

**Zum Einsatz randomisierter Oszillationen in der Prävention und  
Rehabilitation von Rupturen des vorderen Kreuzbandes im alpinen  
Skirennlauf**

*Christian Haas  
Ingo Kaiser  
Stephan Turbanski  
Dietmar Schmidtbleicher*

**Institut für Sportwissenschaften  
J.W. Goethe-Universität Frankfurt am Main  
Ginnheimer Landstr. 39  
60487 Frankfurt**

## **Inhaltsverzeichnis**

Inhalt	Seite
1 Einleitung	3
2 Untersuchungsmethoden	5
3 Ergebnisse	7
4 Diskussion	12
Literaturverzeichnis	15

## 1 Einleitung

Der Bandapparat des Kniegelenks stellt eine der verletzungsanfälligsten anatomischen Strukturen dar. In der „normalen Bevölkerung“ beträgt die jährliche Prävalenz für Rupturen der Kreuzbänder zwischen 0,03 und 0,06% (BODEN et al. 2000, ARNOLD & SHELBOURNE 2000). Der Vergleich zwischen vorderem (VKB) und hinterem Kreuzband (HKB) zeigt ein markant höheres Verletzungsrisiko für eine Ruptur des vorderen Kreuzbandes (YAMAGISHI et al. 2000). So entfallen ca. 95% der Verletzungen auf das vordere und nur ca. 5% auf das hintere Kreuzband (HERTEL 2002).

Im Hinblick auf die Entstehung einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes sind vor allem ballistische Bewegungsmuster kennzeichnend, weshalb bei zahlreichen Sportarten wie z.B. Handball oder Basketball ein hohes Verletzungsrisiko für das VKB vorliegt (MYKLEBUST et al. 1994, RYDER et al. 1997). Insbesondere im alpinen Skilauf ist das Auftreten von Kniegelenksverletzungen charakteristisch. So entfallen im touristischen Skilauf ca. 20-30 % aller Verletzungen auf diese Struktur (READ & HERZOG 1992, HAUSER & GLÄSER 1985, JOHNSON et al. 2001a, b, EKELAND & RODVEN 2001, HEIER et al. 2001a). Absolut betrachtet ergeben sich z.B. in den USA jährlich ca. 20.000 Kreuzbandverletzungen im alpinen Skilauf (BEYNNON & FLEMING 1998). Analysen im leistungsorientierten Skilauf zeigen sowohl relativ als auch absolut ein noch größeres Verletzungsrisiko für das Kniegelenk. Im Freestyle entfallen rund 45 % aller Verletzungen auf diese Struktur (HEIER et al. 2001b). Im alpinen Weltcup erleiden ca. 30% aller Athleten mindestens einmal in ihrer Karriere eine Kreuzbandruptur (EKELAND 1999). Obwohl Analysen von HIGGINS und STEADMANN (1987) zeigen, dass Skirennläufer durchschnittlich 5,4 Monaten nach einer Kreuzbandruptur wieder in der Lage sind, Ski zu laufen und nach 9,1 Monaten wieder in das Renngeschehen eingreifen können, sind die Folgen der Verletzung für die Karriere doch als markant einzuschätzen. So erleiden ca. 1/5 der verletzten Athleten eine erneute Ruptur (HIGGINS & STEADMANN 1987). Zudem ist mittelfristig von der Entstehung einer Arthritis oder Arthrose auszugehen (BEYNNON et al. 1999, BICKERSTAFF 2000). Des Weiteren können auftretende Schmerzreize und Bewegungseinschränkungen sowie der irreversible Verlust an Mechanorezeptoren zu überdauernden Veränderungen des vormals hochfunktionalen Bewegungsmusters führen. Als Ursache werden u.a. zentrale Aktivierungsdefizite angeführt (BARRACK et al. 1989, BORSA et al. 1997, HOGERVORST & BRAND 1998, URBACH et al. 2000, VALERIANI et al. 1996).

Konsequenter Weise erfolgt seit geraumer Zeit die Evaluation von Maßnahmen, die zu einer Reduktion des Verletzungsrisikos beitragen können. Während die Inzidenz von VKB Rupturen seit 1970 sowohl im Rennlauf als auch im touristischen Skilauf markant angestiegen ist (BEYNNON et al. 1999), berichten JOHNSON et al. (2000, 2001a, b) von einer weitgehenden Konstanz bezüglich der absoluten Verletzungsanzahl innerhalb der letzten Jahre. Im Rennlauf ergab sich somit durchschnittlich eine VKB Ruptur pro 1275 Skitage (JOHNSON et al. 2001b). Gleichzeitig konnte eine Verschiebung der speziellen Verletzungscharakteristik festgestellt werden. Als Ursache werden verschiedene Entwicklungen im alpinen Skilauf und -rennlauf diskutiert. Kennzeichnend sind vor allem härtere Pisten, höhere Geschwindigkeiten und kleinere Radien. Im Zusammenhang mit veränderten Kurvenradien, die in den 80er Jahren zwischen 35 – 40 Meter, in den 90ern allerdings zwischen 10 und 20 Metern lagen, wird auch der Einfluss des Materials auf das Verletzungsrisiko diskutiert (VOGEL 1997). JOHNSON et al. (1999, 2000) analysierten im freizeitorientierten Skilauf Verletzungsmuster in Abhängigkeit von der Verwendung eines speziellen Skityps. Dabei zeigte sich, dass die Verwendung von Carving Skiern nicht zu einem erhöhten Risiko für komplexe Kniegelenksverletzungen führt, allerdings ein um 90% höheres Risiko für isolierte Rupturen des VKB darstellt. Erklärbar ist dieses Phänomen möglicherweise dadurch, dass die Verwendung von Carving-Skiern zum einen ein erhöhtes Risiko des Verkantens mit sich bringt, welches zu Rotationsbewegungen führt, die eine hohe Beanspruchung für das VKB darstellen. Zum anderen stellen sich – bedingt durch kürzere Skilängen und gekoppelt mit einem erhöhtem Schwerpunkt – größere Anforderungen bezüglich der anterior-posterior Kontrolle, wodurch ein größeres Risiko für Hyperextension bzw. –flexion besteht, welche weitere Beanspruchungskomponenten des VKB darstellen (SENNER et al. 2001).

Zur Belastung bzw. Beanspruchung des Kniegelenks und insbesondere der Kreuzbänder liegen verschiedene biomechanische und neurophysiologische Analysen vor. Aus untersuchungsmethodischen Gründen sind in vivo Bestimmungen nur eingeschränkt möglich, weshalb meist auf einen Modellierungsansatz zurückgegriffen wird, um Belastungsgrenzwerte sowie deren Einflussgrößen zu bestimmen. WOO et al. 1991 zeigten, dass das VKB maximale Belastungen von 1735 - 2000 N tolerieren kann. BEYNNON et al. 1995 bzw. BEYNNON &

FLEMING 1998 untersuchten die Beanspruchung des Kreuzbandes bei isolierten Quadricepskontraktionen hinsichtlich kinematischer Parameter. Dabei fanden sie die höchsten Beanspruchungen bei einem Beugewinkel zwischen 15-30°. Des Weiteren zeigte sich, dass eine Kontraktion der ischiocruralen Muskulatur bei bestehender M. quadriceps Aktivierung zu einer signifikanten Reduktion der Beanspruchung des VKB führt. Ähnliche Resultate gehen aus Studien von LI et al. (1999) hervor. Dass die Stabilität des Kreuzbandes nicht exklusiv durch die mechanischen und morphologischen Eigenschaften erklärbar ist, sondern der Unterstützung des neuromuskulären Systems bedarf, ist inzwischen weitgehend akzeptiert (IHARA & NAKAYAMA 1986). Unvollständig geklärt ist allerdings der Modus des neuromuskulären Supports. Da grenzwertige mechanische Beanspruchungen des Kreuzbandes innerhalb von kleinen Zeitfenstern auftreten, wird angenommen, dass vor allem ein schnelles Ansprechen der jeweiligen Muskulatur zur Stabilisierung des Kniegelenks und zu einer Entlastung der Kreuzbänder beitragen könnte (DUFEK & BATES 1991, MOTE 1987). Hinsichtlich der Trainierbarkeit derartiger muskulärer Aktionsmuster bestehen allerdings wenig präzise Vorstellungen. Die Entwicklung von adäquaten Trainingsmöglichkeiten erscheint umso wichtiger, vor dem Hintergrund, dass nur ein geringer Zusammenhang zwischen den Auslösemechanismen der Bindung und dem Auftreten von Kniegelenksverletzungen festgestellt wurde, und dass der Weiterentwicklung des Materials für die Zukunft nur geringe protektive Funktion beigemessen wird (JOHNSON et al. 2001b, ETTLINGER et al. 2001).

Zielstellung der vorliegenden Studie war die Evaluation von Trainingsmaßnahmen hinsichtlich der Auswirkungen auf das neuromuskuläre System und den damit potentiell verbundenen protektiven Konsequenzen unter besonderer Berücksichtigung der Anforderungsstruktur des alpinen Skilaufs. Die Basis bildet dabei die Applikation mechanischer Ganzkörperschwingungen, da in vorangegangenen Studien gezeigt werden konnte, dass eine derartige Reizgebung zu schnellen Kontraktionen sowohl auf der Extensoren- wie auch auf der Flexorenseite führt, woraus sich protektives Potential ableiten lässt (HAAS 2002).

## **2 Untersuchungsmethoden**

*Untersuchungsplan:* Zielstellung war es Treatmentmethoden hinsichtlich ihrer präventiven als auch ihrer rehabilitativen Funktionen zu evaluieren. Dazu wurden sowohl gesunde als auch verletzte Athleten in die Studie integriert. Im Hinblick auf die Trennschärfe wurde eine Untergliederung in zwei diskrete Designs vorgenommen:

In Untersuchung 1 wurden die Auswirkungen mechanischer Schwingungsreize unterschiedlicher Frequenzen im Hinblick auf die Gleichgewichtsregulation bei gesunden Personen analysiert. Auf der Basis dieser Ergebnisse entstand das Design von Untersuchung 2, das die Effekte von Schwingungsreizen auf die Gleichgewichtsregulation bei Leistungssportlern mit Ruptur des Kreuzbandes fokussierte.

### **Untersuchung 1**

*Untersuchungsaufbau / -durchführung:* Ziel und Modus dieses Untersuchungsabschnitts ist die Überprüfung der Effekte mechanischer Schwingungsreize im Längsschnitt, wobei spontane Anpassungsvorgänge primäre Beachtung finden. Das Treatment basiert auf der Applikation mehrdimensionaler mechanischer Ganzkörperschwingungen. Als Schwingungsgenerator wurde das System Zeptor-med (Fa. Scisens) eingesetzt. Ausgehend von den Ergebnissen vorangegangener Untersuchungen, die zeigen, dass die motorischen Effekte massiv durch die jeweilige Schwingungsfrequenz bzw. dem Frequenzband beeinflusst werden, wurden sowohl 6 Hz als auch 10 Hz als Stimulationsfrequenzen ausgewählt (HAAS 2002, STEYVERS et al. 2003). Die Effektanalyse der beiden Frequenzen wurde an verschiedenen Tagen vorgenommen. Die Wahl der Startfrequenz erfolgte randomisiert. Die beiden Frequenzen repräsentieren dabei den  $\theta$ - sowie den  $\alpha$ -Frequenzbereich. Die Konstruktion des Schwingungsgenerators sieht eine nicht harmonische Schwingungsgeneration vor, um Sensorenhabituationen und Resonanzerscheinungen zu vermeiden, wodurch ein maximaler Schwankungsbereich von +/- 1Hz/s vorlag. Die Schwingungsamplitude lag bei 3 mm.

Die Dauer des Treatments betrug 5 x 60 Sekunden mit jeweils 60 Sekunden Serienpause. Vor und nach der Schwingungsapplikation erfolgten Analysen der statischen Gleichgewichtsregulation im Einbeinstand auf dem dominanten Bein. Die Auswahl dieses Parameters orientierte sich daran, dass ein Gleichgewichtsverlust eine

weitgehende Prämisse einer Ruptur darstellt. Im Hinblick auf das Erreichen der notwendigen Trennschärfe sowie unter Berücksichtigung der Anforderungssituationen nach Verletzungen wurde eine auf Federn gelagerte, zweidimensional auslenkbare Plattform (Fa. Ruf) als Unterstützungsfläche ausgewählt. Für beide Extremitäten wurden jeweils drei Test-Serien durchgeführt, die eine Dauer von jeweils 45 Sekunden hatten. Vor dem Eingangstest wurde ein 10-minütiges Aufwärmprogramm auf einem Fahrradergometer (Leistung 100 Watt) absolviert.

*Personenstichprobe:* Die Untersuchungsgruppe bestand aus 12 Sportstudenten (6 ♀, 6 ♂). Das Durchschnittsalter lag bei 23,9 Jahren (20-27 Jahre). Keiner der Probanden wies relevante muskuläre oder neurologische Verletzungen oder Erkrankungen bzw. Gelenkpathologien auf.

*Datenerhebung / Datenverarbeitung:* Zur Quantifizierung der Auslenkung der Messplattform wurde ein zweidimensionaler Beschleunigungsaufnehmer (Fa. Biovision) eingesetzt. Das erfasste Signal wurde nach AD Wandlung auf einen PC übertragen und weiterverarbeitet. Die Einzugsfrequenz lag bei 1000 Hz. Für alle Analysen wurde das Softwarepaket DASY Lab (Version 5.0) eingesetzt. Die Parametrisierung der Plattformauslenkung erfolgte durch Gleichrichtung und Integration des Signals. Als Testkriterium wurden jeweils die beiden Bestwerte im Pre- bzw. Posttest herangezogen. Die Beurteilung erfolgte getrennt für x- und y-Richtung (anterior-posterior bzw. medial-lateral). Im Hinblick auf zeitkontinuierliche Informationen wurden Fast-Fourier-Transformationen (FFT) der Plattformbewegung durchgeführt. Als Datenfenster wurde der Typ „Hamming“ ausgewählt, die Vektorlänge lag bei 32768 Samples.

*Statistische Datenverarbeitung:* Zur Absicherung der jeweiligen Anwendungsvoraussetzungen wurde das gesamte Datenmaterial auf Homogenitäts- und Verteilungsmaße via Bartlett- bzw. Kolmogoroff-Smirnoff-Tests überprüft. Die statistische Absicherung von Pre-Post Veränderungen erfolgten auf der Basis von Varianzanalyse mit Messwiederholung. Im Overall Signifikanzfall wurden weiterführend Post-hoc Tests nach Scheffé durchgeführt.

## **Untersuchung 2**

*Untersuchungsaufbau / -durchführung:* Das Treatment wurde in diesem Untersuchungsabschnitt analog zum o.a. Vorgehen durchgeführt. Die Stimulationsfrequenz beschränkt sich allerdings auf die 6 Hz Bedingung, welches sich zum einen durch die besseren Effekte diese Frequenz begründet; zum anderen sollen hohe Krafteinwirkungen, die bei der 10 Hz Bedingung auftreten und die Stabilität der verletzten Struktur beeinflussen könnten, vermieden werden (HAAS 2002).

*Personenstichprobe:* Die Untersuchungsgruppe setzte sich aus 9 Leistungssportlern / -innen (3 ♀, 6 ♂) im Alter zwischen 16- 27 Jahre zusammen. Alle Probanden wiesen laut Befund isolierte Rupturen des vorderen Kreuzbandes auf. Zwei Probanden wurden konservativ behandelt, bei sieben wurde eine Kreuzbandplastik vorgenommen. Die Analysen erfolgten im Zeitraum zwischen der 6. und 8. Woche nach der OP bzw. nach dem Verletzungseintritt. Keiner der Probanden wies weitere relevante Gelenkpathologien, neurologische Erkrankungen oder Begleiterkrankungen auf.

*Datenerhebung / Datenverarbeitung:* Die Analyse der Gleichgewichtsregulation wurde analog zur oben vorgestellten Vorgehensweise vorgenommen. Allerdings wurde sowohl die verletzte als auch die nicht verletzte Seite analysiert. Um Aussagen über neuromuskuläre Aspekte treffen zu können, wurden während der Gleichgewichtsregulation oberflächenelektromyographische Ableitungen an folgenden Muskeln vorgenommen: M. rectus femoris, M. biceps femoris, M. gastrocnemius lateralis, M. tibialis anterior.

*Statistische Datenverarbeitung:* Die statistische Datenverarbeitung entspricht der o.a. Vorgehensweise.

### 3 Untersuchungsergebnisse

*Studie 1:* Die nachfolgenden Abbildungen (Abb. 1) zeigen exemplarisch die Auslenkungen der Messplattform vor und nach dem Treatment. Sowohl medial-lateral als auch anterior-posterior lassen sich im Pre-Test ausgeprägte Schwankungsbewegungen identifizieren, die im Post-Test zwar in ähnlicher Form vorhanden sind, allerdings mit deutlich reduzierten Amplituden.

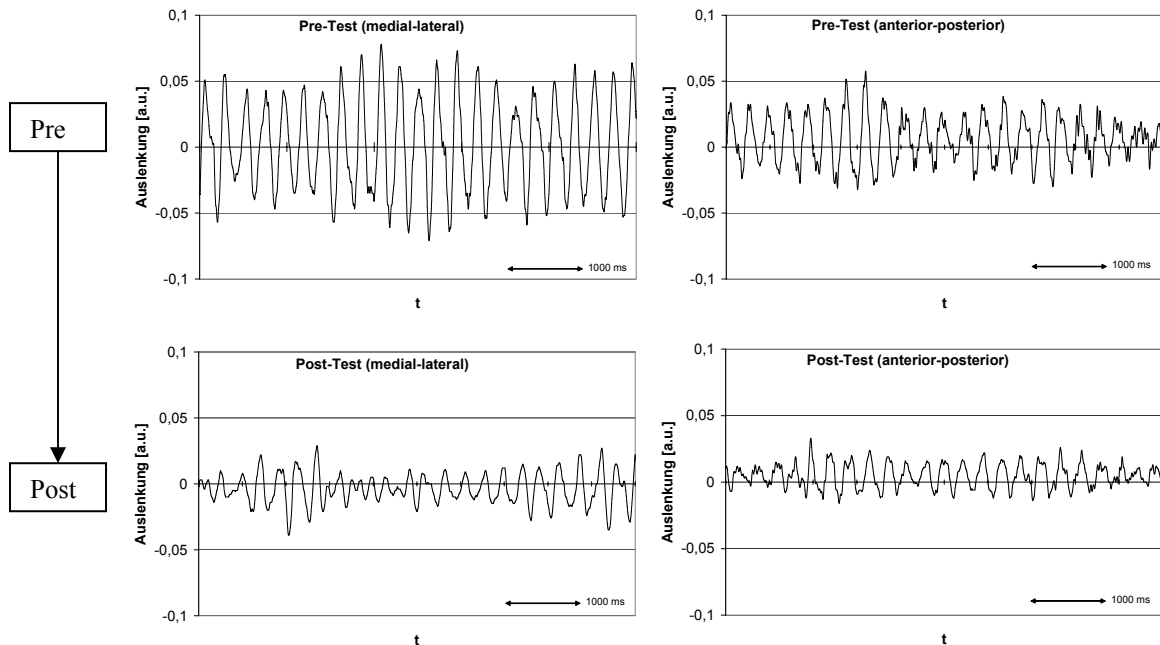


Abb. 1: Auslenkung der Messplattform in x- und y Richtung vor und nach dem Treatment.

In den Abbildungen 2 sind die jeweiligen Gruppenmittelwerte der resultatorientierten Analyse dargestellt. Bei der 6 Hz Bedingung weist die Entwicklung vom Pre- zum Post-Test in beiden Dimensionen (medial-lateral und anterior-posterior) augenfällige Reduktionen der Plattformauslenkung auf. Im Gegensatz dazu kann nach dem 10 Hz Treatment nur eine wenig verbesserte Gleichgewichtsregulation festgestellt werden.

Statistisch betrachtet (Tab.1) führt die niederfrequente Stimulation im overall Vergleich zu hochsignifikanten Differenzen ( $p < 0,01$ ). In den nachfolgenden Post-hoc Tests können hochsignifikante Differenzen in allen Pre-Post Vergleichen, allerdings in keinem Pre-Pre oder Post-Post Vergleich festgestellt werden. Demzufolge müssen die reduzierten Schwankungsbewegungen als ein Resultat des Treatments angesehen werden und nicht als eine primäre Folge des mehrmaligen Wiederholens der Testanforderung.

Unter der 10 Hz Bedingung läßt sich overall nur ein statistischer Trend ( $p < 0,1$ ) für medial-lateral feststellen. Im Hinblick auf die anterior-posterior Dimension zeigt sich eine signifikante Differenz ( $p < 0,05$ ), die in den nachfolgenden Post-hoc Tests nur vereinzelt Signifikanzniveau erreicht.

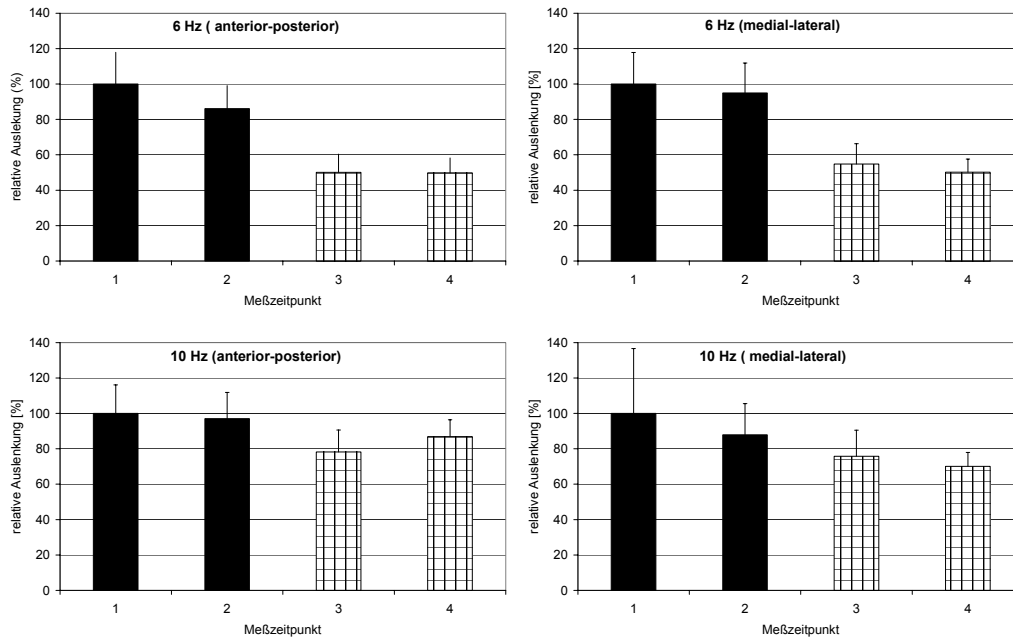


Abb. 2: Relative Auslenkungen der Messplattform vor (1, 2) und nach (3, 4) dem Treatment bei 6 und 10 Hz

Betrachtet man die Ergebnisse der spektralanalytischen Datenverarbeitung – exemplarisch werden diese in Abbildung 3 dargestellt – zeigen sich Pre-Post Differenzen in zweifacher Hinsicht:

Zum einen kann generell eine geringere Höhe des primär dominanten Peaks im Post-Test festgestellt werden, was auf eine reduzierte Auslenkung der Plattform zurückzuführen ist. Zum anderen lässt sich eine Verschiebung des primären Peaks in höherfrequente Bereiche identifizieren. Der Umfang der Frequenzmodifikation liegt zwischen 0,1 und 0,4 Hz. Dieses Phänomen konnte nur analysiert werden, sofern es zu umfangreichen Verbesserungen in der Gleichgewichtsregulation kam. Da allerdings auch augenfällige Gleichgewichtsoptimierungen auftraten, ohne Veränderung der primär dominanten Frequenz, ist diese Funktion nicht als alleiniger Prädiktor anzusehen.

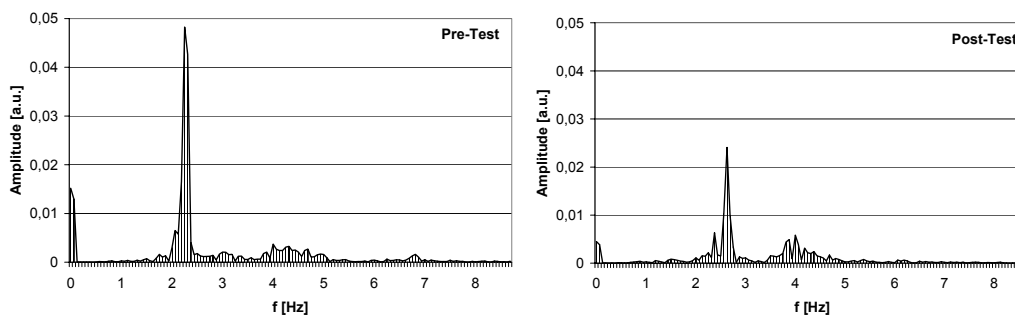


Abb. 3: Exemplarische spektralanalytische Darstellung der Plattformauslenkung. Vom Pre- zum Post-Test kann ein Frequenzshift des primär dominanten Peaks in Höhe von 0,3 Hz beobachtet werden.

Tab. 1 a-c: Signifikanz der Auslenkung der Messplattform im Pre-Post Vergleich. Overall ergaben sich bei der 6 Hz Bedingung jeweils hochsignifikante Differenzen, bei der 10 Hz Bedingung in der anterior-posterior Dimension signifikante Unterschiede. Infolge des Verfehlens des Signifikanzniveaus bei 10 Hz in der medial-lateral Dimension entfällt die Post-hoc Absicherung.  
n.s. p>0,1      n.s.<sup>T</sup> p<0,1      \*p<0,05      \*\*p<0,01

a) Post-hoc Vergleich 6 Hz, x-Richtung			Meßzeitpunkt			
			Pre	Pre	Post	Post
			1	2	3	4
Meßzeitpunkt	Pre	1		n.s.	**	**
	Pre	2	n.s.		**	**
	Post	3	**	**		n.s.
	Post	4	**	**	n.s.	

b) Post-hoc Vergleich 6 Hz, y-Richtung			Meßzeitpunkt			
			Pre	Pre	Post	Post
			1	2	3	4
Meßzeitpunkt	Pre	1		n.s.	**	**
	Pre	2	n.s.		**	**
	Post	3	**	**		n.s.
	Post	4	**	**	n.s.	

c) Post-hoc Vergleich 10 Hz, x-Richtung			Meßzeitpunkt			
			Pre	Pre	Post	Post
			1	2	3	4
Meßzeitpunkt	Pre	1		n.s.	*	n.s.
	Pre	2	n.s.		n.s. <sup>T</sup>	n.s.
	Post	3	*	n.s. <sup>T</sup>		n.s.
	Post	4	n.s.	n.s.	n.s.	

*Studie 2:* Aufbauend auf den oben vorgestellten Resultaten war Zielstellung der Studie 2 die Überprüfung der neuromuskulären Effekte mechanischer Schwingungsreize bei Hochleistungsathleten in der Rehabilitationsphase nach einer Kreuzbandruptur. Aus Gründen der Wirksamkeit – wie in Studie 1 dargestellt konnten im niederfrequenten Bereich bessere Treatmenteffekte identifiziert werden – wurden ausschließlich Schwingungen mit einer Frequenz von 6 Hz verwendet. Ein weiterer Hintergrund dieser Frequenzwahl basiert auf den Resultaten vorangegangener Studien, aus denen hervorgeht, dass Stimulationsfrequenzen im  $\alpha$  Frequenzband zu hochsignifikant höheren Bodenreaktionskräften führen, was ein mögliches Risiko für die noch nicht vollkommen rekonvaleszente Struktur darstellt (HAAS 2002). Da in Folge der Verletzung davon auszugehen ist, dass Unterschiede in der Gleichgewichtsregulation zwischen der verletzten und der nicht verletzten Seite bestehen, wurde eine getrennte Betrachtung vorgenommen.

Abbildung 4 zeigt die durchschnittlichen Auslenkungen der Messplattform in beiden Dimensionen für die verletzte und die nicht verletzte Seite. Die statistische Auswertung führt overall jeweils zu hochsignifikanten Differenzen (p<0,01). Im Gegensatz zu den Resultaten in Studie 1 konnten auf der nicht verletzten Seite in den Post-hoc Tests keine signifikanten Pre-Post Unterschiede festgestellt werden. Allerdings wurde das Signifikanzniveau häufig nur knapp verfehlt (Tab. 2).

Auf der verletzten Seite sind wiederum in fast allen Pre-Post a posteriori Vergleichen signifikante Differenzen zu Gunsten der Nachtests festzustellen. Hinsichtlich der spektralanalytischen Datenverarbeitung können analog zum oben vorgestellten Phänomen Verschiebungen des primär dominanten Peaks in den höherfrequenten Bereich identifiziert werden.



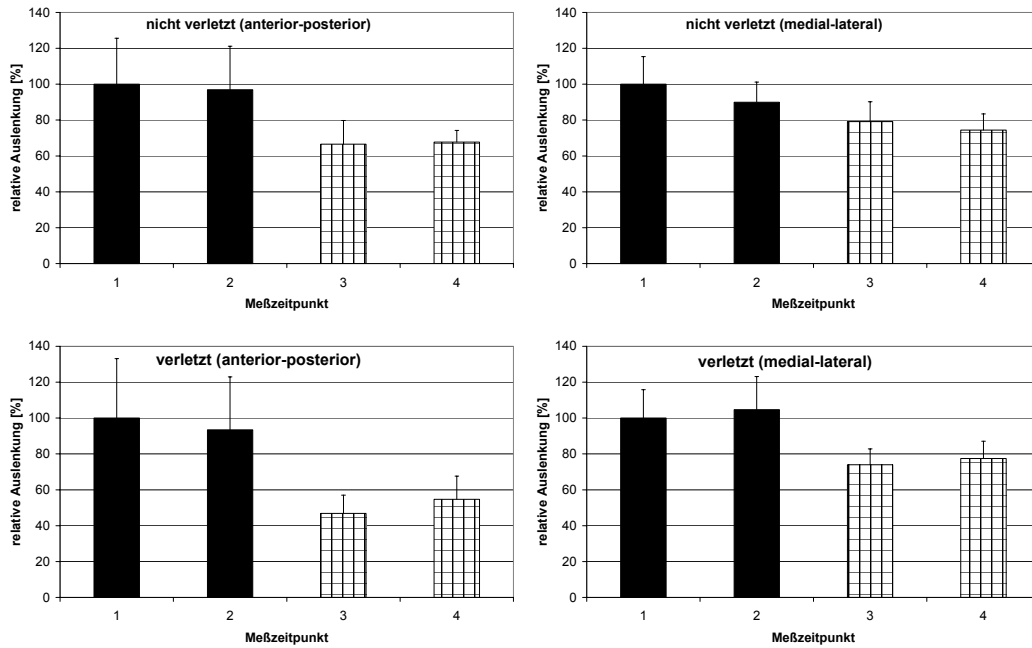


Abb. 4: Relative Auslenkungen der Messplattform vor (1, 2) und nach (3, 4) dem Treatment

Abbildung 5 zeigt elektromyographische Ableitungen der Mm. rectus femoris und biceps femoris einer verletzten Extremität vor und nach dem Treatment. Augenfällig sind jeweils reduzierte muskuläre Aktivierungsintensitäten im Post-Test. Abgesehen vom M. gastrocnemius lassen sich die Differenzen in Post-hoc Tests jeweils auf hochsignifikantem Niveau ( $p < 0,01$ ) absichern. Auf der nicht verletzten Seite können im Hinblick auf die Aktivierungsintensität keine augenfälligen und statisch bedeutsamen Veränderungen identifiziert werden.

Frequenzspezifische Betrachtungen der muskulären Aktivierung zeigen - analog zum beschriebenen Phänomen auf kinematischer Ebene - eine Verschiebung des primär dominanten Peaks. Erneut sind diese Ergebnisse, auch bei Personen, die sich in der Gleichgewichtsregulation deutlich verbessern, nicht durchgängig vorhanden.

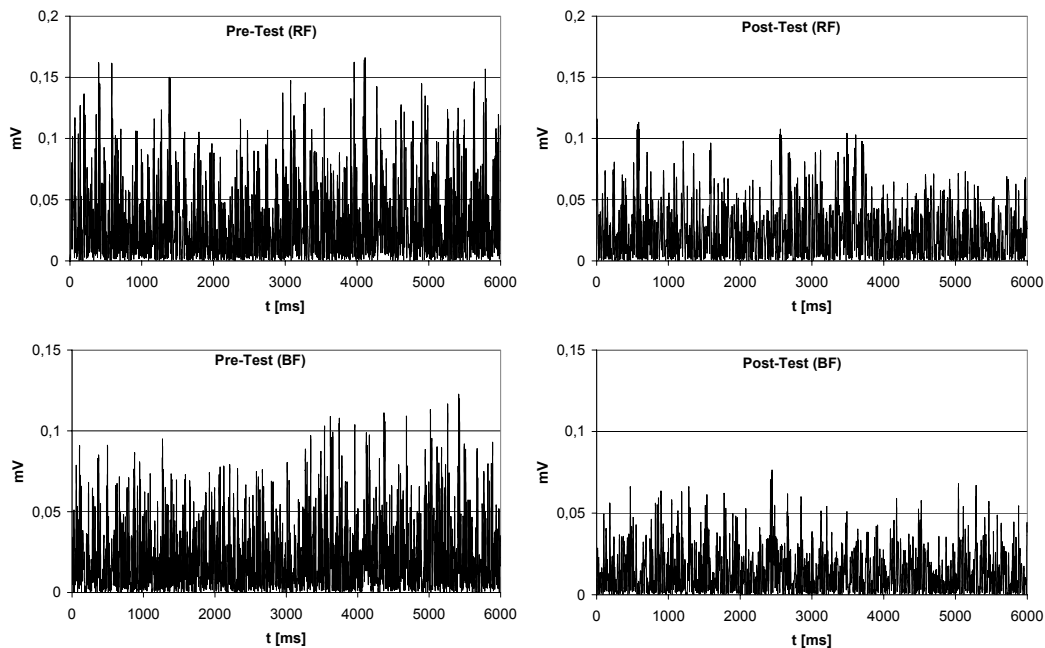


Abb. 5: Elektromyographische Ableitungen der Mm. rectus femoris und biceps femoris während der Gleichgewichtsregulation vor und nach dem Treatment.

Tab. 2 a-d: Signifikanz der relativen Auslenkung der Messplattform sowie der muskulären Aktivierung im Pre-Post Vergleich.

n.s.  $p > 0,1$       n.s.<sup>T</sup>  $p < 0,1$       \*  $p < 0,05$       \*\*  $p < 0,01$

a) Post-hoc Vergleich <i>nicht verletzt, x-Richtung</i>			Meßzeitpunkt			
			Pre	Pre	Post	Post
			1	2	3	4
Meßzeitpunkt	Pre	1		n.s.	n.s.	n.s.
	Pre	2	n.s.		n.s.	n.s.
	Post	3	n.s.	n.s.		n.s.
	Post	4	n.s.	n.s.	n.s.	

b) Post-hoc Vergleich <i>nicht verletzt, y-Richtung</i>			Meßzeitpunkt			
			Pre	Pre	Post	Post
			1	2	3	4
Meßzeitpunkt	Pre	1		n.s.	n.s. <sup>T</sup>	*
	Pre	2	n.s.		n.s.	n.s.
	Post	3	n.s. <sup>T</sup>	n.s.		n.s.
	Post	4	*	n.s.	n.s.	

c) Post-hoc Vergleich <i>verletzt, x-Richtung</i>			Messzeitpunkt			
			Pre	Pre	Post	Post
			1	2	3	4
Meßzeitpunkt	Pre	1		n.s.	*	n.s. <sup>T</sup>
	Pre	2	n.s.		**	*
	Post	3	*	**		n.s.
	Post	4	n.s. <sup>T</sup>	*	n.s.	

d) Post-hoc Vergleich <i>verletzt, y-Richtung</i>			Meßzeitpunkt			
			Pre	Pre	Post	Post
			1	2	3	4
Meßzeitpunkt	Pre	1		n.s.	*	*
	Pre	2	n.s.		*	n.s. <sup>T</sup>
	Post	3	*	*		n.s.
	Post	4	*	n.s. <sup>T</sup>	n.s.	

#### 4 Diskussion

Die zusammenfassende Betrachtung der vorgestellten Resultate führt zu der Konklusion, dass mechanische Schwingungsreize ad-hoc positive Einflüsse auf potentiell protektive neuromuskuläre Steuerungsvorgänge ausüben. Das unterschiedliche Ansprechen auf die in Studie 1 verwendeten Frequenzbänder deutet allerdings darauf hin, dass die Effektstruktur nicht durch die Schwingung per se, sondern durch deren spezielle Charakteristik determiniert wird.

Weiterführend soll eine Einordnung der vorliegenden Ergebnisse im Hinblick auf physiologische Entstehungsmechanismen (a) und b) Bedeutung für den alpinen Skilauf (b) vorgenommen werden.

##### *a) Modifikation neuromuskulärer Steuerungsvorgänge durch mechanische Schwingungsreize*

Aufbauend auf den Analysen von MATTHEWS (1966) sowie HAGBARTH und EKLUND (1966) und der daraus hervorgehenden Beschreibung des Tonic-Vibration-Reflex (TVR), beschäftigen sich zahlreiche Analysen mit den Einflüssen von mechanischen Schwingungen auf die Steuerung verschiedener Bewegungsabläufe und auf die Haltungskontrolle. Im Gegensatz zur vorliegenden Studie, erfolgte die Schwingungsapplikation dabei meist direkt am Muskel-Sehnenkomplex. VERSCHUEREN et al. (1999) führten umfangreiche Untersuchungen zur Beeinflussung kleinmotorischer Bewegungsabläufe (circle drawing) durch. Dabei zeigte sich, dass der Schwingungstransfer auf einen an der Bewegung beteiligten Muskel (M. biceps brachii, M. triceps brachii) zu über- oder unterschließenden Bewegungen führt. Das Entstehen von Abweichungen von der Bewegungsvorgabe durch mechanische Schwingungsreize kann auch bei großmotorischen Bewegungen beobachtet werden. So führt eine unilaterale Applikation an der Nackenmuskulatur während des Laufens zu Abweichung von der angestrebten Gangrichtung zur entgegengesetzten Seite. Bei bilateraler Reizung kann eine Erhöhung der Ganggeschwindigkeit festgestellt werden, welches sich ebenfalls durch die Übertragung auf verschiedene Beinmuskeln erreichen ließ (BOVE et al. 2001, IVANENKO et al. 2000a, b, VERSCHUEREN 2003). KAVOUNOUDIAS et al. (1998, 1999a, b) zeigten, dass sowohl die Schwingungsübertragung auf einen Muskel, als auch die Reizgebung unter der Fußsohle im ruhigen Stand anterior-posterior Schwankungen auslöst. Während meistens die Effekte während der Schwingungsübertragung überprüft wurden, wiesen WIERZBICKA et al. (1998) ein ähnliches Verhalten auch als Post- Effekt nach. Die neurophysiologische Basis dieses Phänomens, das als kinästhetische Illusion beschrieben wird, resultiert aus einer artifiziellen Sensorenreizung, welche das Vorliegen einer falschen Positionen des Körpers im Raum bzw. nicht vorhandener Gelenkwinkel simuliert und somit entsprechende Korrekturbewegungen provoziert.

Während die Schwingungsapplikation in den meisten der angeführten Untersuchungen zu einer Störung der Bewegungskontrolle führte, weisen die Ergebnisse der vorliegenden Studie positive Einflüsse auf. Als Erklärung für diese Divergenz lassen sich drei Mechanismen anführen:

- 1) Im Gegensatz zur direkten Schwingungsapplikation am Muskel, was einen artifiziellen Reiz darstellt, wurden Ganzkörperschwingungen erzeugt, d.h. der Körperschwerpunkt wird direkt und nicht mittelbar über sensorische Desinformation beeinflusst.
- 2) Aus mehreren Analysen geht hervor, dass die Auslösung von kinästhetischen Illusionen einer Reizfrequenz von über 20 Hz bedarf (CORDO et al. 1995, NAITO et al. 2002, STEYVERS et al. 2003). In der vorliegenden Studie wurde weit unter dieser Frequenzschwelle gearbeitet.
- 3) Des Weiteren zeigten IVANENKO et al. (1999), dass das Auftreten bzw. der Grad einer kinästhetischen Illusion von der Existenz weiterer Kontrollanforderungen abhängig ist. So reduziert sich die Ausprägung der kinästhetischen Illusion und damit verbundene Schwankungsbewegungen mit dem Grad der Instabilität der Unterstützungsfläche. In vorliegenden Studien bestand - bedingt durch den stochastischen Schwingungscharakter - ein hohes Ausmaß an Instabilität.

Ein weiterer Aspekt in der Ergebnisstruktur lässt sich ebenfalls auf den Charakter der Reizgebung zurückführen. Eine Schwingung weist mehrere Freiheitsgrade (FG) auf. Während der anterior-posterior FG aktiv angetrieben wird und somit hohe Anforderungen an die Regulation stellt, sind medial-lateral Kontrollansprüche - bedingt durch einen passiven FG - geringer. Dementsprechend zeigen sich höhere Gleichgewichtsverbesserungen in x- als in y-Richtung. Aus präventiver und therapeutischer Sicht scheint erstere Richtung allerdings bedeutsamer, da Hyperextensionen bzw. -flexionen, die aus einer unzureichenden anterior-posterior Kontrolle resultieren, hohe Beanspruchungen für das VKB darstellen.

Weiteres Erklärungspotential - nicht nur im Hinblick auf das Nicht-Auftreten von kinästhetischen Illusionen, sondern auch bezüglich der optimierten Gleichgewichtsregulation – bietet der stochastische Charakter der generierten Schwingungen. Während schnelle Anpassungen - bedingt durch die gute Antizipierbarkeit der jeweiligen Phasenlage - an harmonische Schwingungsvorgänge auftreten, erfordern stochastische Schwingungen durch die sich verändernden Reize eine fortlaufend neue Bewertung der Afferenzen und weiterführend die Generierung adäquater efferenter Muster. Die Stochastik in der vorliegenden Analyse resultiert zum einen aus einer Veränderung der Frequenz mit durchschnittlich  $\pm 1$  Hz/s, und zum anderen aus einer Phasenverschiebung. Die dadurch bewirkte geringe Antizipierbarkeit der jeweiligen Phasenlage ergibt hochgradig instabile Situationen. Da aus zahlreichen Studien hervorgeht, dass die Entstehung effizienter und stabiler Bewegungsmuster durch instabile Phasen gefördert wird, liegt die Bedeutung der generierten Instabilität für die nachfolgend optimierte Gleichgewichtsregulation nahe (SCHÖLLHORN 1998).

Ogleich unter der 10 Hz gegenüber der 6 Hz Bedingung eine höhere Instabilität vorhanden ist, was bessere propriozeptive Effekte vermuten lassen würde, können bei der niederfrequenten Stimulation deutlich höhere Verbesserungen in der Gleichgewichtsregulation festgestellt werden. Hintergrund dieses Phänomens könnte bei der 10 Hz Bedingung in der Erzeugung einer konstruktiven Interferenz zwischen zentral und peripher generierten neuronalen Oszillationen liegen, mit der Folge intensiver muskulärer Aktivierungen, welches im Hinblick auf eine propriozeptive Förderung nicht sinnvoll erscheint (HAAS 2002).

#### *b) Mechanische Schwingungsreize zur Prävention und Rehabilitation von VKB Rupturen im alpinen Skilauf*

Da die Vermeidung von Re- oder Folgeverletzungen eines der Hauptziele in der Rehabilitation darstellt, erscheint eine diskrete Trennung zwischen präventiven und rehabilitativen Trainingsmaßnahmen nicht geeignet (BICKERSTAFF 2001).

Im alpinen Skirennlauf ist die Gefahr von Folgeverletzungen - aufgrund von sehr variablen äußeren Einflussgrößen - relativ hoch, weshalb WICKER et al. (1997) die Wiederaufnahme des Schneetrainings erst bei völliger Rekonvaleszenz empfehlen. Unabhängig von der Auslegung des jeweiligen Rekonvaleszenzgrades, stellt sich die Frage nach den neuromuskulären Eigenschaften, die eine valide Protektion von Re- oder Folgeverletzungen darstellen. Vielfach bestehen nach Kreuzbandrupturen überdauernde propriozeptive Defizite (BARRETT 1991, JEROSCH & PRYMKA 1996, BARRACK et al. 1989, FRIEDEN et al. 1999). Als Ursache wird u.a. der Verlust an Mechanorezeptoren angenommen (BARRACK et al. 1989, BORSA et al. 1997). Unabhängig von der Dauer des sensorischen Funktionsverlustes<sup>1</sup> kann davon ausgegangen werden, dass Veränderungen in der zentralen Informationsverarbeitung entstehen. Wie aus zahlreichen Studien hervorgeht, gehen diese Veränderungen mit einer eingeschränkten, häufig unzureichenden Gelenkstabilität einher, woraus sich ein hohes Verletzungsrisiko ergibt (BARRACK et al. 1989, BARRET 1991, CORRIGAN et al. 1992, BORSA et al. 1997). Weiterführend nehmen URBACH et al. (2000) und FRIDEN et al. (1999) an, dass eine defekte Propriozeption auch ein zentrales Aktivierungsdefizit bewirkt, welches negative Folgen im Hinblick auf die Wiederherstellung der Kraftfähigkeit hat. Die Reaktivierung der Propriozeption wird somit als ein zentrales Ziel in der Rehabilitation von Kniegelenksverletzungen propagiert (GEORGOULIS et al. 2001, OCHI et al. 1999).

Die Daten der vorliegenden Studie lassen die Interpretation zu, dass mechanische Schwingungsreize mit der aufgezeigten Charakteristik propriozeptive und daraus resultierende neuromuskuläre Steuerungsvorgänge signifikant optimieren. Auf der Basis der spektralanalytischen Daten, aus denen eine Erhöhung der primär dominanten Frequenz hervorgeht, lässt sich schlussfolgern, dass es zu einem früheren neuromuskulären Ansprechen kommt, mit der Folge, dass Störeinflüsse früher entgegengewirkt wird. Da der Umfang der Störung dabei geringer ist, bedarf es zur Haltungskontrolle dementsprechend auch einer geringeren muskulären Aktivierung, was durch die elektromyographischen Daten bestätigt wird. In wie weit das frühere Ansprechen auf eine höhere Sensitivität der Sensoren zurückzuführen ist, oder ob es Veränderungen bei der Verarbeitung und Bewertung der Afferenzen gibt, kann derzeit nicht geklärt werden. Da allerdings nicht alle Probanden, bei denen eine optimierte Gleichgewichtsregulation nachgewiesen werden konnte, auch Verschiebungen im Frequenzspektrum aufwiesen, scheinen verschiedene Anpassungsstrategien zu existieren. Dies ist leicht

---

<sup>1</sup> Weitgehend wird von einem irreversiblen Funktionsverlust ausgegangen (HOGERVORST & BRAND 1998), GEORGOULIS et al. (2001) sowie OCHI et al. (1999) nehmen allerdings eine sensorische Regenerationsfähigkeit an.

vorstellbar, da mechanische Schwingungsreize auf multiplen physiologischen Ebenen wirksam werden (HAAS 2002).

Weitgehend unbestritten ist der Aspekt, dass die Propriozeption und die damit verbundenen Steuerungsvorgänge an die jeweiligen Anforderungssituationen angepasst sein müssen, um protektiv wirksam sein zu können. Aufgrund der Entwicklung im alpinen Skilauf ist davon auszugehen, dass sich Kreuzbandrupturen vor allem in zeitkritischen Situationen ergeben. DUFEK & BATES (1991) stellten fest, dass grenzwertige Kraftspitzen am Bandapparat innerhalb von 50 ms entstehen können. Aufgrund von Latenzzeiten zwischen 65 und 95 ms sowie elektromechanischer Verzögerungszeit, schlussfolgern die Autoren, dass muskuläre Kontraktionen mit potentiell protektiver Wirkung frühestens nach 110 ms auftreten können und somit für einige Verletzungsvorgänge zu spät kommen. Aus anderen Studien lässt sich allerdings ableiten, dass geringere Zeitspannen für protektive Kontraktionen benötigt werden. CORDO & NASHER (1982) konnten nachweisen, dass die posturale Kontrolle in Zeitfenstern mit Vektorklängen von <100 ms erfolgt. Steyvers et al (2001) spekulieren darüber, dass auch in derart kurzen Zeitintervallen zentrale closed loop Verarbeitungen möglich sind. Unter der Annahme, dass die Erzeugung protektiver Kontraktionen innerhalb von kurzen Zeitspannen möglich ist, erscheint es notwendig, diese Anforderungssituationen zu trainieren. Bei üblicher Weise durchgeführten Übungen auf einem Therapiekreisel erfolgt die Gleichgewichtsregulation mit einer Frequenz zwischen 2 und 3 Hz. Dementsprechend ergibt sich in Relation zur Verletzungssituation ein geringer Zeitdruck für das Einleiten der muskulären Aktion, sowie zu geringe Gelenkwinkelgeschwindigkeiten. Die protektive Wirksamkeit ist somit zumindest für einige Anforderungssituationen fraglich. Im Gegensatz dazu erfordern die in der vorliegenden Studie angewandten Maßnahmen muskuläre Aktionsmuster mit Vektorlängen zwischen 50 ms und 83 ms und können somit vor allem für den alpinen Skilauf als protektiv bedeutsam eingeschätzt werden.

Neben der Bedeutung der Zeitspanne erscheint es entscheidend, welcher Muskel in welcher Reihenfolge angesprochen wird. So konnten LI et al. (1999) zeigen dass die Kontraktion der ischiocruralen Muskulatur bei bestehender M. quadriceps Aktivierung zu einer signifikanten Reduktion der VKB Beanspruchung führt. Die EMG Analysen in der vorliegenden Studie zeigen, dass Kontraktionen des M. Quadriceps nach 30-40 ms von Aktionen der M. biceps femoris gefolgt werden. Der funktionale Hintergrund dürfte darin liegen, den mechanischen Folgen der reflektorische Quadriceps-Kontraktion, die zu einer ballistischen Extension und somit zu einem Abheben von der Stützfläche führen würde, entgegenzuwirken und somit eine effiziente Schwingungsregulation zu gewährleisten.

Der Erfolg der Rehabilitationsmaßnahmen im Hochleistungssport wird vor allem daran gemessen, in wie weit der Athlet nach der Verletzung wieder an seine vorher erbrachten Leistungen anknüpfen kann. Um dies zu gewährleisten, bedarf es nach der Verletzung einer möglichst schnellen Setzung skispezifischer Trainingsreize. Eine Komponente in der Gesamtheit der Reize besteht in der Verarbeitung mechanischer Schwingungen. Neben hochfrequenten, kleinamplitudigen Oszillationen (40-50 Hz) dominieren vor allem Frequenzen zwischen 6 und 16 Hz. Die Möglichkeit, diesen Frequenzbereich mit dem vorgestellten Ansatz abzudecken, könnte somit dazu beitragen, die Phase ohne skispezifische Trainingsreize relativ kurz zu gestalten und somit ein erfolgreiches Anknüpfen an frühere Leistungen zu gewährleisten.

Literatur:

- ARNOLD T, SHELBORNE, KD (2000)  
A Perioperative Rehabilitation Program for Anterior Cruciate Ligament Surgery  
Phys Sportsmed 28/1, 78-85
- BARRACK RL, SKINNER HB BUCKLEY SL (1989)  
Joint proprioception in the anterior cruciate deficient knee  
Am J Sports Med 17, 1-6
- BARRET DS (1991)  
Proprioception and function after anterior cruciate reconstruction  
J Bone Joint Surg Br 73, 833-837
- BEYNNON BD, JOHNSON RJ, FLEMING BC, POPE MH, RENSTRÖM PA, NICHOLS CE (1995)  
Anterior cruciate ligament strain behaviour during rehabilitation exercise in-vivo  
Am J Sports Med, 23, 24-34
- BEYNNON BD, FELING, B.C. (1998)  
Anterior cruciate ligament strain in vivo: A review of previous work  
J Biomech 31, 519-525
- BEYNNON BD, JOHNSON RJ, HAUGH L, SCOTT Z, WEBSTER J, MACY J (1999)  
A prospective study of knee injury risk factors in competitive alpine ski racers  
Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc  
Abstracts from the ISSS, 382-392
- BICKERSTAFF DR (2000)  
Knee instability: isolated and complex  
Br J Sports Med , 394-400
- BODEN BP, DEAN GS, FEAGIN JA JR, GARRETT WE JR (2000)  
Mechanisms of anterior cruciate ligament injury  
Orthop 23(6), 573-8
- BORSA PA, LEPHART SM, IRRGANG JJ, SAFRAN MR, FU FH (1997)  
The effects of joint position and direction of joint motion on proprioceptive sensibility in anterior cruciate ligament-deficient athletes.  
Am J Sports Med 25(3), 336-40
- BOVE M, DIVERIO M, POZZO T, SCHIEPPATI M (2001)  
Neck muscle vibration disrupts steering of locomotion  
J Appl Physiol 91, 581-588
- CORDO PJ, NASHER LM (1982)  
Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements  
J Neurophys 47, 287-302
- CORDO P, GURFINKEL VS, BEVAN L, KERR GK (1995)  
Proprioceptive consequences of tendon vibration during movement  
J Neurophysiol 74,1675-1688
- CORRIGAN JP, CAHSMAN WF, BRADY MP (1992)  
Proprioception in the cruciate deficient knee  
J Bone Joint Surg Br 74, 247-250
- DUFEK JS, BATES BT (1991)  
Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports  
Sports Med. 12(5), 326-37, Review
- EKELAND A (1999)  
Injury risk and injury types in skiing and snowboarding

Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc  
Abstracts from the ISSS, 382-392

EKELAND A, RODVEN A (2001)  
Injuries in Norwegian ski resorts, 1998 – 2001  
Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc  
Abstracts from the 14<sup>th</sup> Symposium on Ski Trauma and Skiing Safety, 383 - 389

ETTLINGER CF, JOHNSON RJ, SHEALY JE (2001)  
Where do we go from here? Thoughts on what is needed to reduce the risk of injury in skiing in the future  
Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc  
Abstracts from the 14<sup>th</sup> Symposium on Ski Trauma and Skiing Safety, 383 - 389

FRIDEN T, ROBERTS D, ZÄTTERSTRÖM R, LINDSTRAND A, MORITZ U (1999)  
Proprioceptive defects after an anterior cruciate ligament rupture – the relation to associated anatomical lesions and subjective knee function  
Knee Surg, Sports Traum, Arth., 7/4, 226-231

GEORGOULIS AD, PAPPA L, MOEBIUS U., MLALMOU-MITSI V, PAPPA S, PAPAGEORGIOU CO, AGNANTIS NJ, SOUCACOS PN (2001)  
The presence of proprioceptive mechanoreceptors in the remnants of the ruptured ACL as a possible source of re-innervation of the ACL autografts  
Knee surg, Sports Traum, Arth, 364-368

HAAS CT (2002)  
Simulation und Regulation mechanischer Schwingungen im alpinen Skirennlauf  
Dissertation, Sport und Buch Strauß

HAGBARTH KE, EKLUND G (1966)  
Tonic vibration reflex (TVR) in spasticity.  
Brain Res 2 201-203.

HAUSER W, GLÄSER H (1985)  
Alpine Skiunfälle und Verletzungen  
Schriftreihe des Deutschen Skiverbandes hrsg. von Stiftung Sicherheit im Skisport

HEIER S, KROSSHAUG T, RODVEN A, EKELAND A (2001a)  
Injuries in Alpine skiing related to age groups  
Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc  
Abstracts from the 14<sup>th</sup> Symposium on Ski Trauma and Skiing Safety, 383 - 389

HEIR S, KROSSHAUG T, EKELAND A (2001b)  
The prevalence of serious knee injuries in the freestyle world championship skiers  
Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc  
Abstracts from the 14<sup>th</sup> Symposium on Ski Trauma and Skiing Safety, 383 - 389

HERTEL P (2002)  
Verletzungen der Kreuzbänder  
Dt Zeitsch Sportmed, 53/4, 119-120

HIGGINS RW, STEADMANN JR (1987)  
Anterior cruciate ligament repairs in world class skiers  
Am J Sports Med 15/5, 439-447

HOGERVORST T, BRAND RA (1998)  
Mechanoreceptors in Joint Function  
J Bone Joint Surg 9: 1365- 1375

IHARA H, NAKAYAMA A (1986)  
Dynamic joint control training for knee ligament injuries  
Am J Sports Med 14, 309-315

- IVANENKO YP, TALIS VL, KAZZENNIKOV OV (1999)  
Support stability influences postural responses to muscle vibration in humans  
Eur J Neurosc 11, 647-654
- IVANENKO YP, GRASSO R, LACQUANITI F (2000a)  
Neck muscle vibration makes walking humans accelerate in the direction of gaze  
J Physiol 525, 803-814.
- IVANENKO YP, GRASSO R, LACQUANITI F (2000b)  
Influence of leg muscle vibration on human walking  
J Neurophysiol 84, 1737-1747.
- JEROSCH J, PRYMKA M (1996)  
Propriozeptive Fähigkeiten im Bereich des Kniegelenks bei Patienten nach vorderer Kreuzbandruptur  
Unfallchirurg 99, 861-868
- JOHNSON RJ, NATRI A, SHEALY JE, ETTLINGER CF (1999)  
A 3-year study of shaped skis  
Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc  
Abstracts from the ISSS, 382-392
- JOHNSON RJ, NATRI A, SHEALY JE, ETTLINGER CF (2000)  
A 3-year study of shaped skis  
Müller E, Schwameder H, Kornexel E, Raschner C: Science and Skiing, E&FN Spon, London, 529-543
- JOHNSON RJ, ETTLINGER CF, SHEALY JE (2001a)  
Lower extremity injuries in skiboarding and other forms of alpine skiing  
Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc  
Abstracts from the 14<sup>th</sup> Symposium on Ski Trauma and Skiing Safety, 383 - 389
- JOHNSON RJ, ETTLINGER CF, SHEALY JE (2001b)  
A method for comparing Alpine skiing injuries among studies  
Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc  
Abstracts from the 14<sup>th</sup> Symposium on Ski Trauma and Skiing Safety, 383 - 389
- KAKARLAPUDI TK, BICKERSTAFF DR (2000)  
Knee instability: isolated and complex  
Br J Sports med 200, 34: 394-400
- KAVOUNOUDIAS A, ROLL R, ROLL JP (1998)  
The plantar sole is a dynamometric map for human balance control  
Neuroreport 5, 9(14), 3247-3252
- KAVOUNOUDIAS A, ROLL R, ROLL JP (1999A)  
Specific whole-body shifts induced by frequency-modulated vibrations of human plantar soles  
Neurosc Let 14, 266(3), 181-184
- KAVOUNOUDIAS A, ROLL R, ROLL JP (1999B)  
From balance regulation to body orientation: two goals for muscleproprioceptive information processing?  
Exp Brain Res 124, 1, 80-88
- LI G, RUDY TW, SAKANE M, KANAMORI A, MA CB, WOO SL-Y (1999)  
The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL  
J Biomech 32, 395-400
- LIU W, MAITLAND ME (2000)  
The effect of hamstring muscle compensation for anterior laxity in the ACL- deficient knee during gait  
J Biomech 33/7, 871-879
- MATTHEWS PB (1966)  
The reflex excitation of the soleus muscle of the decerebrate cat caused by vibration applied to wrist tendon  
J Physiol 184, 450-472



- MOTE, CD (1987)  
The forces of skiing and their implication to injury  
Int J Sport Biomech 3, 309-325
- MYKLEBUST T, STRAND T, ENGBRETSSEN L, NILSSON S (1994)  
Registration of anterior cruciate ligament injuries in 3 upper divisions in Norwegian team handball: a prospective study  
Scand J Med Sc Sports 3, 194 (Abstract)
- NAITO E, KOCHIYAMA T, KITATDA R, NAKAMURA S, MICHIKAZU M, YONEKURA Y, SADATO N (2002)  
Internally Simulated Movement Sensations during Motor Imagery Activate Cortical Motor Areas and the Cerebellum.  
J Neurosci 22, 3683-3691
- OCHI M, IWASA J, UCHIO Y, ADACHI N, SUMEN Y (1999)  
The regeneration of sensory neurons in the reconstruction of the anterior cruciate ligament  
J Bone Joint Surg Br 1, 902-906
- RANDALL WV, STEADMAN JR, MAIR SD, BRIGGS KK, STERETT WI (1999)  
Anterior cruciate ligament injury incidence among male and female professional alpine skiers  
A J Sports Med 27, 792-795
- READ L, HERZOG W (1992)  
External loading at the knee joint for landing movements in alpine skiing  
Int J Sport Biomech 8, 62-88
- RYDER SH, JOHNSON RJ BEYNNON BD, ETTLINGER CF (1997)  
Prevention of ACL injuries  
J Sports Reha 6, 80-96
- SCHÖLLHORN, WI (1998)  
Systemdynamische Betrachtung komplexer Bewegungsmuster im Lernprozess  
Habilitationsschrift, Lang Frankfurt
- SENNER V, GREENWALD R, BARONE M (2001)  
Development of an in vitro knee simulator for correlating knee kinematics, ligament strain and alpine binding loads  
Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc  
Abstracts from the 14<sup>th</sup> Symposium on Ski Trauma and Skiing Safety, 383 - 389
- STEYVERS M, VERSCHUEREN MP, LEVIN O, OUAMER M, SWINNEN SP (2001)  
Proprioceptive control of cyclical bimanual forearm movements across different movement frequencies as revealed by means of tendon vibration  
Exp Brain Res 140, 326-334.
- STEYVERS M, LEVIN O, VERSCHUEREN SM, SWINNEN SP (2003)  
Frequency-dependent effects of muscle tendon vibration on corticospinal excitability: a TMS study  
Exp Brain Res (2003) - Epub ahead of print.
- URBACH D, NEBELUNG W, RÖPKE M, BECKER R, AWISZUS F (2000)  
Bilateraler Funktionsverlust der Quadrizepsmuskulatur nach einseitiger Kreuzbandruptur mit Begleitverletzung durch zentrales Aktivierungsdefizit  
Unfallchir 2000, 103, 949-955
- VERSCHUEREN SMP, SWINNEN SP, CORDO PJ, DOUNSKAIA NV (1999a)  
Proprioceptive control of multijoint movement: unimanual circle drawing  
Exp Brain Res 121, 171-181.

- VERSCHUEREN SMP, SWINNEN SP, CORDO PJ, DOUNSKAIA NV (1999 b)  
Proprioceptive control of multijoint movement: bimanual circle drawing  
Exp Brain Res 121, 182-192.
- VERSCHUEREN SMP, SWINNEN SP, DESLOOVERE K, DUYSSENS J (2003)  
Vibration-induced changes in EMG during Human Locomotion.  
J Neurophysiol 89 1299-1307.
- VOGEL A (1997)  
Der Alpin-Ski im Wandel der Zeit: Universalski, Carving-Ski  
Sportorthopädie-Sporttraumatologie 13, 4, 197-202
- WIERZBICKA MM, GILHODES JC, ROLL JP (1998)  
Vibration-Induced Postural Posteffects  
J Neurophysiol 79 143-150
- WOO SL, HOLLIS JM, ADAMS DJ, LYON RM, TAKAI S (1991)  
Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation  
Am J Sports Med 19, 217-225
- VALERIANI M, RESTUCCIA D, DILAZZARO V, FANCSCI F, FABBRACIANCI C, TONALI P (1996)  
Central nervous system modification in patients with lesion of the anterior cruciate ligament of the knee  
Brain 119, 1751-1762
- WICKER A, MATSCHI W, HOHENFELLER N, MÜLLER-THIES M, BREITFUSS H (1997)  
Elite skiers after anterior cruciate ligament reconstruction: early functional sport-specific rehabilitation in water  
Müller E, Schwameder H, Kornexel E, Raschner C: Science and Skiing, E&FN Son, London, 513-527
- YAMAGISHI T, FUJII K, KUROSAKA D, AMAKAWA T (2000)  
Proprioceptive neuromuscular facilitation training for alpine ski racers  
Abstract Book of the 2nd International Congress on Skiing and Science 2000, 112-113