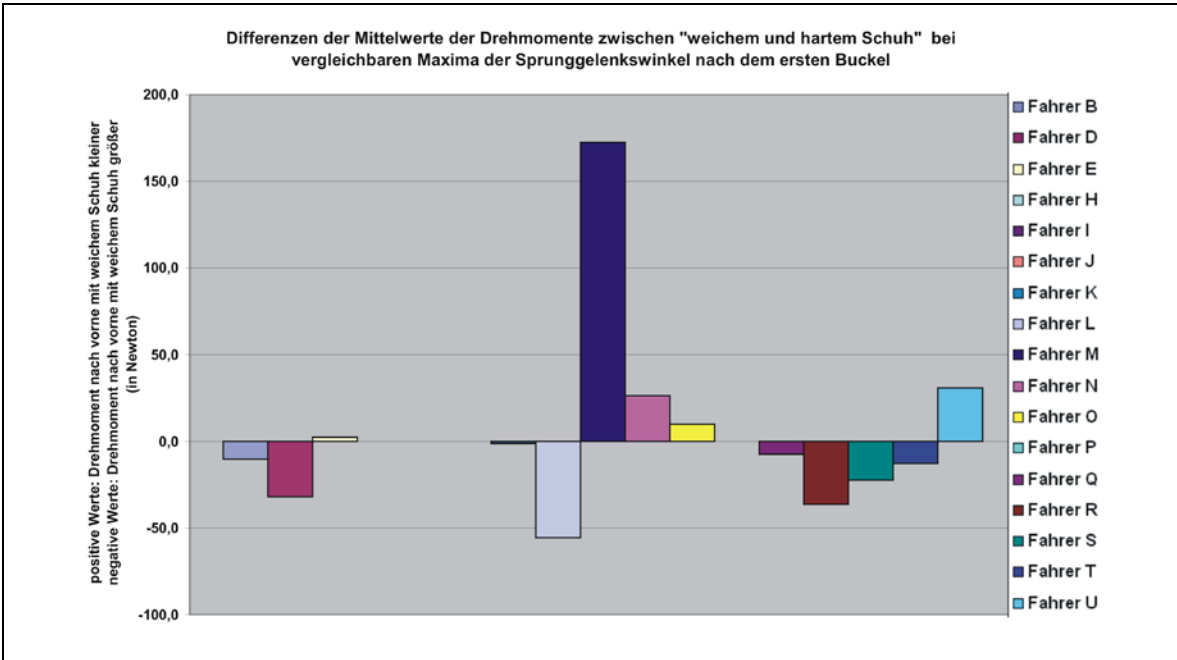
L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.

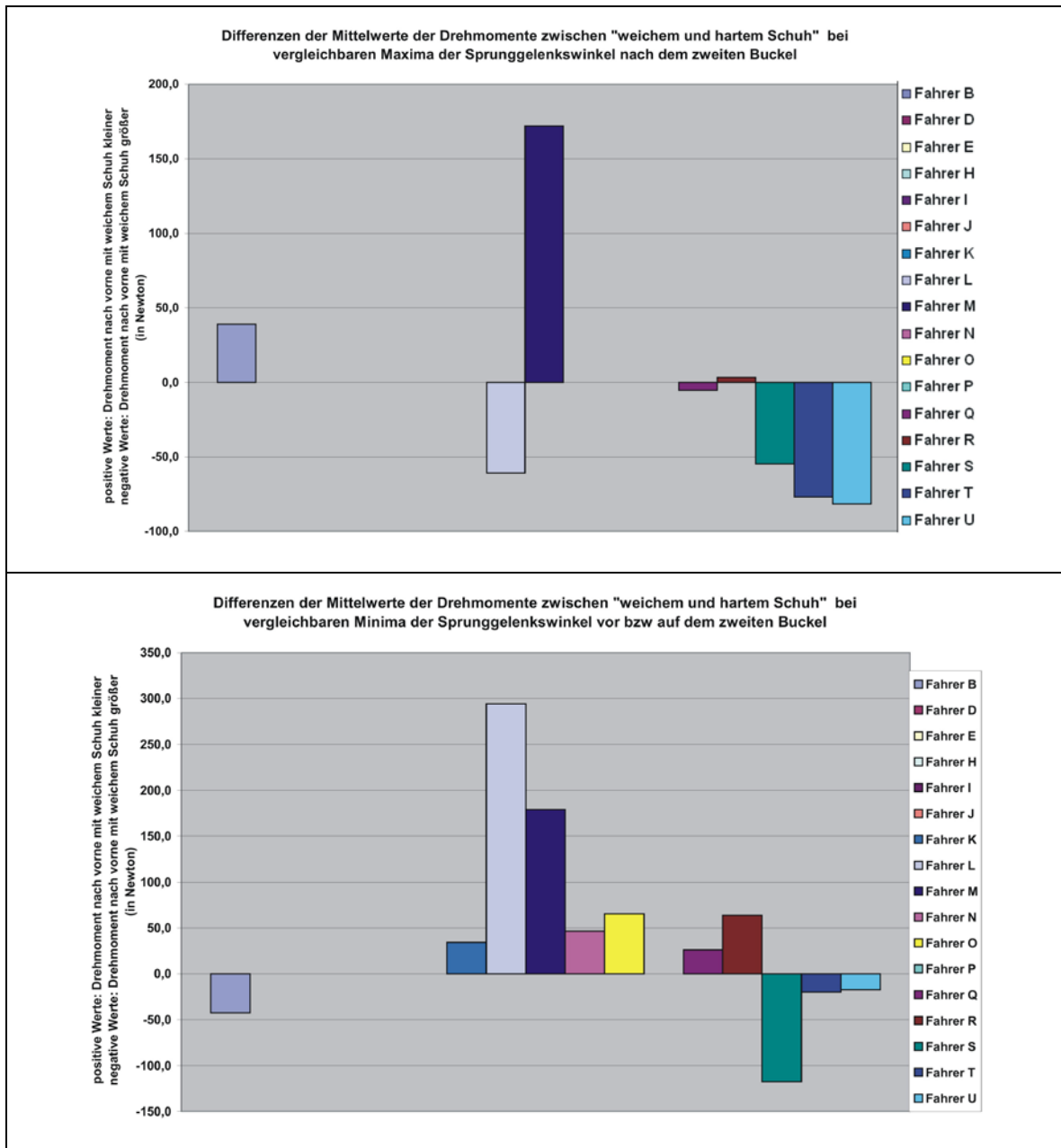
H. Bünung, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

XXI. Anhang: Diagramme der Differenzen der Kraftmeßwerte und Drehmomente zum Zeitpunkt der ersten und zweiten Sprunggelenks-Maxima und –Minima









XXII. Anhang: statistische Auswertung der Differenzen der Kraftmeßwerte und Drehmomente zum Zeitpunkt der ersten und zweiten Sprunggelenks-Maxima und -Minima

Kraft zum 1.Maximum Sprunggelenk

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

22.10.2007 (20:57)

Eingabedatei ist C:\Programme\WinBIAS\Bias-werte_Kraft.DAT
davon Variable 3 (Max1-Buc) - Variable 9 (Max1-Buc)

Stichprobenumfang: n = 13
Ungleiche Paare: n' = 13

Prüfgröße R^{\wedge} = 25.00 (p = 0.167725 exakter Test)
Prüfgröße Z = 1.4327 (p = 0.151956 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = 188.6500

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (-32.5330 , 529.2500)
P = 0.9500: (-69.0500 , 569.4250)
P = 0.9900: (-180.5875 , 694.0915)

Kraft zum 2. Maximum Sprunggelenk

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

22.10.2007 (20:58)

Eingabedatei ist C:\Programme\WinBiAS\Bias-werte_Kraft.DAT
davon Variable 5 (Max2-Buc) - Variable 11 (Max2-Buc)

Stichprobenumfang: n = 8
Ungleiche Paare: n' = 8

Prüfgröße R^{\wedge} = 11.00 (p = 0.382813 exakter Test)
Prüfgröße Z = 0.9802 (p = 0.326989 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = 233.5875

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (-530.7750 , 533.0415)
P = 0.9500: (-614.4249 , 616.6915)
P = 0.9900: (-1462.3999 , 832.5330)

Kraft zum 1. Minimum Sprunggelenk

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

22.10.2007 (20:58)

Eingabedatei ist C:\Programme\WinBiAS\Bias-werte_Kraft.DAT
davon Variable 4 (Min1.Buc) - Variable 10 (Min1-Buc)

Stichprobenumfang: n = 13
Ungleiche Paare: n' = 13

Prüfgröße R^{\wedge} = 45.00 (p = 1.000000 exakter Test)
Prüfgröße Z = 0.0349 (p = 0.972125 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = 10.8000

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (-204.7000 , 233.2165)
P = 0.9500: (-332.2665 , 265.4000)
P = 0.9900: (-582.4500 , 368.5170)

Kraft zum 2. Minimum Sprunggelenk

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

22.10.2007 (20:59)

Eingabedatei ist C:\Programme\WinBiAS\Bias-werte_Kraft.DAT
davon Variable 6 (Min2-Buc) - Variable 12 (Min2-Buc)

Stichprobenumfang: n = 11
Ungleiche Paare: n' = 11

Prüfgröße R^{\wedge} = 21.00 (p = 0.320313 exakter Test)
Prüfgröße Z = 1.0669 (p = 0.286003 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = 232.1705

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (-295.3335 , 411.1915)
P = 0.9500: (-587.0914 , 443.2170)
P = 0.9900: (-748.1165 , 495.6170)

Drehmoment 1. Maxima Sprunggelenk

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

22.10.2007 (20:50)

Eingabedatei ist C:\Programme\WinBiAS\Kraft_Drehmoment.DAT
davon Variable 3 (Max1-Buc) - Variable 9 (Max1-Buc)

Stichprobenumfang: n = 13
Ungleiche Paare: n' = 13

Prüfgröße R^{\wedge} = 36.00 (p = 0.541748 exakter Test)
Prüfgröße Z = 0.6639 (p = 0.506746 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = -5.0165

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (-19.6830 , 12.6000)
P = 0.9500: (-22.4250 , 18.0835)
P = 0.9900: (-31.4750 , 75.0835)

Drehmoment 2. Maxima Sprunggelenk

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

22.10.2007 (20:51)

Eingabedatei ist C:\Programme\WinBiAS\Kraft_Drehmoment.DAT
davon Variable 5 (Max2-Buc) - Variable 11 (Max2-Buc)

Stichprobenumfang: n = 8
Ungleiche Paare: n' = 8

Prüfgröße R^{\wedge} = 12.00 (p = 0.460938 exakter Test)
Prüfgröße Z = 0.8402 (p = 0.400814 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = -23.4938

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (-68.2125 , 55.4670)
P = 0.9500: (-71.3250 , 83.2920)
P = 0.9900: (-81.6500 , 171.9340)

Drehmoment 1. Minima Sprunggelenk

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

22.10.2007 (20:51)

Eingabedatei ist C:\Programme\WinBiAS\Kraft_Drehmoment.DAT
davon Variable 4 (Min1-Buc) - Variable 10 (Min1-Buc)

Stichprobenumfang: n = 13
Ungleiche Paare: n' = 13

Prüfgröße R^{\wedge} = 12.00 (p = 0.017090 exakter Test)
Prüfgröße Z = 2.3412 (p = 0.019223 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = 33.9670

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (12.9830 , 80.7330)
P = 0.9500: (9.2500 , 93.6000)
P = 0.9900: (-27.8375 , 111.3835)

Drehmoment 2. Minima Sprunggelenk

WILCOXON-MATCHED-PAIRS

22.10.2007 (20:52)

Eingabedatei ist C:\Programme\WinBiAS\Kraft_Drehmoment.DAT
davon Variable 6 (Min2-Buc) - Variable 12 (Min2-Buc)

Stichprobenumfang: n = 11
Ungleiche Paare: n' = 11

Prüfgröße R^{\wedge} = 17.00 (p = 0.174805 exakter Test)
Prüfgröße Z = 1.4226 (p = 0.154860 approximativ)

Hodges-Lehmann-Schätzer = 32.4750

Tukey-Konfidenzintervalle:

P = 0.9000: (-18.7750 , 112.7755)
P = 0.9500: (-27.0415 , 125.9255)
P = 0.9900: (-42.6660 , 170.4670)

Literatur:

L. Sachs (1997) Angewandte Statistik, Springer. Kap.422.

H. Bünung, G. Trenkler (1978) Nicht-param. Methoden, Springer. p. 192.

11 Danksagung

Ich möchte mich sehr herzlich bei Herrn Prof. Dr. V. Senner bedanken.

Einerseits erfolgte eine ausgezeichnete Betreuung während der Datenerhebung. Andererseits waren seine Erfahrungen, kompetenten und konstruktiven Kritiken, Bewertungen und Anmerkungen sehr hilfreich für eine wissenschaftlich begründete Analyse der erhobenen Daten.

Herrn Prof. Dr. A. Imhoff sei herzlich gedankt, daß er sich als Zweitprüfer für mein Promotionsverfahren zur Verfügung gestellt hat.

Frau Dr. P. Machens bearbeitete in diesem Projekt die Erhebung und Auswertung der Muskelkraft. Für die gute und zielgerichtete Zusammenarbeit möchte ich Frau Dr. P. Machens meinen großen Dank aussprechen.

Mein weiterer und besonderer Dank gilt meinen Eltern, die mir die Ausbildung ermöglicht haben und mich danach auch jederzeit unterstützten, sowie meiner Frau, die mir stets Verständnis für meine Vorhaben entgegenbringt und dadurch Entbehrungen in Kauf nimmt.