

Peter Kaps, Werner Nachbauer, Kurt Schindelwig,
A. J. van den Bogert, Karin G. M. Gerritsen

Computersimulation von Sprüngen im alpinen Skilauf zur Berechnung von Kniegelenkskräften

COMPUTER SIMULATION OF A LANDING MOVEMENT IN ALPINE SKIING
FOR THE CALCULATION OF KNEE JOINT FORCES

Zusammenfassung

In der Arbeit wurde der letzte Teil eines Sprunges im alpinen Abfahrtslauf, die Landebewegung, untersucht. Aus der Praxis weiß man, dass beim Absprung eine geeignete Vorwärtsrotation ausgeführt werden muss, um sich der Hangneigung im Landegelände anzupassen. Bei zu geringer Vorwärtsrotation gerät man in Rücklage und kommt zuerst mit dem Skiende auf. Bei Landesituationen in starker Rücklage können große Belastungen der vorderen Kreuzbänder auftreten (BALLY u.a., 1989, NACHBAUER und KAPS, 1995). Ziel des Projekts war es, den Einfluss von Hangneigung und Landegeschwindigkeit auf die vordere Kreuzbandbelastung bei einer Landung in starker Rücklage zu untersuchen.

Der Bewegungsablauf eines Rennläufers beim Aufsprung in starker Rücklage wurde aus Videoaufnahmen vom Kombinationsabfahrtslauf der Herren bei den Olympischen Winterspielen 1994 in Lillehammer bestimmt und in einer Computersimulation nachgeahmt. Das Computermodell bestand aus einem Körpersegmentmodell, das durch ein Muskelmodell angetrieben wurde, und einem Modell für Kräfte, die zwischen Ski und Schnee wirken. Nach zufrieden stellender Übereinstimmung zwischen tatsächlicher Bewegung und Computersimulation wurden Hangneigung und Landegeschwindigkeit systematisch variiert und die vordere Kreuzbandkraft bestimmt.

Bei der Simulation der tatsächlichen Landebewegung betrug die maximale Kraft in jedem der beiden vorderen Kreuzbänder 520 N. Bei der Landung auf einem Bein, wie dies beim analysierten Rennfahrer der Fall war, ist die Belastung doppelt so hoch und liegt nahe bei den publizierten Werten zur Reißgrenze des vorderen Kreuzbandes. Die Parametervariation ergab, dass eine Erhöhung der Hangneigung um ein Grad eine Abnahme der Kreuzbandkraft um ca. 100 N bewirkt. Die Landegeschwindigkeit hingegen musste um 10 km/h verringert werden, bis die gleiche Kraftabnahme von 100 N eintrat. Die vordere Kreuzbandkraft ist somit stark von der Hangneigung beeinflusst, wobei die entscheidende Größe der Landewinkel darstellt, der sich aufgrund der Variation der Hangneigung verändert.

Zur Verminderung des Verletzungsrisikos sind Maßnahmen, die zur Verringerung des Landewinkels führen, effektiver als Maßnahmen zur Geschwindigkeitsreduzierung. Der Landewinkel kann durch steileres Aufsprunggelände und/oder durch flachere Flugparabeln verkleinert werden. Die Steilheit des Aufsprungbereiches muss bei der Pistenerstellung berücksichtigt werden. Die Flugparabel wird durch die Form des Absprunggeländes und der Absprung- und Flugtechnik des Rennfahrers bestimmt. Günstig ist ein leicht konvexes Absprunggelände, das die Erzeugung des Drehimpulses für die nötige Vorwärtsrotation unterstützt bzw. erleichtert. Die Untersuchung beinhaltet zahlreiche Vereinfachungen, die die vorderen Kreuzbandkräfte beeinflussen könnten.

Summary

In downhill ski racing, anterior cruciate ligament (ACL) ruptures frequently occur during landing following a jump. When landing in a backward position the so called "boot induced anterior drawer" mechanism is one possibility to cause an ACL-injury (BALLY et al., 1989, NACHBAUER and KAPS, 1995). The purpose of this study was to determine the effect of slope inclination and landing speed on the loading of the ACL during a landing which leads to the boot induced anterior drawer.

Video data were collected of the 56 competitors of the men's combined downhill race during the 1994 Olympic Winter Games in Lillehammer. The movement of a racer landing in a backward position was reproduced in the computer simulation. The simulation model consisted of a musculoskeletal model of 4 rigid body segments and 8 muscles and a ground reaction force model. After matching the simulated movement to the recorded movement by an optimisation procedure slope inclination and landing speed were systematically varied and the ACL force determined for the different situations.

The simulation of the actual landing movement showed maximal ACL forces of 520 N in each of the legs. When landing on one leg, as it was done by one of the analysed racer, the ACL force is 1040 N which is close to the ultimate tensile strength of an ACL. The variation of the parameters revealed that an increase of the slope inclination by one degree leads to a decrease of the ACL force of about 100 N. The landing speed, however, had to be reduced by 10 km/h to achieve the same decrease of force (100 N). This shows that the ACL force is strongly influenced by the inclination of the landing area. The landing angle, which varies with the slope inclination, is the essential factor.

In order to reduce the risk of ACL injuries it is more efficient to look for measures which make the landing angle smaller than to reduce the landing speed. Steeper landing areas and/or flatter flight trajectories reduce the landing angle. The gradient of the landing area has to be taken into consideration when preparing the course. The flight trajectory can be altered by the shape of the take-off area and by the take-off technique and flight technique of the racer. A convex take-off area supports the development of the rotational impulse to adjust to the new slope inclination which prevents a backward position when landing. The study includes several simplifications which might influence the calculated ACL force.

1. Problemstellung

Schwere Kniegelenksverletzungen mit Rupturen des vorderen Kreuzbandes haben im alpinen Skirennsport stark zugenommen. Nach FUCHS (1994) wiesen im Jänner 1994 knapp 30% der Rennfahrer der Top 100 der Abfahrts-Weltrangliste eine operativ versorgte vordere Kreuzbandruptur auf. Häufig tritt diese Verletzung beim Landen nach Sprüngen auf, wobei das Kreuzband schon während der Landung reißt und nicht erst bei einem nachfolgenden Sturz. Zur Erklärung dieses Verletzungsvorganges wurden experimentelle (HERZOG und READ 1993a, NACHBAUER und KAPS 1995) und theoretische Studien durchgeführt (GERRITSEN u.a. 1996, WEBSTER und BROWN 1996). In der vorliegenden Arbeit wurde für eine Landung in starker Rücklage der Einfluss von Hangneigung und Landegeschwindigkeit auf die Belastungen im Kniegelenk, insbesondere der Belastung im vorderen Kreuzband, mittels Computersimulation untersucht.

2. Untersuchungsmethode

2.1 Aufnahme und Auswertung von Videodaten

Von 56 Rennfahrern wurde die Landebewegung bei einem Sprung mit zwei Videokameras aufgenommen (siehe NACHBAUER u.a. 1996). Die Rennläufer hatten beim Absprung eine Geschwindigkeit von ca. 90 km/h und sprangen etwa 50 m weit. Für einige interessante Fälle wurde eine dreidimensionale kinematische und eine zweidimensionale inversdynamische Analyse vorgenommen. Als besonders interessant erwies sich eine Landung in starker Rücklage. Diese Landung wird als Referenzlandung für unsere Computersimulation verwendet (siehe Abb. 9). Zur Computersimulation wird das zweidimensionale Simulationsmodell von GERRITSEN u.a. (1995, 1996) adaptiert. Der Skifahrer wird mit 4 starren Segmenten und 8 Muskelgruppen modelliert (siehe Abb. 2). Zur Bestimmung der Muskelkräfte werden die relativen Stimulationsraten (siehe Abschnitt 2.2.2) der einzelnen Muskelgruppen benötigt. Diese Raten wurden nicht direkt gemessen, sondern als konstant angenommen und durch Ausgleichsrechnung so bestimmt, dass die Übereinstimmung zwischen Referenzlandung und simulierter Landung möglichst gut ist.

Wir gehen zuerst auf die kinematischen Messdaten ein. Die Videoaufnahmen wurden während der Olympischen Winterspiele 1994 in Lillehammer beim Kombinationsabfahrtslauf der Herren durchgeführt. Beim Russisprung wurde die Landebewegung von 56 Rennfahrern mit zwei synchronen Hochgeschwindigkeitskameras (Aufnahmefrequenz 180 Hz, Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA) aufgenommen. Für eine möglichst genaue Auswertung ist eine hinreichend große Abbildung der Rennläufer auf dem Videobild wesentlich. Dazu ist es notwendig, die Kameras mitzuschwenken und die Objektive zu zoomen. Zur Rekonstruktion der dreidimensionalen Objektkoordinaten aus den digitalisierten Bildkoordinaten wurde die direkte Lineartransformation (DLT) verwendet. Dieses Verfahren wurde ursprünglich für nicht bewegte Kameras benutzt. Um ein Mitschwenken und Zoomen zu ermöglichen, wird jedes Videobild einzeln kalibriert. Dazu müssen in jedem Videobild mindestens 6 geodätisch vermessene Passpunkte sichtbar sein. Die Wahl und Positionierung solcher Passpunkte erwies sich als schwierig. Die Wettkämpfer durften keinesfalls beeinträchtigt oder gefährdet werden. Es wurden zuerst am Pistenrand Tennisbälle auf Holzleisten angebracht. Um weitere Passpunkte in der Nähe der Rennläufer zu platzieren, erfolgte die Abgrenzung der Fahrspur anstatt mit Reisig mit verformbaren Teppichstreifen der Größe von etwa 8 x 10 cm. Damit gelang es, eine ausreichende Anzahl von Passpunkten aufzustellen. Das Verfahren ist ausführlich im Beitrag von NACHBAUER u.a. (1996) beschrieben.

Aus den Aufnahmen wurden die Fahrten von vier Rennfahrern mit unterschiedlicher Landetechnik ausgewählt und analysiert. Pro Videobild wurden 8-10 Passpunkte und 23 Punkte, welche die Endpunkte von 13 Segmenten (Kopf, oberer Rumpf, unterer Rumpf und je zweimal Oberarm, Skistock/Hand/Unterarm, Oberschenkel, Unterschenkel/Skischuhschaft, Fuß/unterer Skischuh/Bindung/Ski) darstellen, halbautomatisch digitalisiert. Diese 23 Punkte waren Scheitel, Kinn, Brustbein und jeweils auf der rechten und linken Seite Schulter-, Ellbogen-, Hand-, Hüft-, Knie-, Sprunggelenk, Ferse, Schuhspitze, Skiende und Skispitze. Für jedes Videobild wurden die DLT-Parameter eigens bestimmt und die dreidimensionalen Koordinaten der Körperpunkte berechnet. Die Koordinaten wurden mit kubischen Splines geglättet, um zufällige

Messfehler auszugleichen. Dann wurde für die vier verschiedenen Landetechniken eine zweidimensionale inversdynamische Analyse durchgeführt und die Belastung in den vorderen Kreuzbändern berechnet. Eine Zugbelastung trat nur bei einer einzigen Landung auf (NACHBAUER und KAPS 1995). Dabei geriet der Rennläufer in Rücklage und kam zuerst mit den Skienden auf der Piste auf. Ein solcher Vorgang wird als eine durch den Schuh herbeigeführte vordere Schublade bezeichnet (boot induced anterior drawer, BIAD, BALLY u.a. 1989) und ist in der Literatur als ein möglicher Mechanismus für Verletzungen im vorderen Kreuzband beschrieben. Deshalb wurde diese Landebewegung als Grundlage für unsere Simulation verwendet.

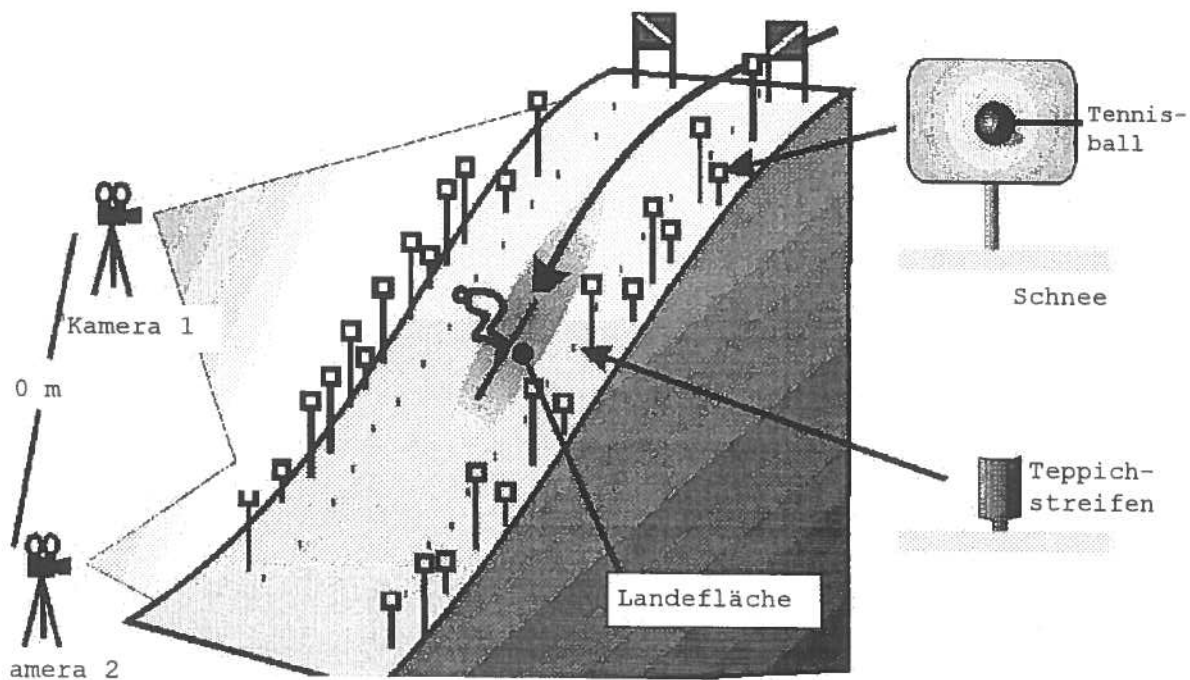


Abb. 1: Schematische Darstellung des Messaufbaus.

2.2 Simulationsmodell

Für die Computersimulation haben wir ein einfacheres Körpermodell als bei der kinematischen oder bei der inversdynamischen Analyse verwendet. Sonst hätte man weitere Muskelgruppen berücksichtigen müssen. Die an sich räumliche Bewegung der Segmente der Rennläufer wurde als ebene Bewegung in der sagittalen Ebene approximiert und die Anzahl der Segmente auf vier reduziert. Beide Arme, Kopf und Rumpf wurden zu einem starren Segment zusammengefasst. Bei einer symmetrischen Landebewegung fasst man beide Oberschenkel, beide Unterschenkel und beide Ski zu jeweils einem Segment zusammen. Bei einer unsymmetrischen Landung auf einem Bein kann man das andere Bein mit dem Rumpfsegment kombinieren. Allerdings lassen sich Effekte wie Steuerbewegungen durch Rotation der Arme oder Ausgleichsbewegungen beim Landen auf einem Ski nicht untersuchen. Für die vorliegende Untersuchung wurde das zweidimensionale Simulationsmodell von GERRITSEN u.a. (1995, 1996) verwendet, welches die oben genannten Vereinfachungen enthält. Es

besteht aus einem Segmentmodell, einem Muskelmodell und einem Modell für die Kräfte zwischen Ski und Schnee. Als Grundlage für das Muskelmodell diente die Gastvorlesung von A. van den BOGERT am Institut für Sportwissenschaften der Universität Innsbruck im Wintersemester 1994/95.

2.2.1 Segmentmodell

Das Segmentmodell ist ein Mehrkörpersystem aus vier starren Segmenten. Lage der Schwerpunkte und Gelenke, Massen und Trägheitsmomente der Körpersegmente wurden CLAUSER u.a. (1969) und CHANDLER u.a. (1975) entnommen. Die Trägheitseigenschaften des beobachteten Skifahrers fanden in der Modellierung keine Berücksichtigung. Die Werte für Skischuhe und Ski wurden gemessen. Aus diesen Daten wurden für jedes der vier Segmente in unserem Modell die Lage des Schwerpunktes, die Masse und das Trägheitsmoment bezüglich der transversalen Schwerpunktsachse berechnet (Tabelle 1).

Segment	Masse [kg]	Trägheitsmoment [kgm ²]
Rumpf-Kopf-Arme	45,1	2,5853
beide Oberschenkel	13,7	0,2912
beide Unterschenkel	5,72	0,0858
beide Füße und Skischuhe	7,5	0,1
beide Ski	6	2,0034

Tab. 1: Massen und Trägheitsmomente der Segmente um die transversale Schwerpunktsachse.

Die Segmente sind durch drei ideale Drehgelenke verbunden: Hüft-, Knie- und Sprunggelenk. Bei der Ausrüstung wird angenommen, dass der untere Skischuhteil plus Fuß starr mit dem Ski und der Skischuhschaft starr mit dem Unterschenkel verbunden sind. Durch die Steifigkeit des Skischuhs wird im Sprunggelenksbereich ein rücktreibendes Moment M erzeugt. Dieses Moment hängt nichtlinear vom Schuhschaftwinkel α ab. Der Schuhschaftwinkel α ist der Winkel zwischen der Längsachse des Skis und der des Unterschenkels. Der Schuhschaftwinkel ist bei Vorneigung des Unterschenkels größer als 90° , bei Rückneigung kleiner als 90° und in senkrechter Stellung 90° . Das rücktreibende Moment wird so wie in GERRITSEN u.a. (1996) als masselose Drehfeder mit linearem Momentverlauf (Steifigkeit $k = 10.4 \text{ Nm}/^\circ$) und einer Reibung von $\lambda = 50 \text{ Nm}$ im Sprunggelenk modelliert. Die gute Übereinstimmung des Modells mit einem gemessenen Moment-Winkel-Verlauf ist in GERRITSEN u.a. (1996) dargestellt.

$$M = k(\alpha - \alpha_0) + \lambda \text{ sign}(\dot{\alpha}) \quad (1)$$

Der neutrale Schuhschaftwinkel, bei dem in Ruhelage das rücktreibende Moment null beträgt, ist mit $\alpha_0 = 110^\circ$ festgelegt. Bei einem Schuhschaftwinkel $\alpha < 90^\circ$, z.B. beim Aufrichten aus der Rücklage, wäre das rücktreibende Moment deutlich zu klein, wenn man einen linearen Momentverlauf annimmt. Dies würde eine zu große Beweglichkeit des Unterschenkels nach hinten ergeben. Deshalb wird im Sprunggelenk eine weitere Rotationsfeder eingeführt, die für Winkel $\alpha \leq 90^\circ$ ein zusätzliches Moment M_1 (Steifigkeit $k_1 = 100 \text{ Nm / }^\circ$) erzeugt.

$$M_1 = \begin{cases} k_1(\alpha - \alpha_1) & \text{für } \alpha \leq \alpha_1 \\ 0 & \text{für } \alpha > \alpha_1 \end{cases} \quad (2)$$

Dabei beträgt $\alpha_1 = 90^\circ$. Somit ergibt sich für das gesamte rücktreibende Moment $M_{ges} = M + M_1$. Der Zustand des Segmentmodells wird durch die Drehwinkel φ_i und Winkelgeschwindigkeiten ω_i der einzelnen Segmente und durch die Position y, z sowie die Geschwindigkeit \dot{y} und \dot{z} eines ausgezeichneten Punktes eindeutig bestimmt. Die Berechnung der Muskellängen L_j erfolgt aus den Segmentorientierungen.¹ Eine genauere Beschreibung der Vorgangsweise ist in SOEST u.a. (1993b) zu finden. Aus dem weiter unten diskutierten Muskelmodell werden die Kräfte berechnet, welche die Muskeln auf die Segmente ausüben. Diese Kräfte werden als Momente in den Gelenken berücksichtigt. Die Bewegungsgleichungen wurden mit der DADS-Simulationssoftware (Version 7.51, CADSI, Coralville, Iowa) erstellt und gelöst.

2.2.2 Muskelmodell

Das Muskelmodell dient zur Berechnung der Kräfte, die der Rennläufer mit den Muskeln erzeugt. Es besteht aus acht Muskelgruppen: mm. glutei, m. iliopsoas, m. rectus femoris, mm. ischiocrurales, mm. vasti, m. gastrocnemius, m. soleus und m. tibialis anterior (Abb. 2). Massen und Trägheitsmomente der Muskeln sind im Segmentmodell berücksichtigt. Zur Bestimmung der Muskelkräfte wird dasselbe Modell wie in der Arbeit von SOEST und BOBBERT (1993a) verwendet. Jeder Muskel besteht aus einem kontraktile Element (CE), einem parallel-elastischen Element (PEE) und einem seriell-elastischen Element (SEE). Ohne neuronale Stimulation ist die Kraft, die im Muskel durch kontraktile Prozesse erzeugt wird, zu vernachlässigen. Die passiven Strukturen des Muskels leisten Widerstand gegen Dehnung. Diese Strukturen werden durch ein parallel-elastisches Element (Zellmembrane der Muskelfasern und Bindegewebe) und ein seriell-elastisches Element (Sehnen, aber auch Beiträge von den Querbrücken und den Z-Scheiben der Sarkomere) beschrieben. Wie weiter unten erklärt wird, erhält man durch Erweiterung des Hill'schen Muskelmodells (Gleichung (11), HILL 1938) für die Länge des kontraktile Elementes L_{CE} eine Differenzialgleichung der Form

$$\frac{dL_{CE}}{dt} = f_H(L, L_{CE}, q(\gamma, L_{CE})). \quad (3)$$

¹ Wo keine Missverständnisse zu befürchten sind, lassen wir Indizes i ($1 \leq i \leq 4$) zur Bezeichnung der Segmente, j ($1 \leq j \leq 8$) zur Bezeichnung der Muskeln und k ($1 \leq k \leq 3$) zur Bezeichnung der Gelenke weg. Unter Umständen wird anstelle eines Zahlenindex auch der Name des entsprechenden Segmentes, Muskels oder Gelenkes verwendet.

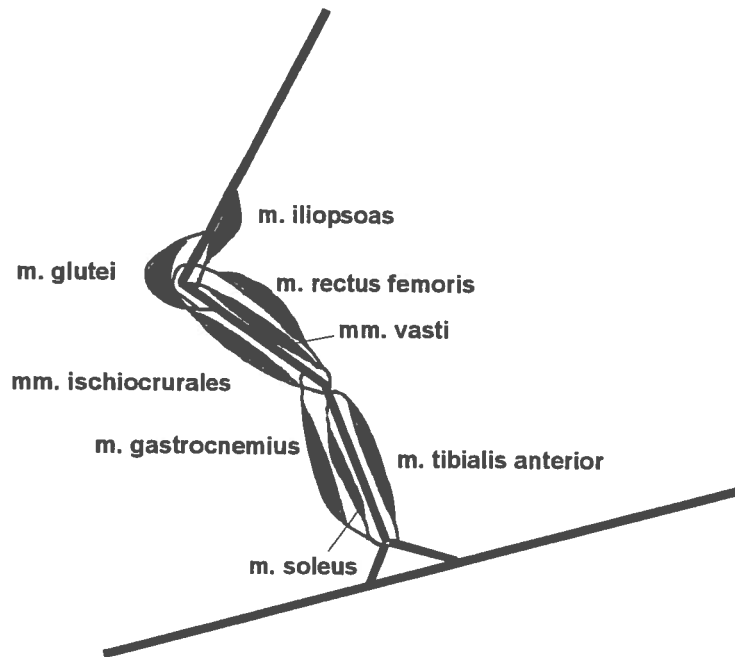


Abb. 2: Skifahrermodell bestehend aus 4 starren Segmenten und 8 Muskelgruppen.

Die Hill'sche Funktion f_H hängt nur von der aktuellen Länge des Muskels L , der Länge des kontraktiven Elementes L_{CE} und der Muskelaktivierung q ab. Nach dem Aktivierungsmodell von HATZE (1981) ist die Muskelaktivierung q eine Funktion der Konzentration der Kalziumionen γ und der Länge des kontraktiven Elementes L_{CE} (Gleichungen (6) und (7)). Die Gesamtlänge des Muskels L ergibt sich aus der Orientierung der Segmente. Somit hat man für jeden Muskel zwei Zustandsgrößen: die Konzentration der Kalziumionen γ und die Länge des kontraktiven Elementes L_{CE} . Nach dem Aktivierungsmodell von HATZE (1981) genügt die Konzentration der Kalziumionen γ der Differentialgleichung

$$\frac{d\gamma}{dt} = m(c\eta - \gamma), \quad \gamma(0) = \gamma_0. \quad (4)$$

Die Größe η wird als relative Stimulationsrate bezeichnet. Sie ist definiert durch $\eta = f / f_{\max}$, wobei f und f_{\max} die Stimulationsrate bzw. die maximale Stimulationsrate bezeichnen. Es gilt $0 \leq \eta \leq 1$. Die relative Stimulationsrate ist ein Steuerparameter für die Konzentration der Kalziumionen und somit für die Muskelaktivierung. Die Größen c und m sind konstant, c ist ein Skalierungsfaktor mit dem Wert $c = 0.0001373$, $m = 11.25 s^{-1}$ für schnell zuckende Muskelfasern und $m = 3.67 s^{-1}$ für langsam zuckende Muskelfasern. Ist für einen Muskel die Anfangskonzentration γ_0 bekannt, kann die Differentialgleichung (4) für konstantes η leicht analytisch gelöst werden. Für diesen Muskel ist dann die Konzentration der Kalziumionen γ eine bekannte Funktion der Zeit:

$$\gamma = (\gamma_0 - c\eta) e^{-mt} + c\eta. \quad (5)$$

Die stationäre Lösung der Differenzialgleichung (4) ist $\gamma = c\eta$. Wir nehmen an, dass die Muskelaktivierung so früh begonnen hat, dass der stationäre Zustand in der Konzentration der Kalziumionen schon vor der Zeit $t = 0$ erreicht ist, und setzen $\gamma_0 = c\eta$. Somit ist die Konzentration der Kalziumionen konstant $\gamma_0 = c\eta$. Die Muskelaktivierung q ist eine Funktion der Länge der kontraktile Elemente L_{CE} und der Konzentration der Kalziumionen γ

$$q = \frac{q_0 + [\rho(L_{CE})\gamma]^2}{1 + [\rho(L_{CE})\gamma]^2}. \quad (6)$$

Dabei gilt $q_0 = 0.005$ und

$$\rho(L_{CE}) = 66200 \frac{1.90}{2.90 \frac{L_{CEopt}}{L_{CE}} - 1}. \quad (7)$$

L_{CEopt} ist die optimale Länge des kontraktile Elementes.

Als Nächstes geben wir die Kraft-Längen-Beziehung für kontraktile Elemente im isometrischen Fall

$$v_{CE} = \frac{dL_{CE}}{dt} = 0 \quad (8)$$

an. Für die Kraft der kontraktile Elemente F_{CEisom} im isometrischen Fall wird die Beziehung (Abb. 3)

$$F_{CEisom} = F_{max} \left[1 - \left(\frac{L_{CE} - L_{CEopt}}{wL_{CEopt}} \right)^2 \right] =: F_{isom}(L_{CE}) \quad (9)$$

angenommen. Die isometrische Maximalkraft F_{max} wird bei der optimalen Länge des kontraktile Elementes L_{CEopt} angenommen. Außerhalb des Intervalles

$$I := [L_{CEopt}(1-w), L_{CEopt}(1+w)] \quad (10)$$

ist F_{CEisom} gleich null. Somit stellt w die relative Breite des Intervalles (10) dar. Ein typischer Wert dafür ist $w = 0.5$ (WALKER und SCHRODT 1973).

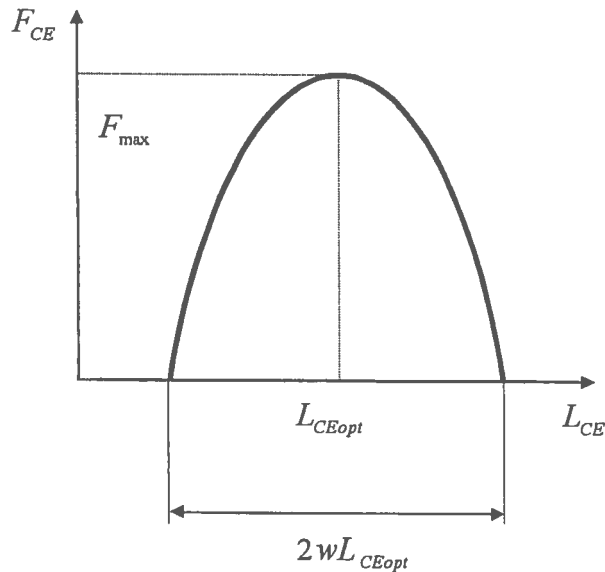


Abb. 3: Kraft-Länge-Beziehung für kontraktile Elemente im isometrischen Fall.

In ihrer ursprünglichen Form lautet die Hill'sche Gleichung (HILL 1938)

$$F = \frac{bF_0 + \alpha v_{CE}}{b - v_{CE}}. \quad (11)$$

Diese Gleichung gilt nur für konzentrische Kontraktionen mit maximaler Stimulation des Muskels und bei optimaler Muskellänge. Der Wert F_0 ist die isometrische Maximalkraft bei der Geschwindigkeit $v_{CE} = 0$. Bei konzentrischen Kontraktionen ist v_{CE} negativ. Die maximale Verkürzungsgeschwindigkeit v_{max} ist diejenige Geschwindigkeit, für die in der Hill'schen Gleichung (11) $F = 0$ wird. Die Größen α und b sind thermodynamische Konstanten. Ist die Stimulation nicht maximal, muss die rechte Seite von (11) mit der Muskelaktivierung q aus (6) multipliziert werden. Die Situation einer nicht optimalen Muskellänge wird berücksichtigt, indem F_0 durch $F_{isom}(L_{CE})$ von (9) ersetzt wird. Wird ein Muskel weniger aktiviert, nimmt die maximale Kontraktionsgeschwindigkeit ab. Dies wird durch einen von der Muskelaktivierung abhängigen Faktor FAC (13) berücksichtigt. Somit ergibt sich für die modifizierte Hill'sche Gleichung bei konzentrischen Kontraktionen (Abb. 4):

$$F_{CE} = q \frac{bF_{isom}(L_{CE}) + \alpha \frac{v_{CE}}{FAC}}{b - \frac{v_{CE}}{FAC}}. \quad (12)$$

Für die Muskelaktivierung q folgt aus (6) die Beziehung $0 \leq q \leq 1$. Der Faktor zur Verringerung der maximalen Verkürzungsgeschwindigkeit v_{\max} wurde folgendermaßen gewählt:

$$FAC = \begin{cases} 1 & \text{für } q > 0.3 \\ 3.33q & \text{für } q \leq 0.3. \end{cases} \quad (13)$$

Auflösung der modifizierten Hill'schen Gleichung (12) nach v_{CE} ergibt:

$$\frac{dL_{CE}}{dt} = v_{CE} = -FAC L_{CEopt} b_{rel} \left(\frac{\frac{F_{isom}}{F_{\max}} + a_{rel}}{\frac{F_{CE}}{F_{\max}q} + a_{rel}} - 1 \right) \quad (14)$$

mit

$$b_{rel} = \frac{b}{L_{CEopt}} \quad (15)$$

und

$$a_{rel} = \begin{cases} \frac{a}{F_{\max}} & \text{für } L_{CE} < L_{CEopt} \\ \frac{aF_{isom}}{F_{\max}} & \text{für } L_{CE} \geq L_{CEopt}. \end{cases} \quad (16)$$

Die Größe a_{rel} wird als von L_{CE} abhängig angenommen, um die maximale Kontraktionsgeschwindigkeit im Fall $L_{CE} \geq L_{CEopt}$ konstant zu halten (für bestimmtes q bzw. FAC).

Die exzentrische Kraft-Geschwindigkeits-Beziehung wird als Hyperbel der Form (Abb. 4)

$$\frac{dL_{CE}}{dt} = v_{CE} = L_{CEopt} \left(\frac{c_1}{\frac{F}{F_{\max}q} + c_2} + c_3 \right) \quad (17)$$

angesetzt. Dabei werden die Konstanten c_i so gewählt, dass

- 1) die konzentrische und die exzentrische Kurve an der Stelle $v_{CE} = 0$ stetig sind
- 2) der Quotient zwischen der exzentrischen und konzentrischen Ableitung $\frac{dF}{dv_{CE}}$ an der Stelle $v_{CE} = 0$ zwei ergibt

3) der Grenzwert

$$\lim_{v_{CE} \rightarrow \infty} F_{CE} = F_{\max} c_{\max} \quad (18)$$

(exzentrische Geschwindigkeit geht gegen unendlich) die eineinhalbfache isometrische Maximalkraft annimmt. Daraus ergibt sich für die Konstante c_{\max} ein Wert von 1.5.

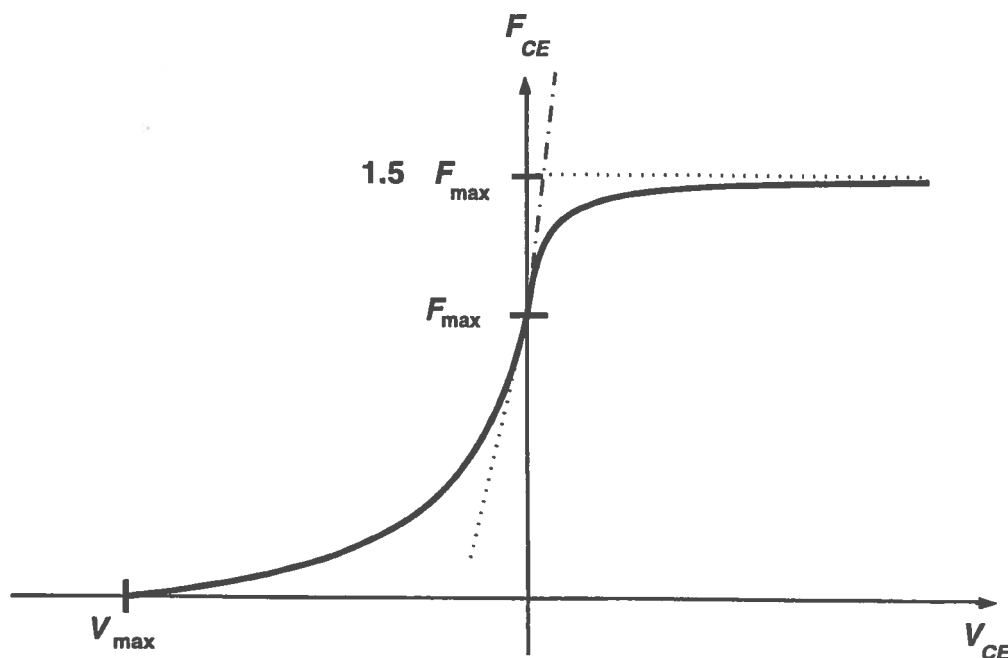


Abb. 4: Konzentrische und exzentrische Kraft-Geschwindigkeit-Beziehung.

Durch die Beziehungen (14) und (17) ist v_{CE} als Funktion von L_{CE} , F_{CE} und q in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung (konzentrisch oder exzentrisch) definiert. Um die Hill'sche Funktion f_H zu erhalten, muss F_{CE} noch als Funktion von L und L_{CE} ausgedrückt werden. Dazu verwenden wir die Kraft-Länge-Beziehungen für das seriell-elastische und das parallel-elastische Element. Für die Längen dieser Elemente gilt

$$L_{SEE} = L - L_{CE}, \quad L_{PEE} = L_{CE}. \quad (19)$$

Nach SOEST und BOBBERT (1993) nehmen wir an, dass die Kraft des seriell-elastischen Elementes von der Länge L_{SEE} abhängt. Solange die Sehne nicht angespannt ist (d.h. $L_{SEE} \leq L_{SEE0}$), wird die Kraft null gesetzt. Für Längen, die größer als L_{LSS} sind, wird eine quadratische Kraft-Länge-Beziehung angenommen (Abb. 5). L_{SEE0} ist ein konstanter Parameter, der vom Muskel abhängt.

$$F_{SEE} = f_{SEE}(L_{SEE}) := \begin{cases} 0 & \text{für } L_{SEE} \leq L_{SEE0} \\ k_{SEE}(L_{SEE} - L_{SEE0})^2 & \text{für } L_{SEE} > L_{SEE0}. \end{cases} \quad (20)$$

Analog setzen wir für die Kraft des parallel-elastischen Elementes

$$F_{PEE} = f_{PEE}(L_{PEE}) := \begin{cases} 0 & \text{für } L_{PEE} \leq L_{PEE0} \\ k_{PEE}(L_{PEE} - L_{PEE0})^2 & \text{für } L_{PEE} > L_{PEE0} \end{cases} \quad (21)$$

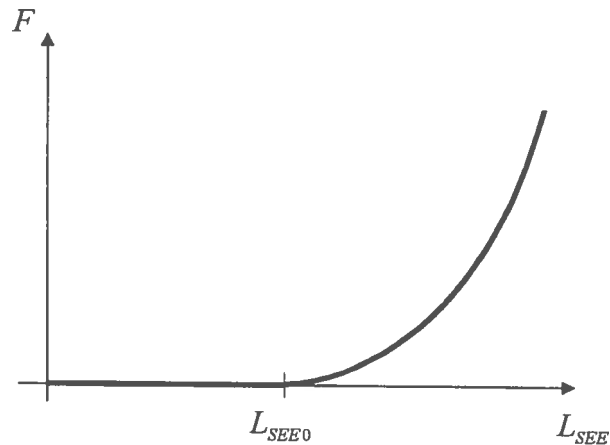


Abb. 5: Kraft-Länge-Beziehung des seriell-elastischen Elementes.

Im Gleichgewicht gilt nach dem 3-Komponenten-Modell von HILL (Abb. 3)

$$F_{CE} = F_{SEE} - F_{PEE}. \quad (22)$$

Daraus ergibt sich durch Einsetzen von (19) in (20) und (21) F_{CE} als Funktion von L und L_{CE} . Somit ist auch die Hill'sche Funktion f_H in (3) als Funktion von L, L_{CE} und q definiert.

Die Kraft jedes Muskelsehnenkomplexes wird nach dem 3-Komponenten-Hill-Modell berechnet (Abb. 6). Mit Hilfe des Hebelarmes D_k des Muskels im Gelenk k kann die Wirkung dieses Muskels durch ein äquivalentes Moment im Gelenk ersetzt werden.

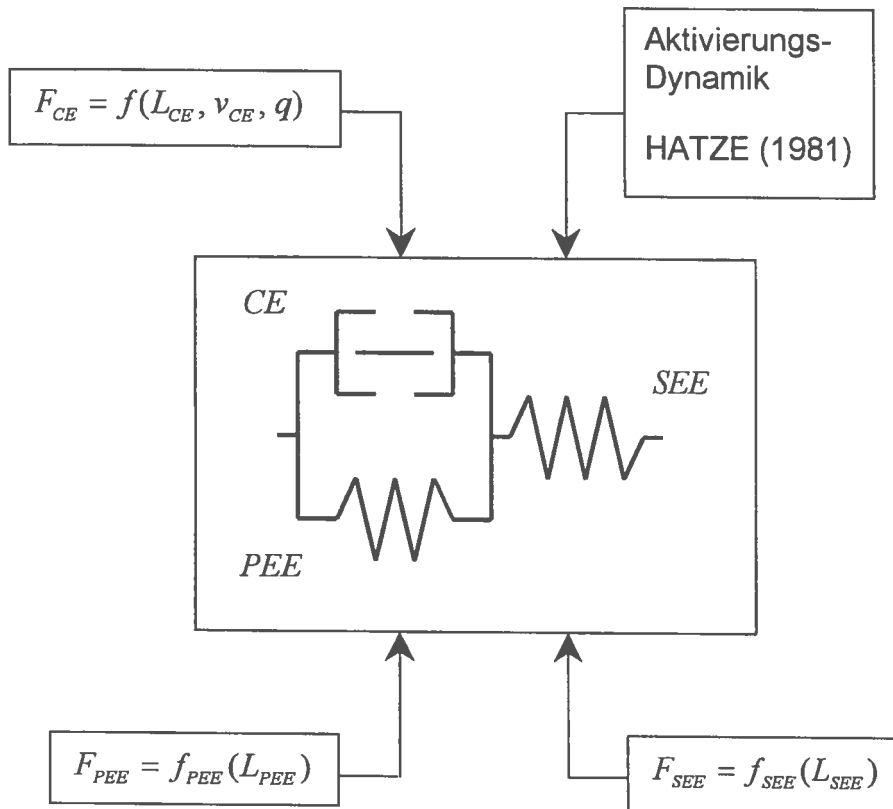


Abb. 6: 3-Komponenten-Hill-Modell.

2.2.3 Kräfte zwischen Ski und Schnee

Die Normalkraft F_z auf die Schneeoberfläche zwischen Ski und Schnee wird mit drei Kontaktelementen mit der Gleichung (23) an Skispitze, Skimitte und Skiende beschrieben. Für jedes Element gilt

$$F_z = a|z|^p (1 + bz), \quad (23)$$

wobei z die Eindringtiefe in die Schneeoberfläche und \dot{z} die Eindringgeschwindigkeit ist. Für die Skispitze und das Skiende setzt man $p=1$, $a=2500 \text{ N/m}$ und $b=0.75 \text{ s/m}$ für die Skimitte $p=3$, $a=2500000 \text{ N/m}^3$ und $b=0.1 \text{ s/m}$. Die Parameter für die Skimitte wurden so gewählt, dass realistische Eindringtiefen von 0.06 m erreicht wurden. Die Normalkräfte an den Kontaktstellen sind nur dann größer null, wenn die jeweilige Eindringtiefe z größer als null ist.

Die Reibungskraft F_y zwischen Ski und Schnee wurde nach COULOMB proportional zur Normalkraft F_z angenommen:

$$F_y = -\mu F_z \text{sign}(\dot{y}) \quad (24)$$

\dot{y} steht für die Gleitgeschwindigkeit und μ für den Gleitreibungskoeffizienten. Basierend auf Messungen von KAPS u.a. (1996) wird für die Landephase der Gleitreibungskoeffizient $\mu = 0.1$ angenommen.

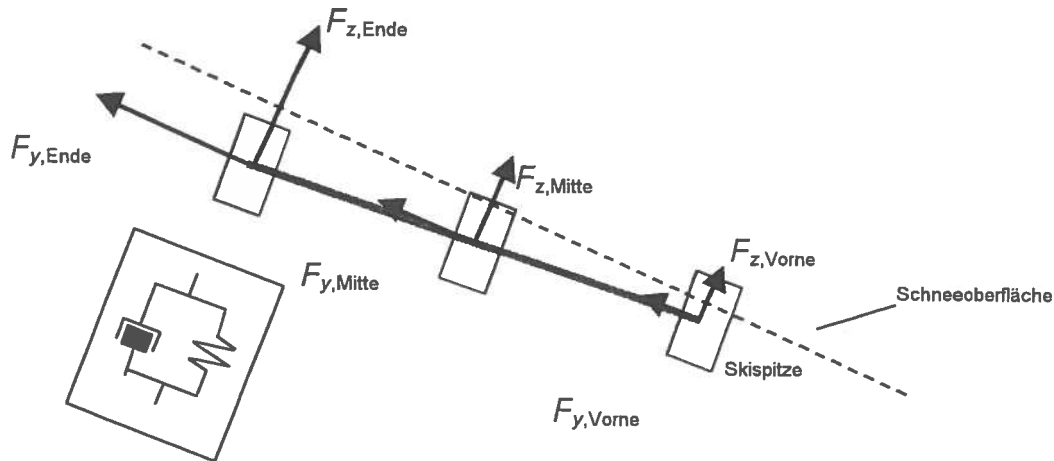


Abb. 7: Modellierung von Normalkraft (F_z) und Reibkraft (F_y).

2.3 Kraft im vorderen Kreuzband

Zur Berechnung der vorderen Kreuzbandkraft F_{VKB} werden zahlreiche Vereinfachungen getroffen. Es wird angenommen, dass die Kreuzbänder und die Patellarsehne die einzigen anatomischen Strukturen sind, die Scherkräfte im Kniegelenk übertragen. Andere Strukturen wie z.B. die Gelenkkapsel oder die Seitenbänder nehmen keine Scherkräfte auf. Da in der Simulation die ischiocrurale Muskulatur während der Landebewegung kaum aktiviert ist, wird sie bei der Berechnung der vorderen Kreuzbandkraft vernachlässigt. Auch Reibungskräfte zwischen Tibia und Femur finden keine Berücksichtigung.

Aus der Simulationsrechnung ergibt sich das Drehmoment im Kniegelenk M_{KNE} . Mit der Länge des Momentarmes der Patellarsehne d_{PAT} als Funktion des Kniewinkels (NISELL 1985) wird die Kraft in der Patellarsehne F_{PAT}

$$F_{PAT} = M_{KNE} / d_{PAT} \quad (25)$$

ermittelt. Die resultierende Scherkraft im Kniegelenk $F_{x,res}$ wird in der Simulation berechnet. Unter Berücksichtigung des Winkels α (Winkel zwischen Patellarsehne und Tibialängsachse) als Funktion des Kniewinkels (HERZOG und READ 1993b) wird die Scherkraft im vorderen Kreuzband $F_{x,VKB}$ bestimmt:

$$F_{x,VKB} = F_{x,res} - F_{PAT} \sin(\alpha). \quad (26)$$

Um die Kraft im vorderen Kreuzband F_{VKB} zu bestimmen, wird schließlich die Scherkomponente im vorderen Kreuzband $F_{x,VKB}$ durch den Cosinus des Winkels β (Winkel zwischen vorderem Kreuzband und Tibiaplateau), der als Funktion des Kniewinkels berücksichtigt ist (HERZOG und READ 1993b), dividiert:

$$F_{VKB} = F_{x,VKB} / \cos(\beta). \quad (27)$$

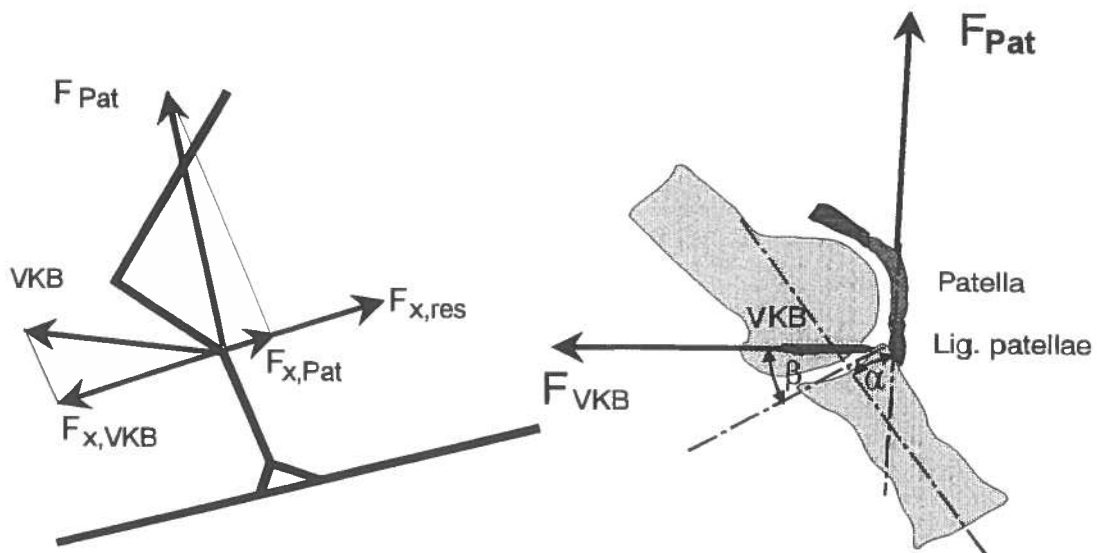


Abb 8: Kräfte im Kniegelenk.

2.4 Computersimulation

Anfangswerte für die Simulation sind die kinematischen Anfangsbedingungen² und die relativen Muskelstimulationsraten η . Zur Bestimmung der Muskelstimulationsraten werden die Differenzen zwischen den gemessenen und simulierten Lagewinkeln der Segmente Rumpf, Oberschenkel, Unterschenkel und Ski als Funktion der acht Muskelstimulationsraten (Kontrollparameter) durch nichtlineare Ausgleichsrechnung minimiert. Die Landebewegung wird über die Zeitdauer von 0.2 s nach dem ersten Kontakt der Skier mit der Schneeoberfläche simuliert. Für diese Zeit wird konstante Muskelstimulation angenommen. Bei Verwendung der optimierten Muskelstimulationsraten werden anschließend Hangneigung und Landegeschwindigkeit systematisch variiert und die jeweiligen Kreuzbandkräfte bestimmt.

² Drehwinkel ϕ_i und Winkelgeschwindigkeiten ω_i der einzelnen Segmente und Position y, z sowie Geschwindigkeit \dot{y}, \dot{z} eines ausgezeichneten Punktes.

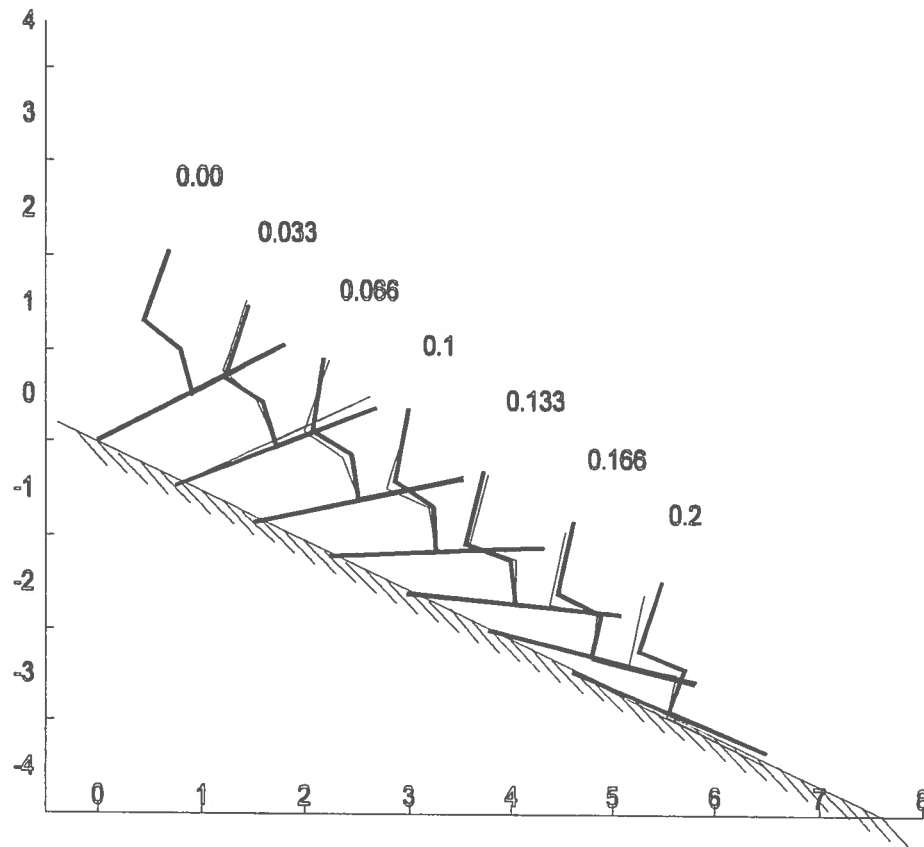


Abb. 9: Vergleich gemessene (—) und simulierte (---) Landebewegung.

3. ERGEBNISSE

3.1 Beschreibung der simulierten Landebewegung

Der Skiläufer trifft zuerst mit dem Skiende auf die Schneeoberfläche. Der Schuhschaftwinkel α (Winkel zwischen Ski und Unterschenkel) beträgt dabei 95° . Durch den Kontakt des Skiendes mit der Schneeoberfläche entsteht nach 0.01 s eine Bodenreaktionskraft normal zur Schneeoberfläche von 550 N, welche eine Vorwärtsrotation des Ski verursacht. Weil die Rückwärtsrotation des Unterschenkels durch den Skischuhschaft eingeschränkt ist, führt der Unterschenkel eine fast gleich große Vorwärtsrotation wie der Ski aus. Dies führt zu einer großen Bahnbeschleunigung des proximalen Teils des Unterschenkels nach vorne, wodurch der Oberschenkel und in der Folge der distale Bereich des Rumpfes vorwärts gezogen werden. Die dezentrale Kraftwirkung auf den Rumpf führt zu einer Rückwärtsrotation des Rumpfes, die der Skifahrer aufgrund der dadurch entstehenden ungünstigen Körperposition durch Aktivierung der Hüftbeuger zu vermeiden sucht. Durch diese Aktivierung erfährt der Rumpf zwar eine geringere rotatorische, jedoch höhere translatorische Beschleunigung. Insgesamt ergibt sich damit die Situation, dass das proximale Ende des Unterschenkels stark nach vorne beschleunigt und den Rest des Körpers nachzieht, was eine Verschiebung der Tibia nach vorne relativ zum Femur bewirkt und die hohen Zugkräfte im vorderen Kreuzband verursacht.

3.2 Variation der Hangneigung

Bei Zunahme der Steilheit des Landegeländes von 23° auf 31° verringert sich die maximale Kraft im vorderen Kreuzband von 1450 N auf 600 N. Die Belastung nimmt somit um ca. 60 % ab, obwohl die Hangneigung nur um 8° steiler wird. Durch die Hangneigung wird die hangnormale Geschwindigkeit und damit die hangnormale Bodenreaktionskraft stark beeinflusst. Die hangnormale Geschwindigkeit lässt sich aus dem Produkt von Landegeschwindigkeit und Sinus des Winkels zwischen Flugrichtung und Hangneigung (= Landewinkel) berechnen. Die Verringerung der Hangneigung um 8° ändert den Landewinkel von 4° auf 12° und damit die hangnormale Landegeschwindigkeit um ca. das Dreifache von 1.3 m/s auf 4.77 m/s. Die dadurch verursachte Erhöhung der Bodenreaktionskraft lässt die maximale Geschwindigkeit der Vorwärtsrotation der Ski von 3.4 rad/s auf 7.7 rad/s ansteigen.

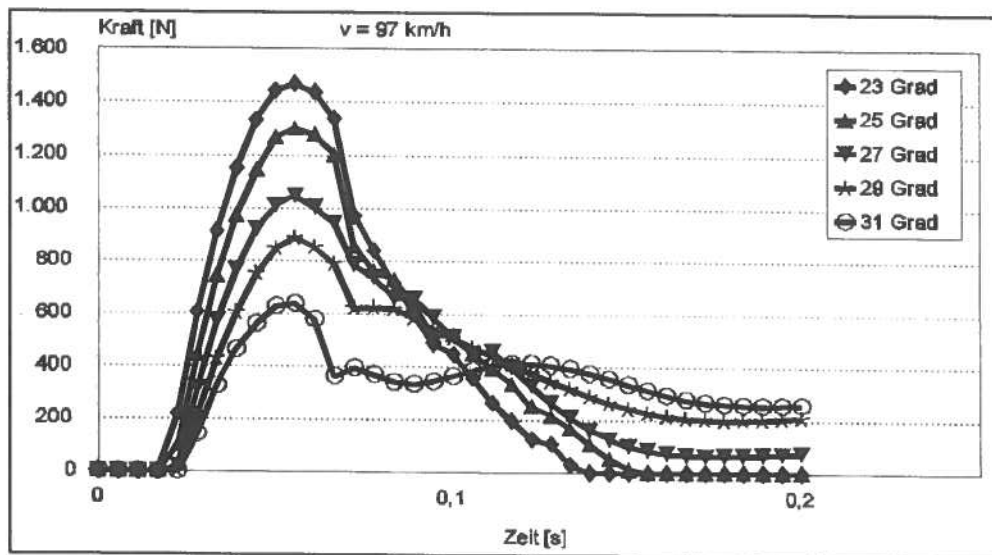


Abb. 10: Vordere Kreuzbandkraft bei unterschiedlicher Hangneigung.

3.3 Variation der Landegeschwindigkeit

Die Zunahme der Landegeschwindigkeit von 83 km/h auf 112 km/h bewirkt eine Erhöhung der maximalen vorderen Kreuzbandkraft von 912 N auf 1183 N. Die hangnormale Geschwindigkeit ist direkt proportional zur Landegeschwindigkeit. Die Bodenreaktionskraft verändert sich etwa im gleichen Verhältnis wie die Landegeschwindigkeit, was zu einer Erhöhung der maximalen Geschwindigkeit der Vorwärtsrotation der Ski von 4.4 rad/s auf 6.1 rad/s führt.

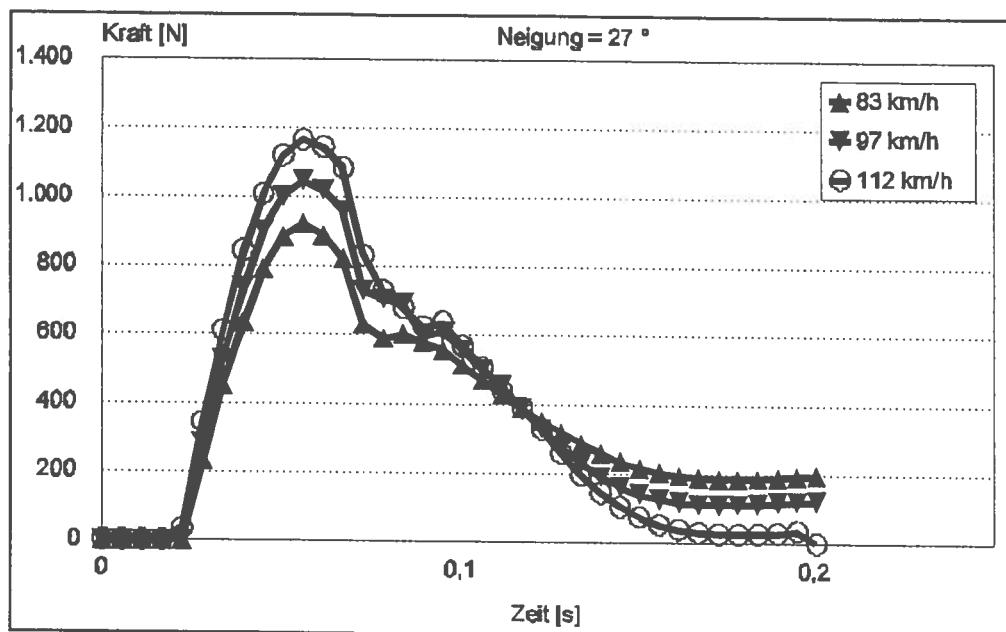


Abb. 11: Vordere Kreuzbandkraft bei unterschiedlicher Landegeschwindigkeit.

4. DISKUSSION

In dieser Arbeit wurde der letzte Teil eines Sprunges im alpinen Abfahrtslauf, die Landebewegung, untersucht. Aus der Praxis weiß man, dass ein Rennfahrer bei einem guten Sprung schon beim Absprung eine geeignete Vorwärtsrotation ausführt, um sich der Hangneigung im Landegelände anzupassen. Es ist wichtig, dass die Ski etwa tangential zur Flugbahn, aber leicht nach oben gerichtet sind. Unter allen Umständen muss vermieden werden, dass der Luftstrom die Ski von oben trifft. Bei zu geringer Vorwärtsrotation beim Absprung gerät der Skifahrer in Rücklage und kommt zuerst mit den Skienden auf. Bei einer solchen Landebewegung in Rücklage, bei der das Skiende als Erstes aufsetzt und als Folge der Ski mit Skischuh nach vorne unten klappt, wird die Tibia relativ zum Femur nach vorne verschoben, wodurch eine hohe vordere Kreuzbandbelastung entsteht (BALLY u.a. 1989, NACHBAUER und KAPS 1995). Um Aufschlüsse über die Veränderungen der Belastung bei unterschiedlicher Hangneigung und Landegeschwindigkeit zu erhalten, wurde die Bahn eines Rennläufers, der als Erstes mit den Skienden gelandet ist, durch eine Videoanalyse ermittelt. In einer Simulation wurde die Landebewegung nachgeahmt und Hangneigung und Landegeschwindigkeit variiert.

Bei der Simulation der tatsächlichen Landebewegung betrug die maximale Kraft in jedem der beiden vorderen Kreuzbändern ca. 520 N. Wird die Landung so wie beim analysierten Rennfahrer auf einem Bein durchgeführt, verdoppelt sich die Maximalkraft auf ca. 1050 N. Die Angaben der Reißgrenze für das vordere Kreuzband schwanken in der Literatur sehr stark. Es sind Werte um 800 N für ältere Personen (> 50 Jahre) und zwischen 1200 N und 2200 N für jüngere Personen zwischen 15 und 35 Jahren publiziert (NOYES und GROOD 1976, WOO u.a. 1991). Die berechnete Belastung liegt nur knapp unter der publizierten Reißgrenze, könnte daher die elastische Grenze übersteigen und Mikrotraumen verursachen.

Die vordere Kreuzbandkraft wird deutlich von der Hangneigung und geringfügig von der Landegeschwindigkeit beeinflusst. Wird die Hangneigung um ein Grad erhöht, nimmt die Kreuzbandkraft um ca. 100 N ab. Die Landegeschwindigkeit muss um 10 km/h verringert werden, bis die gleiche Kraftabnahme eintritt. Durch die Änderung der Hangneigung ändert sich der Landewinkel, die Differenz zwischen Flugrichtung und Hangneigung, was die entscheidende Größe für die Belastung im vorderen Kreuzband darstellt.

In den Simulationen wurden Landewinkel und Landegeschwindigkeit als voneinander unabhängige Größen betrachtet. Die Simulationsergebnisse wären irreführend, wenn Geschwindigkeitsänderungen eine Änderung des Landewinkels bewirkten. Vernachlässigt man den Luftwiderstand und approximiert man den Sprungverlauf durch die Bahn eines Massenpunktes, auf den nur die Schwerkraft wirkt, so wird der Sprung bei höherer Fahrgeschwindigkeit länger, der Landewinkel verändert sich bei konstanter Neigung des Landegeländes nicht. Wird der Luftwiderstand berücksichtigt, vergrößert sich der Landewinkel bei einer Erhöhung der Fahrgeschwindigkeit von 90 km/h auf 120 km/h nur geringfügig um ca. 0.1 Grad, wobei der Auftrieb in der Berechnung nicht berücksichtigt ist. Bei variabler Neigung des Aufsprunggeländes kann die Fahrgeschwindigkeit aufgrund des Einflusses auf die Sprungweite die Steilheit des Aufsprungortes maßgeblich mitbestimmen.

Zur Verminderung des Verletzungsrisikos sind Maßnahmen, die zur Verringerung des Landewinkels führen, effektiver als Maßnahmen zur Geschwindigkeitsreduzierung. Der Landewinkel kann durch steileres Aufsprunggelände und/oder durch flachere Flugparabeln verkleinert werden. Die Steilheit des Aufsprunggeländes muss bei der Pistenerstellung berücksichtigt werden. Eine flache Flugparabel kann zum einen durch ein hohes Fertigniveau des Skiläufers in der Abspung- und Flugphase und zum anderen vom Veranstalter durch eine geeignete Gestaltung der Absprungkante erreicht werden. Günstig ist ein leicht konvexes Absprunggelände, das die Erzeugung des Drehimpulses für die nötige Vorwärtsrotation unterstützt bzw. erleichtert.

Die Untersuchung beinhaltet zahlreiche Vereinfachungen, die die angeführten Werte zur vorderen Kreuzbandkraft beeinflussen könnten. Insbesondere wurde die Bewegung als eben angenommen. Dadurch ist es ausgeschlossen, Effekte wie das Auftreffen auf einem seitlich geneigten Hang oder das Landen mit Ski, die nicht parallel zur Bewegungsebene sind, zu simulieren. Auch Rotationsbewegungen der Tibia sowie Ad- und Abduktionen im Knie- und Hüftgelenk lassen sich aufgrund dieser Vereinfachung nicht berücksichtigen. Die Körpersegmente wurden als starr angenommen. Auch wurde der Luftwiderstand, der von der Körperhaltung und der Geschwindigkeit des Läufers abhängt, vernachlässigt. Bei aufgerichtetem Oberkörper während Sprung- und Landephase würde der Luftwiderstand ein rückwärts gerichtetes Drehmoment mit zusätzlicher Belastung des vorderen Kreuzbandes erzeugen. Geringere Kreuzbandbelastungen ergeben sich durch Aktivierung der ischiocruralen Muskulatur, da sie, so wie die vorderen Kreuzbänder, verhindert, dass die Tibia relativ zum Femur nach vorne verschoben wird. Bei den Simulationen zeigte sich nur geringfügige Aktivität der ischiocruralen Muskulatur, wogegen SCHAFF u.a. (1996) bei elektromyographischen Messungen ausgeprägte Aktivität während der Landung feststellten.

Literatur:

- BALLY, Alexis, BOREIKO, Michel, BONJOUR, Francois, BROWN, Christopher A. (1989) Modeling forces on the anterior cruciate ligament during backward falls while skiing. In: Marc-Hervé BINET, C.D. MOTE, Robert J. JOHNSON, (Eds.) *Skiing Trauma and Safety: Seventh Volume*, ASTM STP 1022, Philadelphia, 267-276.
- BOGERT, Anton J. van den, Muskelmodellierung, Gastvorlesung am Institut für Sportwissenschaften der Universität Innsbruck im Wintersemester 1994/95.
- CHANDLER, R.F., CLAUSER, Charles E., McCONVILLE, John T., REYNOLDS, H.M., YOUNG, J.W. (1975) Investigation of inertial properties of the human body. AMRL-TR-74-137, Wright-Patterson Air Force Base, OH.
- CLAUSER, Charles E., McCONVILLE, John T., YOUNG, J.W. (1969) Weight, volume and center of mass of segments of the human body. AMRL-TR-69-70, Wright-Patterson Air Force Base, OH.
- FUCHS, Johannes (1994) Technische Innovationen und Häufigkeit der vorderen Kreuzbandrupturen im alpinen Rennsport, unveröffentlichter Bericht, Basel-Bruderholz.
- GERRITSEN, Karin G.M., BOGERT, Anton J. van den, NIGG, Benno M. (1995) Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running. *J. Biomechanics*, 28, 661-668.
- GERRITSEN, Karin G.M., NACHBAUER, Werner, BOGERT, Anton J. van den (1996) Computer simulation of landing movement in downhill skiing: anterior cruciate ligament injuries. *J. Biomechanics*, 29, 845-854.
- HATZE, Herbert (1981) Myocybernetic control models of skeletal muscle, University of South Africa, Pretoria, 33-39.
- HERZOG, Walter, READ, Lynda (1993a) Anterior Cruciate Ligament Forces in Alpine Skiing. *J. Appl. Biomech.*, 9, 260-278.
- HERZOG, Walter, READ, Lynda (1993b) Lines of action and moment arms of the major force carrying structures crossing the human knee joint. *J. Anatomy*, 182, 213-230.
- HILL, A.V. (1938) The heat of shortening and the dynamic constants of muscle, *Proc. Roy. Soc. B* 126, 136-195
- KAPS, Peter, NACHBAUER, Werner, MÖSSNER, Martin (1996) Determination of kinetic friction and drag area in Alpine skiing, in: C.D. MOTE, Robert J. JOHNSON, Wolfhart HAUSER, Peter S. SCHAFF (Eds.), *Skiing Trauma and Safety: Tenth Volume*, ASTM STP 1266, Philadelphia, 165-177.
- NACHBAUER, Werner, KAPS, Peter (1995) Cruciate ligament forces during landing in downhill skiing, in: Keijo HÄKKINEN, Kari L. KESKINEN, Paavo V. KOMI, Antti MERO, Book of Abstracts, XVth Congress of the International Society of Biomechanics, Jyväskylä, Finland, July 2-6, 1995, 654-655.
- NACHBAUER, Werner, KAPS, Peter, NIGG, Benno M., BRUNNER, Fritz, LUTZ, Alexander, OBKIRCHER, Günter, und MÖSSNER, Martin (1996) A Video Technique for Obtaining 3-D Coordinates on Alpine Skiing. *J. Appl. Biomech.*, 12, 104-115.
- NOYES, Frank R., GROOD, Edward S. (1976) The strength of the anterior cruciate ligament in humans and rhesus monkeys. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 58-A, (8), 1074-1082.
- NISELL, Ralph, (1985) Mechanics of the Knee, A study of joint and muscle load with clinical applications, in: *Acta Orthopaedica Scandinavica*, Suppl. 216, 56.
- SCHAFF, Peter, NORDSLETTEN, Lars, AUNE, Arne K. (1996) Muscle activity patterns of elite downhill ski racers during landing. *J. Appl. Biomech.*, 12, 225-236.
- SOEST, Arthur J. van, BOBBERT, Maarten F. (1993a) The contribution of muscle properties in the control of explosive movements. *Biol. Cybernet.*, 69, 195-204.

- SOEST, Arthur J. van, SCHWAB, Arend L., BOBBERT, Maarten F., SCHENAU, Gerrit J. van (1993b) The influence of the biarticularity of the gastrocnemius muscle on vertical-jumping achievement. *J. Biomechanics*, 26, 1-8.
- WALKER, S.M. und SCHRODT, G.R. (1973), Segment length and thin filament periods in skeletal muscle fibre monkey and the human. *Anatomical Record*, 178, 63-82.
- WEBSTER, Jonathan D. und BROWN, Christopher A. (1996), Computer Simulation of the Loads on the ACL During Backward Falls Based on an Open Kinematic Chain Model, in: C.D. MOTE, Robert J. JOHNSON, Wolfhart HAUSER, Peter S. SCHAFF (Eds.), *Skiing Trauma and Safety: Tenth Volume*, ASTM STP 1266, Philadelphia, 254-269.
- WOO, Savio L-Y., HOLLIS, Marcus J., ADAMS, Douglas J., LYONS, Roger M., TAKAI, Shinro (1991) Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex: the effects of specimen age and orientation. *Am. J. Sports Med.*, 19 (3), 217-225.

Dank

Diese Studie wurde durch die Arbeitsgemeinschaft zur Betreuung des Spitzensports finanziell unterstützt.