

**Einfluss von visuellem Feedback und interne  
Bewegungsrepräsentation auf die  
Bewegungsprogrammierung bei Kontraktionen im  
Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus**

Vorgelegt von

**Walter Rapp**

aus Schramberg

Von der Fakultät für Geschichts-, Sozial- und Wirtschaftswissenschaften  
der Universität Stuttgart zur Erlangung der Würde eines  
**Doktors der Philosophie (Dr. phil.)**  
genehmigte Abhandlung

Hauptberichter: Prof. Dr. A. Gollhofer

Mitberichter: Prof. Dr. G. Schoder

Tag der mündlichen Prüfung: 12. September 2001

Universität Stuttgart  
Institut für Sportwissenschaft  
2001

<b>INHALTSVERZEICHNIS</b> .....	<b>1</b>
<b>KURZFASSUNG</b> .....	<b>4</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>6</b>
<b>1 EINLEITUNG</b> .....	<b>7</b>
<b>2 THEORETISCHE VORÜBERLEGUNGEN</b> .....	<b>9</b>
2.1 MODULATION VON REFLEXEN.....	10
2.2 ASPEKTE DER VISUELLEN WAHRNEHMUNG.....	11
2.3 DIE SPEZIFISCHE FORM DER KONTRAKTION IM DEHNUNGS-VERKÜRZUNGS-ZYKLUS.....	12
2.3.1 <i>Das Innervationsmuster bei reaktiven Sprüngen</i> .....	15
2.3.2 <i>Anpassungsmechanismen in der Aktivierungscharakteristik</i> .....	16
<b>3 GENERIERUNG UND KONTROLLE VON MOTORISCHEN BEWEGUNGSABLÄUFEN</b> .....	<b>22</b>
3.1 MOTORISCHE BEWEGUNGSPROGRAMME.....	22
3.1.1 <i>Feedback in der Bewegungskontrolle</i> .....	23
3.1.2 <i>Die Schematheorie nach Schmidt</i> .....	24
3.1.3 <i>Die Bedeutung von Aufmerksamkeit in der Bewegungskontrolle</i> .....	25
3.1.4 <i>Der Aspekt der Automatisierung einer Bewegung</i> .....	26
3.1.5 <i>Bedeutung von Automatisierung bei schnellen Bewegungen</i> .....	29
3.2 INFORMATIONSVERARBEITENDE PROZESSE IN DER BEWEGUNGSKONTROLLE.....	30
3.2.1 <i>Aspekte der Bewegungserfahrung und des Bewegungswissens</i> .....	31
3.2.2 <i>Kognitive Repräsentation</i> .....	32
3.2.3 <i>Gedächtnis und Behaltensleistung</i> .....	34
3.3 BEWEGUNGSPROGRAMMIERUNG.....	35
3.3.1 <i>Motorische Kontrolle am Beispiel des präzisen Greifens</i> .....	37
3.4 BEWEGUNGSPROGRAMMIERUNG BEI REAKTIVEN SPRUNGFORMEN.....	38
3.4.1 <i>Absprungstrategie</i> .....	38
3.4.2 <i>Landevorbereitung unter visueller Kontrolle</i> .....	39
3.4.3 <i>Anpassung an divergierende Absprunghbedingungen</i> .....	43
3.4.4 <i>Entwicklung motorischer Bewegungsprogramme</i> .....	44
3.5 BEWEGUNGSREGULATION DURCH OPTISCHE INFORMATIONSKANÄLE.....	44
3.5.1 <i>Einfluss der optischen Variablen TAU bei Tiefsprüngen</i> .....	49
3.5.2 <i>Visuelle Kontrolle bei Landung auf den Armen</i> .....	52
3.5.3 <i>Einfluss der visuellen Kontrolle bei Tiefsprüngen im Tierversuch</i> .....	54
3.5.4 <i>Einfluss von Deafferenzierung auf die Bewegungsausführung von Tiefsprüngen im Tierexperiment</i> .....	57
<b>4 FRAGESTELLUNG</b> .....	<b>59</b>
4.1 AKTIVIERUNGSSCHARAKTERISTIK BEI FEHLENDER VISUELLER INFORMATION.....	60
4.2 AUFMERKSAMKEITSORIENTIERTE BEWEGUNGSPROGRAMMIERUNG.....	60
<b>5 METHODE</b> .....	<b>61</b>
5.1 VERSUCHSDURCHFÜHRUNG BEI FEHLENDER VISUELLER INFORMATION.....	61
5.1.1 <i>Absprungplattform</i> .....	64
5.1.2 <i>Vorbereitungsphase</i> .....	65
5.2 EXPERIMENTALBEDINGUNGEN.....	65
5.2.1 <i>Bedingung „KONSTANT“</i> .....	66
5.2.2 <i>Bedingung „WECHSEL“</i> .....	66
5.2.3 <i>Bedingung OHNE INFORMATION („NO-INFO“)</i> .....	66
5.3 VARIABLENBESCHREIBUNG.....	67
5.3.1 <i>Erfassung der Einflugzeit</i> .....	67
5.3.2 <i>Vertikale Bodenreaktionskraft</i> .....	69
5.3.3 <i>Erfassung der Winkel-Zeit Verläufe</i> .....	70
5.3.4 <i>Elekromyographische Signalerfassung</i> .....	70
5.4 AUSWERTEVERFAHREN.....	76

5.4.1	<i>Zeitparameter</i>	76
5.4.2	<i>Neuromuskuläre Parameter</i>	77
5.4.3	<i>Bestimmung der Leistungsfähigkeit</i>	79
5.4.4	<i>Statistische Weiterverarbeitung</i>	79
<b>6</b>	<b>ERGEBNISSE</b>	<b>81</b>
6.1	VERÄNDERUNGEN VON BEWEGUNGSZEITEN	81
6.1.1	<i>Einflugzeit</i>	81
6.1.2	<i>Einschaltzeit</i>	81
6.1.3	<i>Kontaktzeiten</i>	82
6.1.4	<i>Sprunghöhen</i>	85
6.2	VERÄNDERUNGEN DER NEUROMUSKULÄREN AKTIVIERUNGSMUSTER	87
6.2.1	<i>IEMG über Kontaktzeit</i>	89
6.2.2	<i>Reduktions- und Hemmungsprozesse in der Aktivierungscharakteristik</i>	95
6.2.3	<i>Aktivierungscharakteristik der Vorinnervation</i>	97
6.2.4	<i>Beinmuskulatur</i>	105
6.2.5	<i>Kinematische Veränderungen im Sprunggelenk</i>	109
<b>7</b>	<b>ERGÄNZENDE UNTERSUCHUNGEN</b>	<b>111</b>
7.1	MODIFIZIERBARKEIT MOTORISCHER BEWEGUNGSPROGRAMME BEI GETEILTER AUFMERKSAMKEIT	111
7.1.1	<i>Methoden</i>	111
7.1.2	<i>Datenanalyse und Auswertung</i>	112
7.1.3	<i>Ergebnisse</i>	113
7.2	ASPEKTE DER BEWEGUNGSERFAHRUNG	116
7.2.1	<i>Innervationsverhalten bei Kindern</i>	117
7.2.2	<i>Einzelfallanalyse eines Patienten mit geschädigtem Vestibularorgan</i>	122
7.3	VERGLEICH VON TIEF-HOCH-SPRÜNGEN, LANDUNGEN UND KAUSERSPRÜNGEN	125
7.3.1	<i>Tief-Hoch-Sprünge und Landungen</i>	125
7.3.2	<i>Kauersprünge</i>	125
<b>8</b>	<b>DISKUSSION</b>	<b>131</b>
8.1	VERÄNDERUNGEN IN DER BEWEGUNGSAUSFÜHRUNG	131
8.1.1	<i>Veränderung der Vorinnervation</i>	136
8.1.2	<i>Konsequenzen aus der veränderten Einschaltzeit</i>	138
8.1.3	<i>Antizipation der Fallzeit</i>	139
8.1.4	<i>Speicherung und Behalten von sensorischen Informationen</i>	140
8.1.5	<i>Einfluss von kinästhetischer und propriozeptiver Wahrnehmung auf die Bewegungsprogrammierung</i>	142
8.1.6	<i>Bedeutung verbaler und auditiver Informationen für die Bewegungsprogrammierung</i>	143
8.1.7	<i>Bedeutung des Gleichgewichtsorgans für reaktive Sprungformen</i>	144
8.1.8	<i>Bedeutung der Selbstauslösung einer Bewegung</i>	145
8.2	BEWEGUNGSSTRATEGIEN	147
8.2.1	<i>Strategien zur Standstabilisation</i>	147
8.2.2	<i>Mechanische Bedeutung des M. tibialis anterior für die Standstabilisation</i>	147
8.2.3	<i>Verfügbarkeit von motorischen Programmen</i>	149
8.2.4	<i>Einfluss der Bewegungserfahrung bei reaktiven Sprüngen</i>	151
8.3	MODIFIZIERBARKEIT VON BEWEGUNGSPROGRAMMEN	154
8.3.1	<i>Veränderungen in der Aktivierungscharakteristik beim Offenhalten eines motorischen Programms</i>	155
8.4	RELEVANZ FÜR DAS BEWEGUNGSLERNEN	156
8.5	FAZIT	158
<b>9</b>	<b>LITERATUR</b>	<b>160</b>
<b>10</b>	<b>ANHANG</b>	<b>168</b>
10.1	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	168
10.2	TABELLENVERZEICHNIS	171

<b>NACHWORT .....</b>	<b>172</b>
<b>LEBENS LAUF .....</b>	<b>173</b>
<b>ERKLÄRUNG.....</b>	<b>174</b>

## KURZFASSUNG

Die motorische Kontrolle menschlicher Bewegung unterliegt in hohem Maße der Fähigkeit der antizipativen Bewegungsprogrammierung. Hierzu müssen sensorische Informationen aufgenommen und kognitiv verarbeitet werden. Zusammen mit gespeichertem Bewegungswissen kann hieraus eine kontrollierte und koordinierte Bewegungsausführung erfolgen. Basierend auf der Verfügbarkeit dieser Informationen ist ein individuelles Körperschema zu entwickeln, das in der Lage ist, die räumlichen und zeitlichen Aspekte einer Bewegungsaufgabe adäquat zu erfüllen.

Das Kontraktionsverhalten im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ) ist der grundlegende Aspekt der reaktiven Bewegungen. Durch eine muskuläre Voraktivierung kann einer anschließenden Dehnungsphase ein größerer Widerstand entgegengesetzt werden. Die Energie, die durch diesen Vorgang in den tendomuskulären Strukturen gespeichert wird, kann in einer anschließenden Verkürzungsphase zur Leistungssteigerung genutzt werden. Voraussetzung dafür ist, dass das Bewegungsprogramm von zentral motorischen Systemen initiiert wird.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, den Einfluss von sensorischen Informationen auf die Bewegungsprogrammierung zu untersuchen. Das visuelle System stellt hierbei eine wichtige Informationsquelle dar. Für die Untersuchung sollten Probanden reaktive Tief-Hochsprünge aus vier Absprunghöhen (24 cm, 34 cm, 44 cm und 54 cm) ohne visuelle Kontrolle absolvieren. In einer ersten Bedingung erfolgten fünf Sprünge in Folge ohne Höhenvariation. In einer zweiten Bedingung wurden die Absprunghöhen randomisiert nach jedem Sprung zwischen den Höhen verändert. In einer dritten Versuchsreihe erhielten die Probanden bei randomisierter Höhenverstellung, im Gegensatz zu den beiden ersten Bedingungen, keinerlei Informationen bezüglich der Absprunghöhe. Als Kontrollbedingung dienten Sprünge unter visueller Kontrolle.

In weiteren Untersuchungen wurde zusätzlich noch die Innervationscharakteristik bei 3 Kindern im Alter von 5 und 7 Jahren, sowie bei einem Patienten mit geschädigtem Vestibularsystem untersucht. Dieser Komplex erfolgt ausschließlich qualitativ anhand von Einzelfallanalysen der Innervationsmuster bei visuellen und nichtvisuellen Bedingungen.

Für eine quantitative und qualitative Darstellung der Bewegungsausführung wurde mittels einer Kistler Messplattform die Bodenreaktionskraft registriert. Zur kinematischen Analyse wurden Gelenkwinkel der unteren Extremitäten erfasst. Die Analyse der neuromuskulären Ansteuerung wurde mittels Oberflächenableitungen von elektromyographischen Signalen (EMG) der Bein- und Rumpfmuskulatur durchgeführt.

Die Ergebnisse der drei Experimentalbedingungen zeigen bei den ersten Sprüngen ohne visuelle Kontrolle eine Verlängerung in der Bodenkontaktzeit. Das Innervationsmuster zeigt ein Auseinanderdriften der am Sprunggelenk wirkenden Extensoren, einhergehend mit einer signifikanten Zunahme des M. tibialis direkt nach dem Bodenkontakt. Wird die Absprunghöhe nicht verändert, dann zeigt sich bereits nach dem zweiten oder dritten Sprung ein Innervationsmuster, das dem der Kontrollbedingung entspricht. Wird die Absprunghöhe jedoch randomisiert verändert, und erhält der Proband keine Höheninformation, so bleibt die Kontaktzeit verlängert und auch die Innervationsaufteilung bleibt bestehen.

Die Verlängerung der Bodenkontaktzeit ist funktionell dadurch zu erklären, dass, im Falle der mangelnden Information, es ein vorrangiges Ziel ist, den Körperschwerpunkt (KSP) zu stabilisieren. Die Aktivierung des M. tibialis anterior dient dazu, eine Schwankung nach hinten zu verhindern. Weiterhin resultiert daraus eine antagonistische Hemmung der Extensorengruppe, wodurch sich eine Aufteilung der Bewegungsaufgabe in einen Landeteil und einen Absprungteil ableiten lässt. Hierdurch sind die, aus einer mechanischen Sichtweise heraus zu betrachtenden positiven Effekte der Energiespeicherung in einem vorgespannten System, aber nicht mehr gegeben. Vielmehr ist aus diesen Ergebnissen zu folgern, dass bei fehlenden visuellen Informationen die Aufgabe reaktiv zu springen als sekundär betrachtet wird, sondern die Stabilisierung des KSP im Vordergrund steht. Die rasche Wiederherstellung eines „normalen“ Innervationsmusters für einen reaktiven Sprung, bei unveränderten Absprungbedingungen, verdeutlicht, dass propriozeptive und kinästhetische Informationen den visuellen Ausfall innerhalb nur weniger Versuche kompensieren können. Die aus dem vorhergehenden Sprung gespeicherten sensorischen Informationen können für die Programmierung des folgenden Sprunges eingesetzt werden. Dies wiederum unterstreicht den hohen Stellenwert, den kinästhetische Rückmeldungen für die Kontrolle menschlicher Bewegung, und insbesondere für die Repräsentation eines individuellen Körperschemas haben.

Die Einzelfallanalysen der Kinder und des vestibulär geschädigten Patienten bestätigen diesen Sachverhalt. Sowohl bei den Kindern als auch bei dem Patienten konnte eine deutliche Vorinnervation festgestellt werden, was auf ein bereits bestehendes Programm für die Landung hinweist. Die Fähigkeit reaktiv zu springen war vor allem beim jüngsten Kind noch nicht ausgeprägt. Hier zeigte sich eine deutliche Verlängerung in der Standphase. Die beiden anderen Kinder, wie auch der Patient, zeigten diesbezüglich keine Verlängerung in der Bodenkontaktzeit. Aus der Tatsache, dass der vestibulär geschädigte Patient in der Lage war, reaktiv zu springen ist zu folgern, dass das Vestibularsystem bei der Planung und Kontrolle eines Tief-Hoch-Sprunges keine signifikante Rolle spielt. Die Untersuchung verdeutlicht, dass kinästhetische und propriozeptive Informationen einen entscheidenden Einfluss auf die Steuerung und Regulation von Bewegung haben. Diese sind durchaus in der Lage visuelle Informationen zu kompensieren und auch kurzfristig zu speichern, um für eine nachfolgende Bewegungsprogrammierung zur Verfügung zu stehen.

Ein Transfer von kognitivem Wissen über die Bewegungsparameter erscheint jedoch nur eingeschränkt möglich. In diesem Falle neigen die Probanden dazu, eine veränderte Bewegungsstrategie anzuwenden, die zusammengefasst darauf hinausläuft den KSP zu stabilisieren, um damit das individuelle, gespeicherte Körperschema zu sichern.

## ABSTRACT

In reactive drop jump conditions information about external and internal aspects of the task are necessary for programming an adequate movement pattern. For this, sensory information has to be collected and evaluated. If a sensory cue is blocked either alternative sensory information or knowledge about the movement can compensate this lack. If not, the movement is either not practicable or must be changed.

To investigate the lack of visual information in the case of drop jumping a special design was developed. A total of 14 physical education students performed reactive drop jumps from 4 different heights. By the use of an hydraulic table the height requirement could be adjusted in a randomised way. Subjects performed 5 jumps from each height under blindfold. Visual controlled jumps served as a control condition. In the first experiment, 5 successive jumps from each height were performed. In the second, the height was changed after each jump. In both experimental conditions verbal information about the height was given to the subject. In the third experiment no information was given. Additional investigations were executed with three children and a patient with a loss of the vestibular organ.

To analyse the neuromuscular activation patterns surface electromyography from different leg and trunk muscles were registered and synchronised with the vertical ground reaction forces.

In the case of reduced sensory feedback the results show a prolonged contact time and a decrease in jumping performance for the first blindfolded jumps. If the height was not changed a decrease in comparison with control values takes place within the first or second jump. The EMG-patterns of the first blindfolded jumps show an increasing antagonistic activation of the ankle flexor while the pattern of the ankle extensor was divided into two parts.

The pre-activation of the ankle extensor also demonstrates marked differences between blindfolded and control values. In both the first blindfolded investigated and in the experiment with no information the triceps surae muscle was innervated a short time after take off from the table. After some jump experience the pre-activation was triggered on first contact, which is comparable to normal behaviour.

The qualitative pattern of the children and that of the patient shows in every case a distinct pre-activation; in the case of insecurity the activation pattern is also characterised by a prolonged contact time and a pronounced ankle flexor activation.

It could be demonstrated, that the lack of visual information can be compensated by tactile and proprioceptive information. The verbal information alone seems insufficient to do this. The functional role of a prolonged contact time must be seen in a stabilising effect on the centre of gravity. For this the ankle flexor activation prevents falling down backwards. The dividing into two parts of the ankle extensor must be interpreted such that in the case of insecurity, the motor programming changed to two separate programs, one for landing and one for jumping. The time between these two parts is necessary to collect additional information about the individual body scheme which defines the position and movement of the body in time and space.

## 1 EINLEITUNG

Die motorische Kontrolle menschlicher Bewegung unterliegt in hohem Maße der Fähigkeit der antizipativen Bewegungsprogrammierung. Damit eine Bewegungsaufgabe koordiniert und adäquat ausgeführt werden kann, sind die, die Aufgabe determinierenden, mechanischen, physiologischen wie auch psychologischen Konsequenzen zu bewerten. Basierend auf einer Abschätzung dieser Konsequenzen können über das ZNS die entsprechenden Muskeln sowohl in ihrem Betrag als auch in der zeitlichen Struktur aktiviert werden. Die adäquate Vorprogrammierung der ausführenden Muskeln und Muskelgruppen ist ein entscheidendes Kriterium für eine ökonomische und leistungsrelevante Bewegungsausführung. Vor allem bei sportlichen Bewegungen ist eine effiziente Planung und Ausführung wichtig, um eine Aufgabe in einem leistungsrelevanten Sinne absolvieren zu können. Eine funktionelle Bewegungsausführung basiert auf dem Prinzip der Interaktion zwischen den verschiedenen sensorischen, motorischen und kognitiven Systemen (GOODMAN&LIEBERMANN 1992). Eine Bewegung ist dann als ökonomisch zu bezeichnen, wenn die elastischen und mechanischen Gesetzmäßigkeiten funktionell in die Bewegung integriert sind. So zeigten LESTIENNE (1979), sowie SPENCER&THELEN (1999), dass muskuläre Energie eingespart werden kann, wenn die elastischen Komponenten des tendo-muskulären Apparates möglichst effektiv in die Bewegungsausführung integriert werden, was aber nur möglich war, wenn die geforderte Bewegung antizipiert werden konnte.

Im Sinne der Bewegungsautomatisierung ist eine Bewegung so zu koordinieren, dass für die Regulation und Steuerung möglichst wenig Aufmerksamkeit notwendig wird. Die dadurch frei werdenden primär kognitiven Kapazitäten können dann für Bewegungsphasen genutzt werden, in denen eine bewusste Bewegungskontrolle notwendig ist (ANDERSON 1996, DAUGS 1995, BIRBAUMER&SCHMIDT 1995).

Um die Anteile der bewussten Kontrolle möglichst gering zu halten, ist ein hohes Maß an individueller Bewegungserfahrung notwendig. Entscheidend für eine adäquate Bewegungsprogrammierung ist, dass der Ausführende Informationen aufnehmen und im Abgleich mit Erfahrungswerten, eventuelle Konsequenzen antizipieren kann. Eine exakte Bewertung ist aber nur dann möglich, wenn auch die



Aufgabe, bzw. das Ziel definiert ist. Bei einer negativen Bewertung, z.B. durch die Erwartung von Schmerzen, oder im Falle von Unsicherheit, kann dies dazu führen, dass eine Bewegungshandlung gehemmt, abgebrochen oder unter Umständen gar nicht initiiert wird.

Für die Aufnahme von Informationen ist das visuelle System die wohl wichtigste Informationsquelle. Wird dieses blockiert, können alternative sensorische Systeme, wie z.B. das Vestibularorgan und die Propriozeption, diesen Ausfall kompensieren. Dies wird eindrucksvoll von Blinden demonstriert, die trotz ihres Handicaps in der Lage sind, in unterschiedlichen sportlichen Disziplinen Höchstleistungen zu erbringen.

Kontraktionen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ) stellen bei sportlichen Bewegungsabläufen, wie auch in der Alltagsmotorik, die zentrale Wirkungsweise der muskulären Aktion dar. Die zeitliche Verknüpfung einer exzentrischen Dehnung des Muskels mit einer sich anschließenden Verkürzung ist eine Grundvoraussetzung für schnelle, dynamische Bewegungen. Aufgrund der mechanischen und elastischen Eigenschaften des tendomuskulären Systems, koordiniert mit neuromuskulären Steuer- und Regelungsprozessen, garantiert diese Kontraktionsform eine effiziente Arbeitsweise (BOSCO&KOMI 1997, GOLLHOFER 1987a, GOLLHOFER et al 1992).

Reaktive Tief-Hoch-Sprünge sind durch hohe Bewegungsgeschwindigkeiten gekennzeichnet. Ein regulierender Zugriff während der Bewegungsausführung, wie von ADAMS (1971) vorgestellt, ist aufgrund der schnellen Bewegungszeiten nur bedingt möglich. Aufgrund der Leitungsgeschwindigkeit physiologischer Systeme bei der Aufnahme, Weiterleitung und Umsetzung von sensorischen Informationen, ist vielmehr davon auszugehen, dass schnell ablaufende dynamische Bewegungen von zentralen motorischen Strukturen vorprogrammiert sind (DIETZ 1992, SCHMIDT 1982, KEELE 1990, KONCZAK 1995, MÜLLER&KONCZAK 1995).

## 2 THEORETISCHE VORÜBERLEGUNGEN

Für die motorische Kontrolle von Körperlagen und Körperpositionen ist ein Körperschema zu erstellen, das die Orientierung im Raum und der einzelnen Körpersegmente zueinander erfasst. Für die Generierung dieses Körperschemas ist es notwendig, dass unterschiedliche sensorische Einflüsse integrativ verarbeitet werden. (Abbildung 1). Dabei liefern die Sensoren der Muskeln und Sehnen, der Knochenhaut, der Aponeurosen sowie die Mechanorezeptoren der Haut unterschiedliche Informationen (GRIGG 1994, ZIMMERMANN 1995a und b, HUIJING 1994).

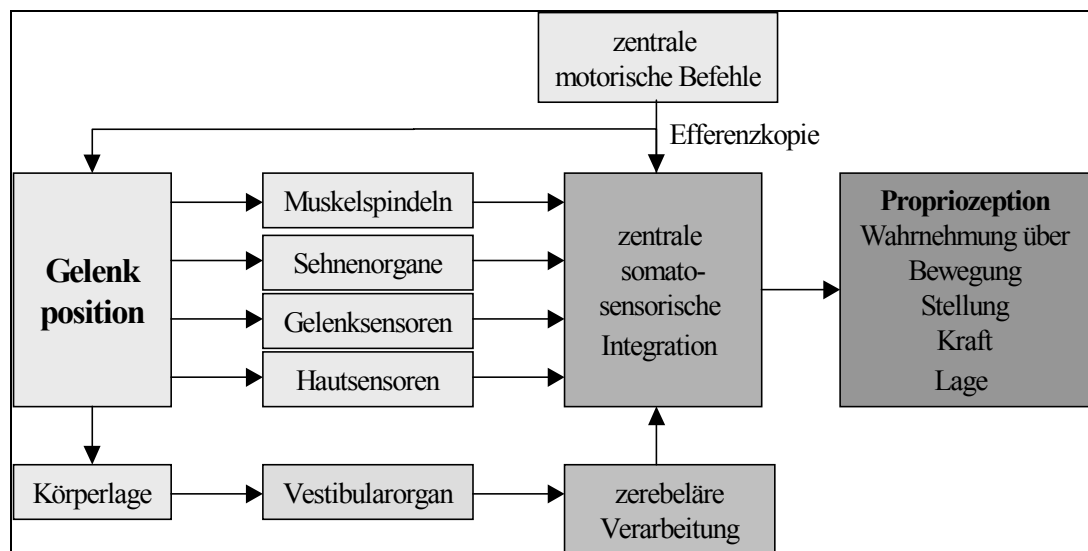


Abbildung 1: Funktionelle Übersicht über Viszeroseption und Propriozeption für die Generierung eines Körperschemas. (Aus: ZIMMERMANN 1995a).

Lange Zeit wurde angenommen, dass die in den kapsulären Strukturen der Gelenke zu lokalisierenden Ruffini-Körperchen, ähnlich einem Potentiometer, die Gelenkstellung repräsentieren. Im Jahre 1972 wurde von GOODWIN et al dargestellt, dass in der dynamischen Haltungskontrolle sowohl die Signale der Muskelspindeln, als auch motorische Kommandos von höheren Steuerzentren des ZNS, an der Positionswahrnehmung beteiligt sind. Durch Vibrationsmessungen an der mit 100Hz stimulierten Oberarmmuskulatur wurde, bei Probanden die ohne visuelle Rückmeldung waren, eine erhöhte Sensibilisierung der Muskelspindeln gemessen, was zu einer Kontraktion und einer Positionsveränderung im Ellenbogengelenk führt. Die Stimulation des M. biceps brachii resultierte in einer stärker flektierten Position im Vergleich zum nichtstimulierten Arm. Ähnliche Ergebnisse wurden an der Achillessehne festgestellt (LACKNER&LEVINE 1979),

bei der eine Stimulation der Achillessehne dazu führte, dass die Probanden eine Schwankung nach vorne wahrnahmen.

Fällt bei der Generierung des Körperschemas das Gleichgewichtsorgan als Informationsquelle aus, so konnte von LACKNER&DeZIO (2000) gezeigt werden, dass vestibulär gestörte Patienten nicht in der Lage sind alternierend vom Ballen auf die Ferse zu wippen. Bereits nach wenigen Versuchen kommt es zu deutlichen Schwankungen in der Körperschwerpunktslage die im Extremfall zum Sturz führen kann. Wird ihnen jedoch eine minimale taktile Hilfe über die Hand angeboten, so ist die Aufgabe leicht zu bewältigen. Aus der Tatsache, dass Informationen des visuellen Systems nicht ausreichen, um die Standstabilisation zu gewährleisten, wurde von den Autoren gefolgert, dass die Repräsentation der Körperlage primär auf den taktilen Informationen basiert.

Von LACKNER (1988) wurde auch gezeigt, dass die Wahrnehmung von Afferenzen der Hand und des Armes eine Assoziation für die räumliche Kalibrierung eines Körperschemas bietet. Über die taktile Reizung der Hautafferenzen ist eine Informationsaufnahme gewährleistet, die über das visuelle System, z. B. bei Dunkelheit, nicht möglich ist.

### ***2.1 Modulation von Reflexen***

Eine bedeutende Rolle in der unbewussten Kontrolle der menschlichen Motorik spielen Reflexmechanismen. Sie tragen dazu bei, den Körper im Raum zu stabilisieren, ohne dass die Regulationsprozesse einer bewussten Wahrnehmung unterliegen müssen. Die Eigenschaft von Reflexen, als automatische Reaktion auf einen äußeren Störreiz zu reagieren, hat auch zur Konsequenz, dass diese Reflexe nur bedingt unterdrückt werden können.

Der einfachste Reflex, der monosynaptische Dehnungsreflex, hat seine funktionelle Bedeutung in der Längenregulierung (WIESEDENDANGER 1995). Die bei hohen Dehnungsgeschwindigkeiten zusätzlich ausgelöste reflektorische Aktivierung, soll dazu beitragen, die ursprüngliche Muskellänge wieder herzustellen. Die Ausprägung einer Reflexantwort ist abhängig von der Dehnungsgeschwindigkeit, nicht aber jedoch von der Dehnungsamplitude (BERARDELLI et al 1982, GOTTLIEB&AGARWAL 1978 u. 1979, GOLLHOFER&RAPP 1993).

Die Muskelspindeln sind für die Registrierung einer Längenveränderung zuständig. Die Erregbarkeit ist während Ruhephasen und bei zyklisch wiederkehrenden Bewegungen herabgesetzt, und wird erst wieder bei neuen Bewegungen der Muskelspindel registriert (WIESENDANGER 1995).

Dies deutet auf die Modulierbarkeit von Reflexen durch die Bewegungsaufgabe hin (DIETZ&DISCHER&TRIPPEL 1994). Wie GOLLHOFER et al (1989) zeigte wird eine Reflexantwort, ausgelöst durch eine schnelle Dehnung des M. triceps surae, in Abhängigkeit von der Position des Körperschwerpunktes (KSP) moduliert. Durch Verwendung eines speziellen Sprunggelenkergometers (GOLLHOFER et al 1989, GOLLHOFER&RAPP 1993) konnte eine Rotationsbewegung am Sprunggelenk ausgelöst werden. Ein identischer mechanischer Reiz führte durch eine Veränderung der Rotationsachse zu einer selektiven Auslenkung am Sprunggelenk oder zu einem Auslenken des KSP. Durch die induzierte KSP Schwankung konnte eine reduzierte monosynaptische Reflexantwort, sowie eine Zunahme späterer Reflexantworten festgestellt werden.

In einer weiteren Studie wurde die Reflexausprägung von Doppelreizen bei den einfachen motorischen Anforderungen „Sitzen“ und „Stehen“ untersucht (GOLLHOFER&RAPP 1993). Dabei ergaben sich unterschiedliche Ausprägungen in der Reflexcharakteristik bei identischen mechanischen Reizkonfigurationen. Alle Reize wurden mit einer konstanten Dehnungsamplitude und Dehnungsgeschwindigkeit ausgelöst, variiert wurde hingegen die Zeit zwischen zwei Reizen einer Bedingung. Die Autoren zeigten signifikante Unterschiede zwischen der motorischen Aufgabe „Sitzen“ oder „Stehen“ dahingehend auf, dass die Reflexantwort eines Folgeizes, abhängig vom Zeitintervall, reduziert war. Während im Sitzen die Refraktärzeit zwischen erstem und zweiten Reiz bei 400ms lag, erfolgte die zweite Reflexantwort im „Stehen“ mit 200ms wesentlich früher. Diese Verkürzung der Refraktärzeit bewirkt eine größere Sensibilität des reflektorischen Systems für die höheren motorischen Anforderungen der Standstabilisation.

## **2.2 Aspekte der visuellen Wahrnehmung**

Die Aufnahme von visuellen Informationen in übergeordneten Hirnarealen unterliegt einer Kapazitätsbegrenzung. ANDERSON (1996) betont, basierend auf Untersuchungen von POSNER et al (1980), dass der Mensch in der Lage ist visuelle

Informationen aufzunehmen die auch außerhalb des fovealen Ausschnitts (Blickzentrum) liegen. Diese Fähigkeit wird auch als peripheres Sehen bezeichnet. Bereits vor Bewegungsbeginn werden Informationen über das visuelle System zur Verfügung gestellt, und anschließend in die Bewegungsplanung und die motorische Ausführung integriert. Zur Kontrolle des Körpers im Raum ist das visuelle System aber nicht immer zwingend notwendig. Aufgrund der Tatsache, dass auch in dunkler Umgebung Bewegungshandlungen zielgerichtet ablaufen können, ist zu folgern, dass die blockierten visuellen Informationen kompensiert werden können. Untersuchungsergebnisse von GRASSO et al (1998) zeigten dabei, im Rahmen einer Orientierungsaufgabe, Unterschiede zwischen Erwachsenen und Kindern auf. Die Aufgabe bestand darin, in einem dunklen Raum ein Ziel anzusteuern, das in 90° Position zur Startposition lag. Für die Neuorientierung wendeten die Kinder (3,5-8 Jahre) ihren Kopf erst beim Erreichen der Eckposition. Erwachsene waren in der Lage, den Kopf bereits antizipierend vor der Eckposition zu wenden, um sich auf die neue Bewegungsrichtung zu orientieren. Da bei den Kindern eine deutliche Bewegungsverlangsamung festgestellt werden konnte, wurde gefolgert, dass die integrative Verarbeitung von taktilen und propriozeptiven Informationen noch nicht automatisiert ist, und deshalb eine eher aufmerksamkeitsorientierte Ausführung erfolgt.

Die bei den Erwachsenen zu beobachtende Antizipation der Bewegungsrichtung durch eine Kopfbewegung zeigt, dass die Stellung des Kopfes einen entscheidenden Einfluss auf die Bewegungskontrolle ausübt. In der Feedforward-Kontrolle von Bewegungen dient die Kopfhaltung als Referenzwert für die Stellung des Körpers im Raum. Dabei ist zu berücksichtigen, dass die Stellung des Kopfes mit den weiteren Körpersegmenten des Rumpfes, sowie denen der Extremitäten koordiniert werden muss.

### ***2.3 Die spezifische Form der Kontraktion im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus***

Auf der Basis faktorenanalytischer Berechnungen konnte GOLLHOFER (1987) bei reaktiven Tief-Hoch-Sprüngen eine hohe Eigentätigkeit dieser Kontraktionsform aufzeigen. Diese Eigenständigkeit wurde erstmals von WERSCHOSHANSKIJ (1972) gezeigt. In einer Strukturanalyse zum motorischen Beanspruchungsbereich der Kraft, definiert BÜHRLE (1989) neben den Kraftfähigkeiten der Maximal- und Schnellkraft, auch die Reaktivkraft als weitere Fähigkeitskomponente, die eine

Kraftleistung beeinflusst (Abbildung 2). Hierbei ist vor allem zu berücksichtigen, dass die einzelnen Kraftfähigkeiten nicht isoliert zu betrachten sind, sondern das übergreifende Wirkungsgefüge der einzelnen Kraftfähigkeiten eine hohe Relevanz hat.

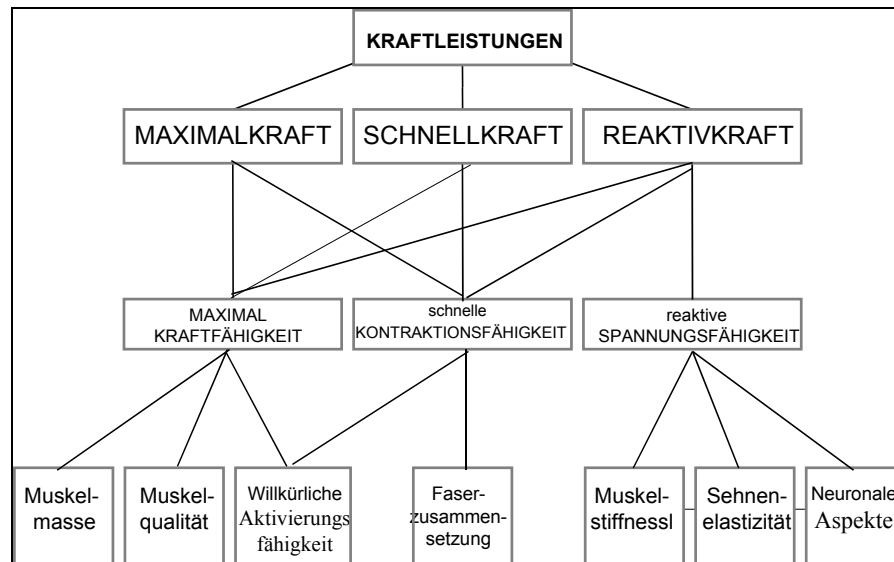


Abbildung 2: Strukturierung des motorischen Beanspruchungsbereiches der Kraftleistungen (angepasst aus: BÜHRLE 1989).

Eine Kontraktion im DVZ ist dadurch charakterisiert, dass eine schnell ablaufende Dehnung möglichst schnell abgebremst wird, und in eine konzentrische Arbeitsweise des Muskels übergeht (SCHMIDTBLEICHER 1992, KOMI 1994, und KOMI&GOLLHOFER 1997). Die Kombination von exzentrischer Dehnung und konzentrischer Kontraktion bewirkt dabei einen leistungspotenzierenden Effekt (BÜHRLE 1985; GOLLHOFER 1987; KOMI 1994, SCHMIDTBLEICHER&GOLLHOFER 1985).

Diese elastische Potenzierung wurde auch von CAVAGNA et. al (1965, 1968) beschrieben, die am isolierten Muskel M. sartorius des Frosches feststellten, dass bei einer exzentrischen Kontraktion höhere Kraftwerte erzielt wurden, wenn der Muskel vorgedehnt war. Ausgehend von den elastischen Eigenschaften wurde gezeigt, dass Sehnenmaterialien in der Lage sind, Energie zu „konservieren“ (HUIJING 1994). Die bei einer Dehnung des Sehnenmaterials auftretende Energie wird in den elastischen Anteilen „gespeichert“ und freigesetzt, wenn die einwirkende Kraft nachlässt.

Die leistungspotenzierenden Effekte dieser spezifischen muskulären Arbeitsweise sind zum einen in den elastischen Eigenschaften von bindegewebsartigen Strukturen des Muskel-Sehnenkomplexes zu sehen. Des weiteren bestimmen reflektorische Aktivierungs- und Hemmungsprozesse sowie die neuromotorische Ansteuerung die Leistungsfähigkeit im DVZ (Abbildung 3).

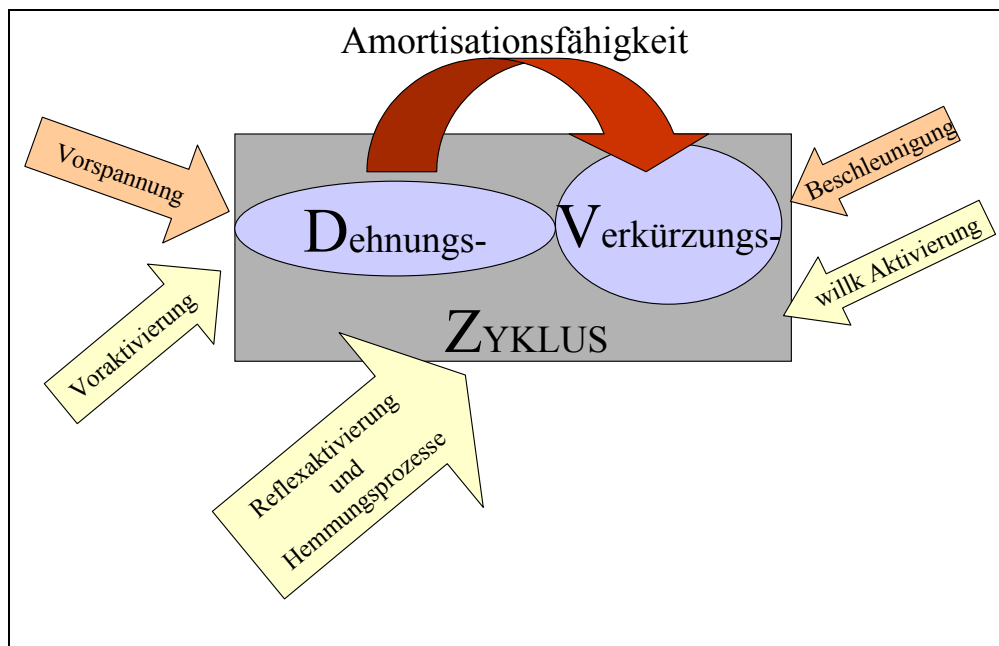


Abbildung 3: Einflussfaktoren die eine Kontraktion im DVZ beeinflussen.

Diese Form der Kontraktionen ist bei nahezu allen dynamischen Bewegungen in der Motorik zu finden, und stellt damit die natürlichste Form der Kontraktion dar. Dies gilt nicht nur für die Motorik des Alltagslebens (HUIJING 1994), sondern auch für die spezifischen Anforderungen im Sport. Vor allem in Disziplinen, bei denen schnelle dynamische Bewegungsabfolgen auftreten, z. B. in der Leichtathletik oder dem Kunstturnen, ist die Fähigkeit eines schnellen Absprunges eine notwendige Leistungsvoraussetzung. Die Effizienz von Kontraktionen im DVZ wird aber auch für Ausdauersportarten wie Skilanglauf, (KOMI&NORMAN, 1983; MILLET 1998; PERREY 1998) oder Marathon (KOMI&GOLLHOFER 1987) diskutiert.

### 2.3.1 Das Innervationsmuster bei reaktiven Sprüngen

Das Innervationsmuster bei reaktiven Sprüngen kann nach GOLLHOFER (1987) in die drei funktionellen Phasen

- **Vorinnervation**
- **reflexinduzierte und**
- **bewusst kontrollierte Phase**

eingeteilt werden (Abbildung 4).

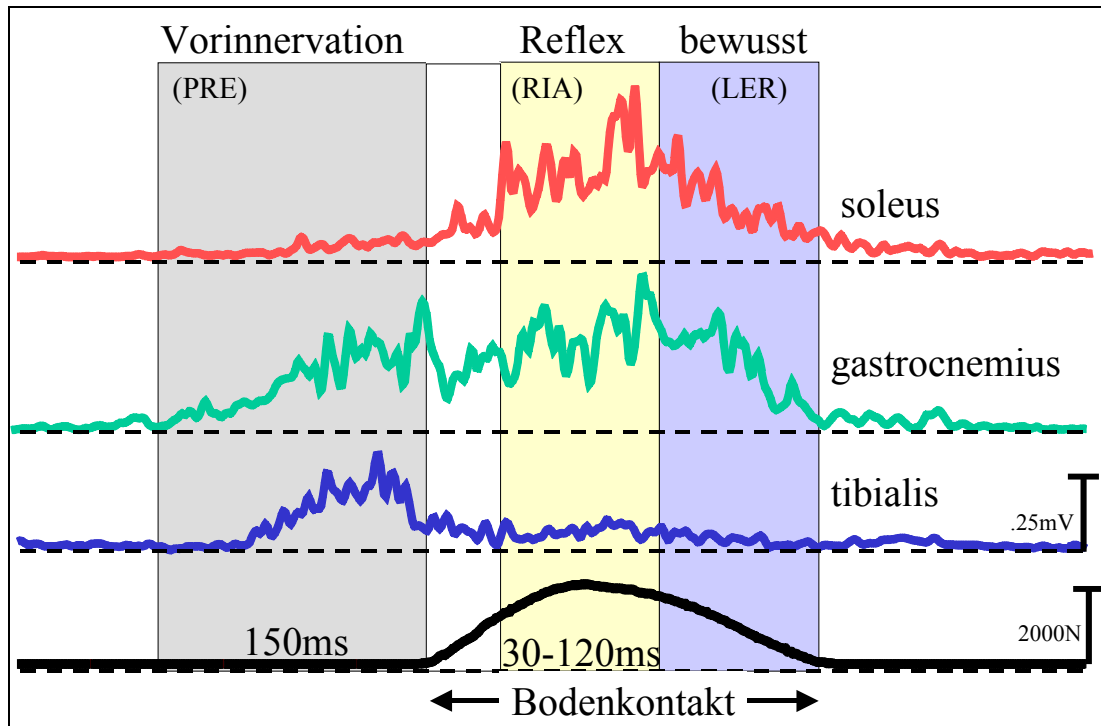


Abbildung 4: Innervationscharakteristik für die an einem reaktiven Tief-Hoch-Sprung beteiligten Primemover. (angepasst aus GOLLHOFER 1987)

Die Vorwegnahme von Aktivierung vor der mechanischen Dehnungsbelastung wird in der Literatur durch zentrale Programmierung erklärt (DIETZ et al 1981, SCHMIDTBLEICHER et al 1987, GOLLHOFER 1987, JOHANNSON& WESTLING 1988a und b). Die funktionelle Bedeutung der Vorinnervation bei Sprüngen ist in der Fixierung des Sprunggelenks zu sehen. Durch die Ko-Kontraktion, der um das Sprunggelenk stabilisierend wirkenden Muskeln M. gastrocnemius und M. tibialis ant., wird eine erhöhte Stiffness beim Bodenkontakt erreicht, die vor allem bei einer schnell einsetzenden Dehnung des tendo-muskulären Systems eine bremsende Wirkung hat (SALE 1988). Wie auch die o.e.



Grundlagenuntersuchungen von CAVAGNA zeigten, ist die Kraftentwicklung an einem vorinnervierten Muskel wesentlich größer als an einem relaxierten Muskel.

Bedingt durch die erhöhte Aktivierung der extrafusalen Muskulatur ist weiterhin von einer Aktivierung der intrafusalen Muskulatur über  $\gamma$ -Efferenzen auszugehen. Durch eine Aktivierung der intrafusalen Muskulatur wird die Sensibilität der Muskelspindel auf Dehnungsreize erhöht, wodurch in der exzentrischen Dehnungsphase reflektorische Prozesse zusätzliche Aktivierungsbeiträge beisteuern können (GOLLHOFER 1987, NOTH 1985).

Die funktionelle Aufgabe der Voraktivierung besteht somit aus 2 Punkten:

1. Bereitstellung einer adäquaten "Steifigkeit" vor dem Landekontakt und
2. In einer Erhöhung der Sensibilität der Muskelspindel auf Dehnungsreize.

Direkt nach dem initialen Bodenkontakt kommt es zu einer schnellen Flektion im Sprunggelenk, was eine Dehnung des triceps surae bewirkt. Funktionell wird diese nachgebende Phase dahingehend interpretiert, dass durch die erhöhte Querbrückenbindung die Stiffness im tendomuskulären System erhöht wird.

Bei sogenannten Kauersprüngen mit und ohne Ausholbewegung zeigte sich, dass die Ausholbewegung zu einer erhöhten Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk führt. Durch eine Ausholbewegung kann in der konzentrischen Phase eine erhöhte Arbeitsleistung beobachtet werden (BOSCO&KOMI 1979). Die dadurch hervorgerufene Vordehnung der Muskulatur bewirkt, dass höhere Kräfte zu realisieren sind.

### ***2.3.2 Anpassungsmechanismen in der Aktivierungscharakteristik***

Verschiedene Autoren untersuchten die Aktivierungscharakteristik bei unterschiedlichen Lastanforderungen (VAN INGEN SCHENAU&BOBBERT&DEHAAN 1997, ZUSHI et al 1999, SCHMIDBLEICHER&GOLLHOFER 1985, NEUBERT 1998). Die einfachste Methode der Lastvariation ist die Veränderung der Absprunghöhe. Durch den beschleunigenden Einfluss der Schwerkraft nimmt die Fallgeschwindigkeit und dementsprechend der Landeimpuls mit zunehmender Absprunghöhe zu. Eine Erhöhung bewirkt nach der Landung eine Zunahme der Winkelgeschwindigkeiten im Fuß- und Kniegelenk. GOLLHOFER berichtet von Winkelgeschwindigkeiten im Fußgelenk bei einem Absprung aus 40 cm Höhe von

455  $\pm$ 72 m/s in der exzentrischen Phase, und von 521  $\pm$ 86 m/s während der konzentrischen Absprunghöhe. Um der zu erwartenden Dehnungsbelastung eine ausreichende „Stiffness“ entgegenzusetzen, zeigten GOLLHOFER (1987) sowie SCHMIDTBLEICHER&GOLLHOFER (1982), dass der Aktivierungsbeitrag (IEMG) des M. gastrocnemius mit zunehmender Absprunghöhe zunimmt (Abbildung 5).

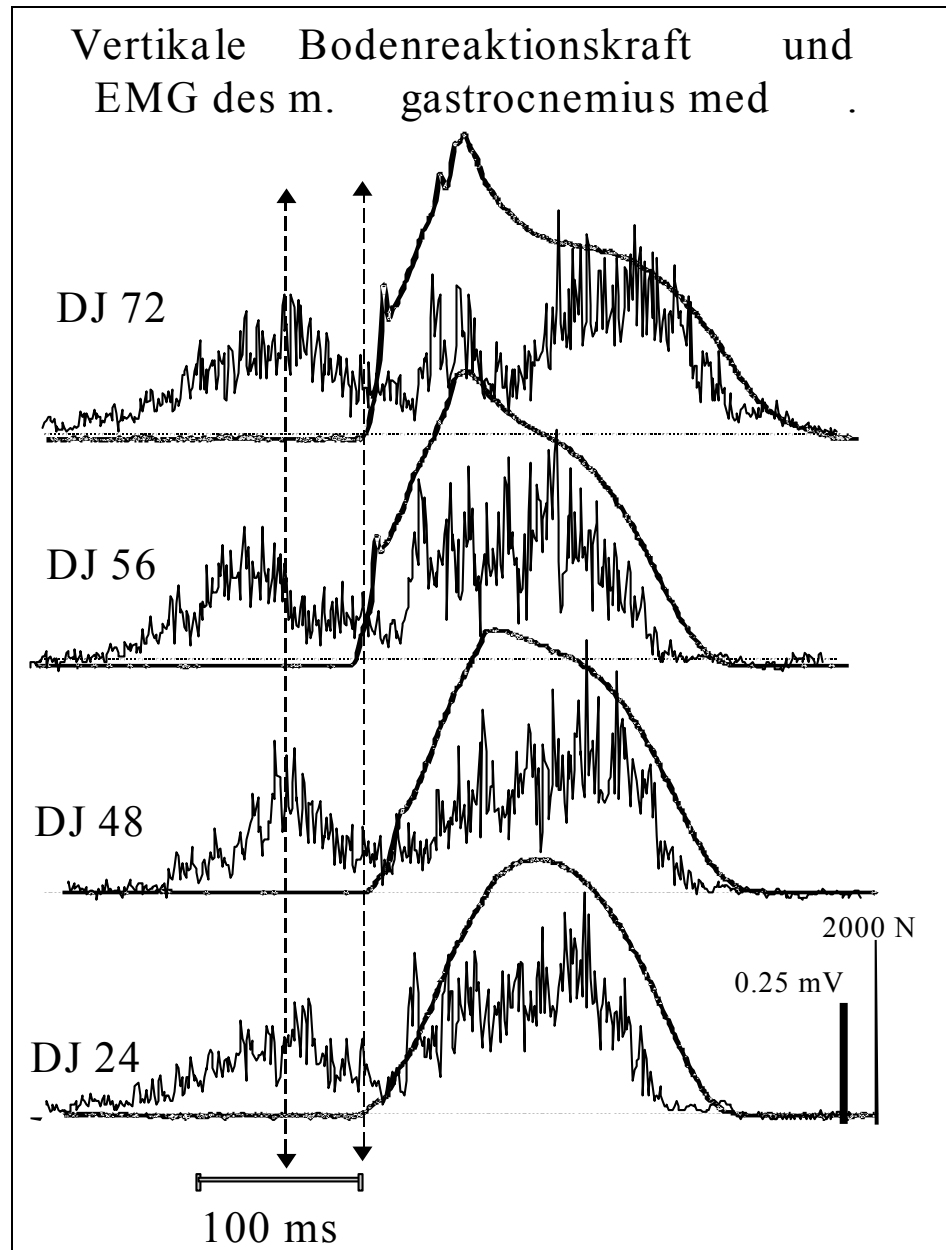


Abbildung 5: Innervationscharakteristik und vertikale Bodenreaktionskräfte bei Hoch-Tief-Sprüngen aus unterschiedlichen Absprunghöhen. Die vertikalen Linien zeigen den Bereich vor Bodenkontakt in dem das EMG reduziert ist (aus: GOLLHOFER 1993).

Die qualitative Ausprägung der Aktivierungscharakteristik zeigt aber auch bei zunehmender Absprunghöhe eine Reduktion im EMG des M. gastrocnemius bereits

50 ms vor Bodenkontakt (Abbildung 5). Von mehreren Autoren wird diese Abnahme als Schutzmechanismus des neuronalen Systems interpretiert, um den Muskel vor Überdehnung zu schützen (SCHMIDTBLEICHER&GOLLHOFER 1982, MELVILLE&JONES 1971, GREENWOOD & HOPKINS 1976a und b). Bedingt durch die zu erwartende Dehnungsbelastung im Moment der Landung, erfolgt eine Innervationshemmung, um die muskuläre Steifigkeit zu minimieren, was eine Entlastung im Muskel-Sehnen-Komplex zur Folge hat. Welches sensorische System diese Hemmung generiert, oder ob der Befehl von zentralen Kontrolleinheiten voreingestellt ist, konnte bisher noch nicht eindeutig geklärt werden.

Von BOSCO (1979) wurde diskutiert, ob die Reduktion eine Folge von hemmenden Einflüssen der Golgi-Sehnenorgane darstellt. Durch die direkte Erfassung der Achillessehnenanspannung (GOLLHOFER 1987, KOMI 1992) konnte aber gezeigt werden, dass direkt vor dem Bodenkontakt die messbare Spannung nur unwesentlich zunimmt. Es ist anzunehmen, dass die Spannung an der Achillessehne vor dem Bodenkontakt nicht ausreichend ist, um eine Hemmung der antagonistischen Motoneurone zu bewirken.

Wahrscheinlicher erscheint der Einfluss des Gleichgewichtsorgans zu sein, da dieses auf Beschleunigungen sensibel reagierende Organ, über reflektorische Bahnen eine Hemmung vor dem Bodenkontakt bewirken kann (ORLOVSKY 1971, PAVLOVA 1972).

Einen weiteren Erklärungsansatz führen PROCHAZKA et al (1972) an. Auf der Basis von tierexperimentellen Befunden wird ein von höheren Hirnstrukturen gesteuertes „Abschalten“ der Motoneurone diskutiert. Dies führt dazu, dass im Moment der Dehnungsbelastung eine große Anzahl von Motoneuronen synchron eingeschaltet werden können, um dann einen möglichst hohen Aktivierungsbeitrag zu erhalten. Dieser Mechanismus wurde ebenfalls von MORITANI&SHIBATA (1994) beschrieben.

#### 2.3.2.1 Anpassungsmechanismen an unterschiedliche Landeflächen

Die Landeunterlage ist ein weiterer Parameter, der die Bewegungsprogrammierung bestimmt. Untersuchungen beim Landen auf weichen bzw. harten Unterlagen zeigen eine direkte Beziehung zwischen dem Ausmaß der Voraktivität und dem Härtegrad der Landefläche (GOLLHOFER 1987b).

McKINLEY (1992) zeigte ebenfalls eine Abhängigkeit der Winkelstellung im Fußgelenk vom Härtegrad der Landefläche. Zusätzlich untersuchte die Autorin den Einfluss der Beschaffenheit der Absprungunterlage. Es zeigte sich eine veränderte Kinematik im Sprunggelenk dahingehend, dass der Fuß bei Absprüngen von harten Unterlagen kurz vor der Landung mehr plantarflektiert aufgesetzt wird. Des Weiteren wurden Veränderungen im Landewinkel zwischen Sprungkraft Trainierten und Untrainierten aufgezeigt. Die trainierten Versuchspersonen wiesen bei harten Landeflächen eine vermehrte Plantarflexion auf. Im Vergleich hierzu konnten bei den Untrainierten keine Variationen im Landewinkel festgestellt werden. Die Begründung für die mehr plantarflektierte Stellung der trainierten Probanden ist in der hierdurch möglichen Verlängerung des Bremsweges zu sehen. Eine mehr extendierte Stellung im Sprunggelenk resultiert in einer Verlängerung des Bremsweges, was funktionell dazu dient, die elastischen Komponenten des Muskel-Sehnen-Apparates besser auszunützen (SALE 1988).

#### 2.3.2.2 Auswirkung von variierenden Körperlasten

Veränderungen in der Voraktivität wurden bisher meistens in Abhängigkeit von der Dehnungsbelastung diskutiert. In einem weitergehenden Ansatz wurde von GOLLHOFER&KYRÖLÄINEN (1991) untersucht, inwieweit sich eine Veränderung des Körpergewichtes auf das Innervationsmuster auswirkt.

Um die Probanden in der Einflugphase vor dem Landekontakt zu entlasten, wurde ein spezielles Gurtsystem verwendet, das durch Gegengewichte eine variable Körpergewichtsentlastung zuließ. Um eine Erhöhung des Körpergewichts zu erreichen, wurden Gewichtswesten verwendet. Abbildung 6 zeigt die Aktivierungscharakteristik des M. gastrocnemius für die unterschiedlichen Entlastungs- bzw. Belastungszustände.

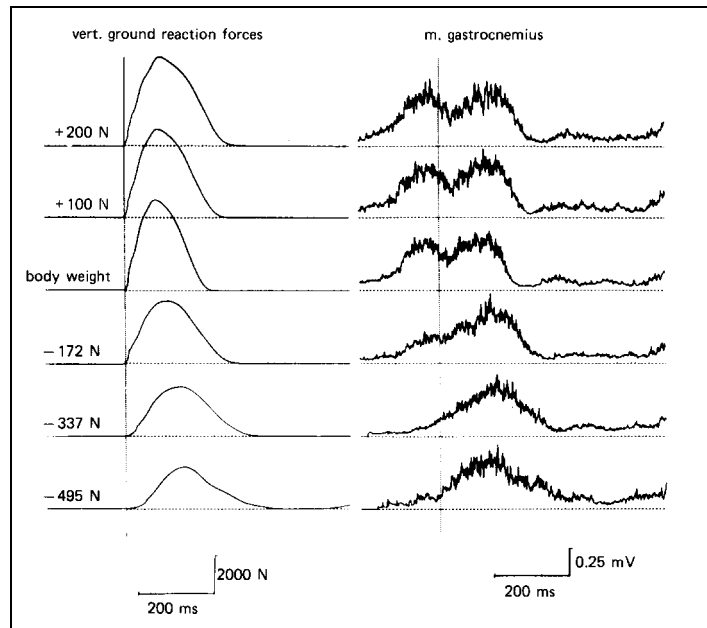


Abbildung 6: Vertikale Bodenreaktionskräfte und EMG M. gastrocnemius bei variablen Gewichtsbelastungen und-entlastungen. Die vertikale Linie repräsentiert den Landezeitpunkt. (aus GOLLHOFER&KYROLAINEN et al 1991).

Mit zunehmender Entlastung zeigt sich eine reduzierte Voraktivität, die sich in einer zeitlichen Verkürzung und in einer Reduktion der mittleren Amplitude ausdrückt. Dieser massive Eingriff in das „normale“ Aktivierungsverhalten bewirkt eine Reduktion der muskulären Stiffness am Fußgelenk.

### 2.3.2.3 Auswirkung von Elektrostimulation auf die motorische Leistung

Wie in den vorangehenden Kapiteln gezeigt, adaptiert das motorische System auf externale Veränderungen antizipativ. Inwieweit die motorische Ausführung modulierbar ist, wurde von GOLLHOFER&STROJNIK (1994) anhand von Elektrostimulationsversuchen gezeigt. Mittels eines speziellen Elektrostimulators (PIG Ljubliana) konnten die am Fußgelenk wirkenden Flexoren und Extensoren in den Bewegungsphasen PRE (vor Bodenkontakt), RIA (reflexinduzierte Phase bis 120 ms nach Bodenkontakt) sowie LER (willkürliche Phase des konzentrischen Absprunges) elektrisch (100 Hz bipolare Stromstöße) stimuliert werden. Die Reizstärke lag hierbei knapp unterhalb der individuellen Toleranzschwelle. Je nach funktioneller Bedeutung wurden der M. tibialis ant. (Flexor) und der M. triceps surae (Extensor) entweder gleichzeitig, oder einzeln in den unterschiedlichen Phasen des Sprunges elektrisch stimuliert. Um vor dem Bodenkontakt einen Stimulus auszulösen

wurde eine Lichtschranke verwendet, die kurz vor dem Bodenkontakt angebracht, den Stimulator auslöste.

Zur Stimulation der Phasen RIA und LER wurde die Bodenreaktionskraft als Triggersignal verwendet. Durch eine Verzögerung des Ausgangssignals konnte der Stimulus variabel in der initialen Dehnungsphase (RIA), oder in der späten Phase des konzentrischen Absprunghöhe appliziert werden.

Anhand der gemessenen Kontaktzeiten sowie der realisierten Sprunghöhen, konnten die Autoren zeigen, dass es zu einer erheblichen Störung in der Bewegungsausführung kommt, wenn direkt vor der Landung stimuliert wird. Dieses Ergebnis war unabhängig davon, ob die Reizung an nur einer Muskelgruppe oder an beiden erfolgte. Obwohl angenommen wurde, dass durch die zusätzliche elektrische Stimulation alle motorischen Einheiten aktiviert sein sollten, ergaben sich bezüglich der Leistungsparameter (Kontaktzeit und Sprunghöhe) keine positiven Auswirkungen durch die Stimulation.

Die Erklärung ist darin zu sehen, dass durch den elektrischen Reiz das generierte Aktivierungsmuster nicht mehr mit der zwischenzeitlich manipulierten Situation am Muskel übereinstimmt, und hierauf das motorische Programm abgebrochen wird. Auch ist denkbar, was von den Autoren jedoch nicht thematisiert wird, dass durch Schmerzwahrnehmung die Bewegungsausführung gestoppt wird.

Ein leistungspotenzierender Effekt konnte hingegen beobachtet werden, wenn der M. triceps surae in der konzentrischen Phase stimuliert wurde. Die in dieser Phase einsetzende Streckung des Sprunggelenkes kann zusätzlich einen mechanisch effizient wirkenden Effekt in der Absprungphase bewirken.

### **3 GENERIERUNG UND KONTROLLE VON MOTORISCHEN BEWEGUNGSABLÄUFEN**

#### ***3.1 Motorische Bewegungsprogramme***

Die ursprüngliche Idee die Bewegungskontrolle anhand eines motorischen Programms zu erklären, geht zurück auf JAMES (1890) und LASHLEY (1917) (aus: KONZCAK 1995).

Die Einleitung und Kontrolle motorischer Bewegungen unterliegt den motorischen Zentren des zentralen Nervensystems (ZNS). Die Aufgabe dieser Zentren ist darin zu sehen, die Muskeln so zu innervieren, dass exakt die gewünschte Bewegung durchgeführt werden kann. Hierzu ist vorauszusetzen, dass das ZNS Rückmeldungen über die Haltung und die gewünschte Bewegung adäquat verbinden kann. Reflexe spielen hierbei in der unbewussten Kontrolle der Haltung eine entscheidende Rolle.

Wie Untersuchungen bei decerebrierten Tieren zeigten (McKINLEY&SMITH 1983), können bestimmte rhythmische Bewegungen auch dann noch durchgeführt werden wenn die Reflexwege unterbrochen sind. Es handelt sich hierbei um einfache motorische Bewegungen wie z.B. atmen, schlucken, kratzen sowie lokomotorische Bewegungen. Dies führte zu der Annahme, dass Bewegungen von einer zentralen Stelle aus organisiert werden, die auf Reize von außen nicht angewiesen ist. Dieses Konzept des Bewegungsmustergenerators (motor pattern generator) (GRILLNER et al 1981 und GRILLNER 1985, GRILLNER&WALLEN 1985) dient als Erklärung dafür wie das ZNS autonom Bewegung erzeugen kann. Diese Bewegungsmuster werden als Programm gesteuert oder auch als automatische Bewegung definiert. Zur Generierung eines motorischen Programmablaufes ist es notwendig, dass, basierend auf einem vorstrukturierten Satz von zentralen Kommandos, eine der Aufgabe entsprechende Befehlsfolge an die ausführende Muskulatur gesandt wird. Diese vorstrukturierte Abfolge neuronaler Kommandos ist eine Bedingung für eine kontrollierte und zielgerichtete Bewegungsausführung. Voraussetzung hierfür ist, dass die entsprechenden Befehle im ZNS einprogrammiert sind und nach Bedarf abgerufen werden können.

Sowohl in neurophysiologisch orientierten Studien wie auch in psychologischen werden Konzepte diskutiert, die den Einfluss des ZNS an der motorischen Kontrolle behandeln. In den neurophysiologischen Studien wird einerseits die funktionelle Bedeutung von reflektorischen Mechanismen für die Körperkontrolle untersucht.

Andererseits beschäftigen sich viele Studien damit, wie das ZNS Bewegung organisiert, wenn Rückmeldungen aus der Umwelt nicht, oder erst nach der Bewegung aufgenommen werden können. Dies ist dann der Fall, wenn eine sensorische Informationsverarbeitung während der Bewegung nicht möglich ist, weil die Bewegungsgeschwindigkeit, bedingt durch Begrenzungen in der Verarbeitungsgeschwindigkeit, zu hoch ist.

Können bewegungsrelevante Informationen ungehindert aufgenommen werden, ergeben sich wiederum Einschränkungen, begründet durch Kapazitätsgrenzen in der Informationsaufnahme und deren Verarbeitung im ZNS. Dies konnte anhand von sogenannten Doppelaufgaben nachgewiesen werden. Hierbei wurden den Probanden zwei kurz hintereinander folgende motorische Aufgaben gestellt. Es zeigte sich, dass die Reaktion auf die zweite Aufgabe durch die erste Aufgabe verzögert wird. Als Ursache hierfür werden von den Autoren (MEGAW 1974, KEELE 1986) Begrenzungen in den Verarbeitungsressourcen angenommen.

Im Falle von pathologischen Veränderungen, z. B. bei Parkinsonpatienten (DIETZ&BERGER& HORSTMANN 1988), werden ebenfalls Einschränkungen bei der Feedbackverarbeitung diskutiert.

In psychologischen Studien werden die Konzepte der motorischen Kontrolle und des motorischen Lernens oft aus einer der mechanischen Regelungstechnik verwandten Seite erörtert. Von KEELE (1968) wurde hierzu die Theorie diskutiert, dass ein motorisches Programm auf einer im ZNS gespeicherten neuronalen Repräsentation der Bewegung basiert. Hieraus resultiert, dass eine Bewegung auch ohne Feedback ausgeführt werden kann, indem ein motorisches Programm auf gespeichertes Wissen zurückgreift.

### ***3.1.1 Feedback in der Bewegungskontrolle.***

Im Gegensatz hierzu ist der Ansatz von ADAMS (1971) zu sehen, der davon ausgeht, dass jede Bewegung auf der Basis von Feedback beruht. ADAMS ging davon aus, dass Feedback eine notwendige Bedingung bei der Bewegungskontrolle darstellt. Es wurde angenommen, dass die für eine Bewegung relevanten sensorischen Rückmeldungen benutzt werden, um Fehler in der Ausführung zu erkennen und um dann korrigierend in die Bewegung einzugreifen. Zu diesem Zweck müssen auch hier verschiedene zentrale Bewegungsvorstellungen angenommen werden, welche die Auswahl und Initiierung der Bewegung beinhalten,



sowie den Vergleich zwischen aktuellem und erwartetem Feedback liefern. In den ersten Arbeiten von ADAMS zu sogenannten „*closed-loop* Handlungen“ wird primär auf den Prozess der Rückmeldung eingegangen. ADAMS benennt hier eine Gedächtnisspur, in der eingehende Reize mit gespeicherten Erfahrungen abgeglichen werden. In der Lernphase einer Bewegung übernimmt ab einem höheren Fertigniveau die Gedächtnisspur die Planung und Initiierung einer Bewegung. Durch den Vergleich und den eventuell registrierten Abweichungen kann dann eine Korrektur der Bewegung erfolgen.

Als wichtigsten Bestandteil seines Modells schlägt ADAMS neben der Gedächtnisspur eine Wahrnehmungsspur vor. Diese basiert auf Informationen von bisher ausgeführten Bewegungen. Diese Spur oder Abbild kann dann mit der neuen Bewegung verglichen werden, wobei das Handlungsresultat mit den gespeicherten Informationen überprüft wird. ADAMS geht davon aus, dass die Gedächtnisspur die Planung und Initiierung einer Bewegung übernimmt, während die Kontrolle der Bewegung von der Wahrnehmungsspur übernommen wird.

Die Wahrnehmungsspur wird aufgrund von sensorischen Einflüssen der Rezeptororgane und des Handlungsresultats entwickelt. Dieser Regelkreis wird laufend verfeinert, indem das Handlungsresultat rückgemeldet wird, was sowohl positiv als auch negativ (Fehler) ausfallen kann. Rückmeldungen über das Bewegungsergebnis z. B. bei Zielaufgaben (Basketballwurf, Dartwurf,...) können vom Ausführenden direkt registriert werden. Diese Art der Regelung bedingt aber, dass der Reiz innerhalb von physiologischen Verarbeitungszeiten aufgenommen, analysiert, neu programmiert und abgeschlossen wird.

Dieser „lange“ Verarbeitungsweg wurde von SCHMIDT (1982) als auch von KEELE (1990) kritisiert. Vor allem bei schnellen Bewegungen erscheint eine „*closed-loop*“ Verarbeitung nicht praktikabel.

Bedingt durch die Probleme der Feedback-Verarbeitung entwickelte SCHMIDT (1982) die sogenannte Schematheorie. Diese für das motorische Lernen und die motorische Kontrolle entwickelte Theorie versuchte den Aspekt des gespeicherten motorischen Programms mit dem „*closed-loop*“ Ansatz von ADAMS zu verbinden.

### **3.1.2 Die Schematheorie nach Schmidt**

SCHMIDT (1975 und 1982) brachte in seiner Weiterentwicklung die sogenannte Schematheorie in die Diskussion (Abbildung 7). Die Schematheorie besagt, dass auf

kognitiver Ebene verschiedene zentrale Repräsentationen vorliegen und definiert die Existenz von sogenannten generalisierten motorischen Programmen (GMP), die eine Bewegung kontrollieren (SCHMIDT 1982, WULF 1994). Dabei werden die Details der Bewegung im Voraus bestimmt. Ein motorisches Programm kann nach einer Phase von Berechnungsschritten initiiert werden, in der die Antwortauswahl und die Parameter der Aufgabe (Handlungsspezifikationen) vorgegeben sind. Ein generalisiertes motorisches Programm beinhaltet sogenannte variante und invariante Variablen. Beispiele für variante Variablen sind Bewegungsgeschwindigkeit, -amplitude und -richtung sowie die erforderliche absolute Kraft. Als invariante Variablen werden relatives timing und die für die Ausführung notwendige relative Kraft bezeichnet. Ungeachtet von Unterschieden in Geschwindigkeit, Richtung oder Bewegungskontext wird ein motorisches Programm immer auf einer invarianten, also einer relativen Zeitachse generiert. Dieser Ansatz setzt eine zentrale Repräsentation des motorischen Verhaltens voraus.

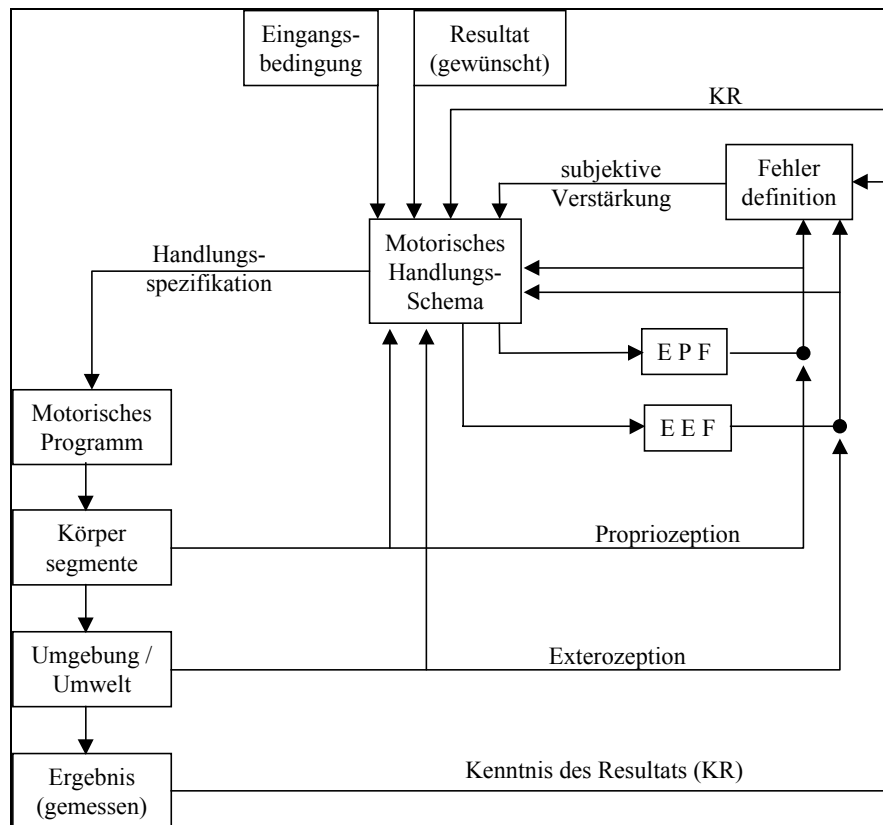


Abbildung 7: Schematische Darstellung der Schematheorie (nach SCHMIDT 1982).

### 3.1.3 Die Bedeutung von Aufmerksamkeit in der Bewegungskontrolle

In der Diskussion über Bewegungsprogrammierung spielt die Aufmerksamkeit eine zentrale Rolle. Der Begriff der Aufmerksamkeit ist als Sammeln von Informationen

zu verstehen, die eine Relevanz für die zeitliche und räumliche Koordination in und mit unserer Umwelt haben. Nach DAUGS (1995) ist „Aufmerksamkeit die grundlegende Charakterisierung der Fähigkeit zur selektiven Wahrnehmung“.

ANDERSON (1996) beschreibt das menschliche Informationsverarbeitungssystem als ein System mit beschränkter Kapazität. Bedingt durch die Fülle an Informationen, die aus unserer Umwelt hereinströmen, erscheint es zwingend notwendig, redundante Informationen herauszufiltern und nur solche Informationen weiterzuverarbeiten, die für die Aufgabe relevant erscheinen. In diesem Fall kommt dieser Information eine erhöhte Aufmerksamkeit zu. Die von *BROADBENT* bereits 1958 aufgestellte Filtertheorie argumentiert in diese Richtung. Sie geht von der Annahme aus, dass sensorische Informationen die peripheren Rezeptoren ungehindert passieren. Auf der Basis verschiedener primär physikalischer Eigenschaften erfolgt jedoch in höheren Verarbeitungsarealen im Gehirn eine Selektion von relevanten Informationen.

Anhand der meist im Bereich des dichotischen Hörens gemachten Untersuchungen, kann das Filtern von Informationen besonders am Beispiel von „Partygesprächen“ (ANDERSON 1996 S. 74) aufgezeigt werden. Hierbei sind Gesprächspartner trotz erheblicher Hintergrundgeräusche in der Lage, eine Unterhaltung zu führen. Basierend auf den physikalischen Parametern wie z.B. Tonlage, Ort usw. wird die auditive Aufmerksamkeit auf den Gesprächspartner gelenkt. Aber nicht nur physikalische Eigenschaften sondern auch semantische Inhalte können eine veränderte Aufmerksamkeit bewirken. Dies wird deutlich indem z. B. die Nennung eines Namens als Schlüsselreiz eine Umlenkung der Aufmerksamkeit bewirkt (ANDERSON 1996 S. 75).

Der Aspekt der gerichteten Aufmerksamkeit wurde auch in tierexperimentellen Studien aufgrund von Veränderungen in der Aktivierungscharakteristik einzelner Neurone nachgewiesen. So werden bestimmte Neurone im auditiven Cortex nur dann aktiviert, wenn das Tier einem auditiven Stimulus auch eine Bedeutung zuschreibt (HUBEL et al 1959, aus: ANDERSON 1996).

### ***3.1.4 Der Aspekt der Automatisierung einer Bewegung***

Der Begriff der Automatisierung ist definiert als Vorgang der sich selbst steuert. Im technischen Bereich ist darunter eine Selbststeuerung oder Selbstregelung von

Geräten zu verstehen. Bei der menschlichen Bewegung werden hierbei oftmals die Begriffe unwillkürlich, zwangsläufig oder auch mechanisch verwendet, wobei auch hier der Ablauf ohne weiteres Zutun des Betroffenen bzw. des Handelnden erfolgt. DAUGS (1995) definiert Bewegungsautomatisierung als :

*...“ den prozessualen Übergang von vormals eher angestregter, aufmerksamer und schlecht koordinierter, zu schließlich gut koordinierter, subjektiv anstrengungsarmer und aufmerksamkeitsarmer (eben automatischer) Kontrolle“ (aus DAUGS, 1995 )*

Aus dieser Definition wird deutlich, dass es sich um einen Prozess handelt, der durch Üben bzw. Trainieren erworben werden muss. Dieser in der Bewegungsforschung zentrale Vorgang ist die Grundlage beim Bewegungserwerb und wird von unterschiedlichen Autoren im Bereich des Fertigkeitserwerbes diskutiert (Tabelle 1).

Tabelle 1: Beispiele verschiedener Modelle zum Fertigkeitserwerb (aus: ROTH 1999)

Autoren	Lernphasen			
	Erste	Zweite	Dritte	Vierte
Kohl (1956)	Naives Stadium	Lern-/Übungsstadium	Könnensstadium	
Fitts/Posner (1967)	Verbal-kognitive Stufe	Motorische Stufe	Automatische Stufe	
Fetz (1972)	Naive Stufe	Zuwendung	Feinform	
Meinel/Schnabel (1987) Schnabel (1994)	Grobkoordination	Feinkoordination	Stabilisierte Feinkoordination und variable Verfügbarkeit	
Starosta (1988)	Elementartechnik	Standardtechnik	Individuelle Technik	Technik des Meisters
Martin/Carl/Lehnertz (1993)	Fertigkeitserwerb (Neulernen)		Technikanwendungstraining (Übungs-/Situationsvariationen)	Wettkampftraining
	Technikerwerbstraining (Feinform/Stabilisierung)			
Pöhlmann (1994)	Erstaneignung/ Verinnerlichung			Entäusserung / flexible Anwendung
Hotz (1997)	Erwerb und Festigung	Anwenden und Variieren	Gestalten und Ergänzen	

Das Üben einer Bewegungshandlung sowohl auf kognitiver als auch auf motorischer Ebene führt zu Veränderungen in der Bewegungsausführung. Je intensiver eine Bewegung trainiert wird, desto weniger Aufmerksamkeit wird benötigt. ROTH (1999) spricht hierbei von einem Kontinuum, bei dem der Übergang von einer aufmerksamkeitskontrollierten Bewegung hin zur automatisierten Kontrolle zur Ökonomisierung in der Ausführung beiträgt. Im Idealfall sollte die automatisierte Bewegung völlig ohne bewusste Aufmerksamkeit ablaufen. Ein zweites Kontinuum, das vor allem im Technikerwerb von Bedeutung ist, sind die Punkte Stabilität und Variabilität in der Bewegungsausführung. Die Gewichtung dieser Punkte ist jedoch sportartspezifisch zu differenzieren. Während in den techno-kompositorischen Disziplinen (z.B. Turnen) eine hohe Stabilität in der Bewegungsausführung erforderlich ist, ist in den eher taktisch orientierten Spielsportarten eine variable Verfügbarkeit notwendig. Eine variable Verfügbarkeit bei komplexen Bewegungen ist aber nur möglich, wenn die dazu notwendigen Grundtechniken hochgradig automatisiert sind. Zum Beispiel das Dribbeln im Basketball oder Handball, oder die

Ballbehandlung im Fußball, verdeutlichen die Notwendigkeit einer automatisierten Grundtechnik für die Handlungskompetenz in diesen Sportarten.

In Sportarten, die einen hohen koordinativen Anteil in der Bewegungskonzeption aufweisen, z. B. beim Kunstturnen, ist der Grad der Automatisierung von Teilbewegungen leistungsbestimmend. Wird in der technischen Grundausbildung die Ansteuerung von notwendigen Grundlagen versäumt, fehlen diese bei der Ausführung von hochstehenden, komplexen Fertigkeiten wie sie beim Absprungverhalten im Bodenturnen oder beim Pferdsprung zu beobachten sind. Eine effektive reaktive Absprunggestaltung ist nur dann möglich, wenn der Übergang von einer hohen translatorischen Anlaufgeschwindigkeit in eine Rotationsbewegung ohne Minimierung der Geschwindigkeit abläuft, was nur durch eine automatische Anlaufgestaltung möglich ist (LEIKOV&RAPP 1998).

### ***3.1.5 Bedeutung von Automatisierung bei schnellen Bewegungen***

Wie im Modell der generalisierten motorischen Programme angenommen wird, kann bei der „open-loop“ Kontrolle einer Bewegung nicht auf Feedback zurückgegriffen werden. Vielmehr müssen die eine Bewegung bestimmenden Parameter antizipiert sein. Bei schnellen dynamischen Bewegungen hat dies zur Folge, dass nach dem Start einer Bewegung ein Abbruch oder eine Korrektur nicht, oder nur noch sehr schwer möglich ist. Für den Abbruch bzw. die Korrektur einer eingeleiteten Bewegung wird somit mindestens eine Reaktionszeit benötigt, ansonsten wird die Bewegung gleich oder gleichbleibend weitergeführt. Handelt es sich bei der Bewegungsaufgabe um eine zyklisch wiederkehrende Bewegung kann die Fehlerkorrektur bereits im nächsten Zyklus erfolgen.

Bei azyklischen Bewegungen, wie sie bei Rückschlagspielen anzutreffen sind, ist die Korrektur einer eingeleiteten Bewegung nur innerhalb eines bestimmten Zeitfensters möglich. Wird z.B. die Flugbahn eines Balles abgelenkt, muss der neue Treffpunkt in der noch zur Verfügung stehenden Zeit neu berechnet werden. Die ursprünglich geplante Bewegung muss deshalb verändert werden. Liegt dies innerhalb einer Reaktionszeit, so kann eine entsprechende Bewegungshandlung noch initiiert werden. Ist die Zeit zu kurz, so führt dies in den meisten Fällen zu einem Bewegungsabbruch, oder die zugrunde liegende Bewegung, z.B. die

Schleifenbewegung eines Vorhandschlages im Tennis, wird zwar noch zu Ende geführt, jedoch ohne den Ball zu treffen.

### ***3.2 Informationsverarbeitende Prozesse in der Bewegungskontrolle***

Für die Auswahl der Parameter, die für eine korrekte Bewegungshandlung notwendig sind, müssen Informationen aufgenommen werden. Die Aufnahme dieser Informationen ist abhängig von der Einschätzung der Aufgabe und dem individuellen Fertigniveau des Ausführenden. Vorausgesetzt wird ein Vorwissen, mittels dessen externe Informationen bewertet werden, um eine entsprechende Reaktion einzuleiten. Wie in einer Reihe von Untersuchungen zur visuellen und verbalen Repräsentation gezeigt werden konnte, wird die verbale und visuelle Information in unterschiedlichen Gehirnarealen und auch auf unterschiedliche Art und Weise verarbeitet (PAIVIO 1971 und 1986, ROLAND&FRIBERG 1989: aus ANDERSON 1996). Während visuelle Informationen eher nach ihrer geometrischen Anordnung abgespeichert sind, werden verbale Informationen dann besser wiedererkannt, wenn sie in einer linearen, also unserer Schreibweise entsprechenden Form angeboten werden.

Die für die Generierung von Bewegung verantwortlichen Hirnareale sind anhand von sensomotorischen Repräsentationsfeldern der Hirnrinde definiert. Durch elektrische Reizung bestimmter Hirnareale und der daraus resultierenden Reaktion eines Körperteiles, konnte hier eine eindeutige Zuordnung getroffen werden. Aufgrund dieser kortikalen Repräsentationsfelder (Abbildung 8) können die für eine Körperregion zuständigen Rindenareale eindeutig bestimmt werden. Es zeigte sich, dass die Repräsentation nicht anhand von anatomischen, sondern nach funktionellen Eigenschaften organisiert ist. Dies führt zu der in Abbildung 8 gezeigten überproportionalen Repräsentation der Hand und der Sprechmuskeln.

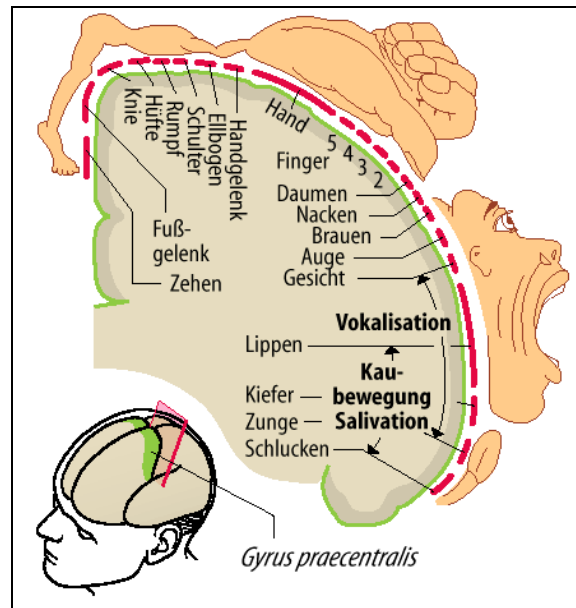


Abbildung 8: schematische Darstellung der sensorischen Repräsentationsfelder der menschlichen Hirnrinde. (aus: WIESENDANGER 1995).

Diese sensorische Repräsentation ist aber nur ein Abbild der Körpersysteme. Bewegung bzw. Veränderungen zwischen den Körpersegmenten ist nicht repräsentiert. Bei der Ausführung einer Bewegung müssen aber relevante Parameter antizipiert werden. Der Ausführende muss die Muskeln mit einer adäquaten Befehlsfolge versorgen. Die hierzu notwendigen Informationen sind einerseits externe Informationen, die mittels der Sensorsysteme unmittelbar aus der Umwelt aufgenommen werden. Sie liefern die Informationen wie und wo sich das Körpersystem in Bezug zur Umgebung befindet. Andererseits stehen interne Informationen der Körpersensoren zur Verfügung, die ein intrinsisches Körperbild erzeugen. Hierüber wird vor allem der körperinterne Zustand registriert, der Informationen über den Spannungszustand der Muskulatur, sowie über die Stellung der Gelenke liefert.

### 3.2.1 Aspekte der Bewegungserfahrung und des Bewegungswissens

Das Wissen bezeichnet die Gesamtheit der Kenntnisse auf einem spezifischen Gebiet. Gespeichertes Wissen ist primär dann notwendig, wenn Rückmeldungen aus der Bewegung (Knowledge of results, SCHMIDT 1982) noch nicht vorliegen. Dabei ist zu berücksichtigen, dass die Menge von gespeichertem Wissen noch keine Aussage über die Bewegungsqualität zulässt. Wissen kann auch definiert werden als eine bedeutungsvolle Vernetzung von Informationen. Der Bedeutungsinhalt ist auf



den Kontext der Situation bezogen, hängt von der Anwendung ab und unterliegt damit auch verschiedenen subjektiven Faktoren. Für die Programmierung einer motorischen Handlung ist die Erfahrung eine wichtige Grundlage sowohl für eine adäquate Bewegungsplanung, als auch für die Bewegungsprogrammierung. Um die eine Bewegung determinierenden Variablen zu bestimmen, sind sensorische Informationen aus der Umwelt mit den intrinsischen Informationen der Muskel- und Gelenkrezeptoren und dem gespeicherten Wissen zu verknüpfen. Erst die sinnvolle Verknüpfung unterschiedlicher Informationen erlaubt eine adäquate und ökonomische Bewegungsprogrammierung und -ausführung. Diese Verknüpfung wiederum führt zu einer mentalen Bewegungsvorstellung. MUNZERT (1996) weist darauf hin, dass *„die Bewegungsvorstellung im handlungstheoretischen Sinne die Komponenten Person (die sich bewegt), Umwelt (z.B. das Feld) und die Aufgabe“* beinhaltet. Erst durch die Interaktion dieser drei Komponenten kann eine Bewegungsvorstellung entstehen, die es ermöglicht eine Bewegung zu generieren.

Neben anatomisch, physiologisch und mechanisch bestimmten Informationen wird die Bewegungsprogrammierung demzufolge auch von psychologischen Faktoren beeinflusst. Hier sei der Faktor „Angst“ angeführt. Vor allem bei neuen Bewegungen können eventuelle Konsequenzen noch nicht eingeordnet werden, weil Erfahrungs- und somit Vergleichswerte fehlen. Dies führt dazu, dass eine Bewegungsaufgabe auf der motorischen Ebene nicht korrekt ausgeführt wird.

### **3.2.2 Kognitive Repräsentation**

Während die somatotopischen Repräsentationsfelder (Abbildung 8) im Kortex eindeutig einzuordnen sind, trifft dies für die kognitive Repräsentation nicht zu. In der psychologisch orientierten Literatur ist der Begriff der kognitiven Repräsentation einer Handlung nicht eindeutig definiert. NITSCH (1995) führt aus, dass die Bedeutung kognitiver Repräsentationen abhängt vom Kontext in der sie verwendet werden.

Vier unterschiedliche Grundbedeutungen aus der einschlägigen Literatur werden von ihm angeführt:

- *In Abhebung zum beobachtbaren Verhalten bezieht sich kognitiv auf interne, psychische Zustände und Prozesse.*
- *In Abgrenzung zur Emotion meint kognitiv dagegen rational.*
- *In Abhebung von unbewussten Vorgängen ist kognitiv ein Synonym für bewusst.*

- *In Abhebung von Repräsentationen in neuronalen Strukturen ist kognitiv schließlich gleichbedeutend mit symbolisch.*

(aus NITSCH 1995 S. 76)

Im Zusammenhang mit Motorik und dem Bewegungslernen ist das Wissen über die Bewegung von elementarer Bedeutung. Während eine Verhaltensweise unbewusst erworben und wiedergegeben werden kann, ist zum Erwerb und zur Wiedergabe von Wissen und Erfahrungen der Zugriff auf Gedächtnisinhalte notwendig. Dieser Zugriff unterliegt in hohem Maße einem bewusst kognitiven Prozess.

Das Wissen über eine Bewegung ist wiederum eng verbunden mit Lernen, das als Erwerb der Gedächtnisinhalte anzusehen ist. Allgemein wird Lernen definiert als „*Erwerb eines neuen Verhaltens, das bisher im Verhaltensrepertoire des Organismus nicht vorkam.*“ (BIRBAUMER & SCHMIDT 1995, S. 154).

Hier ist auch zwischen den Prozessen Lernen und Reifung zu unterscheiden. Während beim Lernen eine Verhaltensänderung durch die Aufnahme von Information erfolgt, sind Veränderungen in der Reifung durch genetisch vorprogrammierte Prozesse bestimmt.

Zwischen der Aufnahme und Speicherung von Informationen sind diese auf ihre Relevanz hin zu analysieren. Dieser Vorgang kann als Filter angesehen werden der entscheidet, welche der verfügbaren Informationen wichtig genug sind, um abgespeichert zu werden.

Wie Untersuchungen zum klassischen und instrumentellen Konditionieren zeigten, bewirkt ein konditionierender Testreiz eine Reaktion, die wiederum eine Konsequenz zur Folge hat. Der Testreiz (S) einer Reaktion (R) und die daraus folgende Konsequenz (K), Kontingenz genannt, bilden eine Einheit, wobei Verhaltensmuster wie Triebe und Motivation als „Verstärker“ fungieren und diese Elemente verbinden (BIRBAUMER&SCHMIDT 1995 S. 159).

Falls nun die aus einer Aufgabe resultierenden Konsequenzen zum Beispiel mit Schmerzen assoziiert werden, kann dies zur Folge haben, dass die Bewegungsprogrammierung dahingehend erfolgt, eventuelle negative Konsequenzen zu vermeiden oder zu minimieren.

Das Abspeichern und Behalten dieser Gedächtnisinhalte kann morphologisch durch strukturelle Änderungen an den synaptischen Verbindungen nachgewiesen werden. Die Veränderungen, die durch sensorische Reize hervorgerufen werden, können

durch die sogenannte Hebb'sche Lernregel (DONALD HEBB 1949) erklärt werden. Diese Regel ist bis heute die Basis fast aller neuronalen Lernverfahren. Sie besagt, dass durch einen immer wiederkehrenden Reiz die synaptischen Verbindungen zwischen Neuronen verstärkt werden. Durch die Mitaktivierung benachbarter Neurone wird ein miteinander kommunizierendes neuronales Netzwerk aufgebaut. Durch die Verbindung von Nervenzellen, auch aus nicht benachbarten Kortexregionen, ergeben sich somit Verknüpfungen zu Neuronen in Hirnregionen, die nicht primär an einer Handlung beteiligt sein müssen.

### **3.2.3 Gedächtnis und Behaltensleistung**

Das Speichern von Informationen kann unterschieden werden in ein Kurz- und Langzeitgedächtnis. Diese Unterteilung wurde bereits 1885 von EBBINGHAUS beim Wiederholen von sinnlosen Silbenverbindungen beschrieben. Obwohl diese Einteilung in der neueren Kognitionspsychologie (ANDERSON 1996) differenzierter betrachtet wird, eignet sich dieses Modell gut, um den Informationsfluss von sensorischen Reizen zu veranschaulichen.

Sensorische Reize werden in der Regel nur wenige Millisekunden im sensorischen Speicher abgelegt (Abbildung 9). Von hier erfolgt der Übertrag ins sogenannte Primäre Gedächtnis, das eine Speicherdauer von nur wenigen Minuten hat und auch in seiner Kapazität beschränkt ist. Es wird meist mit  $7 \pm 2$  Informationseinheiten angegeben (BIRBAUMER&SCHMIDT 1995 S. 160). Um die Gedächtnisinhalte permanent zur Verfügung zu haben, ist ein Übertrag ins sekundäre bzw. tertiäre Gedächtnis notwendig. Wie in Abbildung 9 dargestellt beginnt bereits im sensorischen Speicher ein Verblässen der Information. Um diesen Prozess zu verhindern ist entweder ein sofortiger Übertrag notwendig oder aber der Inhalt wird durch Üben verstärkt. Bei motorischen Bewegungen ergibt sich hier die Schwierigkeit, dass eine Bewegung nicht immer identisch abläuft und somit eine Verstärkung durch Üben oftmals nicht möglich ist.

Gedächtnisinhalte werden auch wieder vergessen bzw. werden gar nicht erst abgespeichert wenn zu viele Informationen innerhalb kurzer Zeiträume verarbeitet werden sollen. Bei diesem Vorgang werden die alten Informationen mit den neuen überschrieben.

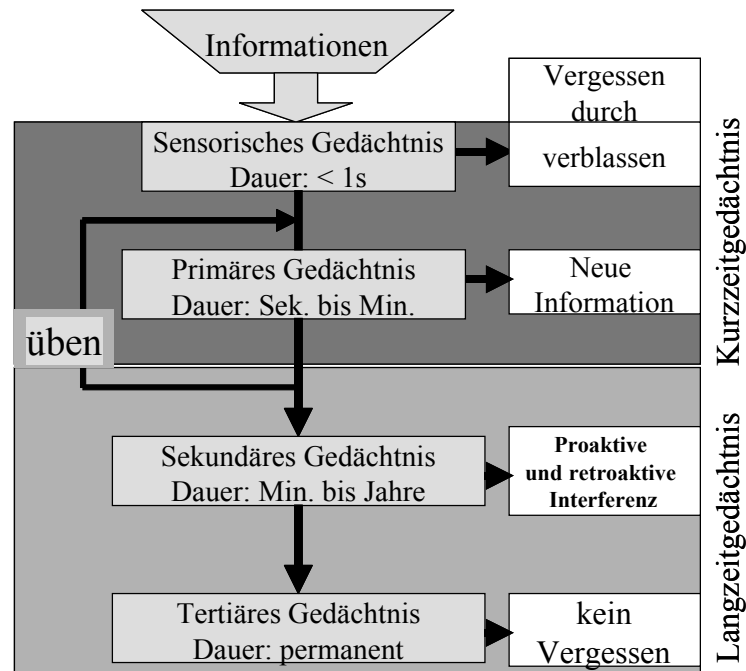


Abbildung 9: Schematische Darstellung eines Modells zur Verarbeitung und Speicherung von Informationen. Im besonderen Maße relevant für die vorliegende Arbeit ist der Bereich des primären und sekundären Gedächtnisspeichers (angepasst aus: BIRBAUMER&SCHMIDT, 1995)

### 3.3 Bewegungsprogrammierung

Die Antizipation von Bewegungsparametern erfordert eine Einprogrammierung verschiedener relevanter Parameter in den Handlungsplan. Im Sinne der generalisierten motorischen Programme wären dies z. B. die als variante Bewegungscharakteristika bezeichneten Begriffe, wie Bewegungsgeschwindigkeit, notwendige Kraft sowie Bewegungsamplitude und –richtung. Als invarianter Parameter wären die relative Kraft oder die relative Geschwindigkeit zu sehen.

Bei der Ausführung einer Bewegungshandlung ist darauf zu achten, dass zwischen dem Akt des *Programmierens* und des *Motorischen Programms* unterschieden wird. SHAFFER (1992) definiert „motor programming“ als dynamischen Prozess, der eine strukturierte Sequenz zusammenstellt, welcher die motorischen Ziele für die Bewegungshandlung enthält, und dann vom motorischen System interpretiert bzw. umgesetzt werden kann. Am effektivsten ist dabei, wenn das motorische Programm vor Bewegungsbeginn zusammengestellt wird und nur noch durch ein Triggersignal aktiviert werden muss. Eine klare Trennung erfolgt hierbei in das motorische Programmieren, das als kognitiver Akt zählt, und in die Berechnung der motorischen Anforderungen, ein Prozess der die Details einer Bewegung definiert.

Am Beispiel der Sprechmotorik beschreibt *SHAFFER* (1992), dass bei der Generierung von Sprache zwei Instanzen beteiligt sind:

1. *ein kognitives System, das die symbolische Repräsentation des sprachlichen Zieles organisiert und*
2. *ein motorisches System, das die notwendigen muskulären Befehle organisiert.*

Dies bedeutet, dass die Flexibilität in der Planung von kognitiven Strukturen gewährleistet wird, während die Ausführung innerhalb des motorischen Systems erfolgt.

Die Planung einer Bewegung sollte prinzipiell unbelastet von den Anforderungen der Ausführung erfolgen, auch wenn die Aufgabe ein komplexes Anforderungsprofil erfordert. Demzufolge sollte ein Ziel, das in einem motorischen Programm definiert wird, so abstrakt sein, dass es unabhängig von den physikalischen Anforderungen ist. Das wiederum verlangt vom motorischen System ausreichende Kapazitäten, um unterschiedliche Bewegungsanforderungen berechnen zu können.

Die Berechnung der motorischen Anforderungen basiert auf Bernsteins Hypothesen (*BERNSTEIN* 1967), die besagen, dass das neuromotorische System Bewegungen, aufgrund seiner internen dynamischen Prinzipien, abarbeitet.

Es muss hierbei berücksichtigt werden, dass Bewegungen reproduzierbar sein müssen. Sowohl bei zyklischen als auch azyklischen Bewegungen ist es von Bedeutung, dass eine hohe Wiederholungsgenauigkeit erreicht wird. Mittels biomechanischer Untersuchungsmethoden konnten *HIGGINS* (1977) und *SPAETH* (1972) oder bereits *BARTLETT* (1932) (aus: *SINGER* 1985) zeigen, dass eine Bewegung niemals gleich abläuft, obwohl das Ergebnis einer Aufgabe nur einer geringen Variabilität unterliegt. Dies gilt vor allem für zielorientierte Bewegungen, bei denen das Ergebnis einer geringen Variabilität unterliegt, während die Bewegungstrajektorie, also der Weg zum Ziel, oft hoch variabel ist. Als Beispiel denke man an Dart-Spieler, die eine sehr hohe Präzision in der Treffergenauigkeit aufweisen. Wie *MÜLLER&REISER* (1995) aber zeigen konnten, sind jedoch die kinematisch erfassten Bewegungstrajektorien der Wurfhand hoch variabel.

Eine Bewegung kann aber selbst bei unterschiedlichen Ausgangspunkten oder unterschiedlichen Aufgabenstellungen sehr stabil ausgeführt werden. Hier wird die

Notwendigkeit einer hohen Variabilität in der Bewegungsausführung deutlich. Um auf der einen Seite eine stabile Bewegung zu erreichen, die notwendig ist bei Zielaufgaben, muss die Ausführung aber auch so variabel sein, um auf eventuelle Veränderungen im Anforderungsprofil noch reagieren zu können. Neben den energetisch-mechanischen Mechanismen spielen deshalb die neuronalen Aspekte der Bewegungsprogrammierung und -steuerung eine wichtige Rolle.

### 3.3.1 Motorische Kontrolle am Beispiel des präzisen Greifens

Der neuronale Einfluss in der Kontrolle menschlicher Motorik kann eindrucksvoll am Beispiel des präzisen Greifens aufgezeigt werden (JOHANSSON & WESTLING 1984, 1987, 1988 a und b). In einer Reihe von Untersuchungen, welche Regulations- und Steuermechanismen beim Greifen von Objekten thematisierten, wird das komplexe Zusammenspiel der Systeme dargestellt.

Mittels einer speziellen Greifapparatur (Abbildung 10) können die beim Greifen auftretenden biomechanischen Parameter erfasst werden.

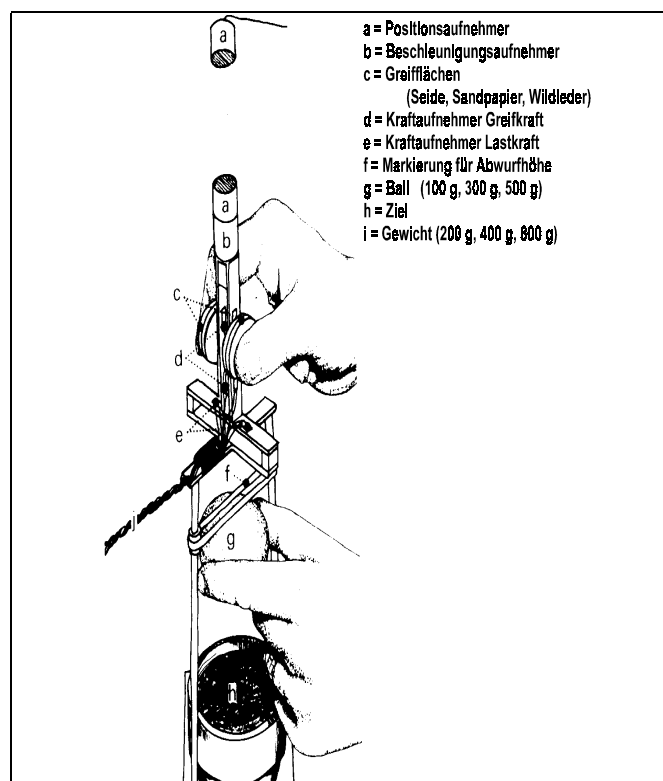


Abbildung 10: Schematische Darstellung der Greifapparatur (aus JOHANSSON&WESTLING 1984).

Um ein Objekt (g) aufnehmen zu können und frei in der Luft zu fixieren, muss die Greifkraft (d) von Zeigefinger und Daumen größer sein, als die Gewichtskraft (e) des Objekts (g). Um ein Gleiten zwischen den Greifflächen zu verhindern, muss das

Verhältnis von Greifkraft (GK) zu Lastkraft (LK) einen bestimmten Schwellenwert überschreiten. Durch Veränderung der Greiffläche mit Seide, Wildleder und Sandpapier wird gezeigt, dass das Verhältnis GK/LK ansteigt, wenn die Greiffläche glatt ist.

Die Information über die Beschaffenheit der Greiffläche wird dabei über Hautafferenzen erfasst. Muss die Kraft nachreguliert werden, so kann dies über schnelle Afferenzen erfolgen, die ein Gleiten des Apparates registrieren und über spinale Verschaltungswege eine Gegenbewegung bewirken.

Während der isometrischen Haltebedingung kann entweder vom Probanden selbst oder von einer anderen Person, ein Gewicht in den Halteapparat geworfen werden. Wenn der Proband den Wurf selbst initiiert, ist bereits vor Eintreten des vertikalen Impulses die Greifkraft erhöht. Das Verhältnis von GK/LK kann durch die antizipierte Zunahme der Greifkraft so kompensiert werden, dass im Moment des vertikalen Impulses ein Ausgleiten der Apparatur verhindert wird. Kann der Impuls nicht antizipiert werden nimmt die Greifkraft nicht zu. Ein Nachregulieren ist in diesem Fall nur über reflektorische Regulationsmechanismen möglich. Es zeigt sich aber, dass im Falle der Auslösung durch den Versuchsleiter generell ein erhöhtes Verhältnis von GK/LK eingestellt wird. Durch diese Maßnahme ist der Sicherheitsbereich der für die Fixierung benötigt wird auch bei einer unerwarteten Beschleunigung ausreichend hoch (JOHANNSON&WESTLING 1984, 1988 a u. b, GORDON et al 1991 a u. b).

### ***3.4 Bewegungsprogrammierung bei reaktiven Sprungformen***

#### ***3.4.1 Absprungstrategie***

Das Bewegungsprogramm eines reaktiven Tief-Hoch-Sprunges basiert ebenfalls auf dem integrativen Zusammenspiel von mechanischen, elastischen und neuronalen Mechanismen.

Es gilt als gesichert, dass das für die Ausführung eines reaktiven Tief-Hoch-Sprunges verantwortliche Bewegungsprogramm, im Moment des Absprunges vom Tisch, bereits feststeht (DIETZ 1992). MCKINLEY (1992) und MCKINLEY&PEDOTTI (1992) konnten beim Absprung von einer Plattform keine intraindividuellen Unterschiede im Bewegungsmuster finden. Unabhängig vom

Trainingszustand des Probanden, von der Absprunghöhe oder dem Härtegrad der Landefläche, verwendet ein Proband zu ca. 80% ein konstantes Bewegungsmuster. Anhand kinematischer Untersuchungen konnten von der Autorin aber zwei intraindividuelle Absprungstrategien identifiziert werden. Bei der als „*Push off*“ bezeichneten Strategie wird kurz vor dem Absprung das Knie gebeugt, um dann durch eine dynamische Streckung im Kniegelenk einen Absprung mit einer minimalen Erhöhung des KSP's zu erreichen. Die zweite Form, als „*Roll off*“ bezeichnet, ist durch eine Flexion im Kniegelenk charakterisiert, die auch noch nach dem Absprung beibehalten wird. Bei dieser Form der Bewegungsausführung wird der KSP durch Beugen im Knie nach vorne verlagert, und damit ein Abfallen vom Tisch erreicht. Es muss angemerkt werden, dass die Autoren keine Angaben machen, in welcher Form die Probanden instruiert wurden. Üblicherweise ist die Bewegungsanweisung bei reaktiven Tief-Hoch-Sprüngen die Hände in den Hüften zu fixieren, und dann für die Einleitung des Absprunges ein Bein nach vorne abzuheben. (GOLLHOFER 1987). Durch Verlagern des KSP's nach vorne wird dann der Absprung eingeleitet, was dem „*Roll off*“ Stil entspricht. Für eine zusätzliche Standardisierung des Absprungsverhaltens dient die Anweisung, mit den Zehengrundgelenken um den Rand des Tisches zu greifen. Hierdurch kann ein Abspringen vom Tisch -vergleichbar der „*Push off*“ Strategie – verhindert werden.

McKINLEY (1992) zeigt anhand von EMG-Daten eine signifikante Unterscheidung der beiden Formen. Bei „*Push off*“ sind vor dem Absprung die am Sprunggelenk wirkenden Extensoren *M. gastrocnemius* und *M. soleus*, und die am Kniegelenk ansetzenden Muskeln *M. vastus lateralis* sowie *M. rectus femoris* aktiv. Springt der Proband nach der „*Roll off*“ Strategie, wird im Moment des Absprunges lediglich der *M. tibialis* kurzzeitig innerviert. Im Falle der „*Push off*“ Strategie ist es notwendig, dass die Extensoren während der sich anschließenden Flugphase wieder abgeschaltet werden. Dies könnte vor allem bei niedrigeren Absprunghöhen dazu führen, dass die Zeit zwischen Abschalten und Landung sehr kurz wird und sich somit die Aktivierung der Extensoren störend auf die Landevorbereitung auswirken kann.

### **3.4.2 Landevorbereitung unter visueller Kontrolle**

Das visuelle System ist in der Interaktion mit unserer Umwelt die wohl wichtigste Informationsquelle. Dass die Informationen des visuellen Systems oftmals zu langsam sind, um für die Bewegungskontrolle sinnvoll eingesetzt zu werden, wurde



u. a. anhand von Untersuchungen zum Schreiben gezeigt (MARQUARDT & GENTZ&MAI 1996). Bekommt ein Proband die Aufgabe während des Schreibens eines Satzes die Spitze des Stiftes visuell zu verfolgen, so verlängert sich die Schreibzeit signifikant. Diese Verlangsamung in der Bewegungsausführung wird auf die zusätzliche Aufnahme und Verarbeitung der visuellen Information zurückgeführt. Soll der gleiche Satz ohne visuelle Kontrolle geschrieben werden, werden keine Unterschiede im Vergleich zur normalen Ausführung gemessen. Für das Erlernen des Schreibens bedeutet dies, dass visuelle Informationen vor allem zu Beginn des Erwerbes der motorischen Handlung notwendig sind, um Rückmeldungen bezüglich des Ergebnisses zu erhalten. Mit zunehmendem Automatisierungsgrad kann die visuelle Kontrolle reduziert werden.

Auch bei der Entwicklung des freien Standes zeigt sich, dass der visuelle Einfluss vor allem in einem frühen Entwicklungsstadium eine bedeutende Rolle für die Standstabilisation spielt. So resultierte eine Störung des visuellen Bildes bei Kindern im Alter von 2-5 Jahren in Auslenkungen des KSP, die in Extremfällen sogar zum Umfallen der Kinder führte. Die Autoren führten dies darauf zurück, dass in diesem Stadium der motorischen Entwicklung die sensorischen Einflüsse von visuellem, propriozeptivem und vestibulärem System noch nicht koordiniert sind. Erst ab einem Alter von ca. 6 Jahren wird die Fallneigung reduziert, was auf eine verbesserte neuronale Verarbeitung der sensorischen Informationen zurückgeführt wird (BRANDT et al 1976).

Im Zusammenhang mit der Ausführung von Landungen nach einem freien Fall wurde die Interaktion von visuellen Informationen und Informationen aus dem Gleichgewichtsorgan von MELVILLE-JONES&WATT (1971) untersucht. Bei diesen Versuchen sollten Probanden aus definierten Fallhöhen auf einer Messplattform landen. Die Zeit zwischen der Bewegungsauslösung und dem Bodenkontakt wurde durch niedrige Fallhöhen von 2,5 bis 20,3 cm sehr kurz gehalten.

Der Start der vertikalen Fallbewegung erfolgte für die Probanden unerwartet durch den Versuchsleiter. Hierzu mussten sich die Probanden an einem Haltegriff festhalten, der über einen Magnetkontakt an einem Seilzug befestigt war. Durch Öffnen des Kontaktes wurde der Fall ausgelöst.

Das mittels Oberflächenableitungen aufgezeichnete Aktivierungsverhalten des M. gastrocnemius zeigt, unabhängig von der Fallhöhe oder Flugzeit, dass der Muskel

mit einer konstanten Verzögerung von 74 ms nach dem Auslösen eingeschaltet wird. Bei sehr niedriger Fallhöhe von 2,5 cm bedeutet dies, dass bereits nach 64 ms der Boden erreicht ist und die Aktivierung somit zu spät einsetzt. Bedingt durch die Latenzzeit von 74 ms interpretieren die Autoren die Aktivierungsantworten als polysynaptische Reflexantwort. Als Auslöser wird das Otolithensystem des Innenohres diskutiert, das reflektorisch auf die initiale Beschleunigung beim Lösen vom Haltegriff reagiert.

Die von MELVILLE-JONES&WATT durchgeführten Versuche zeigen die funktionelle Bedeutung von Reflexmechanismen bei kurzen Bewegungszeiten. GREENWOOD& HOPKINS (1976 b) erweiterten die Fragestellung und untersuchten die Antwortmuster bei höheren Fallhöhen von mehr als 20 cm. Wie bei MELVILLE-JONES&WATT wurden die Probanden mittels einer Seilzugkonstruktion in einer bestimmten Höhe über den Erdboden aufgehängt. Die Auslösung erfolgte über einen Magnetmechanismus entweder durch den Versuchsleiter unerwartet für den Probanden, oder durch den Probanden selbst. Im Falle der unerwarteten Fremdauslösung ist im EMG des M. soleus nach ca. 70 ms eine reflektorisch bedingte Aktivierung erkennbar. Dauert der Einflug länger als 200 ms, wird der Muskel abgeschaltet und kurz vor dem Bodenkontakt wieder aktiviert. Kann der Proband die Aktivierung jedoch selbst auslösen, ist nur noch eine auf den Landekontakt bezogene Aktivierung festzustellen. Wie bei MELVILLE-JONES&WATT bereits diskutiert, wird der erste Peak als Reflexantwort interpretiert, die durch das Otolithensystem getriggert wird. Der zweite Teil, kurz vor der Landung, ist einer willkürlich initiierten Aktivierung zuzuordnen, die auf den Landekontakt getriggert ist.

Wie GREENWOOD&HOPKINS weiter zeigten, ist die zeitliche Aktivierung unabhängig vom Betrag der Fallbeschleunigung. Die Autoren folgern aus diesen Ergebnissen, dass der erste Aktivierungspeak auf das Auslösen bezogen ist. Funktionell ist dies primär von Bedeutung bei niedrigen Fallhöhen bzw. kurzen Fallzeiten, bei denen es nicht möglich ist, willkürlich eine adäquate Vorspannung aufzubauen. Durch die Integration von reflektorischen Aktivierungsbeiträgen in das Aktivierungsmuster kann das tendo-muskuläre System vor eventuellen Schädigungen geschützt werden.

Aufgrund dieser Fallversuche ist davon auszugehen, dass eine Mindestfallzeit von 200 ms vorliegen muss, um eine entsprechende Voraktivierung aufzubauen. Im Falle der Fremdauslösung erfolgt eine reflektorische Aktivierung, die von visuellen Informationen unabhängig ist.

In einer von McKINLEY (1992) durchgeführten Studie wurde neben dem Absprungverhalten auch das Landeverhalten untersucht. Es zeigte sich, dass der Einschaltzeitpunkt, der an der Bewegung beteiligten Hauptmuskeln, vom Härtegrad der Landefläche beeinflusst wird. Bei harter Unterlage wurde der M. soleus, M. gastrocnemius lat. sowie der M. rectus fem. ca. 180 ms vor dem Bodenkontakt eingeschaltet. Dies ist ca. 60 ms früher als bei einer weichen Unterlage. Die Abhängigkeit der Vorinnervation von der Landefläche wurde ebenfalls von GOLLHOFER (1987 a und 1987 b) beschrieben.

Adaptationen an die variierenden Bedingungen sind neben der Voraktivierung auch an den kinematischen Daten wie der Winkelstellung von Sprung-, Knie- und Hüftgelenk bei sprungtrainierten Versuchspersonen zu beobachten. Während bei geübten Springern bei Landungen auf hartem Untergrund eine mehr plantar flektierte Haltung ( $27^\circ$ ) im Sprunggelenk festgestellt wurde, lag der Sprunggelenkwinkel bei einer Landung auf weicher Unterlage im Mittel bei  $17^\circ$ . Bei weniger trainierten Springern konnten keine Unterschiede festgestellt werden.

Die funktionelle Bedeutung einer größeren Plantarflexion ist in einem verlängerten Bremsweg zu sehen. Durch die Antizipation der erhöhten Dehnungsbelastung bei harter Unterlage, ist ein guter Springer in der Lage, die serienelastischen Elemente für die Landung so einzustellen, dass, neben der erhöhten neuronalen Aktivierung, auch die mechanischen Komponenten dazu beitragen, den Landeimpuls zu minimieren.

Laut McKINLEY (1992) lassen die Differenzen, die zwischen geübten und weniger geübten Springern festgestellt wurden, den Schluss zu, dass geübte Springer aufgrund ihrer höheren Bewegungskompetenz in der Lage sind, das entsprechende motorische Programm sehr fein anzupassen. Weniger Geübte hingegen wählen eine Strategie, bei der ein mittlerer Gelenkwinkel eingestellt wird (zwischen  $23^\circ$  und  $21^\circ$ ). Hierdurch kann ein Bewegungsbereich abgedeckt werden, der sowohl höhere als auch niedrigere Dehnungsbelastungen kompensieren kann. Durch eine genauere

Ansteuerung des Gelenkwinkels (zwischen 27° bis 17 °) sind die Geübten jedoch in der Lage, eine höhere Leistung zu erzielen, da die mechanischen und neuronalen Mechanismen besser aufeinander abgestimmt sind.

Weiterhin fanden die Autoren Hinweise darauf, dass sich auch die Beschaffenheit der Absprungunterlage auf das Bewegungsverhalten auswirkt. Anhand der kinematischen Daten der Gelenkwinkel am Sprunggelenk kann bei 2 Probanden eine verminderte Plantarflexion bei der Landung auf weichem Untergrund festgestellt werden, wenn der Absprung von einer weichen Unterlage erfolgt. Statistisch abgesicherte Resultate können von den Autoren jedoch nicht erbracht werden, so dass die beobachteten Unterschiede im Sinne einer Hypothese zu bewerten sind.

Solche Übertragungseffekte konnten hingegen bei Untersuchungen zum präzisen Greifen schon nachgewiesen werden (JOHANSSON&WESTLING 1984, 1988b; JEANNEROD 1992). Es wird vermutet, dass die taktilen Informationen, die beim Absprung aufgenommen werden, nicht schnell genug gelöscht werden und somit noch in die Landephase hinein wirken.

### ***3.4.3 Anpassung an divergierende Absprungsbedingungen***

Der Vergleich von Tiefsprüngen mit variierender Absprunghöhe und veränderter Absprungunterlage unterstützt die Annahme, dass der Absprung vom Tisch und die Landung unabhängig voneinander geplant werden (McKINLEY 1992).

Die Frage bleibt offen, ob die Anpassung an die Landebedingung bereits vor dem Absprung erfolgt, oder noch während des Fluges angepasst werden kann. In Untersuchungen zum Landeverhalten wurde argumentiert, dass die Vorbereitung auf die Landung über visuelle Kanäle erfolgt und noch während der Einflugphase Veränderungen möglich sind (SIDEWAY et al, 1989; SANTOS et al 1995 ). Geht man von Reiz-Reaktionszeit Experimenten aus, können im Bereich der motorischen Kontrolle Reaktionszeiten von 150-200 ms (MEGAW 1974, SIDEWAY 1988, GAO&ZELAZNIK 1991) angenommen werden. Zieht man die Versuche von GREENWOOD&HOPKINS (1976 b) heran, ist festzustellen, dass für eine willkürliche Aktivierung eines Landeprogramms eine Mindestflugzeit von 200ms, bzw. 20cm Fallhöhe notwendig sind.

Sind diese Komponenten nicht in dieser Größenordnung vorhanden, wird das Landemuster von Tiefsprüngen als „open-loop“ geregelt, d.h. eine Veränderung des Landeprogramms ist nach dem Absprung nicht mehr möglich.

#### **3.4.4 Entwicklung motorischer Bewegungsprogramme**

Die Aufnahme sowie das Herausfiltern von relevanten Informationen kann besonders deutlich beim Bewegungserwerb veranschaulicht werden. So konnten *KONCZAK & DICHGANS* (1997) bei der Entwicklung der Greifbewegung bei Säuglingen zeigen, dass die Handtrajektorien noch sehr undifferenziert sind. Erfolgt eine ungestörte motorische Entwicklung, so verbessert sich die Koordination hin zu einem automatisierten Bewegungsablauf. Die Autoren argumentieren, dass diese Bewegungen nicht genetisch vorprogrammiert sind, sondern im Laufe der Entwicklung Informationen angesammelt werden, welche die notwendigen Regelungs- und Steuerbefehle an die Muskulatur weitergeben.

Im Tierversuch wurde nachgewiesen, dass vor allem in der postnatalen Phase Informationen zwingend notwendig sind, um vorhandene neuronale Strukturen weiterzuentwickeln (*THOMPSON* 1992). So zeigen junge Katzen, denen direkt nach der Geburt ein Auge verbunden wurde, dass sich nur auf der für das sehende Auge zuständigen Hirnhälfte, synaptische Verbindungen entwickelten. Wurde nach einigen Wochen das erblindete Auge geöffnet, so konnten für dieses Auge keine weiteren Verbindungen mehr angelegt werden, so dass das Tier weiterhin nur auf einem Auge sehen konnte. Vergleichbare Befunde ergaben sich bei Katzen, die in einem Raum mit senkrechten Linien aufgezogen wurden und sich entweder aktiv bewegten, oder passiv bewegt wurden. Bei diesen Versuchen entwickelten nur die aktiven Tiere eine normale motorische Koordination (*HELD* 1987). Diese Untersuchungen verdeutlichen, dass bereits in einem frühen Entwicklungsstadium eine umfassende Reizsetzung erfolgen muss. Im Vergleich mit der Entwicklung neuronaler Strukturen beim Menschen spricht *HAKEN* (1995) in diesem Zusammenhang von der Selbstorganisation des Gehirns, die nur dann gegeben ist, wenn Informationen aufgenommen, abgespeichert und dann bei Bedarf abrufbar sind.

#### **3.5 Bewegungsregulation durch optische Informationskanäle**

Visuelle Informationen sind unerlässlich um eine antizipative Steuerung und Regulation des Körpers zu gewährleisten.

Im Sport ist die Antizipation einer Bewegungsaufgabe von zentraler Bedeutung für eine ökonomische und effiziente Ausführung. Für Ballsportarten z.B. bedeutet dies, dass die Flugbahn des Balles vorausgeplant werden muss. Nicht nur der Körper muss



reflektierenden Elementen (Textelementen) zusammen. Hierdurch wird die Oberflächenstruktur für das visuelle System differenzierbar.

Die Unterscheidung von Textelementen auf der Oberfläche stellt eine wichtige Information in der Wahrnehmung dar. Bewegt sich nun solch ein Textelement auf das Auge zu, kann die Annäherung bzw. die „time to contact“ berechnet werden. Für die Berechnung ging LEE von einer konstanten Geschwindigkeit  $v$  eines sich bewegenden Objektes aus. Dabei kann sich das Auge auf das Objekt zu bewegen, oder das Objekt bewegt sich auf das Auge zu. Die Position eines Textelementes „P“ wird definiert über die Raumkoordinaten „R“ und „Z“ (Abbildung 11, 1a), wobei „R“ den Abstand zwischen zwei Punkten definiert. Der Winkel  $\theta$  (Abbildung 11,1b) ist definiert durch die Ebenen OQP (Abbildung 11, 1a) und OQX (Abbildung 11, 1b). Das Textelement „P“ wird auf der Retina abgebildet (P'). Durch die Brechung an der Linse kommt es wie in einer Kamera zur Umkehrung der Abbildung auf der Retina, wodurch (P') radial nach außen wandert, wenn sich das Textelement „P“ auf das Auge zu bewegt. Zur Erkennung der Position eines Textelementes werden die Raumkoordinaten herangezogen.

Für die Berechnung der Ausdehnung des Textelementes gilt:

$$Z/R = 1/r \quad \text{Formel (1)}$$

Zur Erkennung der Position des Textelementes ist keine Tiefenwahrnehmung nötig, wenn sich das Objekt bewegt. Wird die Formel (1) nach der Zeit differenziert, so ergibt sich:

$$V/R = v/r^2 \quad \text{Formel (2)}$$

wobei  $V = -\Delta Z(t) / \Delta t$  die Geschwindigkeit des Auges relativ zur Umgebung ist, und  $v = \Delta r / \Delta t$  die Geschwindigkeit der Abbildung des Textelementes P' darstellt.

Wenn man nun aus den Formeln (1) und (2) R ableitet, ergibt sich

$$Z/V = r/v \quad \text{Formel (3)}$$

Die Formel zeigt, dass der Zeitpunkt an dem das Objekt auf das Auge auftreffen würde, durch den optischen Term  $r/v$  bestimmt wird.

Bei unterschiedlichen Beobachtungen in der Praxis untermauert LEE die Funktionalität der Bewegungskontrolle über die visuelle Regulation. Anhand einer hypothetischen Betrachtung wird z. B. das Abstoppen bzw. das Abbremsen eines Fahrzeuges vor einem Hindernis diskutiert. Diese Aktion verlangt nach LEE (1980, S. 293) weder eine rein räumliche noch eine rein zeitliche Information, sondern es

muss eine Kombination aus beiden Informationen vorliegen. Um zu stoppen oder langsam auf ein Hindernis zuzufahren, könnte man annehmen, dass die Distanz bis zum Hindernis, die Geschwindigkeit und die negative Beschleunigung des eigenen Fahrzeuges bekannt sein müssen.

Um rechtzeitig zu stoppen, muss die negative Beschleunigung (-a) so sein, dass der Bremsweg kleiner oder gleich der Distanz zum Hindernis ist.

Die zeitliche Ableitung der optischen Variable spezifiziert ob der Bremsvorgang adäquat ausgeführt wird. Als adäquat wird vom Autor ein Wert bezeichnet, der sich aus Formel 4 ableitet und größer 0,5 sein soll.

$$\boxed{\Delta\tau(t)/\Delta\tau \geq -0.5} \text{ ist.} \quad \text{Formel (4)}$$

Hieraus wiederum folgert LEE, dass die Information über die Berechnung der „time to contact“ die für den Bremsvorgang entscheidende Variable darstellt. Dieser von LEE (1981) hypothetisch diskutierte Vorgang entspricht experimentell gewonnenen Daten von SPURR (1969) (aus: LEE 1976), der die visuelle Kontrolle bei Testfahrern untersuchte.

Am Beispiel von Seevögeln (Basstölpel, lat. *sulsa bursana*), zeigten LEE & REDDISH (1981) besonders anschaulich, wie die Variable TAU die „time to contact“ bestimmt werden kann. Zur Nahrungsaufnahme stürzen die Tiere aus großen Höhen von bis zu 30 m ins Wasser. Aus dieser Höhe werden Fallgeschwindigkeiten von  $24 \text{ ms}^{-1}$  erreicht. Mit Hilfe von Highspeed-Aufnahmen zeigten die Autoren, dass die Vögel am Beginn des Sturzfluges die Schwingen geöffnet haben, um die Flugbahn noch korrigieren zu können. Kurz vor dem Auftreffen auf der Wasseroberfläche, in einigen Fällen sogar etwas später, werden die Schwingen an den Körper angelegt, so dass die Vögel pfeilförmig ins Wasser eintauchen. Würden die Schwingen nicht angelegt, könnten sich die Vögel bei einer Flügelspannweite von 1,70m erhebliche Verletzungen zuziehen. Die motorische Aktion des Schließens der Schwingen muss deshalb sehr präzise und zeitgenau erfolgen. Aufgrund der Filmanalyse kommen die Autoren auf einen Wert von TAU von 820 ms. Obwohl die Fallgeschwindigkeiten bedingt durch den Start aus unterschiedlichen Höhen variieren ist dieser Wert sehr konstant. Die Autoren folgern hieraus, dass die motorische Aktion des Flügelschlages über visuelle Informationen gesteuert wird. Auf die Relevanz dieser Ergebnisse für die Kontrolle menschlicher Bewegungen wird im Folgenden näher eingegangen.



Die Steuerung von motorischen Bewegungsabläufen über die visuelle Sensorik ist auch dann anzunehmen, wenn das Auge stationär bleibt und ein Objekt sich auf das Auge zu bewegt.

Dafür müssen die visuellen Informationen rechtzeitig vor der Initiierung der Bewegung zur Verfügung stehen. SHARP&WHITING (1974 & 1975) (aus Lee 1980) zeigten, dass der kritische Zeitpunkt für eine koordinierte Bewegung bei einem Wert von „time to contact“ bei 300 ms liegt, der als kritische Schwelle bezeichnet wird. Das experimentelle Design dieser Untersuchung verlangte das einhändige Fangen von Tennisbällen. Um den Zeitpunkt der visuellen Informationsverfügbarkeit zu variieren, wurden die Untersuchungen in einem dunklen Raum absolviert. Mittels eines Triggersignals konnte die Raumbeleuchtung zwischen 20 und 160ms vor der kritischen Schwelle eingeschaltet werden. Die besten Fangleistungen von 50% der gefangenen Bälle ergaben sich, wenn das Licht 40 ms vor der Schwelle eingeschaltet wurde. Längere Vorlaufzeiten von 160 ms erbrachten keine Verbesserung in der Bewegungsausführung. In einer Arbeit, die 1975 von den gleichen Autoren veröffentlicht wurde, war die Zielsetzung eine verbesserte Fangleistung (>85%) zu erreichen. Hierzu wurde die visuelle Information 240ms vor der kritischen Schwelle angeboten. Durch die längere Zeitspanne konnten die Probanden den Ball fokussieren. Somit stand ein ausreichendes Zeitbudget zur Verfügung, das es ermöglichte, den Ballweg zu erfassen, die entsprechende motorische Reaktion zu planen und auszuführen.

Wie SCHMIDT&RUSSELL (1972) sowie SCHMIDT (1982) in Untersuchungen die das „relativen timing“ einer Bewegung thematisierte, wird die Dauer der Bewegung konstant gehalten, so dass nur der Zeitpunkt der Initiierung variiert werden muss. Ist also die Zeitspanne vor der „time to contact“ ausreichend lang, kann mittels der optischen Information der Zeitpunkt zur Initiierung exakt festgelegt werden.

Zu gleichlautenden Ergebnissen kommen Untersuchungen im Baseball (HUBBARD&SENG 1954) die zeigen, dass der Stemmschritt beim Abschläger dann eingeleitet wird, wenn der Ball die Hand des Werfers verlässt. Die Dauer des Stemmschrittes hingegen wird an die Geschwindigkeit des Balles angepasst. Dies bedeutet, dass das timing für den Beginn des Schwunges auf Basis der „time to contact“ Information gesteuert wird, die während der Flugzeit des Balles aufgenommen wird.

Ein weiteres Beispiel aus dem Sport wurde von LEE et al (1982) in der Anlaufgestaltung beim Weitsprung vorgestellt. Mittels Highspeed Filmanalyse konnte er zeigen, dass die Schrittlänge während der letzten 6 Schritte vor dem Absprungbalken hoch variiert, die Länge der beiden letzten Schritte aber immer gleich bleibt. Auch hier wird die visuelle Information über die „time to contact“ als die zu kontrollierende Variable in der Bewegungskontrolle diskutiert.

### 3.5.1 Einfluss der optischen Variablen TAU bei Tiefsprüngen

Basierend auf den Überlegungen von LEE liegt der Gedanke nahe, dass die Vorbereitung zur Landung über optische Information getriggert ist. Die Informationsaufnahme würde während der Einflugphase bis zum Bodenkontakt erfolgen.

Hierzu untersuchte *SIDEWAY (1989)* das Landeverhalten bei Tiefsprüngen aus Absprunghöhen von 0,72m, 1,04m und 1,59m. Die Probanden hatten die Aufgabe von einem Tisch abzuspringen und auf einer Messdruckplatte zu landen. Die optische Variable TAU wird nach:

$$\tau_m = (h) - 0,5g(t)^2 / g(t) \quad \text{bzw.} \quad \text{Formel (5)}$$

$$\tau_m = (h_p + h_c) - 0,5g(t_d - t_c)^2 / g(t_d - t_c) \text{ berechnet.}$$

Dabei bedeutet:  $h = (h_p \text{ (plattform height)} + h_s \text{ (standing eyeheight)})$

$$t = (t_d \text{ (Flugdauer)} - t_c \text{ (Zeit von EMG Einsatz bis Landung (Vorinnervation))})$$

$$g = \text{Erdbeschleunigung} = 9,81 \text{ms}^{-2}.$$

Die Flugdauer ( $t_d$ ) wurde berechnet aus der Fallzeit eines Objektes aus der entsprechenden Fallhöhe. Die Berechnung der Fallzeit berücksichtigt jedoch nicht, dass sich das individuelle Absprungverhalten vom Tisch verändert, wenn der Proband vom Tisch abspringt oder aber absteigt. Dies bewirkt, dass es zu Differenzen zwischen tatsächlicher und theoretischer Flugdauer kommt. Auf diese Problematik wird auch von McKINLEY (1992) verwiesen.

Sie untersuchte ebenfalls Tiefsprünge mit Landung. Mittels Oberflächenableitungen wurde das Aktivierungsverhalten des M. rectus femoris abgeleitet. Der Einschaltzeitpunkt des Muskels ist definiert durch den Beginn einer im EMG erkennbaren muskulären Innervation. Dieser Wert wird berechnet über  $t_d - t_c$ . Der als

$t_c$  bezeichnete Zeitpunkt wird vom Beginn der ersten EMG Aktivität bis zum ersten Bodenkontakt gemessen. Dieser Zeitraum entspricht dem der Vorinnervation. Auch hier ist der Wert abhängig vom Absprungverhalten des Probanden.

Anhand der Aktivierungsmuster des M. rectus wird gezeigt, dass der Muskel mit steigender Absprunghöhe früher eingeschaltet wird. Während die Zunahme der Vorinnervation von 59,9 ms bei 0,72m auf 73,05 ms bei 1,04m nicht signifikant ist, ist die Zunahme auf 149 ms bei 1,59m signifikant. Die berechneten TAU Werte sind 592 ms, 521 ms und 583 ms. Die Unterschiede sind in keinem Fall signifikant, so dass die Autorin folgert, dass die Probanden den Muskel bei allen drei Höhen bei ungefähr der gleichen Ausdehnungsrate auf der Retina aktivieren.

SIDEWAY schließt aus seinen experimentellen Befunden, dass die Probanden in der Lage sind, mittels der visuellen Information die „time to contact“ zu berechnen und hieraus die für die Landung notwendige motorische Aktivität zu initiieren. Er unterstützt die von LEE propagierte These, dass die Landevorbereitung auf der Berechnung einer visuellen Variablen basiert.

Diese Annahme setzt voraus, dass der Mechanismus der Ausdehnung der Retina auch dann stattfindet, wenn das Objekt nicht frontal auf die Retina projiziert. In Studien, die sich mit Tief-Sprüngen befassen, wurde eine Erfassung der Blickrichtung noch nicht dokumentiert. Aus eigener Erfahrung und aus Befragung von Probanden kann man aber folgern, dass der Blick meist nach schräg unten auf den Boden ausgerichtet wird. Somit wäre vom Gesichtspunkt des visuellen Fließmusters die Voraussetzung der Berechnung von TAU gegeben. Der Hinweis an die Probanden die gegenüberliegende Wand zu fixieren führt in den meisten Fällen jedoch zu einer negativen Beeinflussung in der Bewegungsausführung.

Dass die Störung des visuellen Input einen Effekt auf die Bewegungskoordination ausübt, konnte von *LEE&ARONSON (1974)* sowie *SHUMWAY-COOK&HORAK (1986)* gezeigt werden. Ziel dieser Untersuchungen war es, eine Interferenz zwischen visuellem, propriozeptivem und vestibulärem Input zu erzeugen, indem die Raumwände bewegt werden, während die Testperson stationär bleibt. Dieses wurde im Stehen und Sitzen (*LEE&ARONSON 1974*) und auch beim Gehen auf einem Laufband (*PROKOP et al 1997*) durchgeführt. Durch die Störung des visuellen

Fließmusters kommt es zu einer Interferenz von visuellem Input und der propriozeptiv kinästhetischen Wahrnehmung.

Wie *BRANDT* et al (1976) zeigten, führt eine Störung der visuellen Information bei Kleinkindern zu einer vermehrten Schwankung des Körperschwerpunktes. In der Phase der Standentwicklung (zwischen dem 2. und 5. Lebensjahr) erscheint die Bedeutung des visuellen Input so dominant für die Standkontrolle zu sein, dass es zu einem Umfallen der Kinder kommen kann. Dies wurde auch von *LEE&ARONSON* bestätigt, die eine Vergrößerung in der Schwingungsamplitude des KSP feststellten. Erklärt wird dies durch die bei Kindern noch nicht abgestimmte Koordination von visuellem, vestibulärem und propriozeptivem Input. Erst mit steigender Bewegungserfahrung kann die „falsche“ visuelle Information durch den Abgleich mit alternativen propriozeptiven Informationen kompensiert werden.

Wird der visuelle Input während der Sprungausführung konstant gehalten indem eine Kuppel über den Probanden gestülpt wird (*THOMPSON &McKINLEY 1995*) werden die untersuchten Beinmuskeln später eingeschaltet. In Abhängigkeit von unterschiedlichen Absprunghöhen konnte bei den „gestörten“ Sprüngen eine höhere Variabilität in der Aktivierungscharakteristik gemessen werden, was darauf hindeutet, dass die Bewegungsprogrammierung nicht mehr eindeutig definiert wird.

Ein eventuelles Problem dieser Untersuchungen ist die nicht kontrollierte Erfassung der Flugdauer. Hier wurde von *BOBBERT* et al (1987) darauf hingewiesen, dass Probanden bei niedrigen Absprunghöhen dazu neigen vom Tisch abzuspringen, und bei hohen vom Tisch abzustiegen. Dies führt zwangsläufig zu einer Veränderung in der Einflugzeit. Die von *McKINLEY* (1992) gezeigten Absprungstrategien weisen in die gleiche Richtung. Beide Strategien („roll-off“ oder „push-off“) können die Flugdauer unterschiedlich beeinflussen.

Der Einfluss unterschiedlicher vertikaler Beschleunigungen wurde ebenfalls im Zusammenhang mit der visuellen Kontrolle von Tiefsprüngen als Variable diskutiert. Von *SANTOS* et al (1995) durchgeführte Versuche mit unterschiedlichen Beschleunigungen (positive Beschleunigung durch ein Zugsystem, negative durch Gummizüge) konnten die von *SIDEWAY* vertretene These nicht eindeutig bestätigen. *SANTOS* kommt zu dem Schluss, dass die Probanden den Landekontakt eher antizipieren als auf den Freien Fall zu reagieren. In dieser Arbeit erscheint

jedoch das Problem, dass die berechneten TAU-Werte mit 66 ms bis 76 ms bei Absprunghöhen von 38 cm, 46 und 57 cm mit der von SANTOS verwendeten Formel nicht nachzurechnen sind.

Zusammenfassend muss deshalb bezweifelt werden, dass die Steuerung der Landevorbereitung bei niedrigeren Höhen, respektive kurzen Einflugzeiten, von einem visuellen System kontrolliert wird. Die Zeiten, die vom Absprung bis zum ersten Bodenkontakt zur Verfügung stehen, erscheinen zu kurz für diese Regulation.

### **3.5.2 Visuelle Kontrolle bei Landung auf den Armen**

Der Einfluss von visuellem Input auf die Voraktivierung und die Reflexaktivität wurde von DIETZ&NOTH (1978) am Beispiel des M. triceps brachii dargestellt. Die meisten Untersuchungen wurden bis dato an distalen Muskelgruppen der Beine durchgeführt. DIETZ&NOTH untersuchten im Gegensatz hierzu das Aktivierungsverhalten der proximalen Muskulatur beim Fallen auf die Arme. Die Aufgabe für die Probanden bestand daraus, aus dem Stehen nach vorne umzufallen und dabei den Fall mit den Armen auf einer schief gestellten Plattform abzufangen. Die Plattform konnte randomisiert in vier Winkelstellungen positioniert werden, so dass Fallwinkel von 50°, 60°, 70° und 80° eingestellt werden konnten. Jeder Fallwinkel sollte 10-mal unter (A) visueller Kontrolle und (B) blind absolviert werden.

Als Triggersignal diente ein in der Plattform angebrachter Kraftaufnehmer über den der Landekontakt bestimmt werden konnte. Außerdem wurden der Gelenkwinkel im Ellenbogen sowie das Aktivierungsverhalten des M. triceps brachii mittels Oberflächenableitung analysiert.

DIETZ&NOTH konnten zeigen, dass der M. triceps brachii im Zeitraum von 130 – 200 ms vor dem Landekontakt aktiviert wird. Die maximale Aktivierung in dieser Phase erreichte bei der visuellen Kontrollbedingung Werte, die der einer MVC Kontraktion entsprach. Unterschiede hinsichtlich der unterschiedlichen Fallwinkel konnten keine festgestellt werden, wenn visuelle Informationen zur Verfügung standen. Wurde die visuelle Information mittels einer dunklen Brille blockiert, die Probanden aber über den Fallwinkel verbal informiert, so waren ebenfalls keine Unterschiede zur visuellen Kontrollbedingung festzustellen.

Bei einem randomisierten Wechsel der Fallwinkel, ohne verbale oder visuelle Information für die Probanden, zeigte sich eine sukzessive Verlängerung der Vorinnervation bis auf 250 – 300 ms bei einem Winkel von 80°.

DIETZ&NOTH interpretieren diese Ergebnisse dahingehend, dass sowohl bei visueller Kontrolle als auch im Falle des Wissens über den Fallwinkel, der erwartete Landekontakt als Referenzwert für den Start der muskulären Aktivierung verwendet wird. Es wird argumentiert, dass die Generierung dieser Aktivierung über ein zentral gesteuertes motorisches Programm erfolgt, das durch die verbalen und visuellen Informationen programmiert wird. Werden den Probanden bei den Fallversuchen weder verbale noch visuelle Informationen gegeben, zeigt sich ein Wechsel in der Aktivierungscharakteristik dahingehend, dass der Muskel sofort nach Beginn der Fallbewegung eingeschaltet wird. Diese Einschaltcharakteristik wird von den Autoren eher vestibulären Mechanismen zugeschrieben, da in diesem Falle der Bezug zum Landezeitpunkt fehlt.

Aufgrund der Einschaltcharakteristik argumentieren die Autoren, dass visuelle und propriozeptive Informationen ausreichen, um ein zentrales Bewegungsprogramm zu aktivieren. Selbst dann, wenn es zu einer teilweisen Blockierung von externalen (hier visuelle) Informationen kommt, kann aufgrund der kognitiven Bewegungserfahrung immer noch ein adäquates Bewegungsprogramm generiert werden, das den Beginn und die Höhe der muskulären Aktivierung steuert, die notwendig ist, um den Fall abzubremesen.

Im Falle fehlender visueller und verbaler Informationen kann der Landezeitpunkt nicht antizipiert werden. Um trotzdem das motorische System vor Überlastungen zu schützen, wird der Beginn der Fallbewegung registriert, damit eine adäquate Steifigkeit zum Zeitpunkt der Landung gewährleistet werden kann. Die Registrierung der Fallbewegung kann in diesem Fall nur über vestibuläre Reflexmechanismen erfolgen. Dies entspricht auch den von MELVILLE&JONES (1971) vorgestellten Ergebnissen, die den Einschaltzeitpunkt für die Landevorbereitung nach einem nicht selbst ausgelösten freien Fall, ebenfalls der Sensibilität des Vestibularorganes zuordnen.

Wie die Ergebnisse von DIETZ&NOTH zeigen, kann das Wissen über die Fallhöhe ausreichen, um eine vestibuläre Reflexantwort zu hemmen bzw. zu minimieren. Des weiteren sind direkt nach Landekontakt im EMG des triceps brachii aber auch rein spinale Reflexmuster zu erkennen. Diese ca. 18 – 30 ms nach dem Landeimpuls

auftretenden Reflexbeiträge werden von den Autoren mit einer verbesserten Synchronisation von bereits aktiven und neu zu rekrutierenden Motoneuronen erklärt. Da diese Aktivierungsbeiträge noch innerhalb der Dehnungsphase des Muskels liegen, kann man annehmen, dass diese Anteile, zusammen mit der Vorinnervation dazu beitragen, die Dehnungsbelastung zu minimieren.

### **3.5.3 Einfluss der visuellen Kontrolle bei Tiefsprüngen im Tierversuch**

McKINLEY&SMITH&GREGOR (1983) zeigten anhand kinematischer und elektromyographischer Analyse von Absprüngen und Landungen bei Katzen, dass der Start der Voraktivierung sehr konstant bezogen auf die Landung getriggert wird. Hieraus folgern die Autoren, dass diese Aktivierung eher auf visuelle Informationen basiert, als auf vestibulären.

Begründet wird dies dadurch, dass bei den meisten Sprüngen das EMG des langen Teil des M. biceps gleich bleibend bei ca. 60 ms im Falle und bei etwas mehr als 70 ms beim lateralen Kopf eingeschaltet wird. Diese Konstanz wird bei allen Sprunghöhen beibehalten was zeigt, dass die Generierung auf den Bodenkontakt hin getriggert ist.

Die Generierung dieser Voraktivität muss von einem voreingestellten Programm herrühren. Die Möglichkeit eines Einflusses vestibulärer Mechanismen wird ausgeschlossen, da der Sprung selbst initiiert wird und die Aktivierung zu einem konstanten Zeitpunkt vor der Landung auftritt, unabhängig von der Absprunghöhe.

Neben mechanischen Komponenten, die eine verminderte Krafteinwirkung bei der Landung bewirken sollten, werden für die Korrektur einer eventuellen Veränderung in der Bewegungsaufgabe ebenfalls visuelle Einflüsse diskutiert. NASHNER&BERTHOZ (1978) sowie BERTHOZ *et al* (1979) zeigen den Einfluss von visuellen Korrekturmöglichkeiten. Speziell die Kombination von visuellen und propriozeptiven Informationen hat entscheidende Bedeutung für die Kontrolle des KSP.

Die Rolle von visuellen und vestibulären Informationen wurde von McKINLEY&SMITH (1983) bei Untersuchungen zum Landeverhalten von Katzen untersucht. Mittels Filmanalyse wurden kinematische Parameter erfasst und über EMG das Innervationsmuster verfolgt. Die Tiere wurden dressiert von einer höhenverstellbaren Plattform abzuspringen und auf einer Messdruckplatte zu landen.

Die EMG Elektroden wurden unter antiseptischen Bedingungen direkt im m. triceps lateralis, der als Extensor funktioniert, und dem m. brachialis als Flexor, implantiert. Als Normbedingung führten die Katzen 6 Absprünge unter visueller Kontrolle durch. Anschließend wurden die Katzen mittels einer Maske erblindet und sollten je 4 Absprünge aus 60 cm und 80 cm, sowie 3 aus 100 cm absolvieren. Zum Abschluss wurden nochmals 2 Sprünge aus 60 cm verlangt.

Um die Tiere zu desorientieren wurde die Plattform mehrere Male auf- und abgefahren, so dass die Katzen zwar das Geräusch des Motors hören konnten, die aktuelle Höheneinstellungen nicht erfassen konnten.

Die Autoren konnten zeigen, dass die Tiere beim ersten Blindsprung aus 60 cm in 86% der Fälle das gleiche Aktivierungsmuster wie unter der visuellen Kontrollbedingung aufweisen. Bei einer Absprunghöhe von 80 cm erfolgt eine frühere Aktivierung des M. triceps lat., was vermuten lässt, dass die Katzen einen Sprung aus 0,6m erwarten. Wird die Plattform auf eine Höhe von 1 m angehoben, so sind die erfassten EMG-Daten des ersten Sprunges mit denen aus der vorhergehenden Absprunghöhe vergleichbar (Abbildung 12 Kurve A - C).

Innerhalb derselben Absprunghöhe wurden die Innervationsmuster nach dem ersten Sprung nicht mehr verändert.

Wird dann, für die Tiere unerwartet, die Absprunghöhe von 1m auf 0,6m reduziert, ist vor dem Bodenkontakt keine Aktivierung ersichtlich (Abbildung 12 Kurve D). Dies zeigt, dass sich die Tiere auf die vorgehende Absprunghöhe von 1m eingestellt haben. Da die Flugzeit jedoch nun kürzer ist, stimmt die voreingestellte Zeit nicht mit der tatsächlichen überein. In diesem Falle besteht zum Zeitpunkt des Landekontaktes keine Vorspannung am Gelenk.



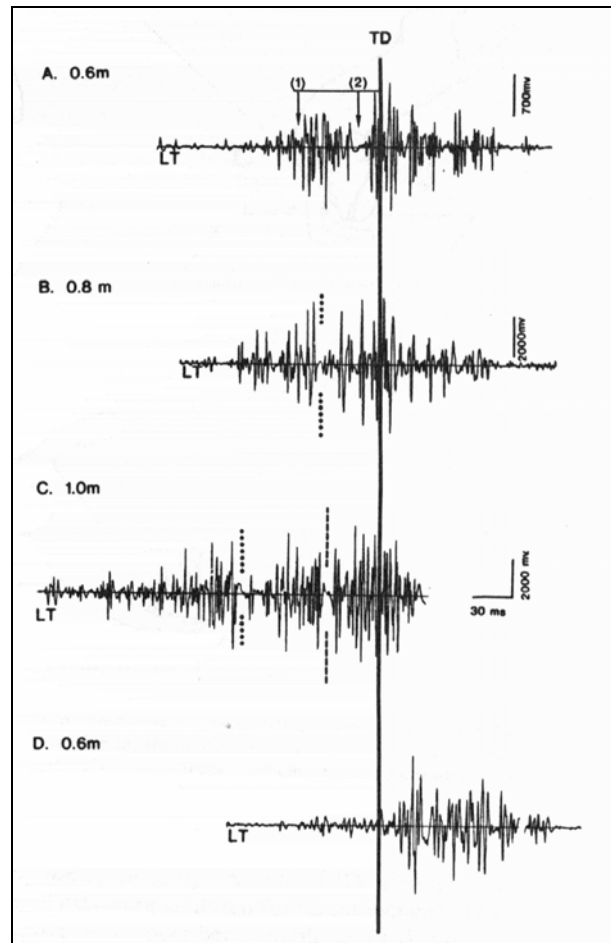


Abbildung 12: EMG des lateralen triceps der Katze bei Absprüngen aus unterschiedlichen Höhen unter Blindbedingungen. Die senkrechte Linie gibt den Bodenkontakt an. Kurve A wird als normales Muster definiert. Gepunktete senkrechte Linien stellen den erwarteten Landekontakt dar. (aus: McKINLEY&SMITH 1983).

Die Autoren vermuten, dass im Falle der fehlenden visuellen Kontrolle, die Tiere auf Erfahrungswerte zurückgreifen. Werden die Sprunghöhen für die Tiere unbemerkt variiert, so werden die Einstellungen des vorangehenden Sprunges übernommen .

Ebenfalls im Tierexperiment untersuchten DYHRE-POULSON&LAUERSEN (1984) die Aktivierungscharakteristik bei Affen. Die sprunghöhentrainierten Tiere sollten aus unterschiedlichen Absprunghöhen eine Landung auf einer Kraftmessplattform absolvieren. Bedingt durch die Landung auf den Armen wurden der m. triceps surae sowie der M. biceps abgeleitet. Die Autoren konnten zeigen, dass das EMG eine Vorinnervation aufweist, die sich mit zunehmender Absprunghöhe von 80ms auf 100 ms verlängert. Deutliche EMG Antworten sind im Bereich 20-30 ms und 30-35 ms nach der Landung festzustellen, die als Reflexantworten interpretiert werden können. Es wird davon ausgegangen, dass sowohl

Vorinnervation wie auch die Reflexantworten, Teil eines bereits vor dem Absprung programmierten motorischen Ablaufprogramms sind. Um die vorprogrammierten Aktivierungsanteile von den reflektorisch generierten zu separieren, führten die Autoren zusätzliche Versuche durch, bei denen die Landeplattform durch eine Papierauflage überdeckt wurde. Hierdurch wurde den Tieren ein früherer Landepunkt vorgetäuscht. Die Differenz zwischen visuellem und tatsächlichem Auftreffpunkt auf der Plattform lag bei 8 cm. Um Lerneffekte zu verhindern, konnte lediglich ein Sprung mit jedem Tier durchgeführt werden. Es zeigte sich, dass sowohl Einschaltzeitpunkt als auch Reflexantworten auf die erwartete Landung, d.h. auf die vorgetäuschte Landefläche getriggert waren.

Anschließend sollte geklärt werden, ob visuelle Informationen vor dem Absprung oder erst während der Einflugzeit aufgenommen und verarbeitet werden. Zur Klärung dieser Frage wurde direkt nach dem Absprung, mittels einer Kontaktschaltung auf dem Absprungtisch, das Licht gelöscht. Bei diesen Sprüngen zeigte sich lediglich eine geringfügige Zunahme hinsichtlich der Reflexamplitude. Den einzigen Unterschied meinten die Autoren in einem etwas verdutzten Gesichtsausdruck der Tiere erkennen zu können.

Anhand dieser Untersuchungen konnte also gezeigt werden, dass ein Landeprogramm generiert wird, das bereits vor dem Absprung feststeht.

Aufgrund der Tatsache, dass die Tiere sich weigerten, aus einer Höhe  $> 1.8$  m abzuspringen, muss gefolgert werden, dass die visuelle Höheninformation die Affen davon abhielt, den Sprung auszuführen. Es wird angenommen, dass die wahrscheinliche Muskel-, Sehnen- und Knochenbelastungen von den Tieren als zu hoch eingeschätzt werden.

#### ***3.5.4 Einfluss von Deafferenzierung auf die Bewegungsausführung von Tiefsprüngen im Tierexperiment.***

Um den Einfluss des Otholithensystems auf die Bewegungsausführung zu untersuchen, wurden Katzen einer Labyrinthektomie (McKINLEY&SMITH 1983) unterzogen. Hierzu wurden die Membrane um das Labyrinth operativ entfernt. Eine komplette Fehlfunktion liegt dann vor, wenn die Tiere nicht in der Lage sind, bei horizontalen oder vertikalen Beschleunigungen die Extremitäten auszufahren, den Rumpf zu strecken oder sich in der Luft zu drehen sowie bei Taubheit. Die präparierten Tiere zeigten auch 2 Wochen nach OP noch alle Anzeichen einer

gestörten Motorik, so dass mit diesen Tieren die Versuche durchgeführt werden konnten. Zuerst wurden Sprünge mit und anschließend ohne visuelle Kontrolle durchgeführt.

Im Gegensatz zu gesunden Katzen, deren Vorder- und Hinterläufe gebeugt sind, zeigte die kinematische Analyse der Sprünge der Versuchstiere eine völlige Streckung der Vorder- und Hinterläufe im Moment des Absprunghes.

Die Tiere wurden dann dressiert, das Abspringen und Landen wieder zu erlernen. Nach ca. 2 Wochen Training zeigten sie wieder ein Sprungverhalten, das dem ursprünglichen entsprach. Die Tiere waren nun auch wieder in der Lage, das Körpergewicht mit den Vorderbeinen abzufangen, was zu Beginn der Trainingsphase nicht möglich war.

Das integrierte EMG während der Voraktivierung war im Vergleich zu den visuell kontrollierten Sprüngen um ca. 40% reduziert. Der Einschaltzeitpunkt hingegen war mit dem von nicht operierten Tieren vergleichbar.

Die Autoren zeigen, dass die meisten der operierten Tiere nach der Trainingsphase eine Voraktivierung aufweisen, die bereits mit dem Absprung beginnt. Diese Innervation wird im Sinne einer Strategie verstanden, die davon ausgeht, dass beim Fehlen relevanter Informationen versucht wird, eine generelle Steifigkeit an den Gelenken aufzubauen.

Die Resultate zeigen somit, dass der Ausfall von vestibulärer Information sowohl das Landemuster als auch die Aktivierung der Streckmuskeln beeinflusst. Der Beginn eines motorischen Programms hingegen wird nicht gestört, wenn visuelle Informationen zur Verfügung stehen.

Wurden die Tiere zusätzlich noch erblindet, so war der Eigenantrieb der Tiere selbständig abzuspringen kaum mehr vorhanden. Die Initiierung eines Absprunghes erfolgte meist durch ein „Herunterschubsen“ vom Tisch. In diesem Fall konnte kein koordiniertes Sprungverhalten mehr festgestellt werden. Es war sogar notwendig, die Tiere vor der Landung aufzufangen, um Verletzungen zu verhindern. Ein EMG-Muster für diese Sprünge konnte nicht dargestellt werden.

## 4 FRAGESTELLUNG

Um eine Bewegung zielgerichtet und koordiniert auszuführen, müssen sowohl Informationen aus der Umwelt, als auch körperinterne verarbeitet werden. Für eine adäquate Bewegungsausführung müssen diese mit bereits vorhandenen Bewegungserfahrungen verknüpft werden. Ein entscheidender Aspekt bei der Bewegungsplanung ist dabei die Antizipation von Bewegungsparametern (LEE 1976, DIETZ&NOTH 1978, JOHANSSON&WESTLING 1987, GOLLHOFER 1987a und b, DIETZ 1992). Außerdem sind Regulationsmechanismen nötig, die in der Lage sind, Störgrößen bei der Bewegungsausführung zu kompensieren.

Die Relevanz des visuellen Systems bei der Steuerung und Regulation von Sprungbewegungen wurden sowohl beim Menschen (MELVILLE-JONES&WATT 1971, GREENWOOD&HOPKINS 1976 a und b, SIDEWAY&McNITT&DAVIS 1989, McKINLEY 1992, McKINLEY&PEDOTTI 1992), als auch im Tierexperiment aufgezeigt (McKINLEY&SMITH&GREGOR 1983, McKINLEY&SMITH 1983, DYHRE-POULSON & LAUERSON 1984).

Sämtliche Untersuchungen befassen sich jedoch nur mit dem Landeverhalten nach einem Tiefsprung. Die spezifische Kontraktionsform im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus ist hinsichtlich der visuellen Komponente bisher nicht untersucht worden. Die vorrangige Frage der vorliegenden Arbeit war deshalb, in wie weit sich das Bewegungsverhalten im DVZ verändert, wenn visuelle Informationen fehlen.

Bedingt durch das Zusammenwirken zweier Kontraktionsformen ist ein hohes Maß an inter- und intramuskulärer Koordination notwendig. Außerdem müssen unterschiedliche sensorische und kognitive Informationen in einen Bewegungsplan integriert werden, um eine adäquate motorische Kontrolle zu gewährleisten. In Abbildung 13 sind diese Faktoren dargestellt.

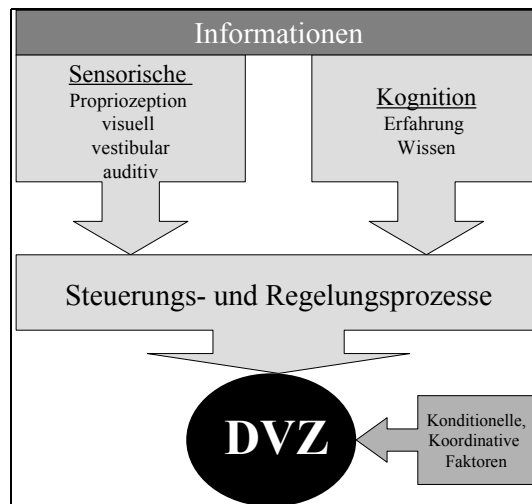


Abbildung 13: Schematische Darstellung der in der vorliegenden Arbeit primären untersuchten Einflussfaktoren im DVZ. Der Bereich der konditionellen und koordinativen Faktoren spielt in der vorliegenden Arbeit nur eine untergeordnete Rolle.

#### 4.1 Aktivierungscharakteristik bei fehlender visueller Information.

Unter dem Aspekt der Verfügbarkeit visueller Informationen sollen folgende Hypothesen überprüft werden:

- Bei fehlender visueller Information verändern sich die neuronalen Steuerungs- und Regelungsprozesse bei reaktiven Tief-Hoch-Sprüngen.
- Bei Ausfall des visuellen Systems übernehmen alternativ zur Verfügung stehende Rückmeldesysteme die Bewegungskontrolle.
- Kognitives Wissen ist in der Lage fehlende visuelle Information zu kompensieren.

#### 4.2 Aufmerksamkeitsorientierte Bewegungsprogrammierung

Für die Aufnahme und Weiterverarbeitung von sensorischen Informationen sind Aufmerksamkeitsressourcen notwendig. Da die reaktiven Tief-Hoch-Sprünge als „open-loop“ geregelt definiert sind, und somit hochautomatisiert ablaufen, soll untersucht werden, inwiefern externe, akustische Signale eine Veränderung in der Bewegungsausführung bewirken.

- Bei einer definierten Aufgabenstellung kann das motorische Programm in einem bestimmten Zeitraum noch bewusst verändert werden.

## 5 METHODE

### 5.1 Versuchsdurchführung bei fehlender visueller Information

An den Experimentalbedingungen nahmen 8 männliche und 6 weibliche Probanden teil. Biographische und anthropometrische Daten sind in Tabelle 2 aufgezeigt.

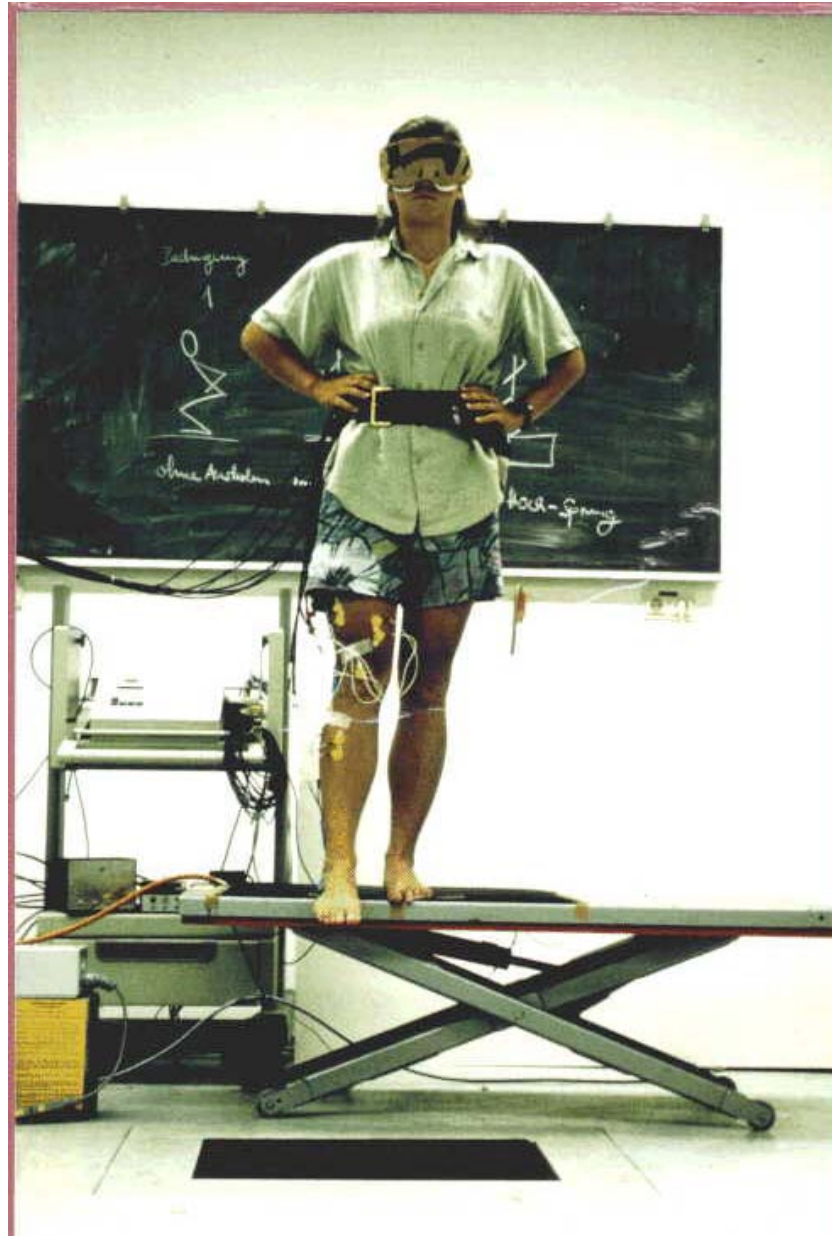
12 Probanden waren Sportstudenten an der Universität Freiburg, 2 Probanden Sportstudenten an der Universität Stuttgart. Alle Probanden verfügten über Vorerfahrungen bezüglich der Ausführung reaktiver Sprünge. Ein Auswahlkriterium für die Teilnahme an der Studie war, dass die Studenten zwischen dem 3. und 8. Fachsemester lagen, d.h. noch in der praktisch-methodischen Ausbildung aktiv sind.

Ein Proband lag mit 54 Jahren über der mittleren Altersstruktur der übrigen Testpersonen. Da dieser jedoch über Erfahrung mit reaktiven Sprungformen verfügte und sehr gute Leistungswerte aus früheren Untersuchungen vorlagen, wurde er in die Untersuchung mit aufgenommen.

Tabelle 2: Anthropometrische und biographische Personendaten

	Männlich				Weiblich			
	Kürzel	Alter	Größe in cm	Gewicht in kg	Kürzel	Alter	Größe in cm	Gewicht in kg
1	BA	26,00	184,00	80,00	AN	25,00	178,00	67,00
2	TI	26,00	183,00	87,00	BH	25,00	179,00	79,00
3	KR	27,00	186,00	90,00	DO	25,00	178,00	74,00
4	SI	54,00	173,00	73,00	GA	28,00	168,00	59,00
5	ST	27,00	170,00	65,00	LU	29,00	184,00	82,00
6	TI	26,00	169,00	65,00	KA	24,00	172,00	55,00
7	MO	25,00	179,00	86,00				
8	TH	27,00	180,00	82,00				
Mittelwert		29,75	178,00	78,50		26,00	176,50	69,33
Std.abw.		9,82	6,55	9,78		2,00	5,65	10,89

Die Aufgabe bestand darin, reaktive Tief-Hoch-Sprünge auf eine Kistler Messdruckplattform auszuführen (Abbildung 14).



*Abbildung 14: Realphoto einer Probandin bei einem Experimentalsprung.*

Für eine standardisierte Bewegungsführung (GOLLHOFER 1987a) mussten die Probanden während der gesamten Sprungausführung die Hände in der Hüfte fixieren, um eine aktive Unterstützung durch den Armeinsatz zu vermeiden.

Zur Berechnung der Sprunghöhe ist nach dem reaktiven Absprung eine Landung auf der Plattform notwendig. Der Absprung sollte deshalb in vertikaler Richtung ohne Horizontalkomponenten erfolgen.

Der Absprung vom Tisch sollte soweit wie möglich standardisiert sein. Um vom Tisch abzuspringen, wurde folgende Bewegungsanweisung an die Probanden gegeben.

*„Nimm das rechte, präparierte Bein nach vorne. Lasse Dich leicht nach vorne fallen, und springe dann vom Tisch ab. Achte darauf, dass Du nicht aktiv vom Tisch abspringst oder absteigst, indem Du das Standbein beugst. Lande mit beiden Beinen auf der Messplattform und springe so schnell und so hoch wie möglich wieder ab.“*

Die Landung auf der Kraftdruckplatte sowie der folgende Absprung sollten beidbeinig erfolgen. Drückt sich der Proband zu sehr vom Tisch mit dem Standbein ab, so führt dies zu einer Erhöhung des KSP's und somit zu einer Verlängerung der Flugzeit. Eine Flektion im Standbein führt zu einem Absenken des KSP's und somit zu einer kürzeren Flugzeit. In beiden Fällen wurde der Proband aufgefordert, sich beim nächsten Sprung wieder auf die korrekte Bewegungsausführung zu konzentrieren. Als quantifizierbare Messgröße diente hierbei die Flugzeit zwischen Verlassen des Tisches und dem Landekontakt. Hierzu wurde das Signal der auf dem Absprungtisch angebrachten Kontaktmatte und das Kraftsignal der Messplattform auf einem Speicheroszilographen aufgezeichnet. Anhand der Zeitdifferenz konnte direkt nach jedem Sprung die Einflugzeit berechnet werden. Diese sollte nicht mehr als 20% von der berechneten Fallzeit eines Gegenstandes aus der entsprechenden Höhe abweichen. Die physikalisch nach dem freien Fall zu berechnenden Flugzeiten aus diesen Höhen sind:

*Tabelle 2: Berechnete Fallzeit eines Objektes im Freien Fall.*

<b>Fallhöhe</b> in cm	<b>24</b>	<b>34</b>	<b>44</b>	<b>54</b>
<b>Flugzeit</b> in ms	221	263	299	331



### 5.1.1 Absprungplattform

Um reaktive Tief-Hoch-Sprünge zu untersuchen wird ein höhenverstellbarer Hubtisch der Firma Flexilift (Bielefeld) (Abbildung 15) verwendet. Dieser Tisch ist, bedingt durch eine Bauhöhe von 7 cm, besonders geeignet, um auch niedrigste Absprunghöhen einstellen zu können. Die maximale Einstellungshöhe beträgt 77 cm. Mit einer Grundfläche von 100 cm x 40cm war die Standplattform groß genug, um einen sicheren Stand zu gewährleisten.

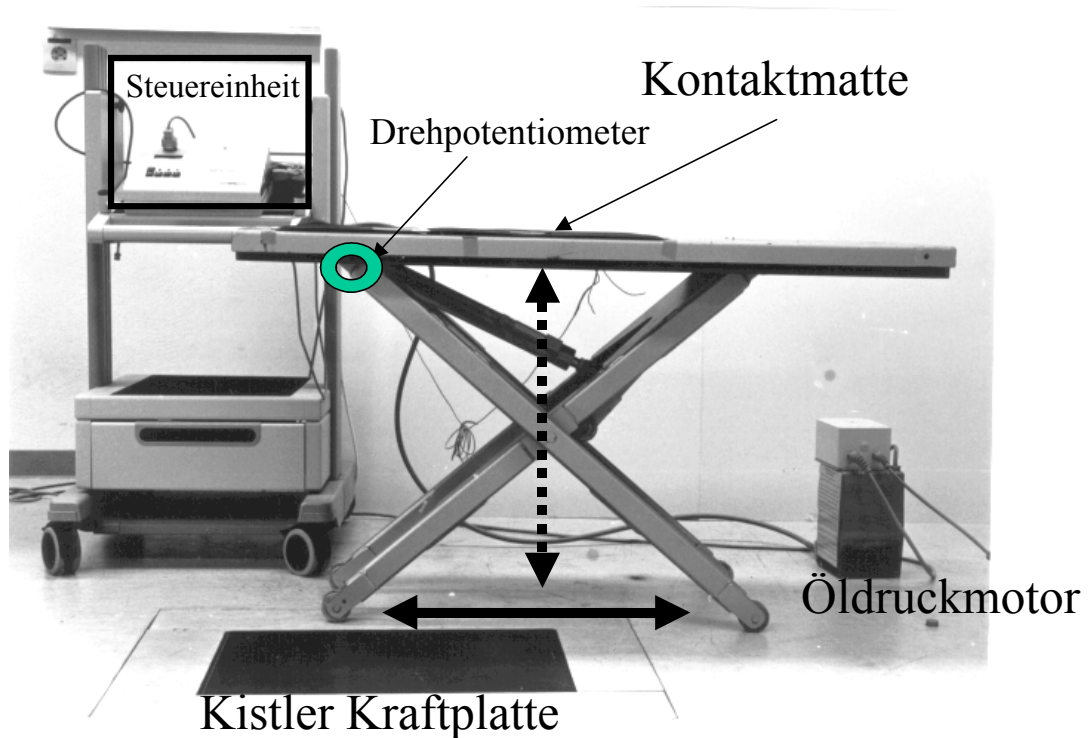


Abbildung 15: Hubtisch mit Kraftmessplatte und Kontaktmatte. Nicht dargestellt ist die Schallisolierung des Öldruckmotors. Der grüne Kreis zeigt schematisch die Anbringung des Drehpotentiometers.

Über einen elektronisch gesteuerten Hydraulikmotor wird die Standplattform in vertikaler Richtung verfahren. Die maximale Hebe- und Senkgeschwindigkeit beträgt 0.06 m/s und ist während des gesamten Hebe- bzw. Senkvorganges konstant. Der Hebevorgang erfolgt über ein Hebekreuz. Der Hebevorgang erfolgt durch das Einpumpen von Öl in einen Druckzylinder, wodurch ein Motorengeräusch sowie eine leichte Vibration des Hubtisches auftritt. Aus diesem Grund wurde das Motorgehäuse nachträglich schallisoliert. Beim Absenken der Plattform wird das Öl durch Öffnen eines Magnetventils abgelassen, wobei keine Geräusche oder Vibrationen auftreten.

Handelsüblich wird der Tisch mit einer Handsteuerung zum Heben und Senken geliefert. Um eine exakte Ansteuerung der Absprunghöhe sowie eine genaue Rückmeldung über die aktuelle Höheneinstellung zu bekommen, wurde eine frei programmierbare Steuereinheit (MPT 100 Fa. Plüddemann) in den Tisch integriert. Am Hebekreuz des Tisches wurde hierzu ein Schleiflackpotentiometer montiert, dessen analoges Signal als Steuersignal für eine exakte Höhenansteuerung dient. Mittels spezieller Software können dann beliebige Höheneinstellungen programmiert werden.

### ***5.1.2 Vorbereitungsphase***

Alle Probanden nahmen bereits an früheren Untersuchungen mit Tief-Hoch-Sprüngen teil, und waren somit mit der Aufgabenstellung „reaktives Springen“ vertraut. Um Gewöhnungseffekte an die Bewegungsaufgabe zu vermeiden, wurden vor Untersuchungsbeginn keine Tief-Hoch-Sprünge mehr durchgeführt. Zur Vorbereitung des muskulären Systems wurde ein 5-minütiges Aufwärmprogramm absolviert, das primär isometrische Kontraktionen des triceps surae sowie der Quadricepsgruppe beinhaltete. Neben tonisierenden isometrischen Haltekontraktionen wurde als dynamische Form des Aufwärmens beidbeiniges Hüpfen auf der Stelle durchgeführt.

Da die Vorbereitung eines Probanden ca. eine Stunde in Anspruch nahm, musste das gesamte Aufwärmen im „verkabelten“ Zustand durchgeführt werden. Es wurde darauf Wert gelegt, dass die Probanden während der Aufwärmphase nicht übermäßig schwitzen, um ein Ablösen der Klebeelektroden von der Haut zu verhindern.

## ***5.2 Experimentalbedingungen***

Um unterschiedliche Anforderungen an die Bewegungsausführung zu stellen, wurden drei Experimentalbedingungen durchgeführt, die durch variierende Absprungvorgaben und unterschiedliche Vorinformationen gekennzeichnet waren. Bei allen drei Bedingungen erfolgten jeweils fünf Sprünge ohne visuelle Kontrolle aus vier unterschiedlichen Absprunghöhen. Aufgrund der Untersuchungen von GREENWOOD&HOPKINS (1976 b) sollte die niedrigste Absprunghöhe mindestens 20cm betragen. Bei Vorversuchen war festzustellen, dass die meisten Probanden nicht gewillt waren, aus einer Höhe von mehr als 54 cm blind abzuspringen. Als Absprunghöhen wurden deshalb 24 cm, 34 cm, 44 cm und 54 cm festgelegt, um einen linearen Anstieg zu erzielen.

Um Verletzungen zu vermeiden, erfolgte der erste Absprung ohne visuelle Kontrolle immer aus einer Höhe von 34 cm. In Vorversuchen zeigte sich sowohl anhand der subjektiven Einschätzung der Probanden als auch bei der qualitativen Analyse des Bewegungsablaufes, dass diese Absprunghöhe den Probanden die wenigsten Probleme bereitete.

### **5.2.1 Bedingung „KONSTANT“**

Aus jeder der vorgegebenen Absprunghöhen erfolgten fünf Sprünge in Folge, ohne die Absprunghöhe zu verändern. Mittels des Hubtisches konnte der Proband nach jedem Sprung wieder in die Ausgangshöhe gefahren werden, die ihm verbal mitgeteilt wurde.

Die Reihenfolge der Absprunghöhen war mit 34 cm, 54 cm, 24 cm und abschließend 44 cm bei allen Probanden gleich.

### **5.2.2 Bedingung „WECHSEL“**

Hierbei wurde nach jedem Sprung die Sprunghöhe randomisiert gewechselt. Nach dem ersten Versuch, der generell aus 34 cm Höhe erfolgte, wurde die Plattform, nach mehrmaligem Auf- und Abfahren, in einer vom Computer zufällig ausgewählten Höhe positioniert. Die Absprunghöhe wurde vor jedem Sprung mitgeteilt.

### **5.2.3 Bedingung OHNE INFORMATION („NO-INFO“)**

Diese Bedingung entsprach der Bedingung „WECHSEL“, nur wurden den Probanden weder vor noch nach der Ausführung Informationen bezüglich der Absprunghöhen gegeben.

In Vorversuchen stellte sich heraus, dass die Probanden versuchten, die fehlenden visuellen Informationen zu kompensieren, indem Sie Umgebungsgeräusche analysierten. Dies konnten Geräusche der Messcomputer, des Motors oder die vom Versuchsleiter gegebenen Anweisungen sein. Zur Vermeidung dieser Informationsquelle wurde das auditive Feedback durch Kopfhörer mit Musikberieselung ausgeschaltet. Das Abbrechen der Musik war dann das Startsignal für den Absprung, so dass auch der Versuchsleiter keine verbalen Angaben mehr geben musste.

Während des Auf- und Abfahrens des Hubtisches mussten die Probanden vertikale Wippbewegungen ausführen. Damit sollten die Wahrnehmungen der Vibration des Antriebmotors ausgeschlossen werden.

*Tabelle 3: Zusammenfassung der Experimentalbedingungen*

<b>Bedingung</b>	<b>„KONSTANT“</b>	<b>WECHSEL</b>	<b>NO-INFO.</b>
<b>Niedersprunghöhen</b>	24 cm, 34 cm, 44 cm, 54 cm		
<b>Sprünge</b>	5 aus jeder Höhe		
<b>Wechsel der Niedersprunghöhen</b>	nach 5 Sprüngen aus einer Höhe	randomisiert nach jedem Sprung	randomisiert nach jedem Sprung
<b>Information über Absprunghöhe</b>	ja, vor jedem Sprung	ja, vor jedem Sprung	keine
<b>Kontrollbedingung</b>	5 Sprünge aus jeder Höhe unter visueller Kontrolle im Anschluss an die nichtvisuellen Sprünge		

Im Anschluss an die Experimentalbedingungen wurden aus jeder Höhe fünf Sprünge unter visueller Kontrolle durchgeführt. Die Kontrollsprünge wurden in der Reihenfolge wie die Blindsprünge durchgeführt.

### **5.3 Variablenbeschreibung**

#### **5.3.1 Erfassung der Einflugzeit.**

Um den Absprung vom Tisch (Abbildung 15) zu erfassen, wurde eine Kontaktmatte auf der Standplattform des Tisches aufgelegt. Beim Verlassen der Matte öffnet sich ein Stromkreis, der als analoges Rechtecksignal registriert wird. An dieser Stelle ist auf die Messungsgenauigkeit von Kontaktmatten hinzuweisen. Kontaktmatten arbeiten mit zwei elektrisch leitenden Schichten, die durch eine mit Löchern versehene Isolierschicht getrennt sind. Wird im unbelasteten Zustand eine Spannung angelegt, ist der Stromkreis unterbrochen. Wird die Matte belastet, kommt es zu einem Kontaktschluss der stromleitenden Schichten.

Bedingt durch viskoelastische Verzögerungen der verwendeten Materialien, treten hierbei Verzögerungen auf, die im Bereich von 10-20 ms liegen können.

Des Weiteren ist zu berücksichtigen, dass vor dem Absprung durch eine Flexion im Sprung-, Knie- und Hüftgelenk der Körperschwerpunkt abgesenkt werden kann. Diese Absenkung kann als Absteigen vom Tisch interpretiert werden und minimiert somit die vorgegebene Absprunghöhe. Der gleiche Effekt in entgegengesetzter Richtung tritt auf, wenn der Proband vom Tisch abspringt. Hierdurch kann es zu

einer Verlängerung der Einflugzeit kommen. Aus den o.e. Gründen können deshalb bei der Erfassung der Einflugzeit mittels der Kontaktmatte Abweichungen auftreten. Dieses messmethodische Problem wurde von *BOBBERT* et al (1987) beschrieben und von *KIBELE* (1997) im Rahmen von Sprungdiagnoseverfahren als Fehlerquelle genannt. Die Autoren zeigten, dass die Absenkung bzw. die Anhebung des KSP's variiert in Abhängigkeit von der Absprunghöhe. Viele Probanden tendieren bei hohen Absprunghöhen (> 50 cm) zu einem Absteigen, während bei niedrigen Höhen eher ein Abspringen zu beobachten ist.

Um diesen Effekt in der vorliegenden Arbeit zu vermeiden, wurde diskutiert, inwiefern das Passieren einer Lichtschranke nach dem Absprung eine reliable Methode zur Erfassung der realen Einflugzeit wäre.

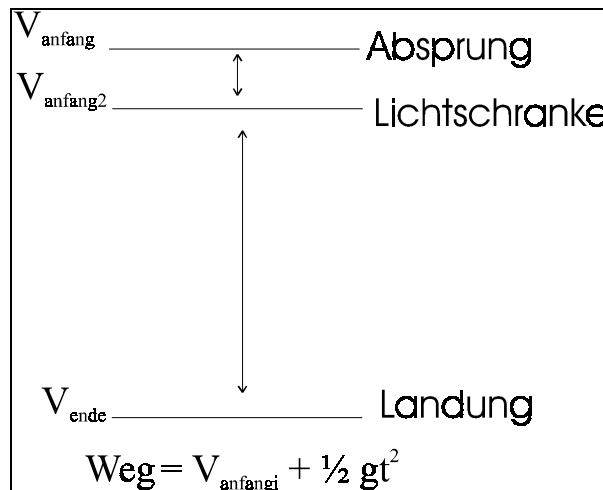


Abbildung 16: Schematische Berechnung der Fallzeit mittels Lichtschranke

Abbildung 16 zeigt hierzu schematisch eine mögliche Versuchsanordnung. Um den Zeitpunkt des Freien Falles messen zu können, muss die Lichtschranke unterhalb der Absprungplattform angebracht werden. Da in die Berechnung der Einflugzeit aber die Anfangsgeschwindigkeit mit eingeht, müsste gewährleistet sein, dass diese Anfangsgeschwindigkeit konstant ist. Dies ist aber nicht der Fall, wenn der Proband abspringt oder absteigt. Ein zusätzliches Problem mit Lichtschranken bei der Erfassung von vertikalen Fallbewegungen ergibt sich aus der Stellung des Sprunggelenkes. Ist das Sprunggelenk gestreckt, wird die Lichtschranke früher ausgelöst als bei flektiertem Sprunggelenk, was wiederum zu Variationen in der Einflugzeit führen würde.

Um die Fallhöhe des KSP 's genau zu definieren, müsste der Proband, wie in den Versuchen von *GREENWOOD&HOPKINS* (1976a & b) gezeigt, in einem Gurtsystem aufgehängt werden.

Diese Möglichkeit wurde aus folgenden Gründen jedoch verworfen:

1. Durch das Aufhängen in einem Gurtsystem kann es beim Auslösen zu einem Drehmoment um die sagittale Achse kommen, was wiederum vom Probanden kompensiert werden müsste.
2. Bei den Bedingungen mit variierender Höhe würde das Festhalten an einer Haltevorrichtung, wie bei *MELVILLE&JONES* (1971), zu einer Ermüdung führen, die sich negativ auf die Bewegungsaufgabe auswirken kann.

Bei Versuchen ohne visuelle Kontrolle wird von den Probanden vor dem Absprung eine erhöhte Konzentration verlangt. Wird der Absprung selbst initiiert, ist dies einfacher, wenn der Absprung aus dem Stand, also einer gewohnten Position, ausgeführt wird. Außerdem wurde von *TURREL* (1999) gezeigt, dass eine Selbstauslösung der Bewegung einen großen Einfluss auf die Ausführung ausübt.

### **5.3.2 Vertikale Bodenreaktionskraft**

Die vertikale Bodenreaktionskraft ( $F_z$ ) wurde durch eine Kistler-Messdruckplatte (Typ 9281B) erfasst.

Anhand der vertikalen Bodenreaktionskraft wird der Landezeitpunkt bestimmt. Weiterhin werden, ausgehend vom Landekontakt, die Bodenkontaktzeiten und die Flugzeit berechnet, die dann zur Berechnung der Sprunghöhe herangezogen werden.

Bei der Analyse von Tiefsprüngen ist die Bodenreaktionskraft als hoch-reliables Signal wichtig für die Synchronisation von mechanischen und elektromyographischen Signalen. Vor allem für die Summation mehrerer Bewegungszyklen eignet sich die positive Flanke des Kraftsignals (*GOLLHOFER* 1987a). Die Messgenauigkeit der Kistler Plattform wird vom Hersteller mit <3% angegeben. *GOLLHOFER* (1987a) berechnete bei der Bestimmung der Sprunghöhe über die Flugzeitverfahren einen maximalen Fehler durch das Messinstrumentarium von 3.2%. Dies bedeutet, bei einer Sprunghöhe von 20 cm kann ein Fehler von 0.65 cm und bei einer Sprunghöhe von 40 cm eine Abweichung von 1.28 cm auftreten. Da die Sprunghöhen in diesem Bereich zu erwarten sind, ist davon auszugehen, dass dieser Fehler innerhalb der individuellen Variation liegt.

### ***5.3.3 Erfassung der Winkel-Zeit Verläufe***

Um Veränderungen im Sprunggelenk zu erfassen, wurden bei einigen Probanden Zweiachsengoniometer der Firma Penny&Giles® (England) verwendet. Diese Winkelmesser eignen sich insbesondere aufgrund ihrer flachen Bauweise. Das Messprinzip dieser Winkelmesser beruht auf Dehnungsmessstreifen, die auf dem Verbindungsdraht zwischen den Befestigungsschenkeln angebracht sind. Durch die elektronische Verschaltung können Winkel-Zeit-Veränderung in zwei Ebenen erfasst werden.

Für die Erfassung des Fußgelenkwinkels wurde ein Schenkel des Goniometers an der lateralen Seite des rechten Fußes mit doppelseitigem Klebeband fixiert, der andere Schenkel im rechten Winkel oberhalb des Knöchels. Hierüber wurde die plantare und dorsale Extension im Fußgelenk aufgezeichnet.

Bedingt durch die Belastungen der Gelenkstrukturen bei Tiefsprüngen werden die verwendeten Goniometer stark strapaziert, was zu einem Abreißen der Dehnmessstreifen führen kann. Aus diesem Grund wurden die Gelenkwinkel nicht bei allen Probanden angebracht. Bezüglich der Messgenauigkeit der verwendeten Goniometer werden vom Hersteller Ungenauigkeiten von <3% angegeben.

### ***5.3.4 Elektromyographische Signalerfassung***

In Kombination mit dynamographischen und kinematographischen Methoden bietet die Elektromyographie (EMG) eine Möglichkeit, die an der Bewegungsausführung beteiligten Aktivierungsmechanismen qualitativ und quantitativ zu analysieren. In der sportwissenschaftlichen Bewegungsforschung werden fast ausschließlich bipolare Ableitungen der Oberflächenmuskeln durchgeführt. Die Erfassung tieferliegender Muskelgruppen wäre nur mittels Nadelelektroden möglich, die hierzu in den Muskel eingestochen werden müssten. Diese Methode ist aber für großmotorische Bewegungsabläufe nicht praktikabel, da, bedingt durch die Schmerzwahrnehmung, es zu Hemmungen im Bewegungsablauf kommen würde.

*DELUCA* (1997) führt drei Anwendungsfelder an, in denen der Einsatz der Elektromyographie wichtige Ergebnisse bringt:

1. Das EMG dient als Indikator für die zeitliche Aktivierungscharakteristik einzelner Muskeln bzw. Muskelgruppen.
2. Mittels EMG können Aussagen über die Kraftproduktion einzelner Muskeln bzw. Muskelgruppen getroffen werden.
3. Die Analyse von EMG-Ableitungen lässt Aussagen über die Ermüdungsprozesse der Muskulatur zu.

Für die vorliegende Arbeit ist vor allem der erste Punkt von Bedeutung. Es wird erwartet, dass mittels der Analyse von Aktivierungscharakteristika, die zeitliche Struktur der muskulären Aktivierung dargestellt werden kann. Hierüber können Steuerungs- und Regelungsprozesse des ZNS erklärt werden.

Beim Einsatz und der Interpretation von elektrophysiologischen Signalen muss berücksichtigt werden, dass die Signale durch ein komplexes Wirkungsgefüge von physiologischen, anatomischen, biochemischen und technischen Faktoren entstehen. Alle diese Faktoren üben einen Einfluss auf die Signalamplitude und Frequenz aus, und sind bei der qualitativen und quantitativen Beurteilung von EMG-Signalen zu berücksichtigen. In den meisten Fällen kann der systematische Fehler, der gerätebedingt auftritt, vernachlässigt werden. Fehlerquellen, die stärker ins Gewicht fallen, sind äußere Faktoren wie z. B. die Bauweise der Elektroden oder deren Positionierung auf dem Muskel oder innere Faktoren, wie die Anzahl der motorischen Einheiten, das Unterhautfettgewebe und der Blutfluss. Für eine detaillierte Übersicht der Einflussfaktoren, die bei EMG-Ableitungen zu berücksichtigen sind, sei auf DeLUCA (1997) verwiesen.

Zur Erfassung der neuromuskulären Aktivierung wurden bipolare Oberflächenmyogramme von 8 Beinmuskeln des rechten Beines sowie zwei Muskeln des Rumpfes abgeleitet (Abbildung 17 + Tabelle 4).



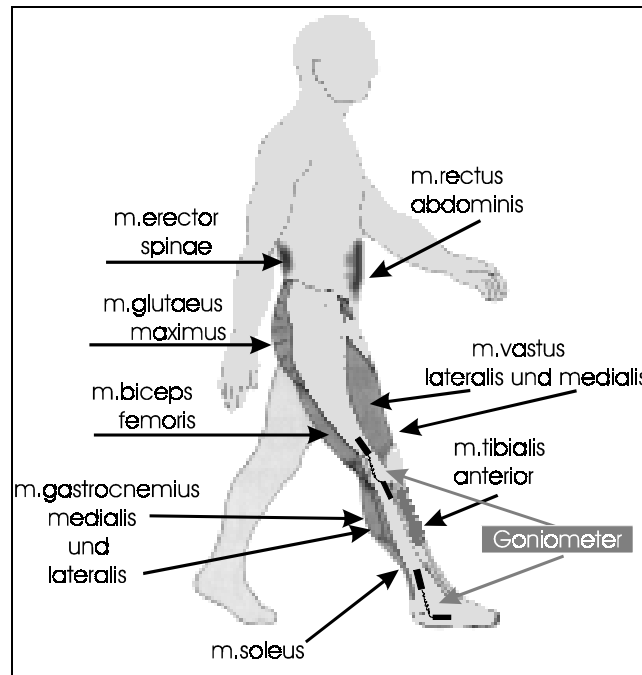


Abbildung 17: Übersicht der abgeleiteten Muskeln des rechten Beins sowie des Rumpfes. Am Knie- und Sprunggelenk wurden bei einigen Probanden mittels Goniometer die Winkelverläufe erfasst.

Tabelle 4: Abgeleitete Muskeln und deren Funktion

	Muskel	Funktion
1	M. soleus <sup>#</sup> (Schollenmuskel)	Plantarflexion im Sprunggelenk
2	M. gastrocnemius medialis <sup>#</sup> (Zwillingswadenmuskel innerer Teil)	Plantarflexion im Sprunggelenk und Flexor im Kniegelenk
3	M. tibialis anterior (Schienbeinmuskel)	a) Dorsalextension im Sprunggelenk, b) Beteiligt bei Supination, c) bei fixiertem Fuß wird Unterschenkel nach vorn gezogen
4	M. vastus medialis (innerer Schenkelmuskel)	Dynamisch als Extensor im Kniegelenk, Statisch als Stabilisator im Kniegelenk
5	M. vastus lateralis (äußerer Schenkelmuskel)	Dynamisch als Extensor im Kniegelenk, Statisch als Stabilisator im Kniegelenk
6	M. glutaemus maximus (großer Gesäßmuskel)	Extensor im Hüftgelenk
7	M. biceps femoris (zweiköpfiger Schenkelmuskel)	Extensor im Hüftgelenk und Flexor im Kniegelenk
8	M. erector spinae (gerader Rückenstrecker)	Extensor im Rücken
9	M. rectus abdomini (gerader Bauchmuskel)	a) Becken fixiert Flexor am Rumpf b) Rumpf fixiert Becken wird angehoben
10	M. gastrocnemius. lateralis* (Zwillingswadenmuskel äußerer Teil)	Plantarflexion im Sprunggelenk und Flexor im Kniegelenk
10	M. peronaeus brevis* (kurzer Wadenbeinmuskel)	a) im oberen Sprunggelenk plantarflektierend, b) im unteren pronierende Wirkung

\*Diese beiden Muskeln wurden nicht bei allen Probanden abgeleitet.

Als Ableitelektroden wurden wiederverwendbare Ag-AgCl Baby-Elektroden der Firma Hellige verwendet. Diese Elektroden haben einen Durchmesser von 1 cm bei einer Bauhöhe von 0,5 cm. Die geringe Größe der Elektroden bewirkt, dass auch Muskeln, wie z.B. der M. soleus, die nur eine kleine Auflagefläche bieten, noch gut abgeleitet werden können. Zusätzlich wird der Effekt von Übersprechern,

sogenannten Crosstalks, dadurch minimiert, dass der Abstand zu den umgebenden Muskeln möglichst groß gehalten wird.

Als ein wichtiges Kriterium für eine artefaktfreie Ableitung wird in der Literatur besonderer Wert auf die Präparation der Ableitstelle gelegt (GOLLHOFER & SCHMIDTBLEICHER 1989B, NOTH, 1989, DELUCA 1997). Für die Präparation wurde der Muskelbauch bestimmt. War das Muskelrelief nur gering ausdifferenziert, wurde durch Muskelfunktionstests (*KENDALL & KENDALL-McCREARY* 1988) und Palpation die Ableitstelle bestimmt.

Um einen guten Kontaktschluss der Elektrode mit der Haut zu gewährleisten, müssen alle Haare im Bereich der Ableitstelle abrasiert werden, und die oberste Hautschicht zusätzlich mit Sandpapier minimiert werden, da diese schlecht leitfähig ist und demzufolge als Isolator wirkt. Weiterhin wird zur Verbesserung der Leitfähigkeit der Elektrodenzwischenraum mit einer Elektrodencreme (Hellige Elektrodencreme) ausgefüllt. Mit speziellen Kleberingen (Fa. Hellige) wird die vorbereitete Elektrode auf der präparierten Hautstelle fixiert.

Bei dieser Art der Präparation ist unbedingt darauf zu achten, dass keine Kapillaren verletzt werden, um Blutungen zu vermeiden. Dies ist von Bedeutung, da

1. das Blut den Kontaktschluss der Elektrode mit der Haut erschwert.
2. sich durch Verkrusten der Hautwiderstand erhöht.
3. die Elektrode bei eventuellen Nachuntersuchungen nicht am gleichen Ort platziert werden kann.
4. die Gefahr einer Infektion besteht.

Im Sinne der medizinischen Sterilität ist darauf zu achten, dass die, für die Präparation, verwendeten medizinischen Einwegrasierer und das Sandpapier jeweils nur für eine Person benützt werden dürfen. Bei der Verwendung von Mehrfachelektroden müssen diese nach Ende der Untersuchung gereinigt und desinfiziert werden. Zusätzlich sollten bei Präparation der Ableitstelle zur HIV-Prophylaxe medizinische Handschuhe getragen werden.

Bedingt durch Massenträgheitsmomente der Elektroden und Kabel kann es bei großmotorischen, schnell ablaufenden Bewegungen zu sogenannten Zugartefakten kommen. Zur Vermeidung solcher Artefakte müssen die Elektroden mit

hautschonendem Pflaster so auf der Haut fixiert werden, dass auch bei schnellen Bewegungen die Elektroden keine zu großen Eigenbewegungen vollführen können. Diese Verklebung ist auch deshalb notwendig, weil sich durch Schwitzen des Probanden der Kleber auflöst, und somit der Kontaktschluss minimiert wird.

Die von den Elektroden abführenden Kabel müssen mittels Pflaster mit einer Zugentlastung versehen werden und sind so zu verlegen um Überlagerungen der Kabel gering zu halten.

Zur Überprüfung einer korrekten Ableitung wird die Hautimpedanz zwischen den beiden Elektroden gemessen. Sie sollte in Übereinstimmung mit HORSTMANN et al. (1988) weniger als 5 kOhm betragen. Wie von GOLLHOFER (1987) gezeigt, kann durch eine sorgfältige Präparation der Ableitstelle der systematische Fehler weitestgehend minimiert werden. Er beträgt unter 1ms bei einer Einzugsfrequenz von 250Hz, woraus ein Amplitudenfehler von 0,01% resultiert. Der bei der Auswertung auftretende zufällige Fehler betrifft die Ungenauigkeit des Auswertens. Durch eine größtmögliche automatische Auswerteroutine kann dieser Fehler ebenfalls minimiert werden. MÜLLER (1987 aus: Neubert 1999) ermittelte einen maximalen Fehler bei den Amplitudenauswertungen von 0.2mV und im Zeitparameter von 2ms. Dies entspricht einem Gesamtfehler von <4 bzw. <6%.

Die vom Muskel abgeleiteten Aktivierungspotentiale wurden mit einer Eingangsspannung von 1 mV aufgenommen. Als obere Grenzfrequenz wurde 10 Hz und als untere 1 kHz verwendet. Die Signale wurden anschließend über einen Anpassverstärker (Abbildung 18) gleichgerichtet, mit einer Einzugsfrequenz von 1000 Hz AD - gewandelt und in einem Rechnersystem (PC 486 66 MHz) für die weitere Verarbeitung gespeichert.

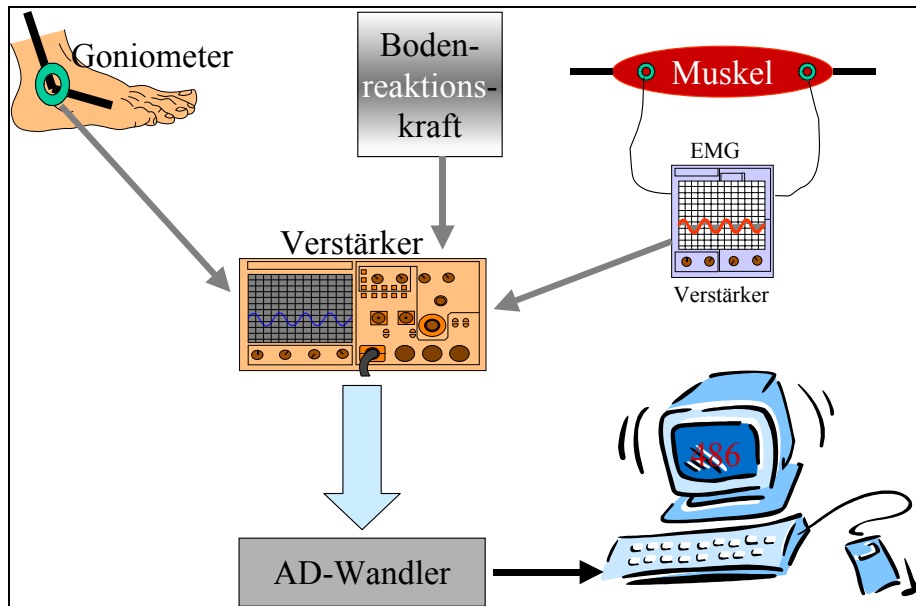


Abbildung 18: Schematische Darstellung des Signaleinzuges und der Weiterverarbeitung

Das sogenannte „Average-Verfahren“ ist bei der Aufarbeitung von elektromyographischen Signalen eine der gebräuchlichsten Methode bei sich zyklisch wiederholenden Bewegungen. Anhand eines reliablen Triggersignals werden mehrere Zyklen einer Bewegung zum gleichen Zeitpunkt aufsummiert und als Mittelwert dargestellt. Der Vorteil dieses Verfahrens liegt darin, dass sich systematisch auftretende Effekte deutlich hervorheben, während zufällig auftretende Signalschwankungen die Charakteristik eines Aktivierungsmusters nicht beeinflussen (GOLLHOFER&SCHMIDTBLEICHER 1989b, NOTH 1989).

Für die Synchronisation der Signale ist es unabdingbar, dass ein reliables Triggersignal zur Verfügung steht. Im Falle von Tiefsprüngen und Laufanalysen wird allgemein der erste Bodenkontakt als Referenzpunkt verwendet. In den meisten Fällen wird dabei die steil ansteigende Flanke der vertikalen Bodenreaktionskraft als Triggersignal verwendet.

In der vorliegenden Arbeit wurden bei allen Sprüngen, bei denen die visuelle Information ungestört war, fünf Sprünge aufsummiert. Aus ebenfalls erfassten Kontrollsprüngen wurde dann ein Mittelwert gebildet.

Bei den Sprüngen ohne visuelle Kontrolle ist eine Veränderung von Sprung zu Sprung zu erwarten. Aus diesem Grund wurden alle Sprünge ohne visuelle Information als Einzelzyklen ausgewertet. Eine Mittelwertbildung erfolgte dann aufgrund der quantitativ erfassten Messdaten.

## **5.4 Auswerteverfahren**

Die Auswertung erfolgte anhand der synchronisierten, mechanischen und elektrophysiologischen Signalantworten. Die analog erfassten Messwerte werden mittels spezieller Software (Programmpaket MAIN: QUINTERN, TRIPPEL, HORSTMANN, BECKER 1982-1995, Neurologische Universitätsklinik Freiburg) qualitativ dargestellt und danach quantitativ nach vordefinierten Kriterien ausgewertet. In Abbildung 19 sind die für die zeitliche Analyse gewählten Variablen graphisch aufgeführt, in Abbildung 20 die Variablen für die EMG-Analyse.

Für die Ausführung reaktiver Sprünge sind der triceps surae und der dazu antagonistisch wirkende M. tibialis anterior wichtige Muskeln. Für diese, auch als „primemover“ bezeichneten Muskeln, wurden mehrere Kennwerte erhoben. Die mehr proximal gelegenen Beinmuskeln des M. quadriceps sowie M. biceps femoris und M. gluteus maximus wurden nur hinsichtlich ihrer temporären Einschaltcharakteristik sowie ihrer Gesamtaktivierung während der Bodenkontaktphase analysiert. Das gleiche trifft für die erfassten Muskeln des Rumpfes zu.

### **5.4.1 Zeitparameter**

Die Variable Einflugzeit ist definiert als die Zeit vom Verlassen des Tisches ( $t_{ab}$ ), erfasst mittels des Signals der Kontaktmatte, bis zum ersten Bodenkontakt ( $t_0$ ) (Abbildung 19), der anhand des initialen Kraftanstieges der Bodenreaktionskraft bestimmt wird.

Die Kontaktzeit ist definiert als die Zeitdauer ausgehend vom initialen Bodenkontakt ( $t_0$ ) (Abbildung 19) bis zum Verlassen der Messdruckplatte ( $t_3$ ). Aus Sichtweise der muskulären Aktivierung repräsentiert die Kontaktzeit die exzentrische Dehnung und die willkürliche konzentrische Aktivierung.

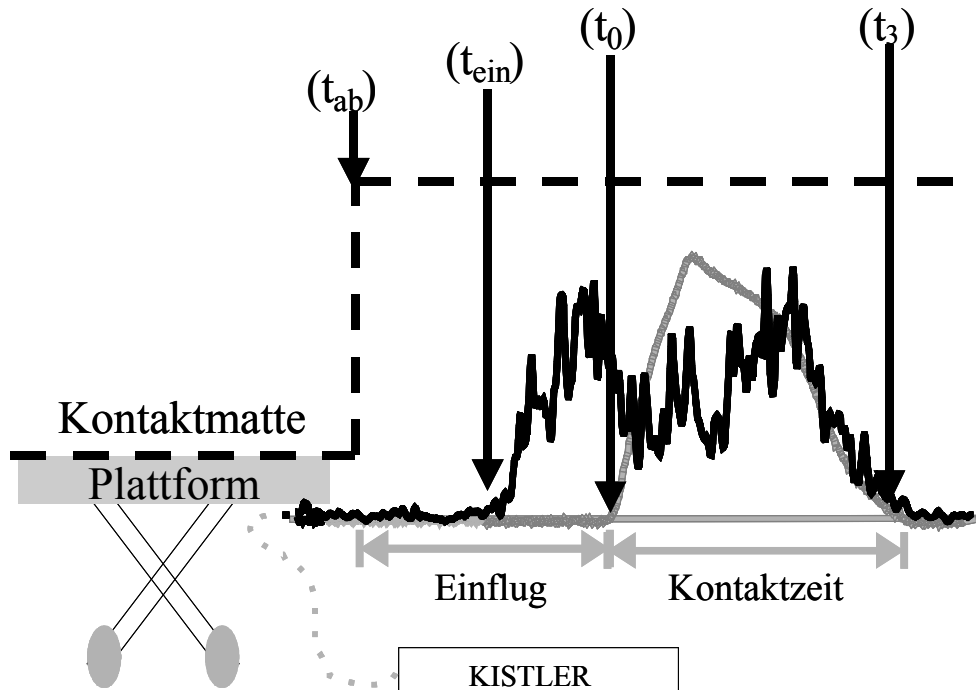


Abbildung 19: Schematische Darstellung der erfassten Variablen für die zeitliche Synchronisation. Dargestellt sind die Signale der Kontaktmatte (gestrichelte Linie), der vertikalen Bodenreaktionskraft (helle Linie) sowie das EMG des *M. gastrocnemius* (dunkel). Die Pfeile bezeichnen den Zeitpunkt des Absprunges vom Tisch ( $t_{ab}$ ), den Einschaltzeitpunkt ( $t_{ein}$ ) des Muskels, den initialen Landekontakt ( $t_0$ ) und den Absprungzeitpunkt ( $t_3$ ). Weitere Erklärungen im Text.

## 5.4.2 Neuromuskuläre Parameter

### 5.4.2.1 Voraktivierung

Die Voraktivierungsdauer ist definiert durch den Zeitpunkt des Bodenkontaktes ( $t_0$ ) bis zum Einschalten der ersten sichtbaren muskulären Aktivierung ( $t_{ein}$ ) nach dem Absprung (Abbildung 19). Zusätzlich wurde über diesen Zeitraum das integrierte EMG (IEMG) erfasst. Außerdem wurde die Voraktivierung über ein Fenster von 150 ms vor Bodenkontakt ausgewertet. Dieser Zeitraum entspricht den aus der Literatur bekannten Zeiten für die Voraktivierung bei reaktiven Bewegungen (GOLLHOFER 1987, DIETZ 1992, SCHMIDTBLEICHER et al, 1981).

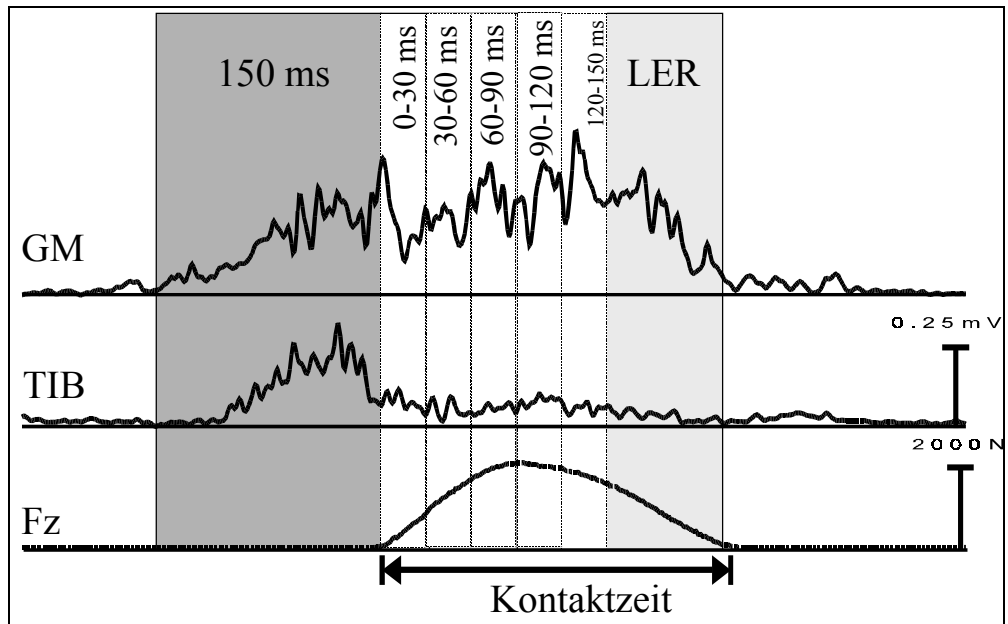


Abbildung 20: Variablen Definition der Vorinnervation und der reflektorischen Phasen. Die gestrichelten Linien repräsentieren Fenster mit einer Dauer von 30 ms, beginnend nach dem initialen Landekontakt. LER bezeichnet die späte EMG-Antwort (late EMG response). Sie wird berechnet aus der Differenz von EMG über die Kontaktzeit minus der Summe der 30ms-Fenster.

#### 5.4.2.2 Reflexphasen

Die der Landung folgende Phase der exzentrischen Dehnung und der konzentrischen Absprungphase wird mittels festen Zeitfenstern von 30 ms erfasst. Über diese Zeitfenster erfolgt, ausgehend vom Bodenkontakt, die Integration des EMG-Signals. Hierüber ist eine Quantifizierung der funktionellen Bewegungsphasen möglich. Vor allem die reflexinduzierten Phasen von 30-60ms sowie von 60-120 ms (Abbildung 20) können selektiv erfasst werden.

Bei Sprüngen, die von den Testpersonen noch reaktiv bewältigt werden können, ist die Kraftkurve gleichförmig ausgeprägt. Wird die Dehnungsbelastung erhöht, ist ein charakteristischer initialer Kraftanstieg zu beobachten, der durch das Durchschlagen der Ferse auf die Messdruckplatte erklärt wird (SCHMIDTBLEICHER & GOLLHOFER 1985).

In der vorliegenden Untersuchung zeigte sich diese besondere Charakteristik der Kraft-Zeit-Kurve (Abbildung 21) auch bei niedrigeren Sprüngen. Nach dem initialen Anstieg kommt es zu einem Absenken in der Kraftkurve, der in ein Plateau übergeht. Der Beginn sowie das Ende dieses Plateaus wurde über die Zeitpunkte  $t_1$  = Beginn der Absenkung sowie  $t_2$  = Ende der Absenkung bestimmt.

Zur Bestimmung der Hemmung im EMG des M. gastrocnemius wurde der Zeitpunkt des Ausschaltens ( $GM_{\text{aus}}$ ) sowie des Einschaltens ( $GM_{\text{ein}}$ ) des Muskels bestimmt. Diese Werte wurden nur dann bestimmt, wenn das Aktivierungslevel deutlich die Nulllinie erreicht. Da in vielen Fällen zu diesem Zeitpunkt, nach dem initialen Kraftanstieg, ein Plateau in der Kraftkurve festgestellt werden konnte, wurde die Dauer dieses Plateaus ebenfalls digitalisiert (Punkte  $t_1$  und  $t_2$ ).

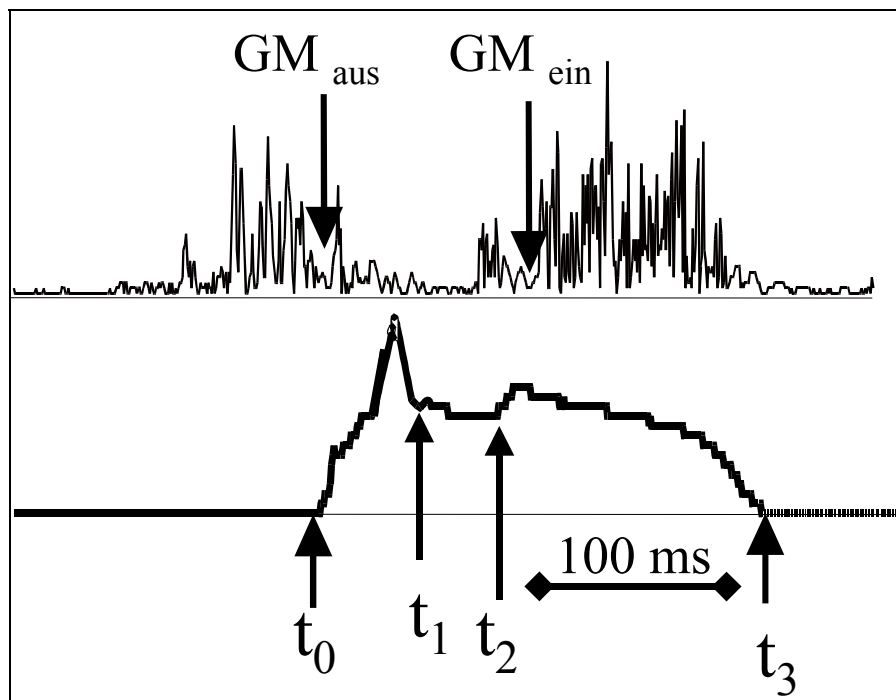


Abbildung 21: Bestimmung von Kontaktzeit und Innervationshemmung des M. gastrocnemius med.

#### 5.4.3 Bestimmung der Leistungsfähigkeit

Die absolute Leistungsfähigkeit wurde über die Berechnung der Sprunghöhe vorgenommen. Die Berechnung der Sprunghöhe erfolgte über das Flugzeitverfahren. Die Flugzeit ist definiert vom Absprung (Abbildung 19 Punkt  $t_3$ ) bis zum Wiederauftreffen auf der Messdruckplatte (nicht abgebildet). Aus den Kenngrößen Flugzeit und Kontaktzeit wurde ein Reaktivkraftindex berechnet, der als Maß für die reaktive Leistungsfähigkeit interpretiert werden kann.

#### 5.4.4 Statistische Weiterverarbeitung

Die statistische Auswertung erfolgte mittels des Statistikpakets SPSS. Für eine deskriptive Darstellung werden das arithmetische Mittel, sowie Standardabweichungen und Standardfehler dargestellt. In einigen Fällen werden weitere Kennwerte wie Minimal- und Maximalwerte berechnet. Die Überprüfung der



Daten auf Normalverteilung erfolgte in allen Fällen mittels Kolgomorov-Smirnov Test.

Ob Unterschiede zwischen den Bedingungen signifikant erscheinen, wurde mittels einfacher Varianzanalyse (ANOVA) sowie t-Test für unabhängige Stichproben überprüft. Das Signifikanzniveau wurde mit  $p < 0,05$  als signifikant, bzw.  $p < 0,01$  als hochsignifikant definiert. Werte von  $p < 0,1$  werden als Trend bewertet, der jedoch nicht signifikant ist.

## 6 ERGEBNISSE

### 6.1 Veränderungen von Bewegungszeiten

#### 6.1.1 Einflugzeit

Die Einflugzeit ist definiert als die Zeit zwischen Absprung ( $t_{ab}$ ) und Landung ( $t_{ein}$ ) (siehe Abbildung 19). Die Einflugzeiten zeigen bei den visuell kontrollierten Sprüngen geringe Variabilitäten. Im Vergleich mit einem physikalischen Objekt, entsprechen die Fallzeiten mit geringen Abweichungen denen der voreingestellten Absprunghöhe (Abbildung 22). Bei 24 cm ist eine Tendenz zu einer gering erhöhten Fallzeit (+15 ms) zu beobachten, bei 54 cm eine um ~ 17 ms verringerte Fallzeit. Die Unterschiede erweisen sich aber als nicht signifikant.

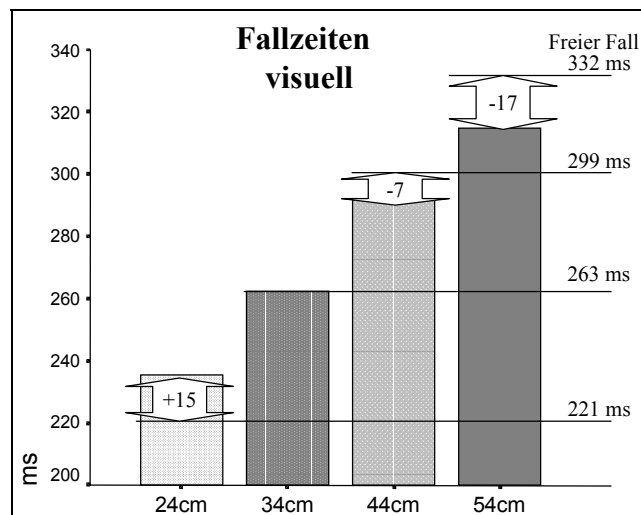


Abbildung 22: Fallzeiten der visuellen Kontrollbedingung. Rechts ist die physikalische Fallzeit aufgeführt. In Blockpfeilen die Differenz von gemessener und physikalischer Fallzeit

Wie sich zeigt, weicht die Einflugzeit der visuellen Kontrollbedingung nur gering von den berechneten Fallzeiten des freien Falles ab. Unterteilt man die Einflugzeit in die Einschalt- und die Vorinnervationszeit, so ist ersichtlich, dass die Vorinnervation mit steigender Absprunghöhe nur minimal ansteigt (Abbildung 23).

#### 6.1.2 Einschaltzeit

Die Einschaltzeit hingegen wird verlängert, was bedeutet, dass der M. gastrocnemius zu einem späteren Zeitpunkt nach dem Absprung aktiviert wird. Hieraus ist zu schließen, dass die Vorinnervation auf den Landekontakt getriggert ist. Variiert wird hingegen das Einschalten nach dem Absprung.

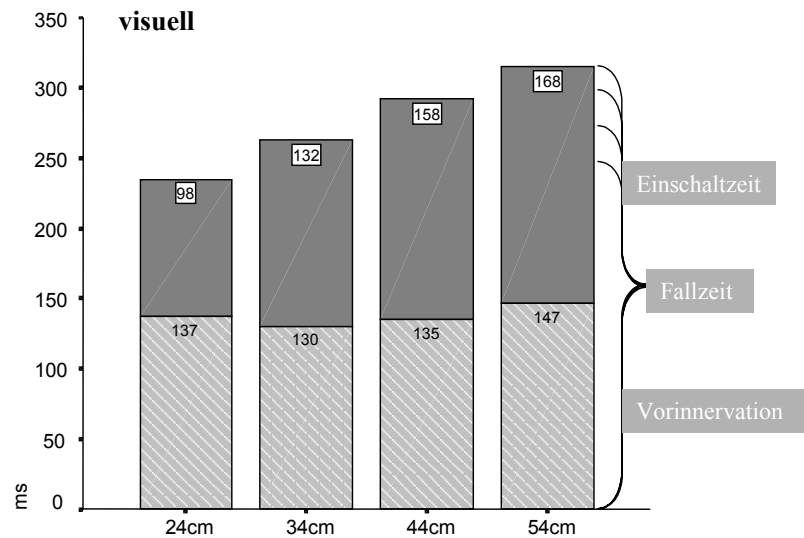


Abbildung 23: Einschalt- (grau) und Vorinnervationszeiten (schraffiert) der visuellen Kontrollbedingung. Die Summe aus beiden Werten entspricht den gemessenen Fallzeiten.

### 6.1.3 Kontaktzeiten

Die Innervationsmuster der Sprünge ohne visuelle Rückmeldung werden in einem ersten Ansatz als Einzelwerte dargestellt. Eine Summation der Einzelsprünge würde eventuelle Sprung zu Sprung Unterschiede überdecken.

Der visuelle Kontrollwert repräsentiert den Mittelwert aus den fünf Kontrollsprüngen, da die Konstanz der visuellen Sprünge als hoch einzuschätzen ist. Die Kontaktzeiten der visuellen Kontrollbedingung erreichen im Mittel aller Sprunghöhen in der Bedingung „WECHSEL“ 220ms, bei Bedingung „KONSTANT“ 213ms und bei Bedingung „NO-INFO“ 201ms. Die ermittelten Unterschiede zwischen den drei Untersuchungszeitpunkten sind nicht signifikant.

### 6.1.3.1 Bedingung „KONSTANT“

Die Kontaktzeiten der Bedingung „KONSTANT“ sind in Abbildung 24 dargestellt.

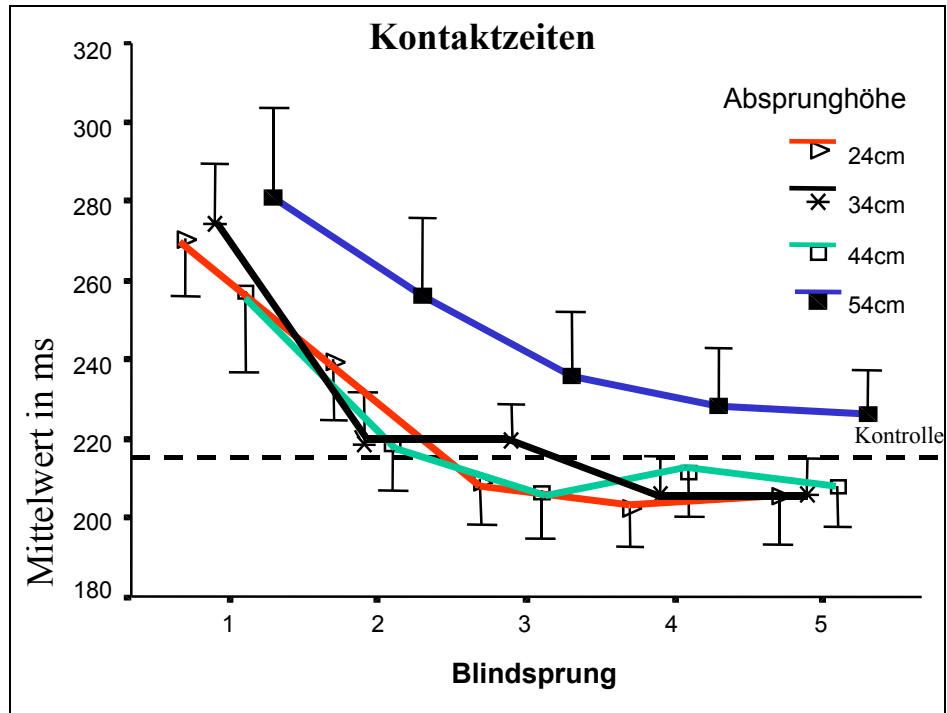


Abbildung 24: Mittlere Kontaktzeit und std. err. der Bedingung „KONSTANT“. Die Horizontale Linie gibt den Wert der Kontrollbedingung an

Im Vergleich zur Kontrollbedingung sind die Mittelwerte der ersten Blindsprünge bei allen Sprunghöhen signifikant verlängert. Der Mittelwert aus allen vier Absprunghöhen beträgt für die ersten Blindsprünge 270 ms, die der Kontrollbedingung 215 ms. Im Verlauf der Sprungfolge werden die Kontaktzeiten kürzer und sind bereits beim zweiten Blindsprung wieder mit der Kontrollbedingung vergleichbar. Eine Ausnahme bildet die höchste Absprunghöhe. Hier zeigt sich ein der Kontrollbedingung vergleichbarer Wert erst ab dem viertem Sprung.

### 6.1.3.2 Bedingung „WECHSEL“

Die Kontaktzeiten der Bedingung „WECHSEL“ sind für die ersten Sprünge ohne visuelle Kontrolle mit 281 ms ebenfalls signifikant verlängert (Abbildung 25). Mit zunehmender Anzahl der Sprünge wird die Kontaktzeit reduziert, erreicht aber im Verlauf der fünf Sprünge bei keiner der gewählten Absprunghöhen das Ausgangsniveau.

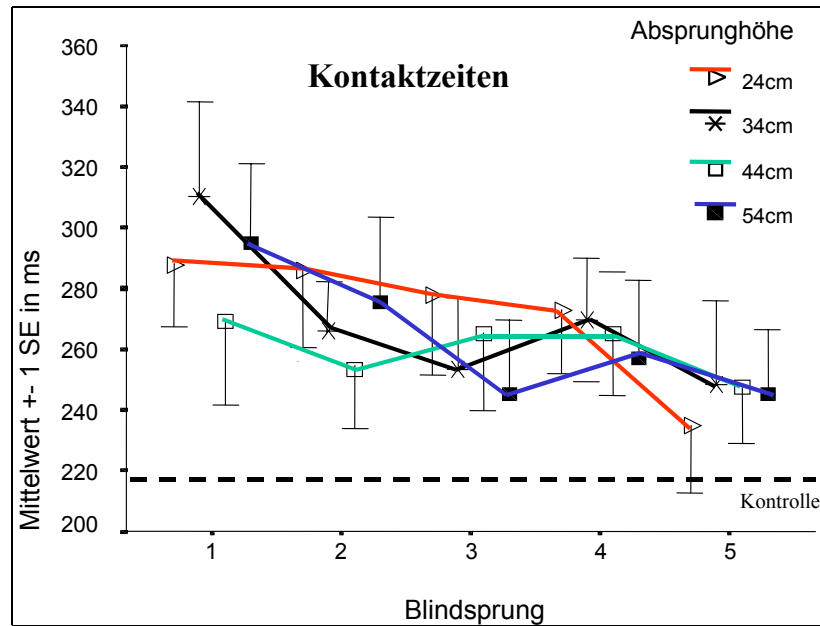


Abbildung 25: Mittlere Kontaktzeit und std. err. der Bedingung „WECHSEL“. Horizontale Linie gibt den Wert der Kontrollbedingung an.

### 6.1.3.3 Bedingung „NO-INFO“

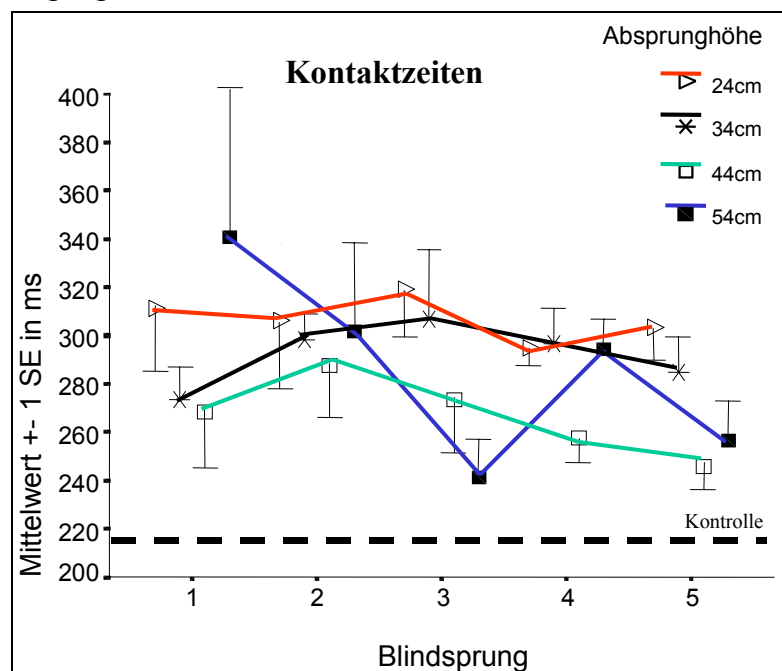


Abbildung 26: Mittlere Kontaktzeit und std. err. der Bedingung „NO-INFO“. Horizontale Linie gibt den Wert der Kontrollbedingung an.

Fehlt den Probanden jegliche Information, so sind die Kontaktzeiten auf Werte zwischen 250 ms und 350 ms verlängert (Abbildung 26). Im Verlauf der Sprünge kann bei keiner Sprunghöhe eine Reduktion festgestellt werden. Auffällig ist hier eine hohe Variabilität zwischen den einzelnen Sprüngen, insbesondere beim ersten

Sprung aus 54 cm. Dies lässt ein hohes Maß an Unsicherheit vermuten. Die geringe Reduktion der Kontaktzeiten der Sprünge vier und fünf ist in Bezug zur visuellen Kontrollbedingung nicht signifikant.

Fasst man alle vier Sprunghöhen als Mittelwert zusammen, so kann das generelle Verhalten der Kontaktzeiten übersichtlicher dargestellt werden (Abbildung 27). Es wird deutlich, dass in der Bedingung „KONSTANT“ bereits nach wenigen Sprüngen wieder kurze Kontaktzeiten erreicht werden. Fehlen die visuellen und verbalen Informationen (Bedingung NO-INFO), so liegen die Kontaktzeiten im Mittelwert bei allen Sprüngen bei über 300 ms. Steht verbale Information zur Verfügung, sind die maximalen Kontaktzeiten reduziert auf Werte von 275 ms (erster Sprung) bzw. 227 ms (fünfter Sprung).

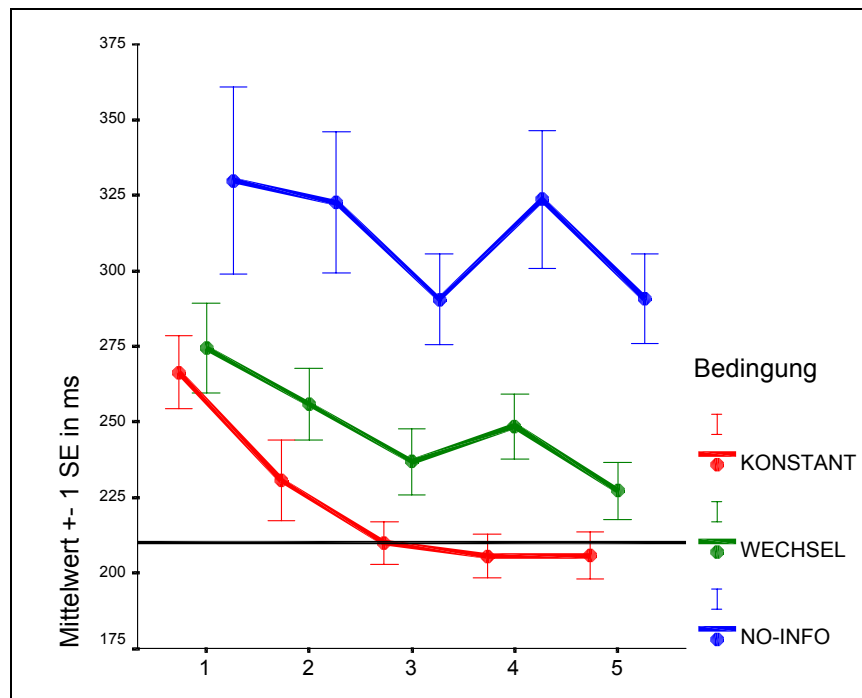


Abbildung 27: Mittlere Kontaktzeit und std. err. Zusammengefasst dargestellt sind die Werte aus allen 4 Höhen. Horizontale Linie repräsentiert die visuelle Kontrollbedingung.

## 6.1.4 Sprunghöhen

### 6.1.4.1 Visuell kontrollierte Sprünge

Die Auswertung der realisierten Sprunghöhen ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen den Experimentalbedingungen. Deshalb wurden sowohl die Ergebnisse der visuell kontrollierten Sprünge (Tabelle 5) als auch die aus allen drei Experimentalbedingungen als Mittelwert dargestellt.

Tabelle 5: Mittelwerte der maximalen Sprunghöhe unter visueller Kontrolle

Absprung höhe	N	Mean	Std. Dev.	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Min.	Max.
					Lower Bound	Upper Bound		
24cm	14	22,89	4,46	1,19	20,31	25,47	12,80	28,65
34cm	14	23,35	4,74	1,26	20,61	26,09	15,17	31,34
44cm	14	25,42	5,67	1,51	22,15	28,70	15,23	37,94
54cm	14	24,14	6,38	1,70	20,45	27,82	15,41	35,74
<b>Total</b>	<b>56</b>	<b>23,95</b>	<b>5,31</b>	<b>0,70</b>	<b>22,53</b>	<b>25,37</b>	<b>12,80</b>	<b>37,94</b>

Mit einer KSP-Erhöhung von 23,95 cm, berechnet aus den vier Absprunghöhen, liegen diese Werte in einem mittleren bis unteren Leistungsbereich. Die Probanden erzielten bei Absprunghöhen von 24 und 34 cm geringere Sprunghöhen als aus 44 und 54 cm.

Betrachtet man die Ergebnisse der Sprunghöhen geschlechtsspezifisch, erzielen die männlichen Probanden bei allen Absprunghöhen höhere Sprungwerte (Abbildung 28). Bedingt durch die geringe Probandenzahl von männlich n=8 und weiblich n=6 sind die Unterschiede jedoch nicht signifikant.

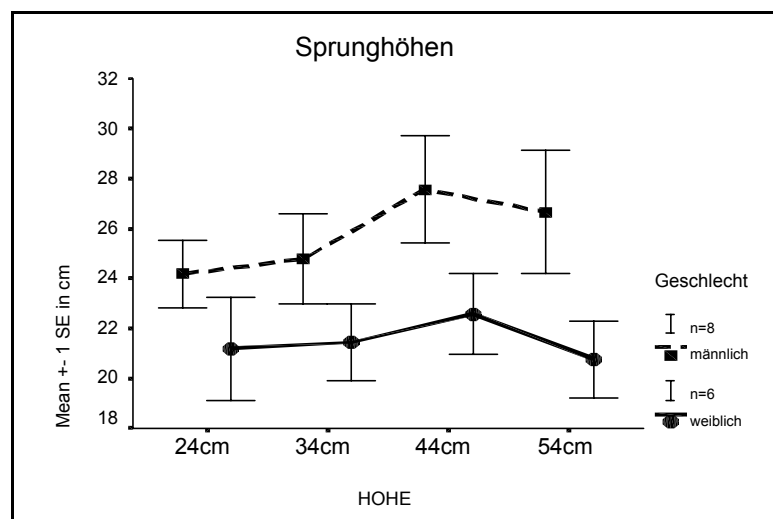


Abbildung 28: Sprunghöhen der männlichen und weiblichen Versuchspersonen für die visuelle Kontrollbedingung.

Die Sprunghöhen der Blindsprünge ergaben keine signifikanten Unterschiede zwischen den Experimentalbedingungen, weshalb auf eine gesonderte Darstellung verzichtet wird.

In Abbildung 29 ist der Vergleich des ersten Blindsprungs mit dem Mittelwert aus den Sprüngen 2-5, aus allen Absprunghöhen dargestellt. Beim ersten Sprung ohne visuelle Kontrolle ist bei allen Bedingungen eine signifikante Reduktion bei allen Absprunghöhen festzustellen.

Sowohl in der visuellen Kontrollbedingung als auch bei den ersten Blindsprüngen wird bei einer Absprunghöhe von 44 cm die höchste Sprunghöhe erreicht. Es scheint ein Trend zu existieren, der auf eine von den Probanden am besten zu bewältigende Absprunghöhe von 44 cm hindeutet.

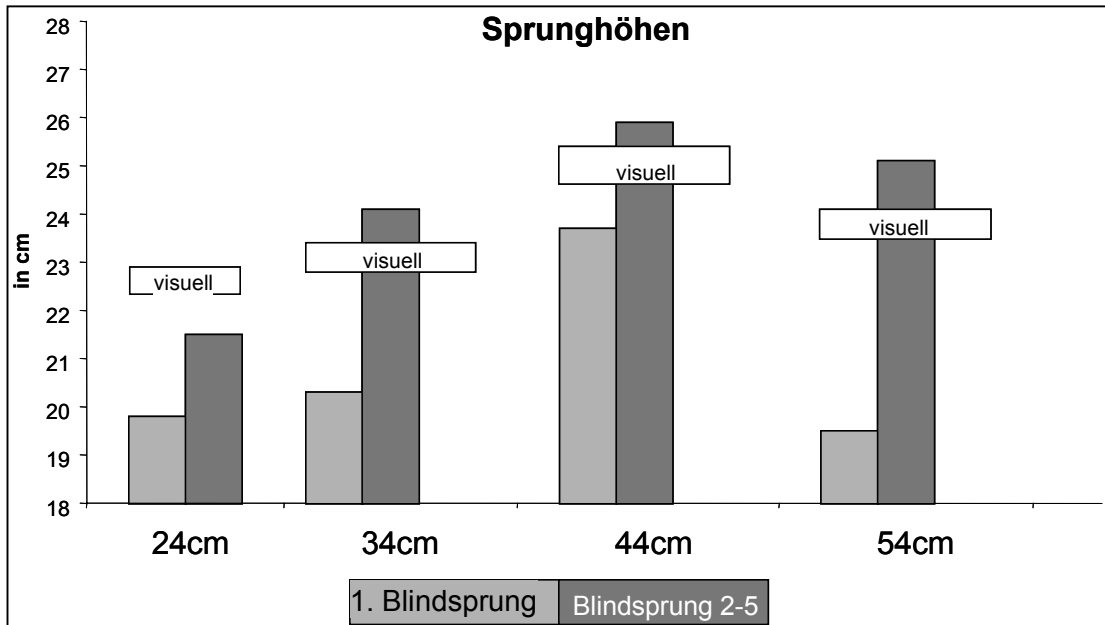


Abbildung 29: Mittelwerte der Sprunghöhen der ersten Blindsprünge (hell) sowie die zusammengefassten Blindsprünge 2-5 (dunkel). Als Balken eingefügt, der jeweilige Mittelwert der visuellen Kontrollbedingung.

Ab dem zweiten Blindsprung sind zwischen der visuellen Kontrollbedingung und den Blindsprüngen keine signifikanten Unterschiede mehr festzustellen. Es fällt auf, dass ab einer Absprunghöhe von 34 cm, die Sprungleistung im Vergleich zur Kontrollbedingung zunimmt. Dieser Unterschied ist zwar in keinem Falle signifikant, kann aber dadurch erklärt werden, dass durch die o.e. Zunahme in der Kontaktzeit, die Probanden einen Absprung realisieren, der mit dem eines Kauersprungs verglichen werden kann.

## 6.2 Veränderungen der Neuromuskulären Aktivierungsmuster

In Abbildung 30 ist exemplarisch das Innervationsmuster eines Probanden für Blindsprünge 1 und 5 aller drei Experimentalbedingungen dargestellt. Ausgewählt wurde eine Absprunghöhe von 34 cm.



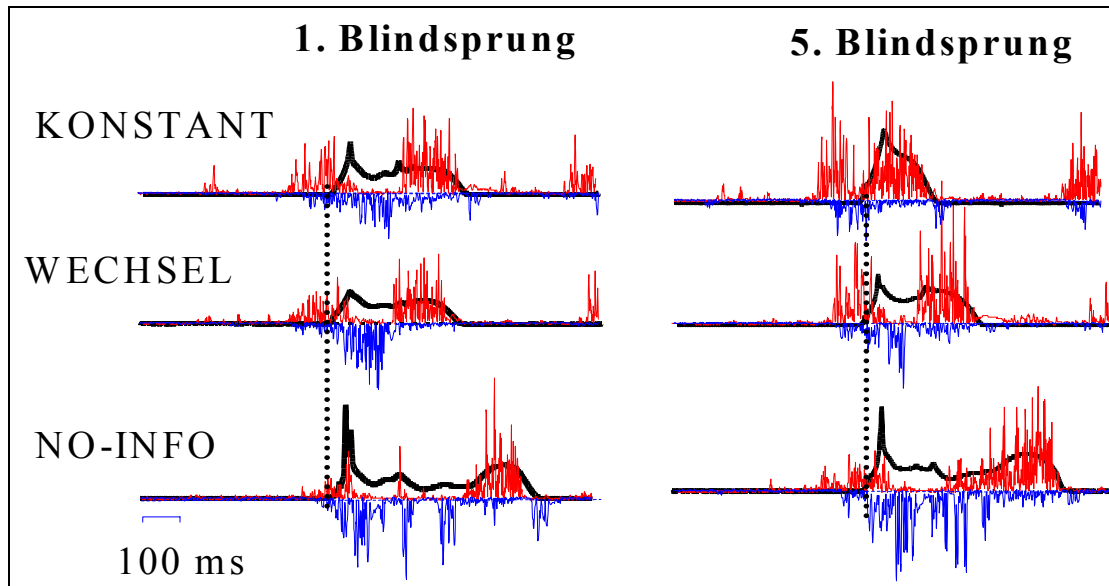


Abbildung 30: Qualitative Darstellung der Blindsprünge 1. und 5. eines Probanden. Dargestellt ist der M. gastrocnemius (nach oben) und invertiert der M. tibialis ant.) sowie die vertikale Bodenreaktionskraft (schwarz hinterlegt). Die gepunktete Linie zeigt den initialen Bodenkontakt

Aus der qualitativen Darstellung der EMG-Charakteristik eines Probanden ist ersichtlich, dass nach dem initialen Bodenkontakt der M. tibialis ant. bei allen ersten Blindsprüngen stark innerviert wird. In Bedingung „NO-INFO“ sind im M. tibialis ant. zusätzliche Aktivierungsspitzen während der verlängerten Bodenkontaktphase festzustellen. Im Verlaufe der Sprungserien ist in den beiden Bedingungen „KONSTANT“ und „WECHSEL“ eine reduzierte M. tibialis-Aktivierung zu verzeichnen. In Bedingung „NO-INFO“ hingegen, können zwischen erstem und fünften Sprung keine Veränderungen im M. tibialis ant. und in der Kontaktzeit dargestellt werden. Die Aktivierungscharakteristik des M. gastrocnemius ist am besten durch eine Segmentierung in zwei Anteile zu beschreiben. Dabei ist der erste Teil während der Vorinnervation und der initialen Dehnungsphase zu lokalisieren, der zweite Teil in der Phase des konzentrischen Absprungs. In der für den DVZ wichtigen exzentrischen Dehnungsphase sind, sowohl bei den ersten Blindsprüngen als auch in den Bedingungen mit reduzierter Information, nur geringe Aktivierungsanteile festzustellen. Es kann somit für diesen Probanden, für diese Bedingung, anhand der qualitativen Ausprägung gezeigt werden, dass in der reflexbeeinflussten Phase keine nennenswerten Aktivierungsanteile im M. gastrocnemius auftreten.

## 6.2.1 IEMG über Kontaktzeit

### 6.2.1.1 IEMG des M. gastrocnemius. med.

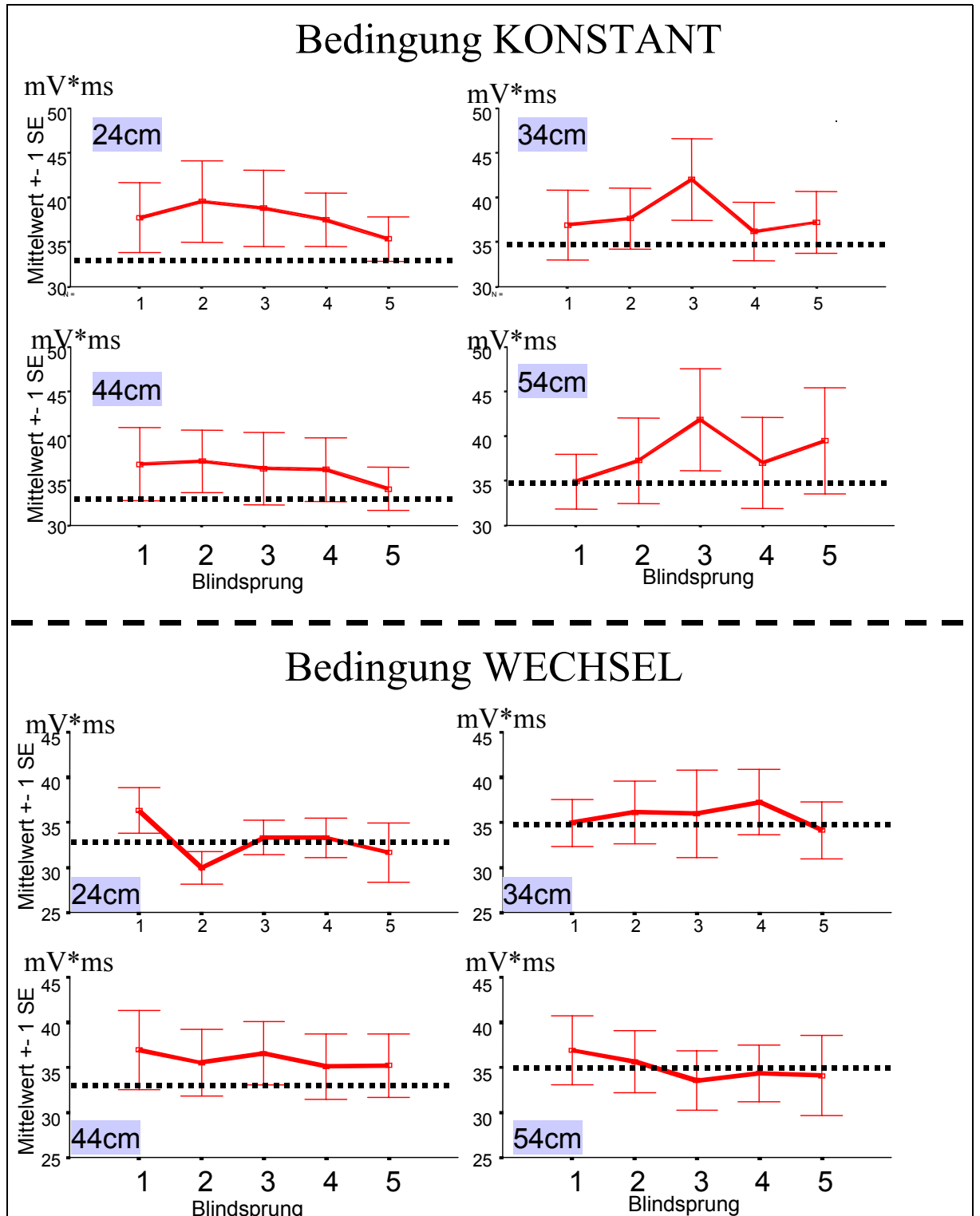


Abbildung 31: Mittelwert und std.err. des integrierten Gastrocnemius-EMG (IEMG) über die Kontaktzeit für Bedingung KONSTANT (oben) und WECHSEL (unten). Gepunktete Linie gibt den visuellen Kontrollwert als Mittelwert aus den vier Absprunghöhen an

Das IEMG des M. gastrocnemius medialis während der Kontaktzeit zeigt in der Bedingung „KONSTANT“, wie auch in der Bedingung „WECHSEL“, keine signifikanten Veränderungen zwischen den Blindsprüngen (Abbildung 31). Dies trifft für alle vier untersuchten Absprunghöhen (24 cm – 54 cm) zu.

Die Werte der einzelnen Blindsprünge liegen für die Bedingung „WECHSEL“ im Bereich der visuellen Kontrollbedingung. Die für Bedingung „KONSTANT“ dargestellten Werte liegen geringfügig über denen der Kontrollbedingung, sind aber, bedingt durch hohe Standartabweichung, in keinem Falle signifikant.

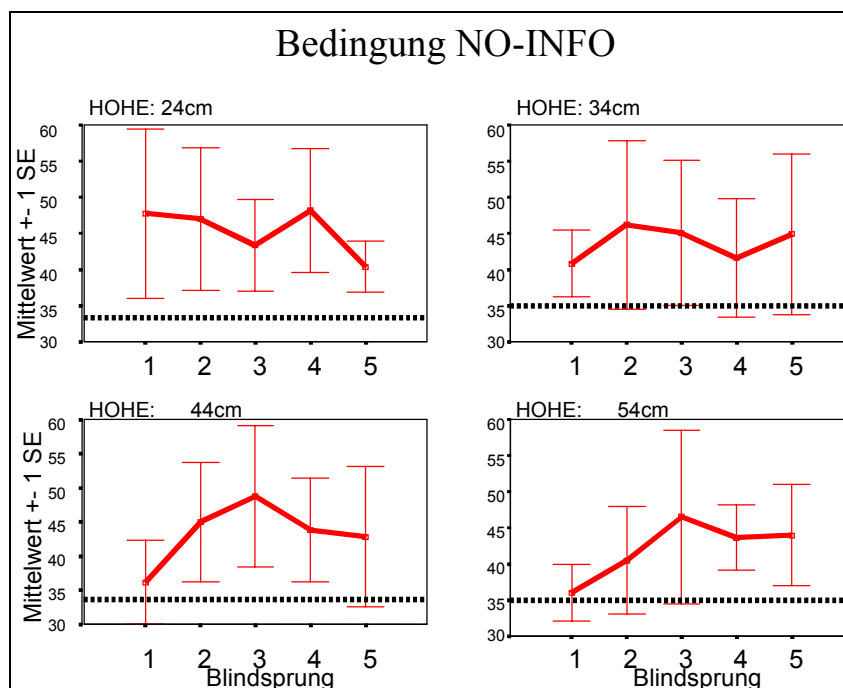


Abbildung 32: IEMG M. gastrocnemius der Bedingung „NO-INFO“

Ebenfalls nicht signifikant sind die Unterschiede zwischen den Blindsprüngen „NO-INFO“ (Abbildung 32), obwohl der Mittelwert der einzelnen Blindsprünge bei allen Absprunghöhen über dem Mittelwert der Kontrollversuche liegt. Zusammenfassend zeigt Abbildung 33, zwecks einer übersichtlicheren Darstellung, nochmals den Mittelwert aus den vier Absprunghöhen. Aus dieser Darstellung wird deutlich, dass im Falle der fehlenden verbalen und visuellen Information das Aktivierungslevel im Vergleich zum ungestörten Versuch erhöht ist. Aber, bedingt durch interindividuelle Variationen, sind diese Unterschiede wiederum nicht signifikant.

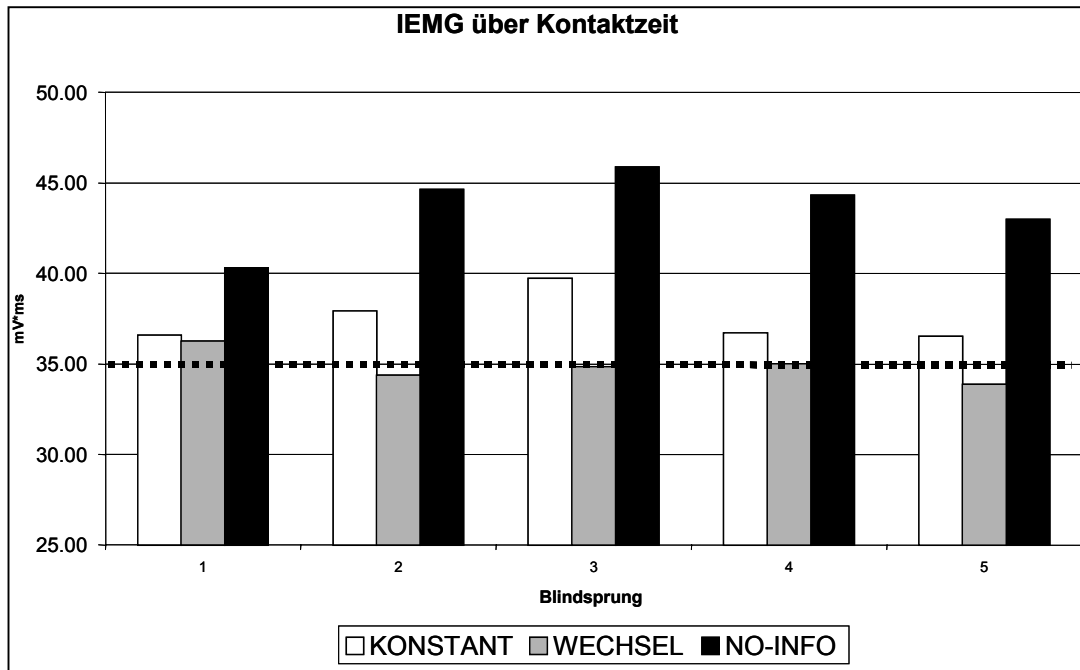


Abbildung 33: IEMG über die Kontaktzeit des *M. gastrocnemius* für die einzelnen Blindsprünge. Die Werte repräsentieren den Mittelwert aus allen vier Absprunghöhen. Die gepunktete Linie gibt den visuellen Kontrollwert an.

#### 6.2.1.2 IEMG des *M. tibialis anterior*.

Der *M. tibialis ant.* als antagonistisch wirkender Muskel zeigt, im Gegensatz zum *M. gastrocnemius*, signifikante Veränderungen im IEMG zwischen den einzelnen Blindsprüngen. In beiden Bedingungen, in denen die Probanden Informationen erhalten, ist aus allen Absprunghöhen eine signifikant erhöhte Aktivierung bei den ersten Blindsprüngen festzustellen (Abbildung 34). Die Aktivierung nimmt im Laufe der Sprünge wieder ab und erreicht bei allen Absprunghöhen nahezu wieder das Kontrollniveau. Während dies bei den Absprunghöhen 24 cm, 34 cm und 44 cm bereits nach dem zweiten oder dritten Sprung erfolgt, nähert sich der Mittelwert der Höhe 54 cm erst mit dem vierten Sprung an das Kontrollniveau an.

In den Bedingungen „WECHSEL“ und „KONSTANT“ ist der Verlauf der Aktivierungscharakteristik vergleichbar. Auch hier kann im IEMG eine signifikante Zunahme beim ersten Blindsprung, und eine anschließende Reduktion im Sprungverlauf festgestellt werden. Um das Kontrollniveau aber wieder zu erlangen, sind mehrere Sprünge notwendig. Es zeigt sich, dass die Werte der visuellen Kontrollbedingungen erst ab dem fünften Sprung wieder erreicht werden.

Eine Ausnahme bildet hier die Absprunghöhe 54 cm. Hier kann bereits ab dem dritten Sprung eine Annäherung festgestellt werden.

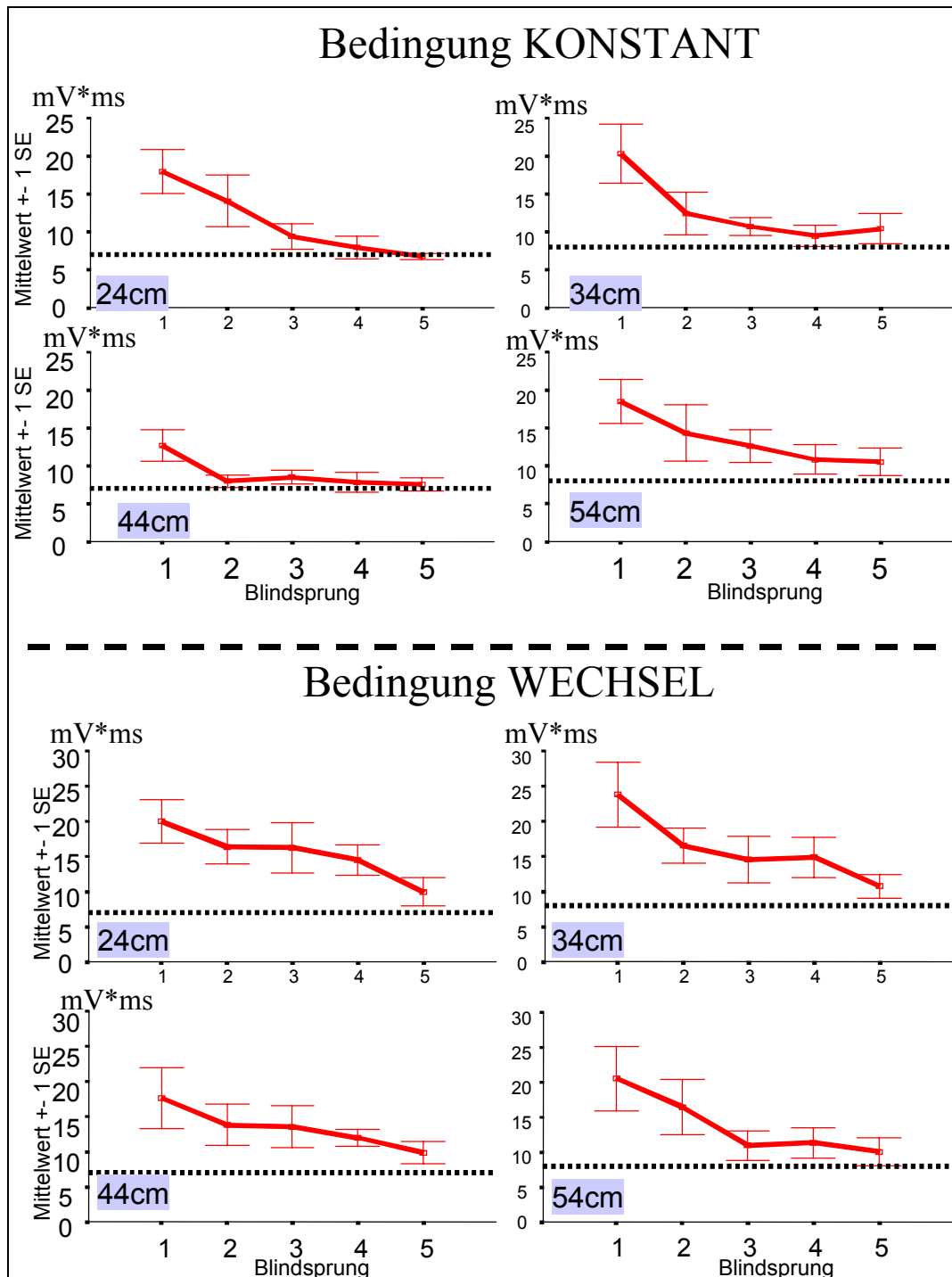


Abbildung 34: Mittelwert und std.err. des IEMG des *M. tibialis*. Dargestellt sind die Bedingungen „KONSTANT“ (oben) und „WECHSEL“ (unten). Gepunktete Linie zeigt den visuellen Kontrollwert.

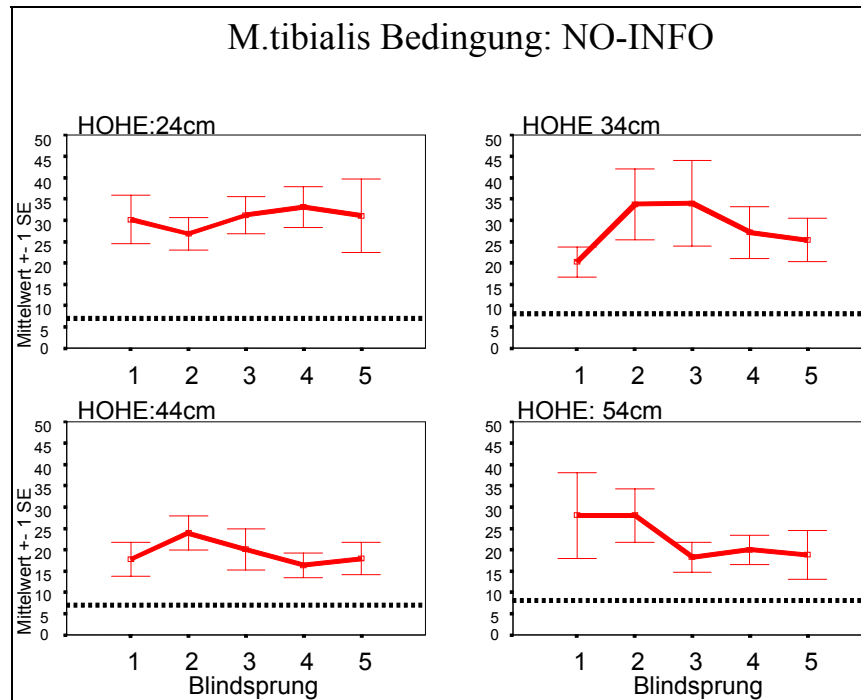


Abbildung 35: Mittelwert und std. err. des IEMG des M. tibialis. Dargestellt ist Bedingung „NO-INFO“. Gepunktete Linie zeigt den visuellen Kontrollwert

Betrachtet man unter diesen Gesichtspunkten die Bedingung „NO-INFO“ in Abbildung 35, zeigt sich bei allen Absprunghöhen eine signifikant erhöhte Aktivierung zur visuellen Kontrollbedingung. Im Verlauf der Sprünge wird diese etwas reduziert, vor allem bei den Absprunghöhen von 44 cm und 54 cm. Die Werte der Kontrollbedingung werden jedoch in keinem Fall erreicht. Die Aktivierung aus den Absprunghöhen 24 cm und 34 cm hingegen bleibt auf einem erhöhten Level. Im Vergleich zu den vorhergehenden Bedingungen „KONSTANT“ und „WECHSEL“ fällt auf, dass die IEMG-Werte höher sind und die Variabilität der Einzelwerte deutlich größer ist.

Fasst man die Mittelwerte aus allen vier Absprunghöhen zusammen, so zeigt sich in Abbildung 36, dass das IEMG des M. tibialis anterior bei allen ersten Blindsprüngen signifikant über das IEMG der visuellen Bedingung ansteigt. Bei beiden Bedingungen mit Information wird das IEMG im Verlauf der Sprünge wieder reduziert, was durch die Trendlinien unterstrichen wird. Wird den Probanden aber keine Information (NO-INFO) gegeben, bleibt die Aktivierung bei allen fünf durchgeführten Blindsprüngen auf einem durchgehend erhöhten Niveau.

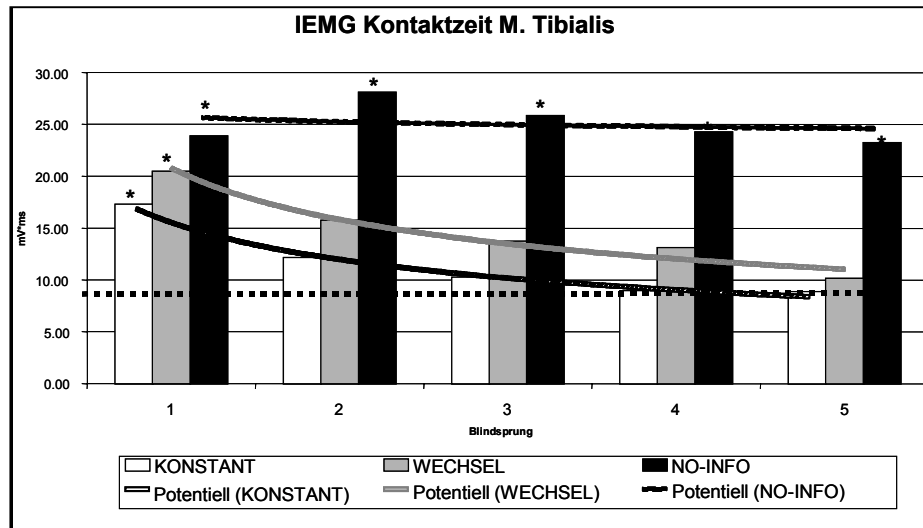


Abbildung 36: IEMG M. tibialis über die Kontaktzeit. Säulen zeigen den Mittelwert der Blindsprünge zusammengefasst aus den vier Absprunghöhen. Die durchgezogenen Linien zeigen einen jeweiligen Trend der Sprungfolge. Die gepunktete Linie repräsentiert die visuelle Kontrollbedingung.

### 6.2.1.3 IEMG des M. Soleus

Das IEMG des M. soleus zeigt in Bedingung „KONSTANT“, wie auch bei Bedingung „WECHSEL“, keine signifikanten Unterschiede zwischen den Blindsprüngen (Tabelle 6). Auch die Unterschiede zwischen den Absprunghöhen zeigen keine Signifikanzen. Lediglich fällt auf, dass in Bedingung „KONSTANT“ bei der höchsten Absprunghöhe von 54 cm der absolute Wert des IEMG's über dem der anderen Sprunghöhen liegt. Aber auch hier ist dieser Unterschied nicht signifikant und somit nur als Trend zu bewerten.

Tabelle 6: Mittelwerte und Stdv des SOL-IEMG über die Kontaktzeit

		IEMG Blindsprung M. soleus									
		1		2		3		4		5	
Bedingung	Absprung-höhe	Mittel	Stdv	Mittel	Stdv	Mittel	Stdv	Mittel	Stdv	Mittel	Stdv
KONSTANT	24cm	27.22	12.17	29.15	14.82	26.00	10.11	28.01	12.94	26.56	10.28
	34cm	27.72	9.74	27.78	8.74	29.20	11.81	25.18	7.38	26.94	8.73
	44cm	27.11	11.55	27.20	8.36	25.86	10.10	26.58	10.90	26.57	7.50
	54cm	28.99	10.34	30.96	14.00	31.38	15.53	30.97	14.03	29.84	15.97
	GESAMT	<b>27.76</b>	<b>10.71</b>	<b>28.73</b>	<b>11.56</b>	<b>28.05</b>	<b>11.90</b>	<b>27.62</b>	<b>11.42</b>	<b>27.47</b>	<b>10.83</b>
WECHSEL	24cm	23.51	6.67	22.43	5.41	22.92	6.26	24.22	5.59	20.44	3.64
	34cm	27.15	7.81	24.44	4.93	24.27	5.20	24.06	5.83	23.87	5.07
	44cm	25.37	6.20	23.11	6.04	25.74	7.40	24.66	3.54	23.61	5.79
	54cm	24.24	8.30	24.55	6.72	22.38	5.65	23.78	6.49	22.80	6.12
	GESAMT	<b>25.11</b>	<b>7.15</b>	<b>23.66</b>	<b>5.66</b>	<b>23.84</b>	<b>6.10</b>	<b>24.18</b>	<b>5.26</b>	<b>22.80</b>	<b>5.26</b>
NO-INFO	24cm	35.19	25.34	32.83	20.84	25.54	12.22	35.75	20.21	27.36	9.09
	34cm	28.50	7.27	33.32	21.40	33.32	19.18	31.72	12.82	32.09	19.82
	44cm	26.04	10.92	32.31	16.69	34.09	19.38	31.66	15.94	32.01	16.01
	54cm	28.77	7.27	34.87	13.89	37.32	26.86	32.91	11.16	33.98	13.52
	GESAMT	<b>29.65</b>	<b>14.58</b>	<b>33.33</b>	<b>17.57</b>	<b>32.57</b>	<b>19.59</b>	<b>33.01</b>	<b>14.86</b>	<b>31.36</b>	<b>14.58</b>

Das Aktivierungsverhalten während der Kontaktzeit zeigt für den M. soleus keine Unterschiede, weder zwischen den Absprunghöhen noch zwischen den Experimentalbedingungen „KONSTANT“, „WECHSEL“ und „NO-INFO“. Auch die Unterschiede zwischen den Mittelwerten der visuellen Kontrollbedingung und den Blindsprüngen sind nicht erheblich. (Abbildung 37).

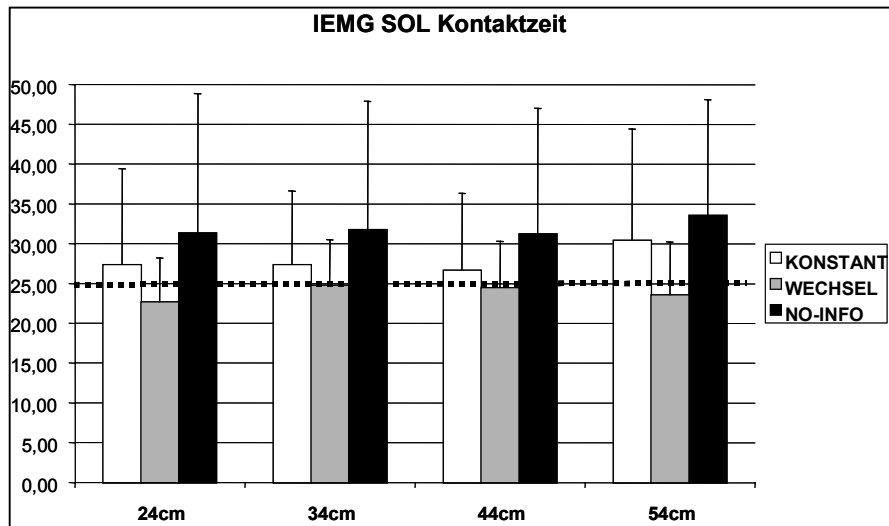


Abbildung 37 IEMG und std.abw. für den M. soleus über die Kontaktzeit dargestellt als Mittelwert aller Blindsprünge. Gepunktete Linie zeigt den Wert der Kontrollbedingung

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass das IEMG des M. soleus keine signifikanten Unterschiede zwischen den Bedingungen, Absprunghöhen und den einzelnen Blindsprüngen aufweist. Dies ist umso bemerkenswerter, da sich, wie bereits gezeigt, die Kontaktzeiten deutlich unterscheiden.

### 6.2.2 Reduktions- und Hemmungsprozesse in der Aktivierungscharakteristik

Die in der Literatur beschriebene Hemmung im EMG des M. gastrocnemius wurde durch visuelle Inspektion der EMG-Patterns quantifiziert. War ein deutliches Abschalten in der Aktivierung zu sehen, das mindestens 20 ms betrug, wurde die Zeitdauer dieser Reduktion erfasst.

Tabelle 7: Absolute und prozentuale Anzahl der auswertbaren Sprünge aus allen Absprunghöhen.

	Gültige Werte			Prozent gültig Werte		
	KONSTANT	WECHSEL	NO-INFO	KONSTANT	WECHSEL	NO-INFO
1.Blindsprung	24	31	18	42,86	70,45	46,15
2.Blindsprung	11	26	25	20,37	60,47	62,50
3.Blindsprung	4	18	24	7,27	41,86	60,00
4.Blindsprung	3	23	20	5,45	52,27	51,28
5.Blindsprung	2	16	16	3,77	37,21	40,00
<b>Summe/mean</b>	<b>44</b>	<b>114</b>	<b>103</b>	<b>16,12</b>	<b>52,53</b>	<b>52,02</b>



Für die Darstellung des Mittelwertes wurden die Werte aus allen vier Absprunghöhen zusammengefasst.

Bei über 40% aller ersten Sprünge ohne visuelle Kontrolle kann eine Reduktion bzw. eine Hemmung im EMG festgestellt werden (Tabelle 7). Für die Bedingung „WECHSEL“ trifft dies sogar für 70% aller ersten Blindsprünge zu. Die Ursache hierfür ist in der methodischen Vorgehensweise zu sehen. Aus Sicherheitsgründen wurde bei allen Springern der erste Blindsprung prinzipiell aus 34 cm absolviert. Durch den Wechsel der Absprunghöhe muss der Springer nach jedem Sprung sein Bewegungsprogramm neu generieren. Die Begründung, dass in Bedingung „NO-INFO“ eine Reduktion bei weniger Springern zu beobachten ist, ist darin zu sehen, dass sich die Probanden bei fehlender Information auf eine mittlere Flugzeit einstellen. Somit wäre zu folgern, dass bereits bei den ersten Sprüngen, die ja immer aus 34 cm und 44 cm erfolgen, die Probanden in der Lage sind, ein adäquates Bewegungsprogramm zu generieren.

Im Verlauf der Bedingung „KONSTANT“ kann ab dem dritten Blindsprung nur noch bei vier Sprüngen eine Reduktion festgestellt werden und auch die Dauer der Hemmung reduziert sich auf 20ms beim letzten Sprung. Bei „WECHSEL“ und „NO-INFO“ kann bei über 50% der analysierten Blindsprünge eine Reduktion festgestellt werden (Tabelle 7).

Die mittlere Zeitdauer der Hemmung beträgt für die ersten Blindsprünge zwischen 50 ms („KONSTANT“) und 68 ms („NO-INFO“) (Tabelle 8).

*Tabelle 8: Mittelwerte der auswertbaren EMG-Reduktion für den M. gastrocnemius.*

	Mittelwerte in ms		
	KONSTANT	WECHSEL	NO-INFO
1.Blindsprung	50,16	65,58	67,55
2.Blindsprung	43,16	62,69	73,8
3.Blindsprung	38,25	61,26	54,5
4.Blindsprung	34,33	51,47	68,7
5.Blindsprung	20,5	45,93	71,56
<b>Mittelwert</b>	<b>37,28</b>	<b>57,38</b>	<b>67,22</b>

Die Dauer der Reduktion ist hier im Vergleich zu Bedingung „KONSTANT“ deutlich verlängert. Fasst man die Werte aller fünf Blindsprünge zusammen, so ergeben sich die Mittelwerte für „KONSTANT“ von 37,28 ms, „WECHSEL“ 57,38ms und 67,22ms für Bedingung „NO-INFO“.

### 6.2.3 Aktivierungscharakteristik der Vorinnervation

#### 6.2.3.1 Visuelle Kontrollbedingung

Die Vorinnervationszeit der visuellen Kontrollbedingungen zeigen keine signifikanten Unterschiede zwischen den Absprunghöhen. Mit 146 ms ist die Vorinnervation bei 54 cm etwas länger als bei den übrigen Absprunghöhen. Diese Differenz kann aber nur als Tendenz bewertet werden.

Tabelle 9: Mittelwerte der Vorinnervationszeit für die visuellen Kontrollsprünge.

Descriptives								
TGMEINM								
	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
24cm	14	136,9048	25,9696	6,9407	121,9103	151,8992	87,00	177,50
34cm	14	130,3095	30,3142	8,1018	112,8067	147,8124	67,00	204,00
44cm	14	134,7262	26,3280	7,0365	119,5248	149,9275	90,00	176,50
54cm	14	146,5833	28,7912	7,6948	129,9598	163,2069	103,00	193,50
Total	56	137,1310	27,7931	3,7140	129,6879	144,5740	67,00	204,00

#### 6.2.3.2 Blindsprünge 1

Die Dauer der Vorinnervation nimmt bei allen ersten Blindsprüngen mit zunehmender Absprunghöhe (Abbildung 38) zu. Mit einer Vorinnervationszeit von lediglich 60 ms ist dies in Bedingung „NO-INFO“ bei 24 cm am deutlichsten festzustellen. Bei einer Absprunghöhe von 54 cm beträgt die Vorinnervationszeit 180 ms. Die Unterschiede zwischen den vier Absprunghöhen sind signifikant ( $p < 0,05$ ) zwischen 24 cm und 54 cm, jedoch nicht zwischen den mittleren Absprunghöhen von 34 cm und 44 cm. Dies gilt für alle Experimentalbedingungen.

Der Vergleich innerhalb der Experimentalbedingungen zeigt bei der niedrigsten Absprunghöhe signifikante Reduktionen in Abhängigkeit von der Informationsfülle (Abbildung 38). Ab 34 cm gibt es nur noch minimale Unterschiede zwischen den Experimentalbedingungen.

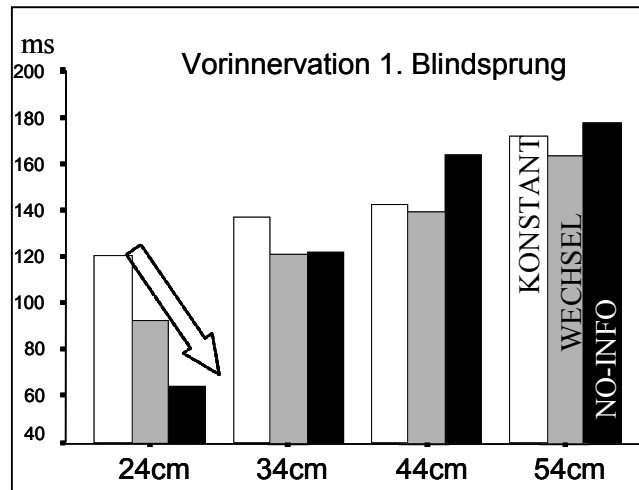


Abbildung 38: Vorinnervationszeit aller ersten Blindsprünge aus den vier Absprunghöhen. Auffällig, die Reduzierung zwischen den Experimentalbedingungen bei der niedersten Sprunghöhe.

Bei ungestörten Tief-Hoch-Sprüngen ist davon auszugehen, dass die Vorinnervation auf den Bodenkontakt getriggert wird. Im Falle der gestörten Bewegungsaufgabe ist eine differenziertere Betrachtung der Einflugzeit dahingehend vorzunehmen, dass eine Aufteilung in Einschaltzeit und Vorinnervationszeit erfolgen muss. Die Einschaltzeit ist definiert durch den Zeitraum Absprung vom Tisch bis zur ersten sichtbaren muskulären Aktivierung. Das Intervall bis zum Landekontakt entspricht der Vorinnervationszeit.

Die Einschaltzeit bei den ersten Blindsprüngen ist zwischen den vier Absprunghöhen sehr inhomogen (Abbildung 39). Betrachtet man die Einschaltzeit in Abhängigkeit von der angebotenen Information, so zeigt sich bei den Absprunghöhen 34 cm, 44 cm und 54 cm eine Abnahme der Einschaltzeit. Lediglich bei 24 cm ist dies nicht der Fall.

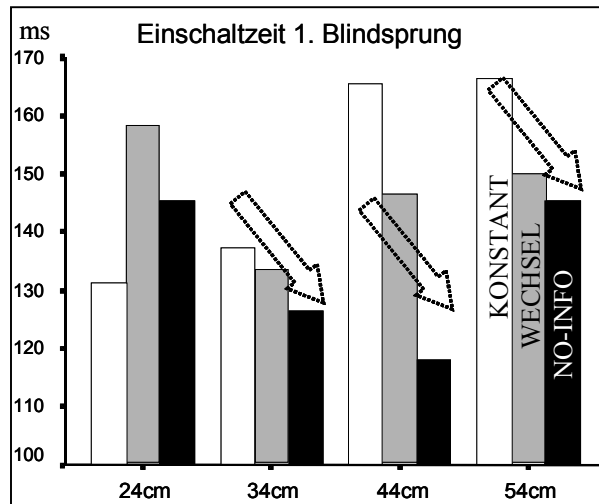


Abbildung 39: Vorinnervationszeit und Einschaltzeit der ersten Blindsprünge für alle Bedingungen.

### 6.2.3.3 Blindsprünge 2-5

Die in Abbildung 40 dargestellten Mittelwerte zeigen den Verlauf der Vorinnervationszeit und der Einschaltzeit der Sprünge 2-5. Für „KONSTANT“ ergeben sich für die Vorinnervationszeit keine Veränderungen zwischen den Absprunghöhen. Die Einschaltzeit hingegen wird mit zunehmender Absprunghöhe verlängert, was durch die verlängerte Einflugzeit erklärt werden kann.

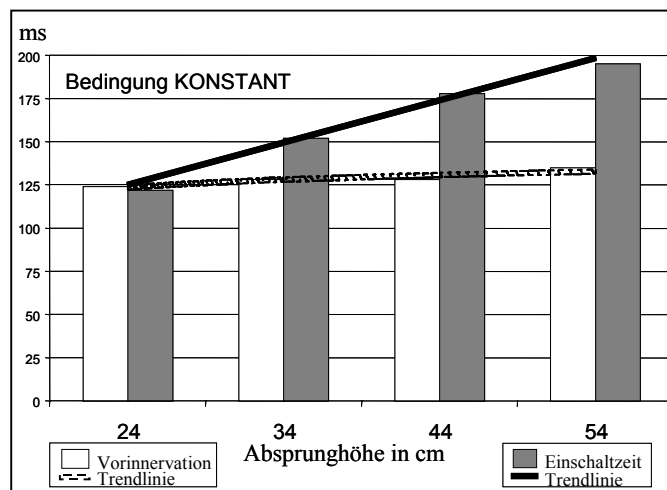


Abbildung 40: Vorinnervationszeit und Einschaltzeit in Abhängigkeit von der Absprunghöhe. Die ansteigende Einschaltzeit, die durch die potentiellen Trendlinien dargestellt werden, kann durch die Zunahme der Flugzeit erklärt werden.

Bei „WECHSEL“ zeigen die Trendlinien zwischen den Absprunghöhen sowohl für die Vorinnervation als auch für die Einschaltzeit eine Zunahme, die bei der Vorinnervation bei 24 cm mit 99 ms und bei 54 cm mit 152 ms signifikant ist. Die

Unterschiede zwischen den mittleren Amplituden sind nicht signifikant. Ebenfalls keine Signifikanzen ergeben sich für die Einschaltzeit.

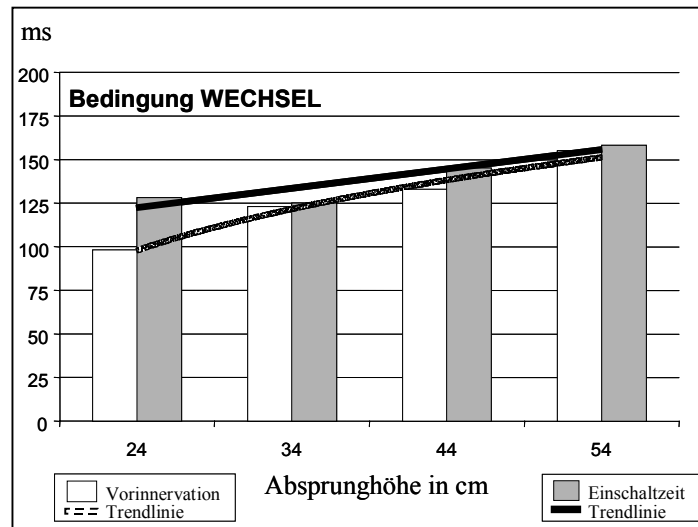


Abbildung 41: Vorinnervationszeit und Einschaltzeit in Abhängigkeit von der Absprunghöhe. Der Anstieg in der Einschaltzeit ist nicht signifikant.

Stehen den Probanden keinerlei Informationen zur Verfügung, so zeigt sich eine signifikant verlängerte Vorinnervation in Abhängigkeit von der Absprunghöhe. Die Einschaltzeit hingegen ist bei allen Absprunghöhen nahezu konstant (Abbildung 42).

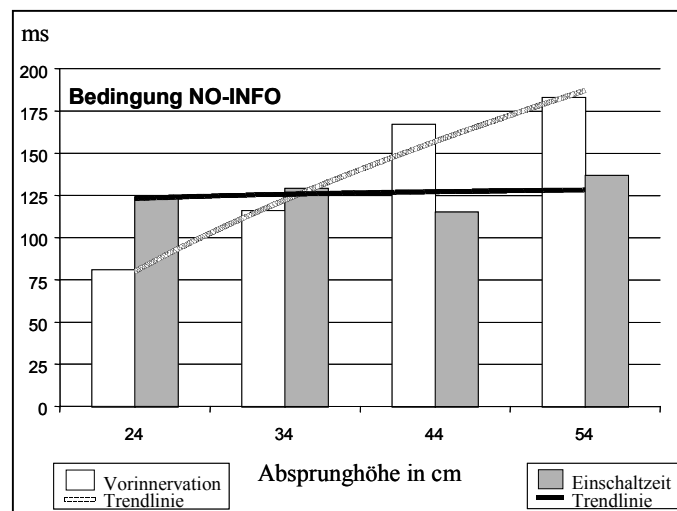


Abbildung 42: Vorinnervationszeit und Einschaltzeit in Abhängigkeit von der Absprunghöhe. Anhand der Trendlinien zeigt sich ein signifikanter Anstieg in der Vorinnervationszeit.

#### 6.2.3.4 Vorinnervation M. gastrocnemius med.

Das IEMG des M. gastrocnemius während der Vorinnervation zeigt eine charakteristische Aufteilung in Abhängigkeit von der Aufgabenstellung. Betrachtet man die ersten Sprünge ohne visuelle Kontrolle, zeigt sich speziell in Abbildung 43

bei den beiden Absprunghöhen 34 cm und 24 cm eine, im Vergleich zur visuellen Kontrollbedingung, deutlich reduzierte Voraktivierung. Insbesondere bei völligem Informationsdefizit sind die Probanden nicht in der Lage, eine ausreichende Vorinnervation aufzubauen und somit eine ausreichende Steifigkeit am Fußgelenk im Moment der Landung zu gewährleisten.

Die Vorinnervation steigt bei allen drei Experimentalbedingungen an und erreicht im Falle der Einstellung von 54 cm sogar Werte, die über denen der Kontrollbedingung liegen. Bedingt durch die hohe Variabilität ist dieser Unterschied aber nicht signifikant. Der Vergleich innerhalb der Experimentalbedingungen zeigt keine Unterschiede bei den hohen Absprunghöhen. Dagegen steht die deutliche Reduktion bei 24 cm und auch bei 34 cm in Bedingung „NO-INFO“ (Abbildung 43).

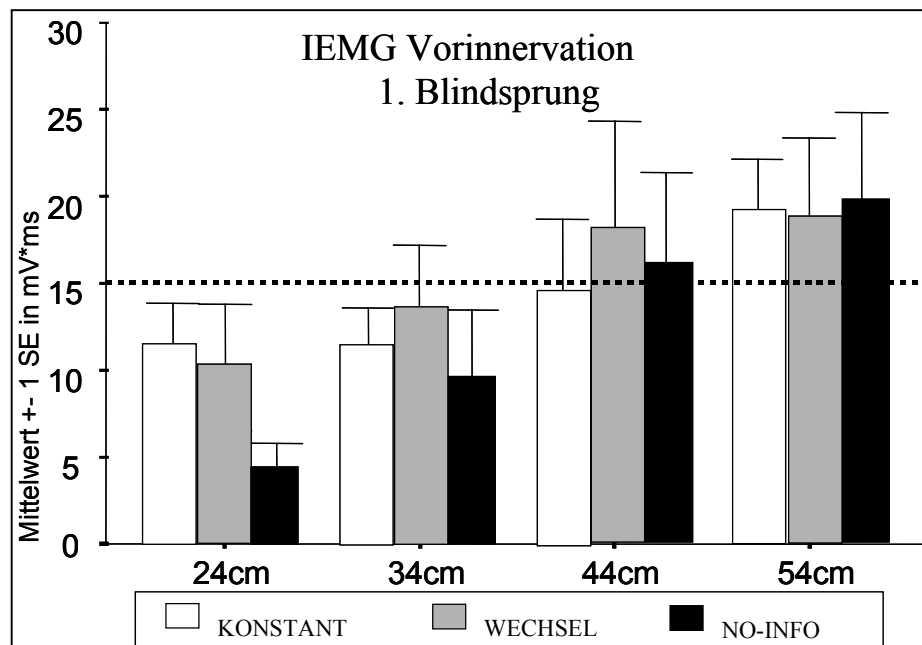


Abbildung 43: IEMG der Vorinnervation der ersten Blindsprünge des *M. gastrocnemius*. Horizontale Linie zeigt den Mittelwert der visuellen Kontrollbedingung.

Im Falle der Sprungserien unterscheidet sich die Vorinnervation charakteristisch zwischen den drei Experimentalbedingungen. Während bei „KONSTANT“ relativ schnell die Werte der Kontrollbedingung wieder erreicht werden, ist dies bei „WECHSEL“ und „NO-INFO“ nicht der Fall. Bei niedrigen Absprunghöhen, mit nur eingeschränkter Informationsgabe, zeigt sich eine, im Vergleich zur visuellen Kontrollbedingung, reduzierte Vorinnervation, was mit einer kurzen Einflugzeit gleichzusetzen ist. Im Gegensatz hierzu steht eine Zunahme der Vorinnervation bei 54 cm. Keine Veränderungen können für die Absprunghöhe 44 cm für die Sprünge

2-5 dargestellt werden. Diese besondere Ausprägung ist dahingehend zu interpretieren, dass dies wahrscheinlich für die meisten Probanden eine bevorzugte Absprunghöhe darstellt. Aus Abbildung 44 ist weiterhin ersichtlich, dass in Bedingung „NO-INFO“ nur die Blindsprünge 1-3 eine erhöhte Aktivierung zeigen. Der Mittelwert der Sprünge 4-5 hingegen liegt im Bereich der Kontrollbedingung. Dies ist dadurch zu erklären, dass es einen „Drang zur Mitte“ gibt, der die beste Lösungsmöglichkeit für die gestellte Bewegungsaufgabe bietet.

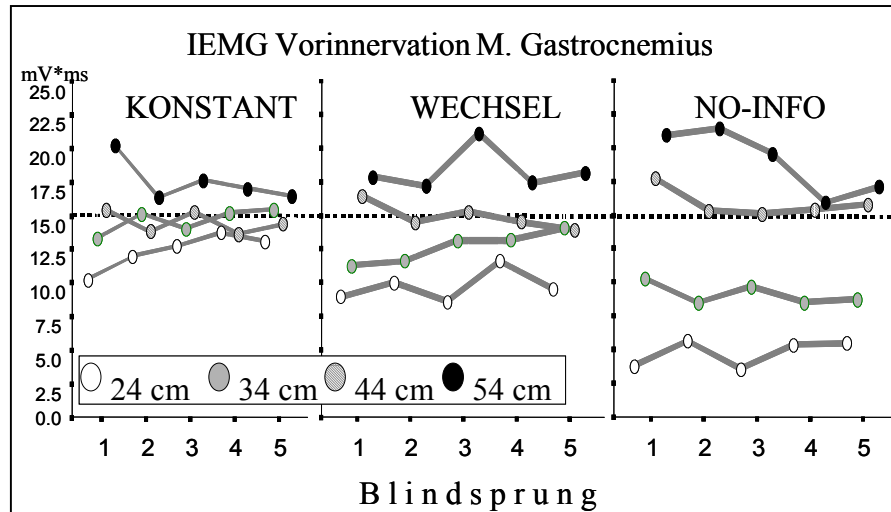


Abbildung 44: IEMG M. gastrocnemius vor Kontakt. Horizontale gestrichelte Linie repräsentiert den visuellen Kontrollwert.

Bedingt durch die zeitlichen Variationen in der Vorinnervation erscheint es sinnvoll, das IEMG Zeit zu normieren und als mittlere EMG-Amplitude (Abbildung 45) darzustellen.

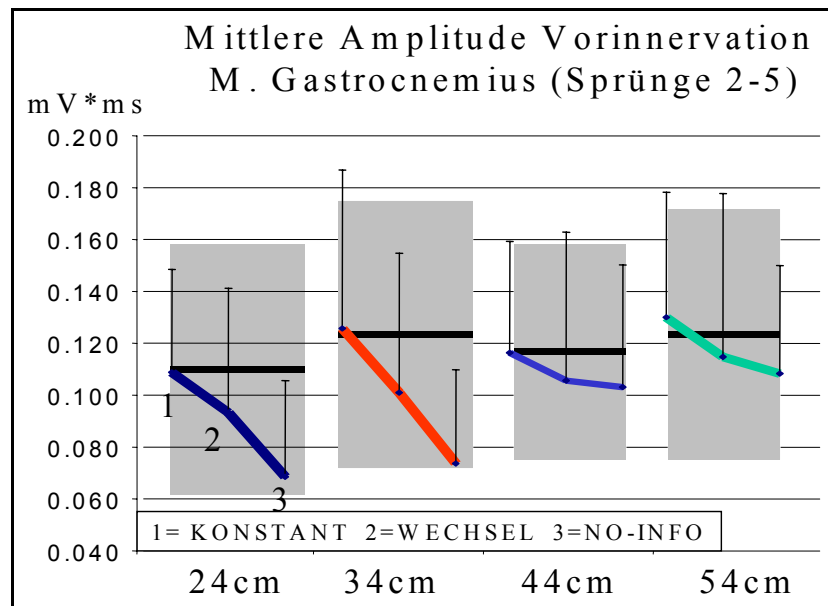


Abbildung 45: mittlere Amplitude während der Vorinnervation. Horizontale Linien zeigen den Mittelwert, grau hinterlegt den Standardfehler der Kontrollbedingung an.

Während sich in der Bedingung „KONSTANT“ die Vorinnervation der Blindsprünge 2-5 nur wenig von den Kontrollwerten unterscheidet, ist bei den Bedingungen, in denen nur eine reduzierte Information zur Verfügung stand, die mittlere EMG-Amplitude vor allem bei den Absprunghöhen 24 cm und 34 cm drastisch minimiert. Wie schon für das absolute EMG gezeigt, ist die Voraktivierung bei fehlender Information unterdrückt, was vor allem bei den niederen Absprunghöhen respektive kurzen Fallzeiten zutrifft.

#### 6.2.3.5 Vorinnervation M. soleus

Die Dauer der Vorinnervation wurde für den M. soleus nicht separat ausgewertet. Als Maß für die Aktivierung wurde das Integral 150ms vor Bodenkontakt aufgenommen. Somit wird auch auf die Darstellung einer mittleren EMG-Amplitude verzichtet.

Das IEMG bei 24 cm liegt bei allen drei Experimentalbedingungen im Bereich der Kontrollbedingung. Im Gegensatz zum M. gastrocnemius nimmt das IEMG der Vorinnervation mit der Erhöhung der Absprunghöhe signifikant zu. Auch zeigen sich innerhalb der Absprunghöhen Unterschiede zwischen den Bedingungen. Es ergibt sich bei 24 cm die niedrigste Aktivierung in Bedingung „NO-INFO“ und die höchste in Bedingung „KONSTANT“. Ab der Absprunghöhe 44 cm ist die Vorinnervation in den Bedingungen mit reduzierter Information jedoch höher.



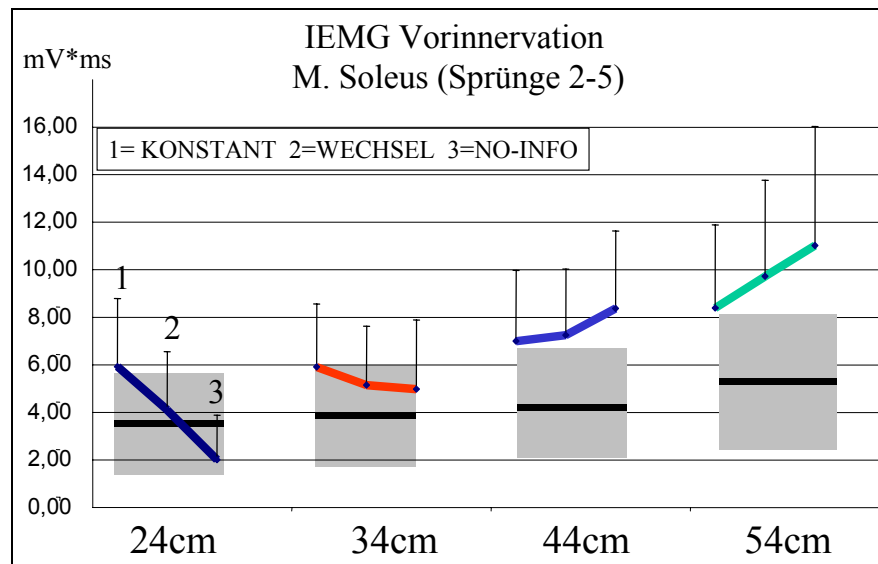


Abbildung 46: IEMG der Vorinnervation für den M. soleus. Horizontale Linie repräsentiert den visuellen Kontrollwert, grau die Std.abw.

#### 6.2.3.6 Vorinnervation M. tibialis

Ebenfalls deutliche Unterschiede in der Aktivierungscharakteristik zeigt der M. tibialis (Abbildung 47). Die prinzipielle Charakteristik ist vergleichbar mit der des M. soleus. Auch für den M. tibialis ergibt sich für die Bedingungen mit reduzierter Information eine Abnahme in der Voraktivierung bei der niedrigsten Sprunghöhe und eine Zunahme bei 54 cm. Während die Unterschiede in den Absprunghöhen 24 cm und 54 cm signifikant sind, ist dies nicht der Fall für die Werte von 34 cm und 44 cm. Auch der Vergleich mit der visuellen Kontrollbedingung zeigt, dass vor allem in den Bedingungen „WECHSEL“ und „NO-INFO“ deutliche Unterschiede dargestellt werden können.

Bei den ersten Blindsprüngen kann bezüglich der Vorinnervation des M. tibialis die gleiche Charakteristik wie bei den Sprüngen 2-5 festgestellt werden. Die Unterschiede sind lediglich etwas stärker ausgeprägt vor allem im Vergleich mit den Werten der Kontrollbedingung.

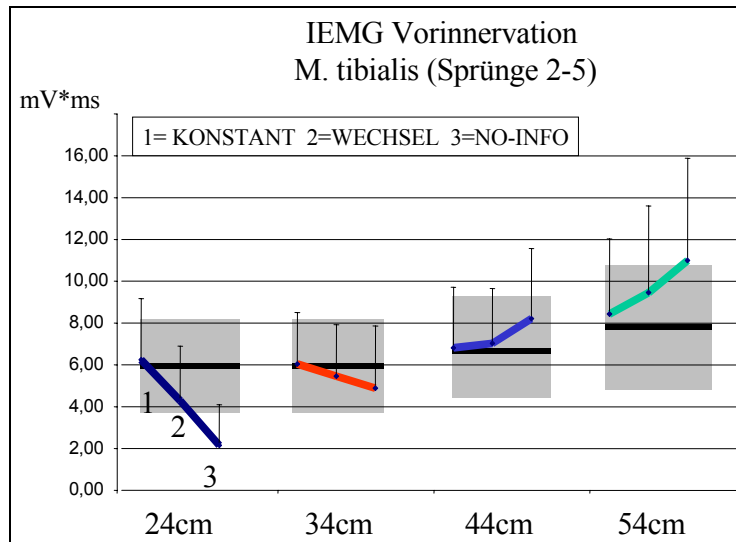


Abbildung 47: Mittelwert und Std.abw. der Vorinnervation für den M.tibialis. Horizontale Linie repräsentiert den visuellen Kontrollwert, grau die Std.abw.

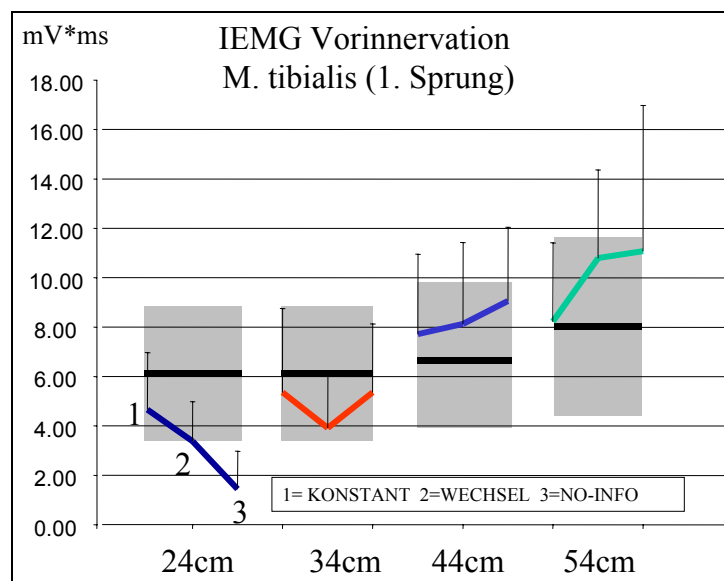


Abbildung 48: Vorinnervation des M. tibialis für den ersten Blindsprung. Horizontale schwarze Linie zeigt den Mittelwert der visuellen Bedingung und grau hinterlegt die Std. abw. Es zeigt sich eine deutliche Reduktion der Vorinnervation bei den niederen Sprunghöhen und eine Zunahme bei den hohen Sprunghöhen.

#### 6.2.4 Beinmuskulatur

In (Abbildung 49) ist der Einschaltzeitpunkt verschiedener proximaler Beinmuskeln sowie des Rumpfes dargestellt.

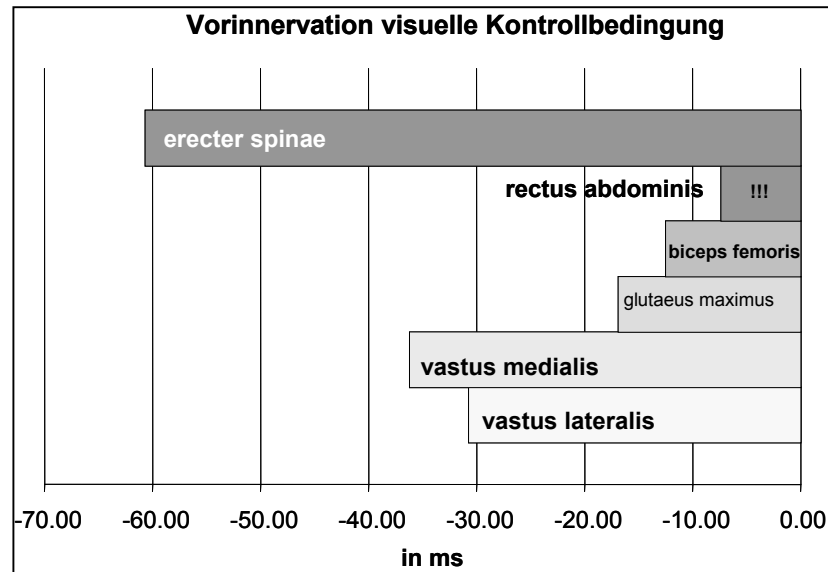


Abbildung 49: Einschaltcharakteristik ausgewählter Bein- und Rumpfmuskeln bei visuellen Tiefsprüngen aus unterschiedlichen Höhen. Die Balken entsprechen dem Mittelwert aus allen 4 Absprunghöhen. Zu beachten ist der M. rectus abdominis. Dieser Muskel weist als einziger Unterschiede zwischen den Absprunghöhen aus. Näheres siehe Text.

Bei der visuellen Kontrollbedingung kann bei allen, bis auf den M. rectus abdominis, abgeleiteten Muskeln eine Voraktivierung festgestellt werden. Die Unterschiede zwischen den Absprunghöhen zeigten keine großen Differenzen, so dass die Vorinnervation der visuellen Kontrollbedingung als Mittelwert aus den vier Absprunghöhen dargestellt wird (Abbildung 49). Der abgeleitete Bauchmuskel ist der einzige, der bezüglich der Vorinnervation ein differierendes Muster zwischen den Absprunghöhen zeigt. Dieser Muskel wird bei der höchsten Absprunghöhe 60 ms vor dem Landekontakt eingeschaltet. Bei den Absprunghöhen von 24 cm und 34 cm kann keine, bzw. erst nach der Landung, eine Aktivierung festgestellt werden.

Die an der Stabilisation des Kniegelenkes beteiligten Muskeln, Mm. vastus lateralis und medialis, werden etwa 30-40 ms vor Bodenkontakt innerviert. Die an der Extension der Hüfte beteiligten M. biceps femoris und M. gluteus maximus werden bei den ungestörten Kontrollbedingungen mit 10 ms bis 20 ms sehr kurz voraktiviert. Die längste Voraktivierung, neben dem M. soleus und M. gastrocnemius zeigt der lange Rückenstrecker (M. erector spinae), der im Mittel 60 ms vor dem Bodenkontakt eingeschaltet wird.

#### 6.2.4.1 Intermuskuläre Aktivierung der proximalen Beinmuskulatur

Müssen die Sprünge ohne visuelle Kontrolle absolviert werden zeigt sich, dass, im Falle der wechselnden Absprunghöhe, primär der M. biceps fem. deutlich früher eingeschaltet wird (Abbildung 50). Auch im Vergleich zur visuellen Kontrollbedingung wird der M. biceps fem. bedeutend früher aktiviert. Auch die an der Kniestreckung beteiligten Mm. vastii werden in der Bedingung „WECHSEL“, im Vergleich zur visuellen Kontrollbedingung und zu Bedingung „KONSTANT“, etwas früher aktiviert. Da sowohl der M. biceps als auch die Mm. vastii funktionell an der Kniestabilisation beteiligt sind, erscheint es sinnvoll, im Falle der Ungewissheit des Landezeitpunktes, frühzeitig für eine adäquate Stabilisierung des Kniegelenkes zu sorgen.

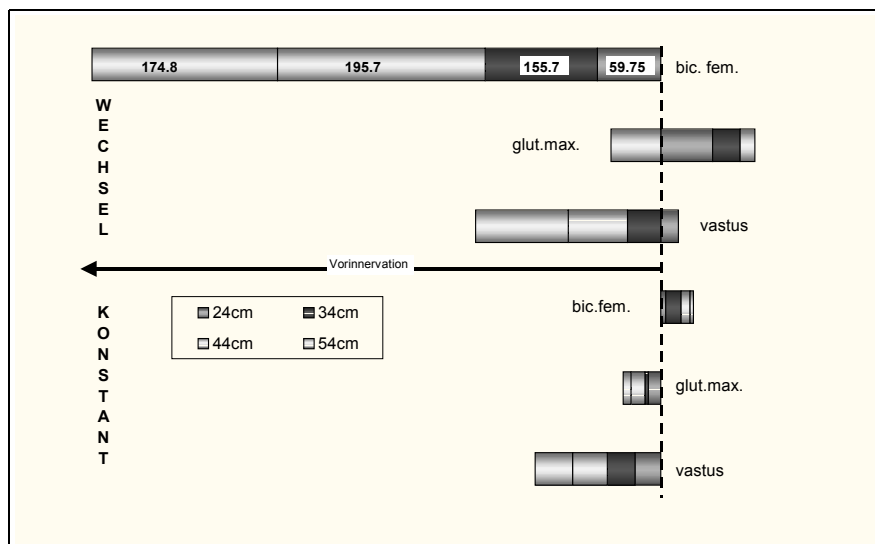


Abbildung 50: Einschaltcharakteristik ausgewählter Bein- und Rumpfmuskeln bei den Blindsprüngen 2-5 aus unterschiedlichen Höhen für die Bedingung „KONSTANT“.

Die deutlichste Abhängigkeit zwischen den Bedingungen zeigen die abgeleiteten Muskeln von Bauch und Rücken (Abbildung 51). Im Falle der wechselnden Absprunghöhe werden beide Muskeln signifikant früher innerviert als dies im Falle der visuellen Kontrolle und auch bei der Bedingung „KONSTANT“ der Fall ist.

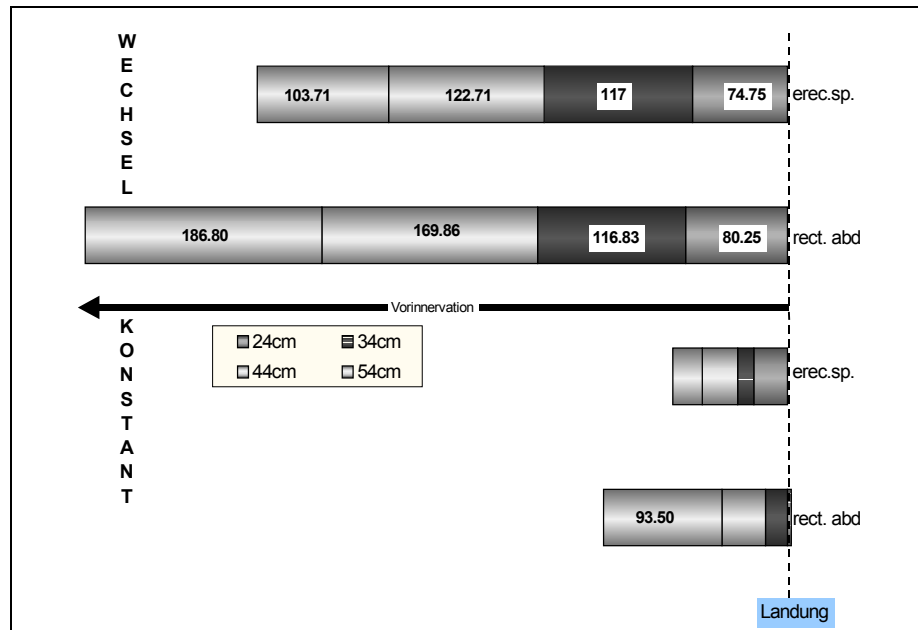


Abbildung 51: Einschaltcharakteristik ausgewählter Bein- und Rumpfmuskeln bei den Blindsprüngen 2-5 aus unterschiedlichen Höhen für die Bedingung „WECHSEL“.

Auch zeigt sich in Bedingung „WECHSEL“, insbesondere im M. rectus abdominis, bei einem Sprung aus 54 cm, ein signifikant früheres Einschalten von 186 ms vor Bodenkontakt. Ebenfalls früher innerviert wird der Bauchmuskel in Bedingung „KONSTANT“ aus 54 cm. Mit 93 ms ist dies aber im Vergleich zur Bedingung „WECHSEL“ deutlich reduziert. Aus einer funktionellen Sichtweise erscheint auch hier wieder das frühe Einschalten dazu zu dienen, eine ausreichende Stabilisierung, in diesem Fall für den Rumpfbereich, im Moment der Landung zu gewährleisten. Es muss an dieser Stelle aber auch festgehalten werden, dass die hier dargestellten Mittelwerte in allen Bedingungen sehr großen interindividuellen Schwankungen unterliegen. Aus diesem Grund sind die Unterschiede bis auf wenige Ausnahmen nur als Trend zu bewerten.

### 6.2.5 Kinematische Veränderungen im Sprunggelenk.

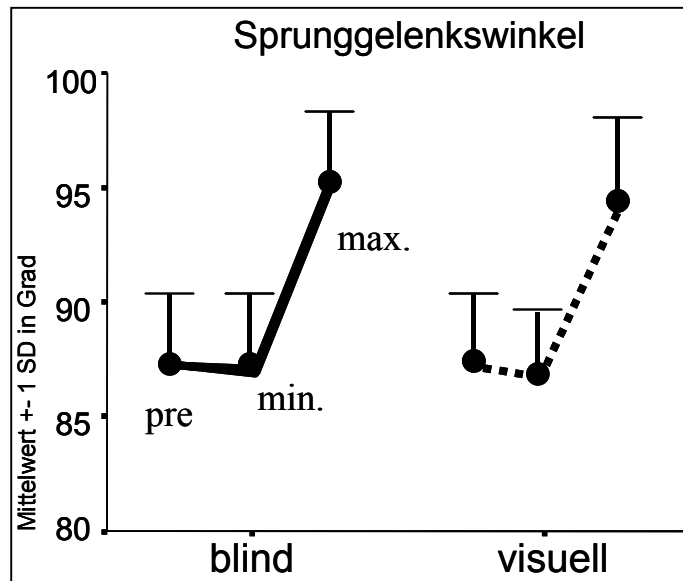


Abbildung 52: Mittelwert und Std.abw. der kinematischen Veränderung am Sprunggelenk.

Die Erfassung des Sprunggelenkwinkels zeigt, im Falle der Blindsprünge eine Winkelveränderung von  $87,09^\circ$  auf  $94,91^\circ$  und unter visueller Kontrolle von  $86,55^\circ$  auf  $94,34^\circ$  (Abbildung 52) direkt nach dem Bodenkontakt. Die absolute Winkelveränderung ist mit  $7,82^\circ$  bzw.  $7,79^\circ$  minimal. Da Differenzen zwischen den Absprunghöhen und zwischen den einzelnen Sprüngen nicht festgestellt werden konnten, sind die Daten der Bedingungen „KONSTANT“ und „WECHSEL“ über alle Absprunghöhen berechnet. Für das Obere Sprunggelenk (OSG) ergaben sich keine signifikanten Winkelveränderungen zwischen den Bedingungen und den Höhen. Deshalb wurde auf eine weitere Ableitung des OSG-Winkels für die Bedingung „NO-INFO“ verzichtet.

Zur Interpretation wurden die Werte der beiden Bedingungen „KONSTANT“ und „WECHSEL“ für die Sprünge 2- 5 als Mittelwert zusammengefasst. Der Vergleich dieses Mittelwertes mit den Werten aus der visuellen Kontrollbedingung zeigt keinen Unterschied für jede der drei analysierten Parameter „PRE“, „MIN“ und „MAX“. Dabei ist der Parameter MIN definiert als der minimale Winkel beim initialen Bodenkontakt und „MAX“ als der maximale Winkel im OSG. Die Variable „PRE“ repräsentiert die mittlere Amplitude während der Einflugzeit. Erfasst wurde dieser

Wert im Bereich 200 – 100 ms vor dem Bodenkontakt. Dies soll Aufschluss darüber geben, ob die Probanden noch kurz vor dem Bodenkontakt den Gelenkwinkel verändern. Anhand der vorliegenden Daten kann dies bei den ausgewerteten Experimentalbedingungen nicht bestätigt werden. Unterschiede zwischen den Bedingungen „WECHSEL“ und „KONSTANT“, sowie zwischen den Absprunghöhen, liegen im Bereich von  $\pm 1^\circ$ . Da bei einem geeichten Messbereich von  $90^\circ$  dieser Wert im Bereich des vom Hersteller angegebenen Messfehlers von 3% liegt, ist davon auszugehen, dass der Einfluss durch die Experimentalbedingung keine Auswirkung auf die Gelenkinematik ausübt. Eine Anpassung des Gelenkwinkels durch eine vermehrte Flexion, wie von MCKINLEY (1992) beschrieben, kann anhand der Winkeldaten nicht gefunden werden.

## 7 ERGÄNZENDE UNTERSUCHUNGEN

### 7.1 *Modifizierbarkeit motorischer Bewegungsprogramme bei geteilter Aufmerksamkeit*

#### 7.1.1 *Methoden*

In einer weiteren Untersuchung sollte die Frage untersucht werden, in welchem Zeitraum ein motorisches Programm noch modifizierbar ist. Gerade im Hinblick auf automatisch generierte Bewegungsabläufe kann es Situationen geben, in denen das ursprüngliche Programm abgebrochen oder modifiziert werden muss. Dies trifft vor allem bei Bewegungen zu, bei denen eine Kontrolle über Feedback, bedingt durch ein geringes Zeitbudget, nicht mehr möglich ist. Die Frage stellt sich, inwieweit ein vorprogrammiertes motorisches Programm unter zeitlich sehr kurzfristigen Bedingungen modifiziert werden kann.

Vier Sportstudentinnen und vier Sportstudenten führten reaktive Tief-Hoch-Sprünge aus 45 cm auf eine Kistler Messdruckplatte durch. Mittels Oberflächenableitung wurde das Aktivierungsverhalten des M. triceps surae, des M. tibialis anterior, des M. vastus medialis und des M. biceps femoris registriert. Das Signal der Bodenreaktionskraft diente zur Berechnung von Kontaktzeiten und Sprunghöhen. Über die auf der Absprungplattform angebrachte Kontaktmatte konnte ein akustisches Signal (Piepton) zeitverzögert nach dem Absprung ausgelöst werden. Die Vorinformationsintervalle (VI) wurden so gewählt, dass bei einer erwarteten Flugzeit von 300 ms das Signal 50 ms, 100ms, 150ms oder 200ms vor Bodenkontakt ertönt.

Die Testpersonen hatten die Aufgabe, bei Ertönen des Pieptones, einen reaktiven Sprung zu absolvieren. Ertönte kein akustisches Signal war die Aufgabe, zu landen und stehen zu bleiben. Im Folgenden wird diese Bedingung als „Piep-Sprung“ bezeichnet.

Bei vier Versuchspersonen wurde die Aufgabe dahingehend verändert, dass auf den Piepton nur eine Landung ausgeführt werden sollte. Ertönte kein Signal, sollte ein Sprung ausgeführt werden (Bedingung „Piep-Landung“).

Als Kontrollbedingung wurden im Anschluss fünf Tief-Hoch-Sprünge und fünf Landungen ohne Störsignal absolviert.



### 7.1.2 Datenanalyse und Auswertung

Durch visuelle Beurteilung des Versuchsleiters wurde bestimmt, ob die Aufgabe *korrekt* oder *falsch* ausgeführt wurde. Als nicht korrekt wurden Sprünge bewertet, die entweder eine deutliche Verlängerung der Kontaktzeit ( $> 250$  ms), oder eine Unterbrechung in der Bewegungsausführung zeigten. Das in Abbildung 53 gezeigte Innervationsmuster repräsentiert die Kriterien für einen als nicht korrekt bewerteten Sprung. Die Kontaktzeit ist mit über 350 ms deutlich verlängert. Das akustische Signal ertönt 149 ms vor Bodenkontakt bei einer Gesamteinflugzeit von 283 ms. Im M. gastrocnemius kann eine Vorinnervation von 137 ms festgestellt werden, die der bei Landungen bzw. reaktiven Sprüngen entspricht. In der Dehnungsphase nach Bodenkontakt ist bei diesem Sprung keine Innervation im M. gastrocnemius ersichtlich. In dieser Phase der Extensorenhemmung ist der M. tibialis ant. aktiviert. Auffallend ist bei diesem Probanden die völlige Hemmung des M. soleus sowohl vor als auch direkt nach dem Landekontakt. Bedingt durch die mangelnde Aktivierung des M. soleus fehlen in der exzentrischen Phase Aktivierungsanteile, die der Dehnung entgegenwirken. Dies wird auch durch die hohe Kraftspitze nach der Landung dokumentiert. Erst nach einer Reaktionszeit von ca. 230 ms erfolgt ein Absprung, indem neben dem M. gastrocnemius auch der M. soleus aktiviert wird.

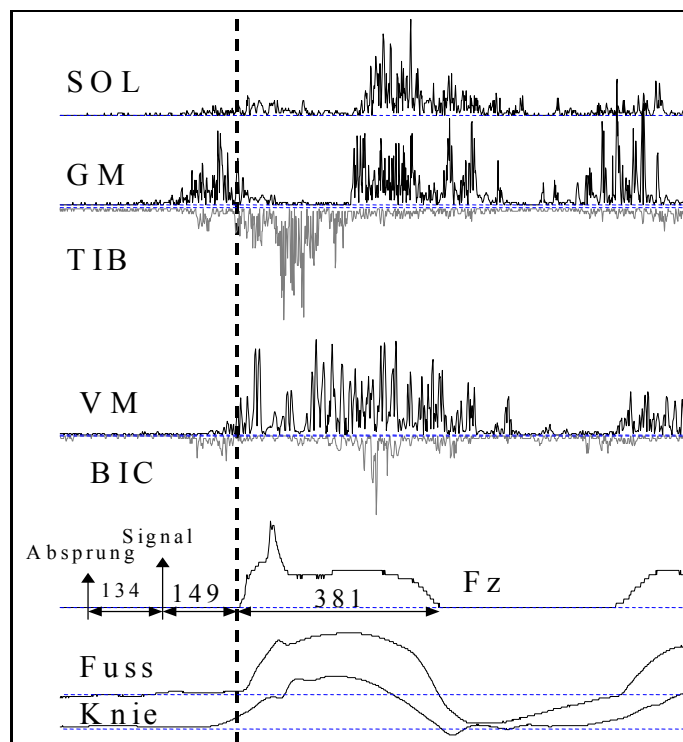


Abbildung 53: Innervationsmuster, Fz und Winkelveränderungen am Beispiel eines nicht korrekten Sprunges eines Probanden.

In der Bedingung "Piep-Sprung" sind 82 % aller Sprünge ohne Signal korrekt. Das bedeutet, dass die Probanden, obwohl kein Signal ertönte, einen Sprung absolvierten (Abbildung 54). Erfolgt das Signal jedoch 50 ms oder weniger vor Bodenkontakt, so sind 33 % falsch (es wurde kein Absprung angesetzt) und 44% *nicht korrekt* ausgeführt. Mit zunehmender VI reduziert sich die Fehlerrate. Ab einem VI von 150ms sind bereits 94 % aller Sprünge korrekt.

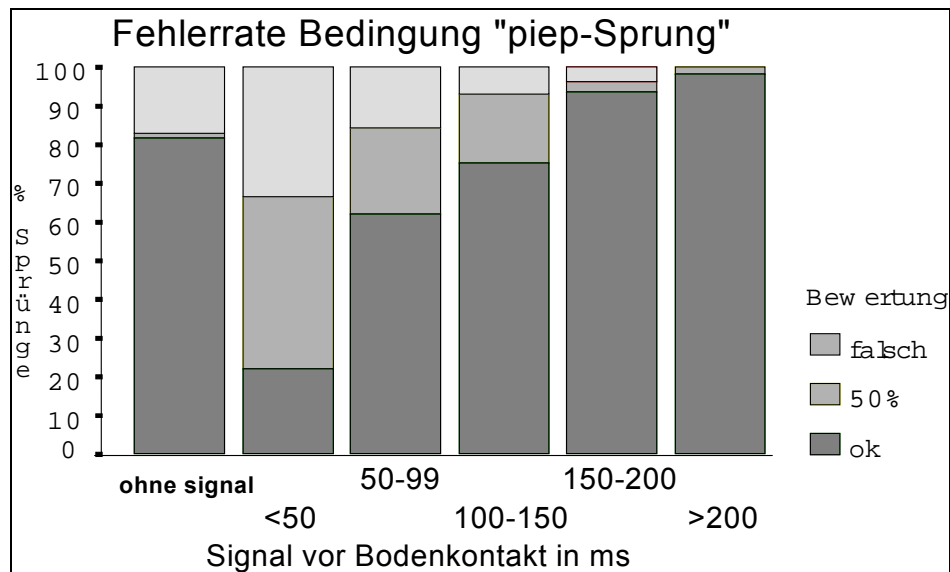


Abbildung 54. Fehlerrate der Bedingung „wenn Pfeifton, dann springen“. Angabe in Prozent der absolvierten Sprünge

### 7.1.3 Ergebnisse

#### 7.1.3.1 Kontaktzeit

Bei Vorinformationszeiten von weniger als 50 ms zeigt sich eine signifikante Verlängerung der Kontaktzeit auf 257 ms (Vergleich Kontrollsprünge 203 ms). Mit zunehmender VI wird die Kontaktzeit wieder reduziert und erreicht bei VI=150 mit 211 ms nahezu wieder das Kontrollniveau. Bei den vom Versuchsleiter als „50%-gültig“ bezeichneten Sprüngen ist eine deutliche Verlängerung der Kontaktzeit auf >300 ms festzustellen. Dies gilt für alle Zeitintervalle (Abbildung 55).

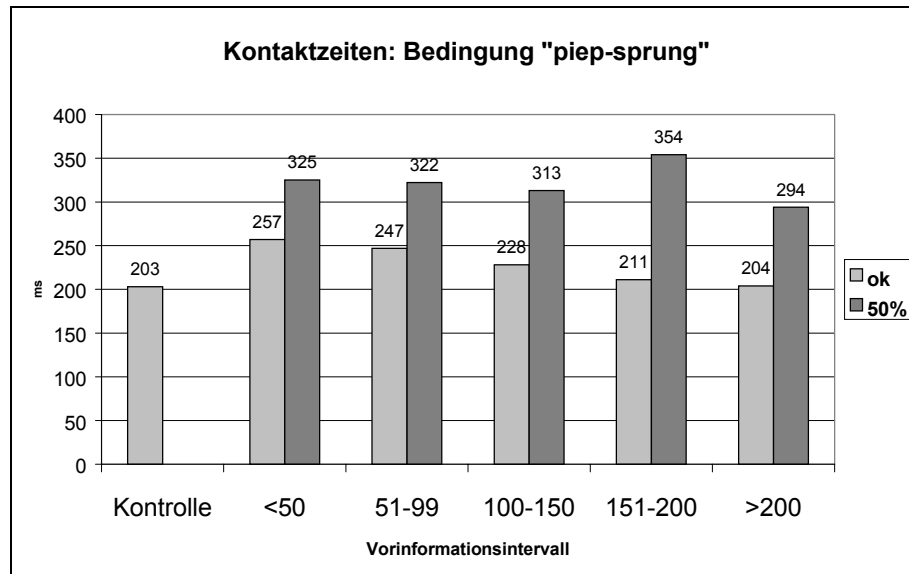


Abbildung 55: Kontaktzeiten der Bedingung „wenn Pfeifton dann springen“. Die dunklen Säulen repräsentieren die vom Versuchsleiter als „zu 50%“ gültigen Werte.

Die Umkehrbedingung „Piep-Landung“ konnte nur mit 4 Probanden durchgeführt werden. Das ursprüngliche Versuchsdesign sah vor, dass diese im Anschluss an die Bedingung „Piep-Sprung“ absolviert werden sollte. Obwohl eine 30-minütige Pause zwischen den beiden Bedingungen vorgesehen war, waren die Probanden nicht in der Lage, beide Bedingungen nacheinander zu absolvieren. Die Probanden waren vielmehr durch die erste Aufgabe derart konditioniert, dass die Fehlerrate hierdurch bedingt sehr hoch war. Aus diesem Grund wurde die zweite Bedingung nur mit vier Personen im Abstand von zwei Wochen absolviert.

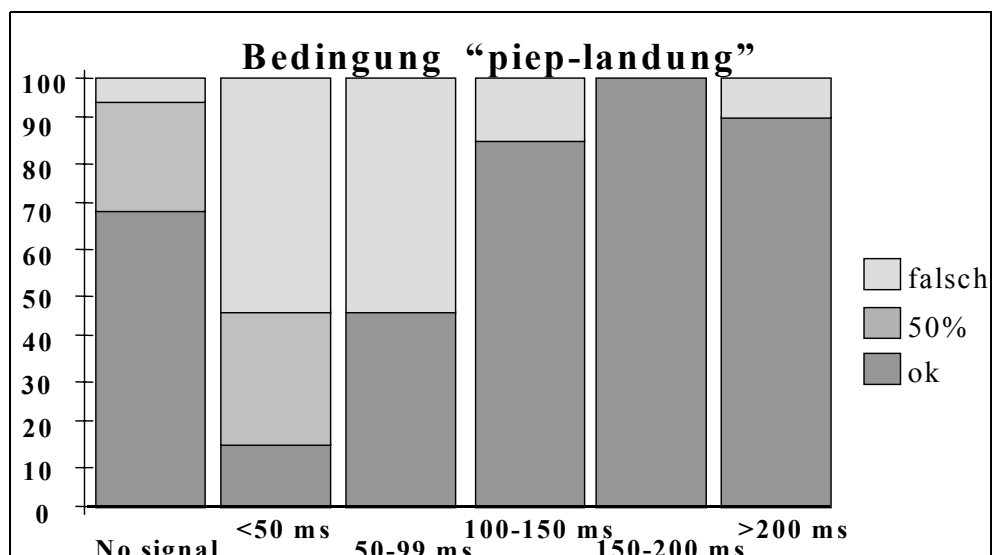


Abbildung 56: Fehlerrate bei Reaktionssprüngen unter Bedingung „wenn Signal, dann Landung“.

### 7.1.3.2 Innervationsmuster bei Aufgaben mit geteilter Aufmerksamkeit

Im Innervationsmuster des *M. gastrocnemius* ist eine deutliche Verringerung in der exzentrischen Dehnungsphase nachweisbar, wenn die VI mit  $< 50$  ms sehr kurz ist. Die Dauer dieser Reduktion liegt im Mittelwert aller Versuchspersonen bei 130 ms. Bei VI-Zeiten von 50 - 100 ms reduziert sich diese Phase der Hemmung im Mittel auf 100 ms. Ab VI-Zeiten von  $> 100$  ms kann anhand der qualitativen Abbildungen keine Reduktion im EMG mehr festgestellt werden. Dies wird in Abbildung 57 durch das Zusammenschieben der Aktivierungsanteile von Vorinnervation und Kontaktphase deutlich.

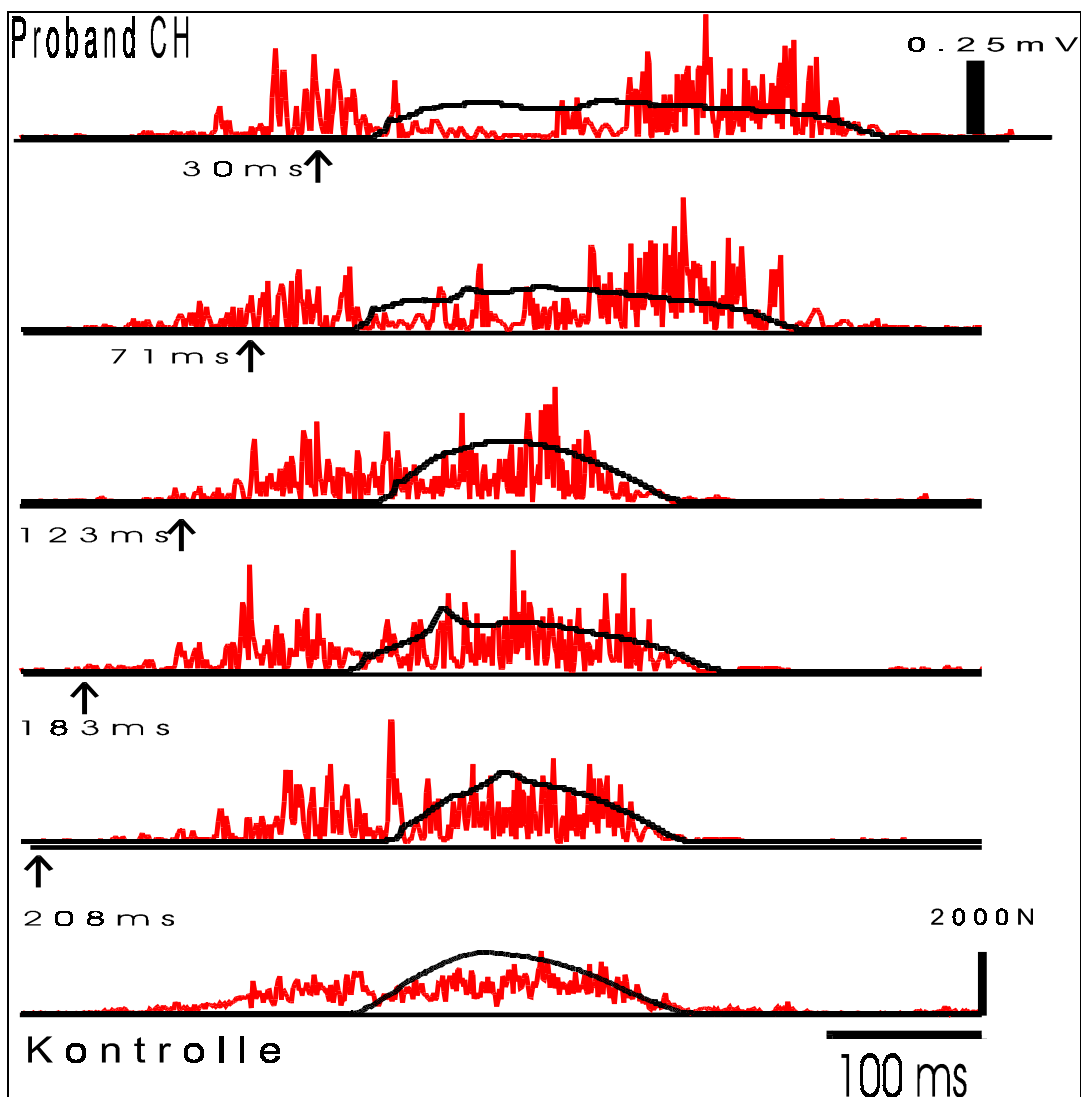


Abbildung 57: Bodenreaktionskräfte und EMG-Muster des *M. gastrocnemius* einer Versuchsperson bei unterschiedlichen Vorinformationszeiten (Pfeile). Die Kontrollbedingung entspricht dem Mittelwert von 5 Tief-Hoch-Sprüngen ohne Störsignal.

Die quantitative Analyse der Myogramme (Abbildung 58) zeigt, dass die mittlere Amplitude sowohl in der Phase der Vorinnervation, als auch während der Bodenkontaktphase im Vergleich zur Kontrollbedingung einen erhöhten Wert aufweist. Wie aus Abbildung 58 weiterhin hervorgeht, ist die Vorinnervation bei den beiden Kontrollbedingungen „Tief-Hoch-Sprünge“ und „Landung“ gleichermaßen ausgeprägt.

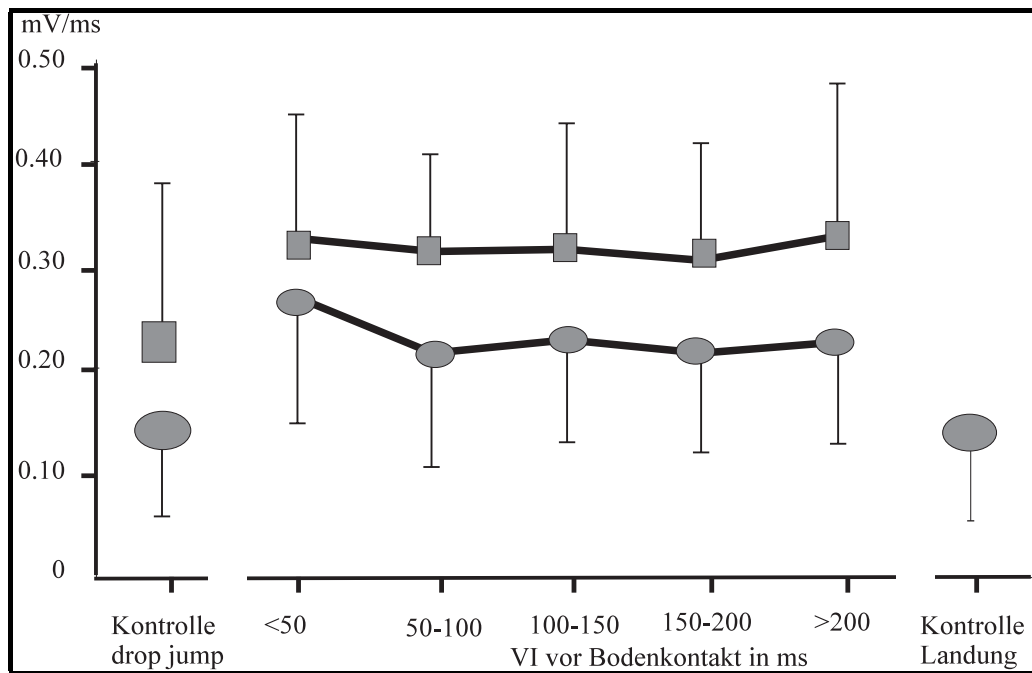


Abbildung 58: Mittelwert und Standardabweichung der mittleren EMG Amplitude des *M. gastrocnemius med.* für die Vorinnervation (Kreis) und für die Bodenkontaktzeit (Rechteck) berechnet aus den „gültigen“ Werten. Für die Landung kann nur die Vorinnervation als Parameter erfasst werden.

## 7.2 Aspekte der Bewegungserfahrung

Basierend auf Einzelfallanalysen wird der Einfluss von motorischer Entwicklung und des Gleichgewichtsorgans auf die Bewegungskontrolle angesprochen.

Um die Entwicklung eines reaktiven Bewegungsmusters zu dokumentieren, wurden drei Kinder im Alter von 5, 6 und 7 Jahren untersucht. Aus einer parallel ablaufenden Untersuchung zur Standkontrolle bei Patienten mit geschädigtem Vestibularorgan, konnte ein Patient gewonnen werden, der in der Lage war, reaktive Tief-Hoch-Sprünge zu absolvieren. Wegen der methodischen Problematik und der geringen Anzahl der spezifischen Probanden sind die registrierten EMG-Muster ausschließlich qualitativ zu betrachten.

### **7.2.1 Innervationsverhalten bei Kindern**

Bei Untersuchungen zur Entwicklung des aufrechten Ganges bei Kindern wird von *BERGER* (1992) gezeigt, dass in der frühen Phase das Innervationsmuster stark von reflektorischen Aktivierungsanteilen geprägt ist. Im Laufe der Entwicklung werden diese unterdrückt, und die intermuskuläre Koordination, der an der Bewegungsausführung beteiligten Beinmuskulatur, verbessert sich. Die Generierung dieses Innervationsmusters erfolgt über supraspinale Zentren (*DIETZ* 1992). Eine spinale Kontrolle erfolgt nur mehr bei Störreizen, die eine schnelle Kompensation erfordern (*DIETZ&NOTH* 1978, *ALLUM* 1981, *ANTONI et al* 1979, *GOLLHOFER&RAPP* 1993). *BERGER* (1992), *WOOLACOTT* (1988) und auch *ZIELSTRA* (1997) konnten zeigen, dass ca. ab dem 6. Lebensjahr das Innervationsmuster beim Laufen auf dem Laufband mit dem von Erwachsenen vergleichbar ist.

Eine systematische Untersuchung der Innervationscharakteristik von reaktiven Bewegungsformen bei Kindern wurde bisher noch nicht durchgeführt. Befunde zum Landen aus unterschiedlichen Höhen wurden hingegen von *WOOLACOTT* (1992) vorgestellt.

Der Mangel an Untersuchungen auf diesem Gebiet ist dadurch zu erklären, dass das Forschungsgebiet der reaktiven Sprungformen eine hohe Relevanz für den Hochleistungssport beinhaltet. Untersuchungen mit Kindern auf diesem Gebiet wären ethisch nur sehr schwer zu rechtfertigen. Zumal es, bedingt durch die hohen Belastungen bei Tiefsprüngen, zu Überbelastungen des kindlichen Bewegungsapparates kommen kann.

Die im Rahmen dieser Arbeit zu stellende Frage ist, ob Kinder im Vorschulalter bereits über ein strukturiertes Bewegungsprogramm für reaktive Tief-Hoch-Sprünge verfügen.

Es war bei den Kindern davon auszugehen, dass sie bis dato keinerlei Vorerfahrungen mit reaktiv-ballistischen Absprüngen hatten. Aus diesem Grund mussten zu Beginn der Untersuchung Probesprünge absolviert werden. Hierzu wurden neben visuellen Hilfen (Vormachen) auch verbale Anweisungen zur Sprungausführung gegeben. Dies wiederum ließ erwarten, dass sich innerhalb einer Sprungserie hohe Variabilitäten in der Qualität der Ausführung ergeben. Diese Variationen müssen direkt in Verbindung gebracht werden mit kurzfristigen

Lernfortschritten, die entweder durch die Anweisung des Untersuchers erzielt werden, oder aber durch die Verarbeitung von Informationen, die durch den vorhergehenden Sprung aufgenommen werden.

Drei Mädchen im Alter von 5, 6 und 7 Jahren führten Tief-Hoch-Sprünge aus unterschiedlichen Höhen aus. Die beiden älteren Mädchen führten visuelle Kontrollsprünge aus einer Höhe von 32 cm aus. Im Anschluss daran wurden Blindsprünge durchgeführt, zuerst aus 20 cm, dann aus 32 cm und abschließend noch aus 47 cm. Das jüngste der Mädchen führte nur Sprünge aus 24 cm unter visueller Kontrolle durch. Die Anweisung lautete vom Tisch auf die Messdruckplatte und sofort wieder abzuspringen. Die Kinder sollten sich dabei vorstellen, dass sie auf eine heiße Herdplatte springen.

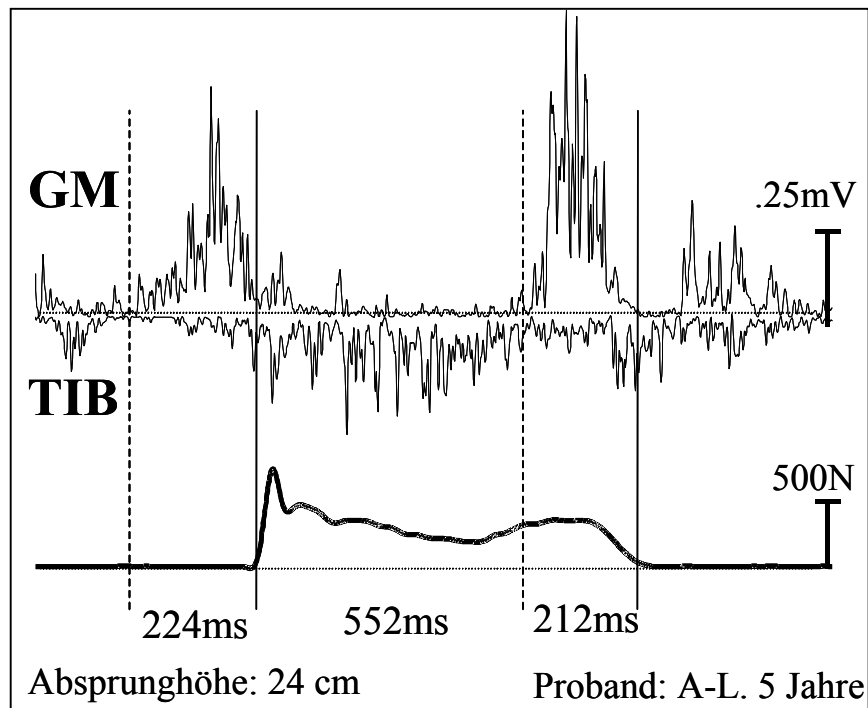


Abbildung 59: Innervationsmuster und vertikale Bodenreaktionskraft eines 5-jährigen Mädchens bei einem Tief-Hoch-Sprung aus 24 cm. Vertikale Linien definieren den Bereich der Vorinnervation (224ms), der Kontaktphase (552+212ms) sowie des Absprunges (212ms).

In Abbildung 59 ist das Innervationsmuster des fünfjährigen Mädchens dargestellt. Im M. gastrocnemius und M. tibialis beginnt die Vorinnervation ca. 230 ms vor Bodenkontakt. Ebenfalls zeigt sich ca. 30 ms vor dem Bodenkontakt eine Reduktion im EMG des M. gastrocnemius, die ca. 550 ms andauert. Erst danach erfolgt wieder eine Aktivierung, die für den Absprung benötigt wird. Hieraus resultiert eine

Kontaktzeit von über 770 ms, die nicht mehr in einem Bereich liegt, der als reaktiv bezeichnet werden kann. Der erste Bodenkontakt ist charakterisiert durch eine hohe Kraftspitze, die durch das Durchschlagen der Ferse hervorgerufen wird. Im Gegensatz zum M. gastrocnemius zeigt der M. tibialis ant. eine hohe Aktivierung nach dem Bodenkontakt. Diese bewirkt funktionell eine Stabilisierung des KSP's. Die Vorinnervation ist mit 240 ms als sehr lang zu bezeichnen. Bei einer Absprunghöhe von 24 cm ist von einer durchschnittlichen Flugzeit von über 200 - 250 ms auszugehen (Objekt bei freiem Fall 221 ms). Hieraus muss gefolgert werden, dass das Mädchen direkt nach dem Absprung den M. gastrocnemius aktiviert, was darauf hinweist, dass das Kind den M. gastrocnemius auf den Absprung vom Tisch „triggert“. Im Gegensatz dazu wird von geübten Springern das motorische Programm auf den Bodenkontakt eingestellt (*DIETZ 1992, GOLLHOFER 1987*). Es kann spekuliert werden, dass das motorische Programm für ein reaktives Bewegungsverhalten bei diesem Kind noch nicht entwickelt ist. Aus der Vorinnervation wird aber deutlich, dass das motorische System in der Lage ist eine adäquate Stiffness für die Landung zu generieren. Erst wenn die Landung erfolgt ist, kann der Absprung erfolgen.

Im Gegensatz zu dem jüngsten untersuchten Kind sind die beiden älteren Kinder in der Lage die Aufgabe zu erfüllen. Abbildung 60 zeigt das Innervationsverhalten des 7-jährigen Mädchen beim Sprung aus 32 cm unter visueller Kontrolle. Es zeigt sich eine kurze Kontaktzeit von 193 ms, eine Vorinnervation von 132 ms für den M. gastrocnemius und mit 66 ms etwas kürzer für den M. tibialis ant.. Dies sind Werte, die mit denen von Erwachsenen in Einklang stehen. Die sich anschließende Flugzeit von 357 ms repräsentiert eine Sprunghöhe von 17 cm. Das EMG zeigt im Bereich der exzentrischen Dehnungsphase nur eine geringe Reduktion. Vor allem in der Phase, in der reflektorische Anteile zu erwarten sind, ist der M. gastrocnemius med. aktiviert.



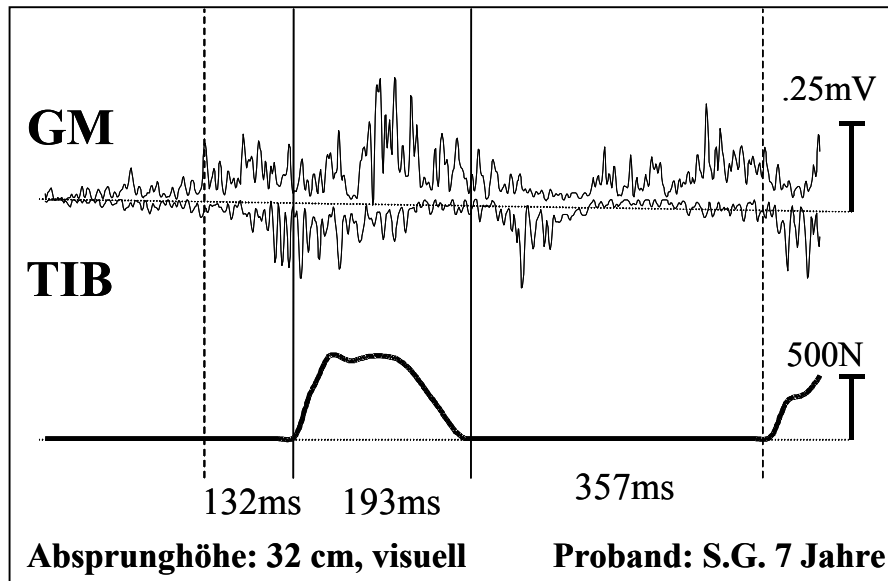


Abbildung 60: Innervationscharakteristik bei einem Tief-Hoch-Sprung aus 32 cm. Der Sprung erfolgte unter visueller Kontrolle. Die vertikalen Linien zeigen von links den Beginn der Vorinnervation, den initialen Bodenkontakt, den Absprung und die nachfolgende Landung.

Vergleicht man hierzu das Innervationsmuster des ersten Blindsprungs (Abbildung 61), der in diesem Falle bei einer Absprunghöhe von 20 cm durchgeführt wurde, zeigt sich hier eine deutliche Verlängerung der Kontaktzeit auf 450 ms.

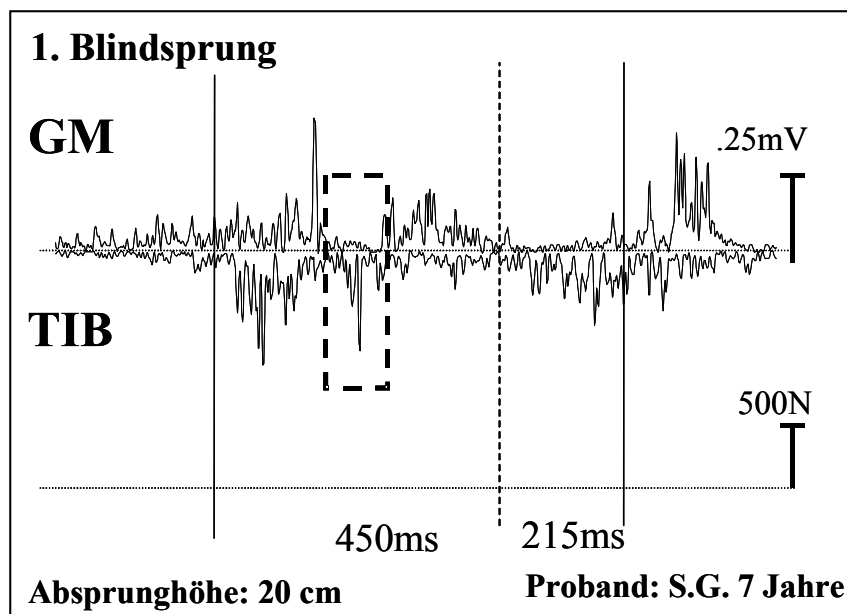


Abbildung 61: Innervationsmuster und Bodenreaktionskraft des ersten Blindsprungs eines 7-jährigen Mädchens. Herausgestellt ist die Hemmung im M. gastrocnemius durch eine starke Aktivierung des M. tibialis ant. (invertiert).

Der Beginn der Vorinnervation ist im M. gastrocnemius nicht eindeutig zu definieren. Der M.tibialis hingegen zeigt keine Vorinnervation. Überraschenderweise ist in der initialen Landephase eine starke Ko-Kontraktion im M. gastrocnemius und

M. tibialis ant. festzustellen. Nach einer Amortisationsphase mit einer Reduktion im M. gastrocnemius und einer Aktivierung im M. tibialis ant. (Umrahmung in Abbildung 61) erfolgt dann ein Absprung. Die Flugzeit repräsentiert mit 215 ms eine minimale Sprunghöhe von 5 cm.

Direkt im Anschluss an die Landung absolvierte das Mädchen nochmals einen Absprung. Aus diesem Verlauf des Aktivierungsmusters ist zu folgern, dass das Mädchen eventuell Probleme hatte die gestellte Aufgabe kognitiv zu verarbeiten. Betrachtet man den ersten Blindsprung aus 32 cm, zeigt sich ein Innervationsmuster, das sich nur unwesentlich von dem visuell kontrollierten Muster unterscheidet. Die Vergleichbarkeit mit der Kontrollbedingung ergibt sich jedoch auch daraus, dass dieser Sprung zwar der Erste aus dieser Höhe ist, zuvor wurden jedoch schon drei Sprünge aus niedrigeren Höhen absolviert, die aber nicht auswertbar waren. Der M. gastrocnemius wird mit 152 ms wieder deutlich vor dem Landekontakt aktiviert. Die Kontaktzeit ist reduziert auf 224 ms während die Sprunghöhe 360 ms respektive 15,8 cm beträgt.

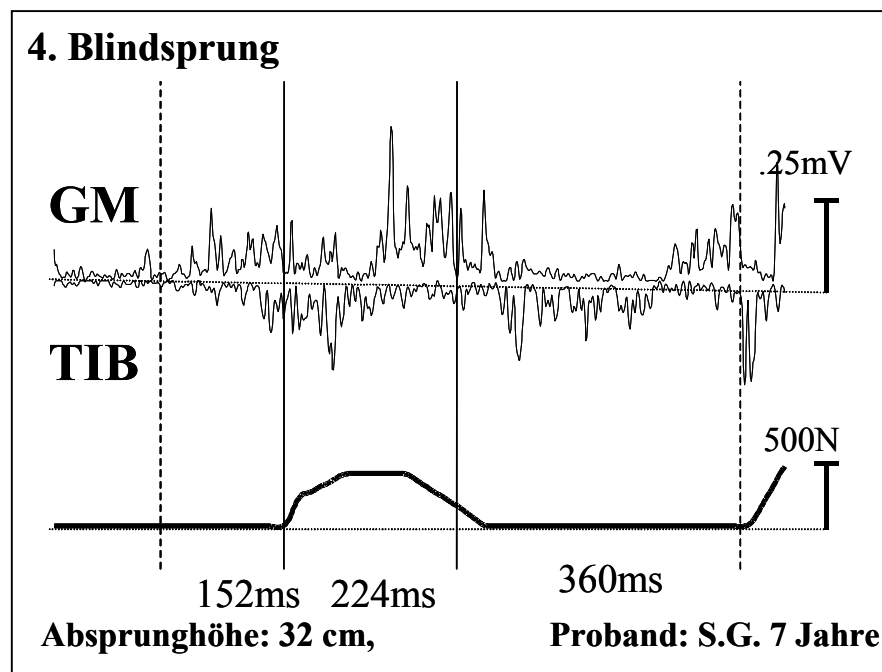


Abbildung 62: Innervationsmuster und Bodenreaktionskraft des vierten Blindsprunges der 7-jährigen. Vertikale Linien bezeichnen die Phasen der Vorinnervation, der Kontaktzeit sowie der Flugphase.

Dies deutet darauf hin, dass das Kind in der Lage ist, innerhalb der Sprungfolge ein Aktivierungsmuster zu erlernen, was einen koordinierten Ablauf der Aufgabe zulässt.

### **7.2.2 Einzelfallanalyse eines Patienten mit geschädigtem Vestibularorgan**

Im Rahmen einer Pilotstudie, die sich mit der Standkontrolle bei vestibular geschädigten Patienten beschäftigte, konnte ein Proband mit geschädigtem Vestibularorgan gewonnen werden. Der Patient, der sich für diese Aufgabe bereit erklärte, hatte aufgrund eines Unfalles im Alter von 6 Jahren eine beidseitige Schädigung der Vestibularorgane. In Untersuchungen zum Gleichgewicht wurde festgestellt, dass bei einer gleichzeitigen Ausführung einer mentalen und einer motorischen Aufgabe, auch bei gesunden Probanden eine Verschlechterung der Gleichgewichtslage beobachtet werden kann (ANDERSSON et al 1998). Bei Patienten mit geschädigtem Gleichgewichtsorgan wird dieses Defizit noch verstärkt. Wurden die mit dem Patienten durchgeführten Standstabilisationsaufgaben von einfachen mathematischen Rechenaufgaben (addieren von Einerzahlen) überlagert, führte dies bereits nach wenigen Sekunden zu erheblichen Schwankungen des KSP bis hin zum Sturz.

Der Patient hatte trotz sportlicher Aktivitäten im Bereich Laufen und Skilanglauf keinerlei Erfahrung mit Tief-Hoch-Sprüngen.

Um ihn an die Aufgabe heranzuführen, wurden als erstes Probesprünge aus niedrigen Absprunghöhen durchgeführt (< 20cm). Im Anschluss daran führte er aus fünf unterschiedlichen Höhen (24 cm, 32 cm, 40 cm, 48 cm und 56cm) je fünf Tief-Hoch-Sprünge aus. Die Bewegungsaufgabe war wiederum, beidbeinig auf der Messdruckplatte zu landen, sofort explosiv abzuspringen und wieder auf der Platte zu landen. Im Anschluss an diese Bedingung führte der Patient noch je fünf Sprünge aus 16 cm und 24 cm ohne visuelle Kontrolle aus.

Es zeigte sich sehr schnell, dass der Patient keine Probleme mit der Sprungausführung unter visueller Kontrolle hatte. Die vom Patienten subjektiv beschriebene Empfindung zeigte, dass nicht der reaktive Sprung, sondern die anschließende Landung auf der Platte für ihn schwieriger zu kontrollieren war. Das zu registrierende Innervationsmuster entspricht in seiner qualitativen Ausprägung dem eines nicht trainierten Probanden (Abbildung 63).

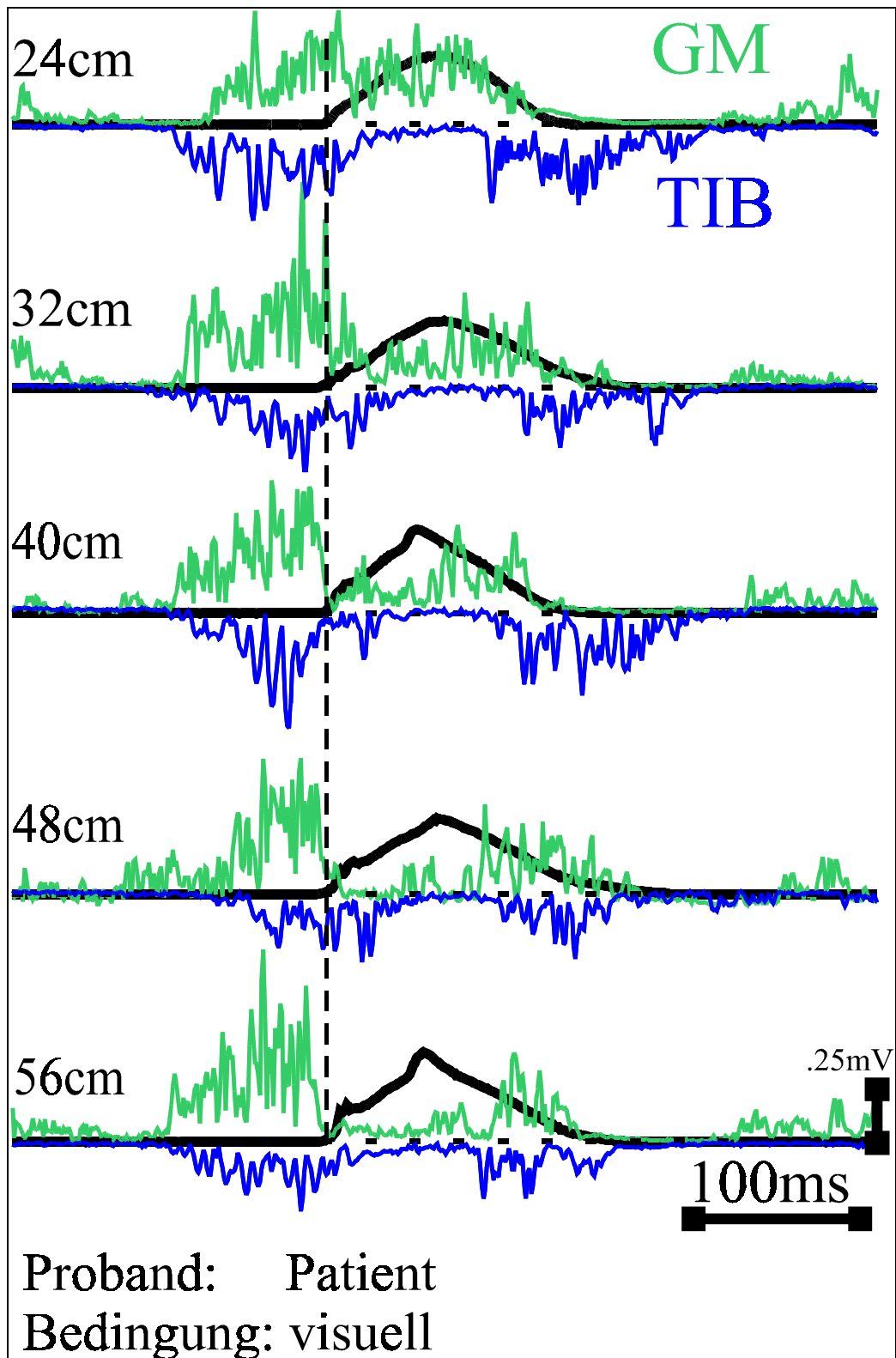


Abbildung 63: Innervationsmuster von Tief-Hoch-Sprüngen aus unterschiedlichen Höhen eines Probanden mit beidseitig geschädigten Vestibularorgan. Der *M. gastrocnemius* ist jeweils oberhalb der Nulllinie dargestellt der *M. tibialis* invertiert unterhalb der Nulllinie.

Der Patient zeigt sowohl im *M. gastrocnemius* als auch im *M. tibialis* eine ausgeprägte Voraktivierung (Abbildung 63). Mit zunehmender Sprunghöhe ist eine

deutliche Reduktion im M. gastrocnemius festzustellen. Die Kontaktzeiten sind verlängert und zeigen ab einer Absprunghöhe von 40 cm in der initialen Phase nach dem ersten Bodenkontakt Kraftspitzen, die von einem Durchschlagen der Ferse herrühren. Vergleicht man dieses Innervationsmuster mit dem von Untrainierten (SCHMIDTBLEICHER&GOLLHOFER 1985), so zeigen sich in der qualitativen Ausprägung keine Unterschiede.

Um ein Verletzungsrisiko zu minimieren, wurde die erste Absprunghöhe für einen Blindsprung auf 16 cm festgelegt.

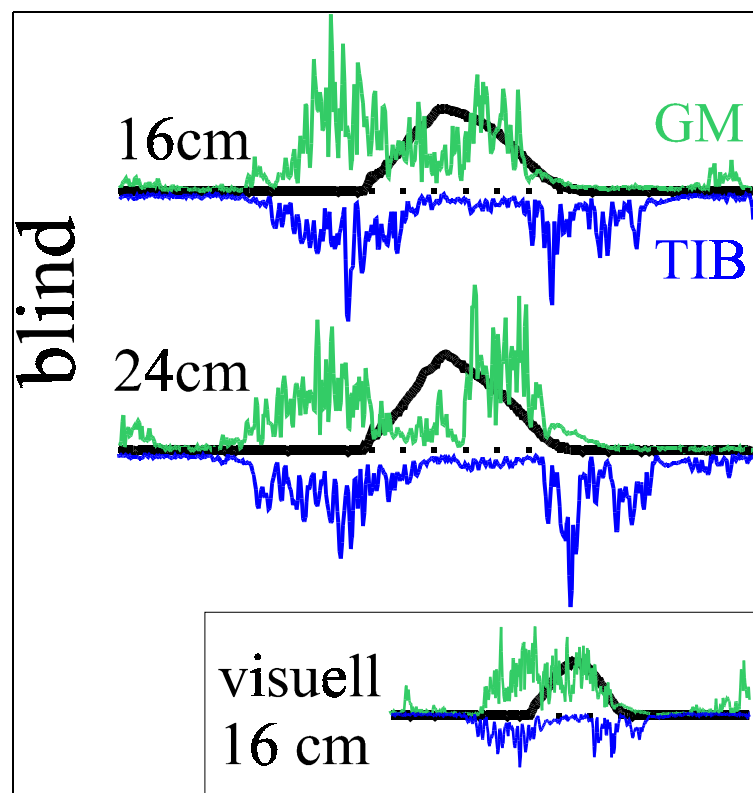


Abbildung 64: Innervationsmuster des Vestibularpatienten bei Blindsprüngen. Zum Vergleich ist das Kontrollmuster des visuellen Sprunges aus 16cm als Inlet dargestellt.

Im Innervationsmuster des ersten Blindsprunges ist bezüglich der Voraktivierung eine minimale Verlängerung von 20 ms festzustellen. Direkt nach der Landung ist das EMG reduziert. Im Vergleich zu den meisten gesunden Probanden zeigt sich jedoch bei diesem Patienten kaum eine Aktivierung im M. tibialis. Bei einer Absprunghöhe von 24 cm wird dieser Effekt noch deutlicher herausgestellt (Abbildung 64).

### **7.3 Vergleich von Tief-Hoch-Sprüngen, Landungen und Kauersprüngen**

Wie bisher gezeigt wurde, kommt es bei fehlender Information zu einem Auseinanderdriften im Aktivierungsmuster. Dies lässt den Schluss zu, dass das komplexe Aktivierungsmuster eines reaktiven Sprunges aus einem Lande- und Absprungteil zusammengesetzt ist. Um hier einen eventuellen Zusammenhang zu erfassen, wurde in einer zusätzlichen Untersuchungsreihe die Formen

- reaktiver Absprung, (Tief-Hoch-Sprung)
  - nur Landen und
  - nur Abspringen aus einer definierten Winkelstellung (Squat Jump)
- durchgeführt.

#### **7.3.1 Tief-Hoch-Sprünge und Landungen**

An dieser Untersuchung nahmen 3 Sportstudentinnen und 6 Studenten im Alter von  $25,6 \pm 3,4$  Jahren teil. Die Probanden hatten die Aufgabe, aus 24 cm, 32 cm, 40 cm, 48 cm und 56 cm Absprunghöhe fünf reaktive Tief-Hoch-Sprünge auf die Messplattform auszuführen. Im Anschluss daran sollten aus jeder Höhe fünf Landungen absolviert werden.

#### **7.3.2 Kauersprünge**

Die Bewegungsaufgabe bei Squat Jumps besteht daraus, aus einer definierten Winkelstellung im Kniegelenk, einen maximalen vertikalen Absprung auszuführen. Es darf dabei keine vertikale Ausholbewegung erfolgen. Die Winkelstellung beträgt üblicherweise  $90^\circ$ . Um vergleichbare Winkelstellungen zwischen Squat und Tief-Hoch-Sprung zu erreichen, wurde der maximale Kniewinkel der Tief-Hoch-Sprünge mittels Goniometer aus jeder Höhe erfasst. Der abgespeicherte Mittelwert aus fünf Sprüngen wurde den Probanden, als Vorgabe auf einem Speicheroszillographen für die Squat Jumps, visuell eingespielt. Auf einem zweiten Kanal wurde der aktuelle Kniewinkel eingespielt. Der Proband hatte dann die Aufgabe, durch Beugen im Kniegelenk die beiden Linien zur Deckung zu bringen. War diese Ausgangsposition erreicht, sollte auf das Kommando des Versuchsleiters ein maximaler vertikaler Absprung erfolgen.

Die Hände mussten während des gesamten Bewegungsablaufes in der Hüfte fixiert sein. Es wurden, mit dem aus jeder Höhe angepassten Kniewinkel, je fünf Sprünge absolviert.

Zur weiteren Analyse wurden die vertikale Bodenreaktionskraft sowie die muskuläre Aktivierung des M. gastrocnemius med., des M. soleus, des M. tibialis ant., des M. vastus med. sowie des M. biceps fem. erfasst.

#### 7.3.2.1 Datenreduktion

Die registrierten Aktivierungspotentiale wurden im Bereich 90 ms vor ( $PRE_{90}$ ) und, in der primär von Reflexmechanismen beeinflussten Phase, 90 ms nach dem initialen Bodenkontakt ( $REF_{90}$ ) in Fenstern von 30 ms integriert. Die Vorinnervation wurde zusätzlich noch über ein Fenster von 150 ms ( $PRE_{150}$ ) erfasst. Für die Tief-Hoch-Sprünge wurde die Aktivierung während der Kontaktzeit (KONT) vom initialen Bodenkontakt bis zum Verlassen der Plattform analysiert. Durch Subtraktion von  $KONT - REF_{90}$  wurde der Aktivierungsanteil berechnet, der primär in der konzentrischen Absprunghase ( $KONZ_{ab}$ ) aktiviert wird. Durch Division mit der Zeit wurden die einzelnen Phasen zeitnormiert und als mittlere EMG-Amplitude dargestellt. Eine Analyse für die Bedingung „Landen“ der Kontaktzeit wurde nicht durchgeführt. Hier wurde nur die Zeit 90 ms nach dem Bodenkontakt berechnet ( $REF_{90}$ ).

Bei den Squat Jumps erfolgte eine Quantifizierung nur während der Phase der konzentrischen Absprungbewegung.

#### 7.3.2.2 Resultate

Um eine Vergleichbarkeit zwischen den Bedingungen zu gewährleisten, können nur funktionell gleiche Phasen miteinander verglichen werden. Das bedeutet, die Vorinnervation von Tief-Hoch-Sprüngen und Landung ist vergleichbar und die Absprunghase der Tief-Hoch-Sprünge mit der der Squat Jumps. Bedingt vergleichbar ist die Reflexphase zwischen Tief-Hoch-Sprung und Landung.

#### 7.3.2.3 Tief-Hoch-Sprung

Der M. gastrocnemius zeigt bei der Vorinnervation bei 24 cm die höchste Aktivierung, die sich mit steigender Absprunghöhe reduziert. Das gleiche gilt für die Reflexphase. Die Aktivierung der Absprunghase hingegen zeigt keine Abhängigkeit mit der Absprunghöhe. Die Vorinnervation zeigt bei allen Absprunghöhen die niedrigste Aktivierung. Die Anteiligkeit in der Gesamtaktivierung ist bei niedrigeren Absprunghöhen am höchsten in der Reflexphase. Dies ändert sich ab einer Absprunghöhe von 40 cm. Hier ist der größte Aktivierungsanteil in der Phase des

konzentrischen Absprunges zu finden. Während reflexinduzierte- und Vorinnervationsphase mit zunehmender Absprunghöhe abnehmen, erweist sich die mittlere Amplitude des Absprunges nahezu unverändert.

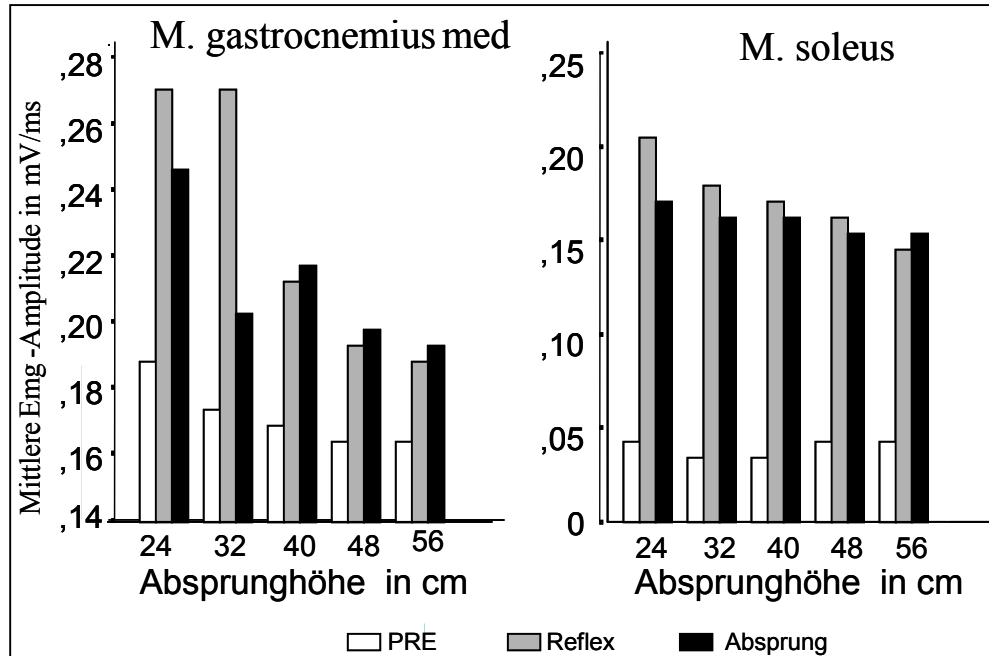


Abbildung 65: Mittlere EMG-Amplituden der Innervationsphasen eines reaktiven Tief-Hoch-Sprunges. Vergleich von *M. gastrocnemius* und *M. soleus*.

Der eingelenkige *M. soleus* zeigt aus allen Höhen in der Phase der Vorinnervation eine, im Vergleich zur Reflex- und Absprungsphase, signifikant ( $p < 0,05$ ) geringe Amplitude. Die Zunahme der Vorinnervation bei Erhöhung der Absprunghöhe ist hingegen nicht signifikant.

Die Aktivierung direkt nach dem Bodenkontakt ist bei 24 cm am höchsten, nimmt mit zunehmender Absprunghöhe im Mittelwert kontinuierlich ab, ist aber nicht signifikant. Die Aktivierung in der Absprungsphase hat nahezu den gleichen Wert wie während der Reflexphase. Auch ist die mittlere Amplitude minimal reduziert bei Erhöhung des Absprunges. Die Unterschiede zwischen den Absprunghöhen sind jedoch in keinem Fall signifikant ausgenommen der Unterschied zwischen Vorinnervation und Kontaktinnervation definiert aus der Summe Reflex + Absprung.



#### 7.3.2.4 Vergleich Tief-Hoch-Sprung versus Landung

In Abbildung 66 ist die mittlere Amplitude des M. gastrocnemius für die Phasen Vorinnervation (PRE<sub>90</sub>) und Reflex induziert (REF<sub>90</sub>) dargestellt. Weder zwischen den beiden Bewegungsaufgaben noch zwischen den fünf Absprunghöhen sind signifikante Unterschiede festzustellen (Abbildung 66 links).

Der Vergleich der EMG-Amplitude zwischen PRE<sub>90</sub> und REF<sub>90</sub> ergibt bei den reaktiven Sprüngen aus einer Absprunghöhe von 24 cm den höchsten Wert. Ab 32 cm Absprunghöhe kann kein signifikanter Unterschied mehr zwischen der Vorinnervation und der Reflex induzierten Phase dargestellt werden.

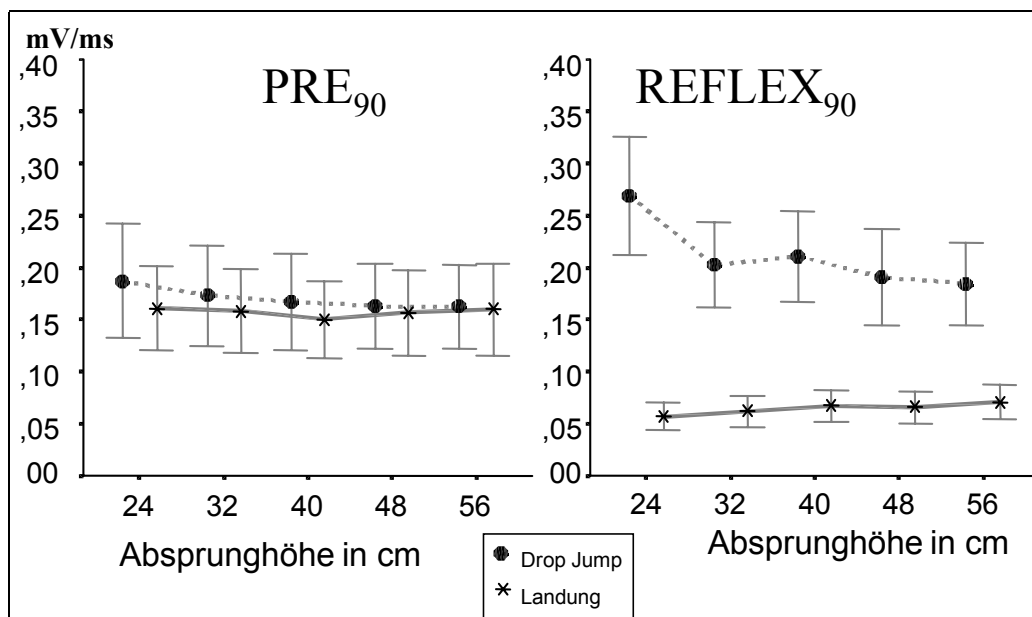


Abbildung 66: Mittelwert und Standardfehler für die mittlere Amplitude M. gastrocnemius bei Tief-Hoch-Sprüngen und Landungen. Links: Phase der Vorinnervation, rechts: Reflexphase.

Eine signifikante Reduktion der mittleren EMG-Amplitude zeigt sich bei der Bewegungsaufgabe „Landen“ in der Phase direkt nach dem Bodenkontakt (Abbildung 66 rechts). Dieses Ergebnis kann aber nicht überraschen, da der M. gastrocnemius in dieser Phase der KSP-Stabilisation keine aktive Rolle spielt. Eine Aktivierung des M. gastrocnemius in dieser Phase würde zu einer Streckung im Fußgelenk führen, was sogar zu einer Destabilisierung des Standes führt.

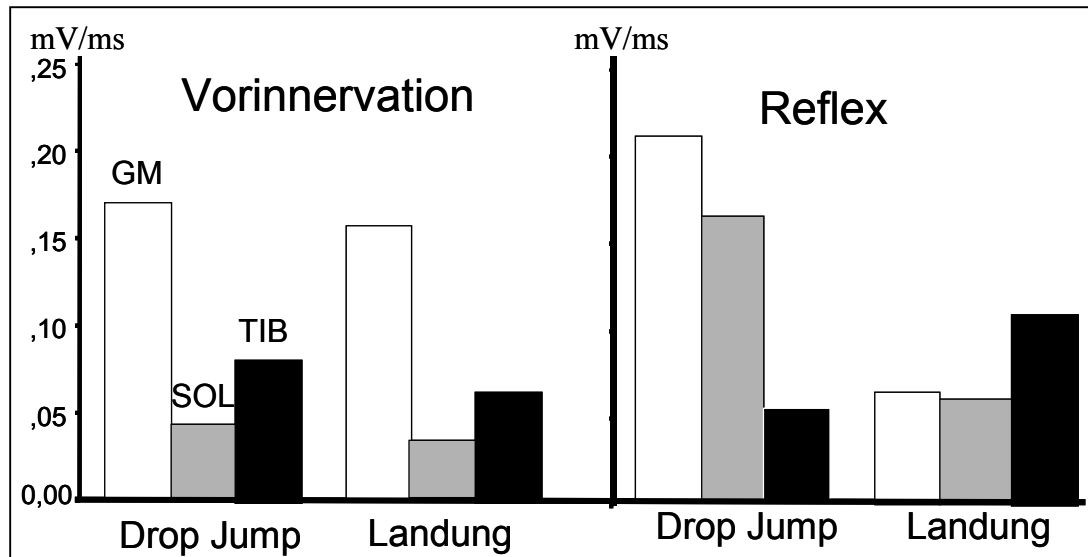


Abbildung 67: Mittelwert der mittleren EMG-Amplitude der Vorinnervation und der Reflexphase zwischen Tief-Hoch-Sprüngen und Landung für die Sprunggelenkmuskulatur. Der dargestellte Wert entspricht dem Mittelwert aller Absprunghöhen.

In Abbildung 67 sind das IEMG für Vorinnervation, sowie die Reflexphase der registrierten Muskeln M. gastrocnemius, M. soleus und M. tibialis ant. als Mittelwert aus allen Absprunghöhen dargestellt. In der Phase der Vorinnervation zeigt der M. gastrocnemius die höchste Aktivierung. Der M. soleus hingegen wird nur gering aktiviert. Ein Unterschied zwischen der Bewegungsaufgabe Springen und Landen ist hinsichtlich der Vorinnervation nicht festzustellen.

In der reflexinduzierten Phase, 0-90 ms nach Bodenkontakt, ist der M. soleus funktionell von Bedeutung für die Abbremsung der Winkelgeschwindigkeit im Sprunggelenk. Zusammen mit dem M. gastrocnemius wird der gesamte M. triceps surae aktiviert, um die Dehnung im Sprunggelenk möglichst schnell abzubremsen.

Soll hingegen nur eine Landung absolviert werden, darf der M. triceps surae nicht aktiviert werden. Für die Stabilisierung des Standes wird in dieser Phase der M. tibialis ant. stärker aktiviert.

#### 7.3.2.5 Vergleich Tief-Hoch-Sprung mit Squat Jump

Im Vergleich zu den an der Beinstreckung beteiligten Muskeln M. gastrocnemius, M. soleus und M. vastus med., zeigt sich im M. gastrocnemius eine Reduktion bei den Squat Jumps. Eine Zunahme ist dagegen im M. soleus und M. vastus med. zu verzeichnen (Abbildung 68).

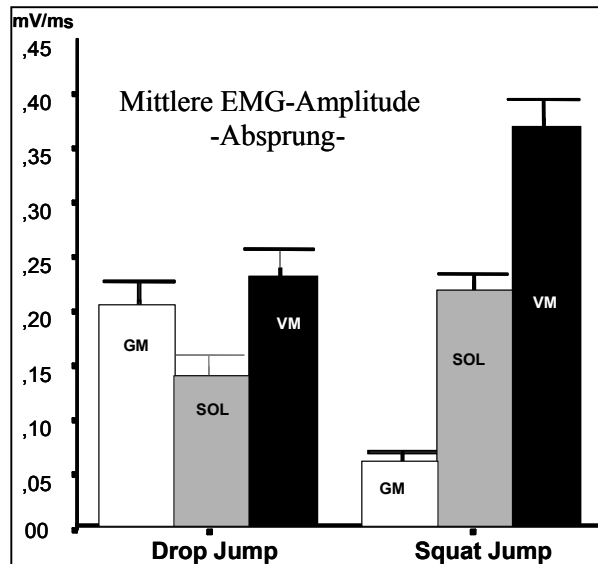


Abbildung 68: Mittelwert und Standardfehler in der Absprungphase im Vergleich Drop versus Squat Jump.

Die Unterschiede zwischen Tief-Hoch-Sprung und Squat Jump sind für alle an der Absprungbewegung als Extensor beteiligten Muskeln signifikant ( $p < 0,05$ ).

Es wird deutlich, dass der M. gastrocnemius bereits in der Phase vor dem Landekontakt aktiviert ist, und somit seine funktionelle Bedeutung in der Bereitstellung einer adäquaten Stiffness hat. Die Vorinnervation im M. soleus ist dagegen geringer ausgeprägt. Seine funktionelle Aufgabe besteht vielmehr darin, direkt nach dem Bodenkontakt, im Zusammenspiel mit dem M. gastrocnemius, der Dehnung einen möglichst großen Widerstand entgegenzubringen, um damit für eine schnelle Bewegungsumkehr zu sorgen. Der M.vastus med. hat, wie der M. soleus, kaum eine Aktivierung vor dem Bodenkontakt. Dies gilt für die Tief-Hoch-Sprünge und für die Landungen. Die funktionelle Bedeutung des M.vastus med. ist in der exzentrischen Dehnungs- und der konzentrisch-überwindenden Phase zu sehen. Bedingt durch die längeren Innervationszeiten die beim Squat Jump auftreten, erscheint die mittlere EMG-Amplitude in dieser Bedingung höher ausgeprägt als bei den Tief-Hoch-Sprüngen.

## 8 DISKUSSION

### 8.1 *Veränderungen in der Bewegungsausführung*

Anhand der Resultate wird gezeigt, dass vorprogrammierte Bewegungen drastisch gestört werden, wenn die visuelle Rückmeldung ausfällt. Wie sich anhand der ersten Blindsprünge zeigt, sind die Kontaktzeiten bei allen Bedingungen und aus allen vier untersuchten Absprunghöhen signifikant verlängert. Die Verlängerung der Kontaktzeiten auf Werte von über 250 ms ist als eine Veränderung der Bewegungsaufgabe zu interpretieren. Die Kriterien einer reaktiven Bewegungsausführung, die einen schnellen Übergang von exzentrischer Dehnung in eine konzentrische Arbeitsweise verlangen, sind in diesen Fällen nicht mehr gegeben. Bedingt durch die fehlende visuelle Information, kommt es den Probanden vielmehr darauf an, eine sichere Landung zu absolvieren, um somit eine Stabilisierung des KSP's zu gewährleisten. Erst wenn der KSP stabilisiert ist, wird die für den Absprung zuständige Extensorenmuskulatur aktiviert

Obwohl bei allen ersten Blindsprüngen sowie bei allen Blindsprüngen ohne Informationen über die Absprunghöhe die Kontaktzeit verlängert ist, kann im IEMG des M. gastrocnemius keine erhöhte Aktivierung festgestellt werden. Der M. tibialis ant. hingegen zeigt eine deutliche Zunahme in der Phase, die direkt nach dem Landekontakt erfolgt.

Die qualitative Darstellung in Abbildung 69 der Innervationscharakteristik des M. gastrocnemius zeigt am Beispiel einer Probandin eine Aufteilung in zwei Aktivierungsanteile. Die erste Phase repräsentiert die Vorinnervation sowie die exzentrische Bremsphase. Die späten EMG-Antworten können eindeutig dem Absprung zugeordnet werden. Auch die quantitative Auswertung (Abbildung 31 + 35) zeigt, dass nur das IEMG des M. tibialis moduliert wird. Veränderungen im M. gastrocnemius sind hingegen nur in der zeitlichen Ausprägung, nicht aber im Betrag des IEMG festzustellen.

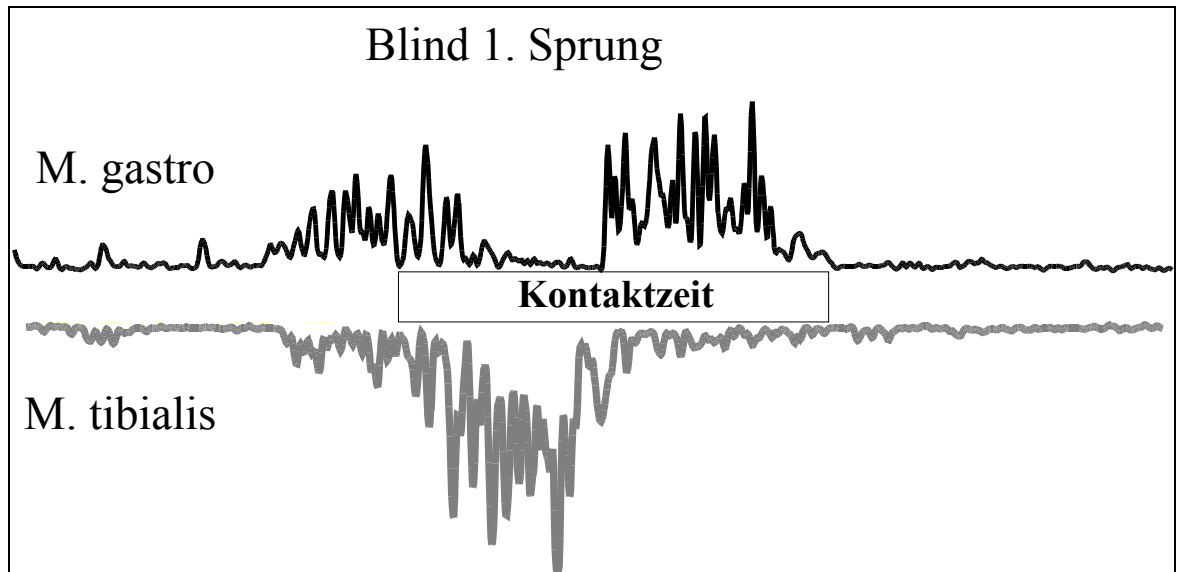


Abbildung 69: Intermuskuläre Koordination am Beispiel eines 1. Blindsprunges aus 34 cm mit Höheninformation.

Eine Reduktion in der M. gastrocnemius-Aktivierung, kurz vor und während der exzentrischen Dehnung, wird allgemein als Schutzmechanismus vor zu hohen Dehnungsbelastungen interpretiert (GREENWOOD&HOPKINS 1976 a und b, GOLLHOFER 1987, GOLLHOFER&KYROELAEINEN 1991, GOLLHOFER et al 1992, FRICK 1993). Weiterhin wurden diese EMG-Reduktionen auch bei Versuchen mit untrainierten Personen festgestellt (SCHMIDTBLEICHER& GOLLHOFER 1985).

NEUBERT (1998) zeigt jedoch, dass diese Reduktionen auch bei Probanden, die ein mehrwöchiges reaktives Sprungkrafttraining absolvierten, zu beobachten sind. Die Autorin interpretiert diese Ergebnisse dahingehend, dass die „zweigipflige“ Ausprägung der M. gastrocnemius-Aktivierung durch die antagonistische Hemmung der Knieextensoren hervorgerufen wird.

Die in den o.e. Studien beobachteten Reduktionen beginnen ca. 30 ms vor dem Bodenkontakt und dauern, in den meisten Fällen, nicht mehr als 20-30 ms nach der Landung an. Selten wurde eine vollständige EMG-Reduzierung beschrieben. Lediglich GOLLHOFER (1987) zeigt, dass es bei sehr harten Unterlagen zu einer länger andauernden Reduktion kommt, die bis in die Phase der reflektorischen Aktivierung hineinreicht. Hierdurch wird die für die elastische Potenzierung notwendige „short range elastic stiffness“ (SRES) negativ beeinflusst, weil die reflektorische Zusatzaktivierung reduziert ist.

Die in der vorliegenden Arbeit beobachteten Reduktionen im M. triceps surae sind bei allen Experimentalbedingungen jedoch deutlich länger. Beim ersten Blindsprung konnte bei allen drei Bedingungen in mehr als 50% der Fälle eine völlige Reduktion festgestellt werden die eine Dauer von bis zu 70 ms aufweist. Diese Hemmung im EMG beträgt im Mittel ca. 51 ms (Tabelle 8, S. 99). Bei Bedingung „KONSTANT“ weisen ab dem zweiten Sprung weniger als 7% der Ausführungen eine Reduktion auf. Dagegen zeigt sich bei den Bedingungen „WECHSEL“ und „NO-INFO“, dass bei 40% der Sprünge, selbst nach der fünften Sprungausführung, eine Aktivierungshemmung zu beobachten ist.

Es kann somit gefolgert werden, dass durch die Verlängerung der Kontaktzeit ein bewusster Wahrnehmungsprozess eingeleitet wird, der es ermöglicht, relevante Informationen für die Kontrolle des Körperschwerpunktes aufzunehmen.

Das im Normalfall eng miteinander verknüpfte Innervationsmuster von Landung und Absprung wird, im Falle der fehlenden visuellen Information, separiert in die Komponenten Landung und Absprung (Abbildung 69+73). Entgegen den bisherigen Annahmen, dass es sich bei einem reaktiven Tief-Hoch-Sprung um ein zusammenhängendes Bewegungsprogramm handelt, legen die Ergebnisse der Blindsprünge den Schluss nahe, dass zwischen einem „Programm“ für die Landung und einem für den Absprung unterschieden werden muss.

Geht man davon aus, dass vor allem bei den ersten Sprüngen die Informationen für eine kontrollierte Standstabilisation noch unzureichend sind, ist es notwendig, Informationen wie z.B. Bodenreaktionskraft oder Gelenkstellungen aufzunehmen, die Aufschluss über die Position des Körpers im Raum geben. Das Aufteilen der komplexen Bewegungsaufgabe „reaktives springen“ in mehrere, leichter zu kontrollierende Teilaufgaben, erscheint daher funktionell sinnvoll. In Anlehnung an Erkenntnisse aus der kognitiven Psychologie (KÖHLER 1917 aus: ANDERSON 1996), weiß man, dass die Aufteilung einer Handlungsaufgabe in zwei oder mehrere Teilkomponenten als klassisches Verhaltensmuster bei der Problemlösung vorkommt. Basierend auf den Untersuchungen zum Problemlöseverhalten von Primaten, werden von KÖHLER drei Merkmale definiert, die dieses Verhalten kennzeichnen:

1. Zielgerichtetheit
2. Zerlegung in Teilziele
3. Anwendung von Operatoren

Übertragen auf die Problemlösungsstrategie von Tief-Sprüngen ohne visuelle Kontrolle, kann vor allem der Teilaspekt 2 als Erklärungsmodell für das Auseinanderdriften im EMG angesehen werden. Das erste Ziel ist dabei die Stabilisierung des KSP. Ist dies durch eine sichere Landung gewährleistet, kann der Absprung als zweite Teilaufgabe betrachtet werden. Die Verlängerung der Kontaktzeit ist in diesem Modell als Operator anzusehen, um von einem Zustand in einen anderen über zu wechseln. Die Aktivierung des M. tibialis ist als Modulator zu betrachten, da durch seine Aktivierung ein Auslenken nach hinten verhindert, und damit ein Umfallen vermieden wird. Geht man von Reiz-Reaktionszeit Experimenten aus, können im Bereich der motorischen Kontrolle Reaktionszeiten von 150–200 ms angenommen werden (MEGAW 1974, GAO&ZELAZNIK 1991). Durch die Verlängerung der Kontaktzeit auf Werte von über 250 ms ist die Möglichkeit gegeben, Information aufzunehmen (Abbildung 24).

Die Kontaktzeiten der Sprünge eins und zwei betragen 265 bzw. 225 ms bei der Bedingung „KONSTANT“. Bereits nach dem zweiten Blindsprung wurden jedoch die Werte der Kontrollbedingung wieder erreicht. Es ist anzunehmen, dass die Probanden, die aus den ersten beiden Sprüngen erfahrenen Informationen speichern konnten, um sie für die nachfolgende Bewegungsprogrammierung zu verwenden.

Auf die Speicherung sensorischer Informationen soll in Kapitel 8.1.4 näher eingegangen werden.

Aufgrund der selektiven Untersuchung von Tief-Hoch-Sprüngen, nur Landungen und winkelangepassten Squat-Jumps (Kapitel 7.3), kann die Zerlegung eines reaktiven Bewegungsmusters in zwei Teilkomponenten zusätzlich untermauert werden.

Anhand einer vergleichenden Darstellung (Abbildung 70) der Aktivierungscharakteristik unterschiedlicher Sprungaufgaben soll dies graphisch am Beispiel eines Probanden gezeigt werden.

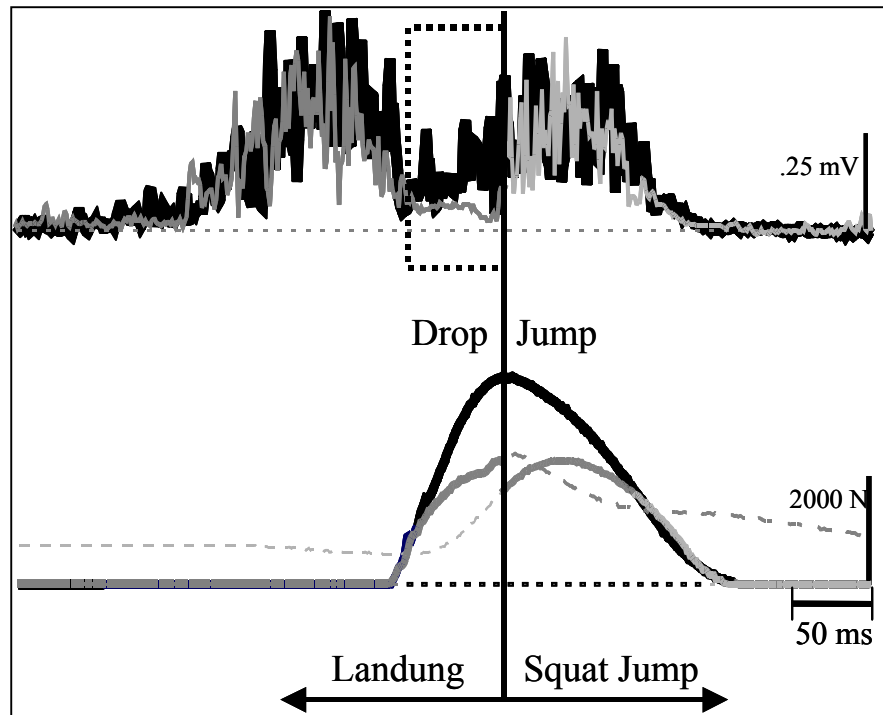


Abbildung 70: Aktivierungsmuster des *M. gastrocnemius* und vertikale Bodenreaktionskraft. Dunkle Kurve repräsentiert den Tief-Hoch-Sprung. Rechts der vertikalen Linie ist die Aktivierung bei einem Squat Jump und links die einer Landung überlagert. Das Rechteck im Myogramm markiert die Phase in der eine Reflexaktivierung zu erwarten ist. Synchronisiert wurde bei der Landung auf den initialen Bodenkontakt beim Squat Jump auf das Ende der Kraftkurve.

In Abbildung 70 wird das Myogramm des *M. gastrocnemius* der drei Bewegungsaufgaben auf das Signal der Bodenreaktionskraft synchronisiert. Dabei wird der initiale Landekontakt von „Landung“ und „Tief-Hoch-Sprung“ synchron überlagert. Das Myogramm eines „Squat Jumps“ wird auf den Absprung von der Platte synchronisiert.

Aufgrund der graphischen Überlagerung der funktionellen Aktivierungsphasen, ergeben sich für die Vorinnervation Übereinstimmungen zwischen Tief-Hoch-Sprung und Landung. In der Phase des Absprunges stimmen Tief-Hoch-Sprung und Squat Jump in ihrer Aktivierungscharakteristik graphisch überein. Vergleicht man hierzu das Aktivierungsmuster der Tief-Hoch-Sprünge, so erweist sich die Phase der reflektorischen Aktivierung als Bindeglied zwischen Vorinnervation und exzentrischer Dehnung auf der einen, und dem Absprung auf der anderen Seite. Die Reflexaktivierung kann somit als „physiologischer Klebstoff“ angesehen werden, der die Teilkomponenten Landung und Absprung verbindet, um somit eine kurze Kontaktzeit zu ermöglichen.



### **8.1.1 Veränderung der Vorinnervation**

Modulationen in der Voraktivierung wurden im Bereich von Sprüngen und Landungen bei unterschiedlichen Bedingungen nachgewiesen. Unter anderem bei Landungen auf unterschiedlichen Unterlagen (GOLLHOFER 1987b, McKINLEY 1992a), bei Tiefsprüngen mit unterschiedlicher Gewichtsbelastung (GOLLHOFER & KYROLAINEN 1991, ZUSHI et al 1999), bei variierender Fallbeschleunigung (AVELA et al 1994 und 1996) sowie bei variablen Absprunghöhen (GOLLHOFER et al 1992, SCHMIDTBLEICHER&GOLLHOFER 1982). Wie gezeigt wurde beträgt unter normalen visuellen Bedingungen die Dauer der Vorinnervation, sowohl bei Tiefsprüngen (GOLLHOFER 1987) als auch beim Fallen in den Liegestütz (DIETZ&NOTH 1978), ca. 120-130 ms.

Wie SIDEWAY (1988) ausführte, sollte bei der Analyse von Bewegungszeiten, die gemessene Reaktionszeit differenzierter betrachtet werden. SIDEWAY schlägt eine Aufteilung in eine „premotor time“ (POT) und eine „motor time“ (MOT) vor. Damit soll eine verbesserte Zuordnung von den Prozessen erreicht werden die einerseits an der Planung einer Bewegungsaufgabe beteiligt sind und solchen die andererseits eine primär motorische Komponente beinhalten. Als POT wird die Zeit von Bewegungsbeginn bis zum Beginn der ersten muskulären Aktivierung bezeichnet, als MOT die Phase vom Beginn der ersten muskulären Aktivierung bis zum Ende der Bewegung.

Bei Tiefsprüngen bedeutet dies, dass die Fallzeit aufgeteilt werden kann in die Einschaltzeit und die Voraktivitätszeit. Dies kann anhand der Signale der Kontaktmatte und der Kraftmessplatte vorgenommen werden, wobei durch die synchrone Erfassung des EMG's die Einschaltzeit von der Vorinnervationszeit separiert wird.

Bei den visuell kontrollierten Tiefsprüngen ist die Vorinnervation mit 120-150 ms relativ konstant, was auf einen zentral gesteuerten Prozess hinweist, der bereits vor dem Absprung programmiert ist. Bei den Experimentalbedingungen ohne visuelle Rückmeldung kann anhand der ersten Blindsprünge, vor allem bei den Bedingungen mit randomisierter Höhenverstellung, gezeigt werden, dass die Einschaltzeiten für den M. gastrocnemius nach dem Verlassen des Tisches nahezu konstant bleiben (Abbildung 71).

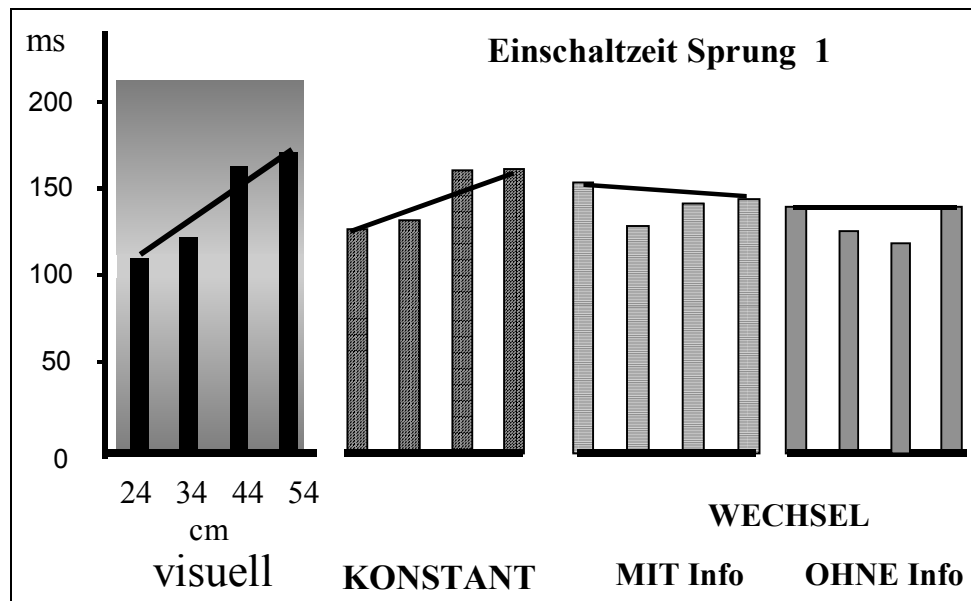


Abbildung 71: Einschaltzeit des *M. gastrocnemius* bei den ersten Blindsprüngen. Die visuelle Kontrollbedingung zeigt ein nahezu lineares Einschaltverhalten. Die horizontalen Linien repräsentieren graphisch den Trend der Einschaltzeit bei wechselnden Absprunghöhen.

Dies bedeutet, dass der Muskel nicht mehr auf den Landekontakt getriggert wird, sondern so früh wie möglich nach dem Absprung eingeschaltet wird. Aufgrund der Selbstinitiierung des Absprunges durch die Probanden kann eine reflektorische Aktivierung über das Otolithensystem (GREENWOOD&HOPKINS 1976) ausgeschlossen werden. Das Einschalten möglichst schnell nach dem Absprung erscheint eine sinnvolle Strategie zu sein, wenn der Landekontakt nicht eindeutig antizipiert werden kann. Um zu gewährleisten, dass zum Zeitpunkt der Landung, unabhängig von der Einflugzeit, ein ausreichender Schutz der unteren Extremitäten gegeben ist, erfolgt eine sofortige Aktivierung der Beinmuskulatur.

Die Verlängerung der Einschaltzeiten bei Bedingung „KONSTANT“ aus einer Absprunghöhe von 44 cm bzw. 54 cm, liegt in der methodischen Vorgehensweise begründet. Der erste Blindsprung erfolgte aus 54 cm und immer im Anschluss an die fünf Sprünge aus 34 cm Höhe. Somit konnten die Probanden auf die Erfahrungen der Sprungserie aus 34 cm zurückgreifen.

Der Einfluss kurzfristiger Speicherung von sensorischen Informationen auf die Bewegungsleistung wurde von ROSSETTI&GAUNET&THINUS-BLANC (1996) gezeigt. Probanden waren erblindete Personen und Normalsehende, welche die Aufgabe erhielten, ein kurz zuvor taktil lokalisiertes Ziel wieder zu reproduzieren. Die Reproduktion sollte entweder sofort (Bedingung A), oder nach einer

Verzögerungszeit von 8 sec (Bedingung B) nach der taktilen Lokalisation erfolgen. Es wurden mehrere Versuche aufgezeichnet und die Abweichung dokumentiert. Die Ergebnisse zeigten keine Unterschiede in der Fehlerhäufigkeit zwischen den Gruppen, wobei die Variabilität in der Positionierung bei den „Sehenden“ etwas stärker ausgeprägt war. Unterschiede zwischen „Sehenden“ und „Blinden“ ergaben sich jedoch bei der Genauigkeit das Ziel zu bestimmen. Bei den Erblindeten wurden keine Unterschiede bezüglich der Treffergenauigkeit zwischen den beiden Bedingungen festgestellt. Im Falle der verzögerten Ausführung wiesen die sehenden Probanden jedoch eine signifikant schlechtere Treffergenauigkeit auf.

Die Autoren schließen daraus, dass die Erinnerung an ein propriozeptiv wahrgenommenes Ziel, an bestimmte räumliche Repräsentationen und visuelle Erfahrungen geknüpft ist. Die erblindeten Probanden sind, bedingt durch ihr Handicap, gewohnt ihre Bewegungshandlungen auf der Basis propriozeptiv-kinesthetischer Informationen aufzubauen. Ist der visuelle Informationskanal hingegen intakt, dann wird für die Aufnahme von relevanten Bewegungsmerkmalen auch primär diese Quelle benutzt. Die Fähigkeit, sich über einen längeren Zeitraum an taktile Informationen zu erinnern, ist bei einem intakten visuellen System weniger stark ausgeprägt.

In diesem Zusammenhang stellt sich die Frage, ob Probanden mit eingeschränktem oder komplett fehlendem visuellen Input, besser in der Lage wären, die gestellten motorischen Sprungaufgaben, insbesondere die Aufgaben mit wechselnder Absprunghöhe, zu absolvieren. Es wäre die Hypothese zu überprüfen, ob das bei den erblindeten Personen festgestellte verbesserte Erinnerungsvermögen an taktile Informationen, auch bei komplexeren Bewegungsaufgaben zu einer verbesserten Bewegungsleistung führt.

### **8.1.2 Konsequenzen aus der veränderten Einschaltzeit**

Aus den Analysen der Einschaltzeiten ist zu folgern, dass eine Veränderung in der Bewegungsplanung erfolgt ist. Obwohl sich die Einschaltzeiten bei den ersten Blindsprüngen als sehr inhomogen erwiesen haben, kann im Mittelwert eine Verzögerungszeit von mindestens 100 ms zwischen Absprung und Einschalten festgestellt werden. Wenn man in Betracht zieht, dass das Abspringen vom Tisch bereits eine eigenständige Bewegungsaufgabe darstellt, so muss man davon

ausgehen, dass Absprung und Landung zwei unabhängige Bewegungsaufgaben darstellen, was auch von McKINLEY (1992) gezeigt wurde.

Das bedeutet, dass, mit einer Latenzzeit von ca. 100 ms nach dem Absprung vom Tisch, ein Landeprogramm initiiert wird, wobei der Befehl zur Aktivierung schon vor dem Absprung erfolgt sein muss. Es kann angenommen werden, dass bedingt durch die Unabhängigkeit dieser beiden Programmteile, eine gewisse Refraktärzeit zwischen Absprung und Landevorbereitung gegeben ist, die auch die Verzögerung nach dem Absprung erklärt. Dies führt aber auch dazu, dass bei der niedrigsten Absprunghöhe von 24 cm die Vorinnervationszeit minimiert ist, da die gesamte Flugzeit mit ca. 200 ms zu kurz ist, um ein adäquates motorisches Aktivierungsmuster aufzubauen.

Auf die Abhängigkeit von Aufgaben, die in kurzer zeitlicher Abfolge zu absolvieren sind, wird vor allem bei Untersuchungen von sogenannten „tracking-Aufgaben“ hingewiesen. Es zeigte sich, dass bei der Ausführung einer Doppelaufgabe die Ausführung nicht parallel erfolgt, sondern die Aufgaben seriell abgearbeitet werden (MEGAW 1974). Dies wiederum erfordert ein Zeitbudget, welches beim Übergang von einer Aufgabe zur nächsten die Gesamtbewegungszeit mitbestimmt (ANDERSON 1996, WICKENS 1974). Diese serielle Verarbeitungsweise entspricht nicht der neuronalen Vorstellung von der massiven parallelen Verarbeitung in der Bewegungsplanung (EDELMANN-NUSSER 1998). Es muss jedoch berücksichtigt werden, dass hier zwischen der neuronalen Planung, die durchaus parallel ablaufen kann, und der motorischen Ausführung unterschieden werden muss.

### ***8.1.3 Antizipation der Fallzeit***

Es zeigt sich in Bedingung „KONSTANT“, dass die gemessenen Fallzeiten, im Vergleich zur berechneten physikalischen Fallzeit, nur geringen Schwankungen unterliegen. In den Bedingungen „WECHSEL“ und „NO-INFO“ ist jedoch ein Trend dahingehend festzustellen, dass sich bei niedrigeren Absprunghöhen die Fallzeit verlängert und bei hohen verkürzt. Dies lässt darauf schließen, dass im ersten Falle die Probanden dazu neigen, vom Tisch abzuspringen und damit die Fallzeit verlängern. Im zweiten Fall erfolgt ein Absinken des KSP, indem die Probanden vom Tisch absteigen. Auf Unterschiede im Absprungverhalten bei Landungen aus unterschiedlichen Höhen wurde von McKINLEY (1992) hingewiesen. BOBBERT et

al (1987) beschreiben dieses Verhalten bei reaktiven Tiefsprüngen aus unterschiedlichen Absprunghöhen.

Sowohl die Ergebnisse der Fallzeit als auch Ergebnisse aus der Analyse der Kontaktzeiten legen den Schluss nahe, dass es bei Tiefsprüngen eine bevorzugte Absprunghöhe gibt. Diese ist größtenteils durch die intra-individuellen Einschätzungs- und Wahrnehmungsprozesse der Testpersonen bestimmt. Aus der Tatsache, dass Probanden aus hohen Absprunghöhen dazu neigen abzusteigen, muss man folgern, dass die Versuchspersonen versuchen die Fallhöhe zu minimieren, um den Landeimpuls zu tolerieren. In diesem Fall ist die Einschätzung einer eventuell harten Landung ausschlaggebend für die Wahl dieser Strategie. Das Abspringen aus niedrigen Höhen hingegen wird bevorzugt, um eine ausreichend lange Flugzeit von >200 ms zu erreichen. Dies würde in Einklang stehen mit den Untersuchungen von MELVILLE-JONES&WATT (1971) die zeigten, dass zur Generierung eines adäquaten motorischen Programms etwa 200ms notwendig sind. Werden die Probanden nicht immer wieder auf das Einhalten einer korrekten Ausführung hingewiesen, wählen die Probanden, wohl zumeist unbewusst, eine für sie günstige Bewegungsausführung.

#### ***8.1.4 Speicherung und Behalten von sensorischen Informationen***

Da den Probanden keine visuellen Informationen zur Verfügung stehen, müssen diese durch andere sensorischen Systeme kompensiert werden. Dabei ist die Fallzeit eine mögliche Variable, die zur Programmierung herangezogen werden kann. Bleibt die Absprunghöhe unverändert, so ist davon auszugehen, dass die Fallzeit auch für den nächsten Sprung nahezu unverändert ist. Die Aufnahme und Registrierung der Fallzeit erfordert eine bewusste Lenkung der Aufmerksamkeit. Durch die Verlängerung in der Standphase kann diese bewusste Wahrnehmung der Fallzeit erfolgen, um für den nächsten Sprung abgespeichert zu werden.

Die Speicherung von sensorischen Informationen aus einem vorhergehenden Sprung wurde in tierexperimentellen Studien von MCKINLEY (1983a und b) bei Katzen gezeigt. Das Abspeichern von Informationen im sogenannten Arbeitsgedächtnis wird von mehreren Autoren, auch für die Kontrolle menschlicher Bewegung, beschrieben (FARAH, 1984, ANDERSON 1996, BIRBAUMER 1995).

Die Integration von kurz zuvor gemachten Erfahrungen in die fortlaufende Bewegungsausführung wurde von HALL&PONGRAC 1985 (aus: MUNZERT 1996) bei Untersuchungen zur mentalen Bewegungsvorstellung aufgezeigt. Die Autoren konnten zeigen, dass eine Bewegungsleistung besser reproduziert werden kann, wenn aus einer kurz zuvor durchgeführten gleichen Bewegung Informationen gesammelt werden konnten. Von FARAH (1984) (aus: MUNZERT 1996) wurde dabei ein Modell entwickelt, das den Zusammenhang zwischen visueller Wahrnehmung und mentaler Bewegungsvorstellung beschreibt.

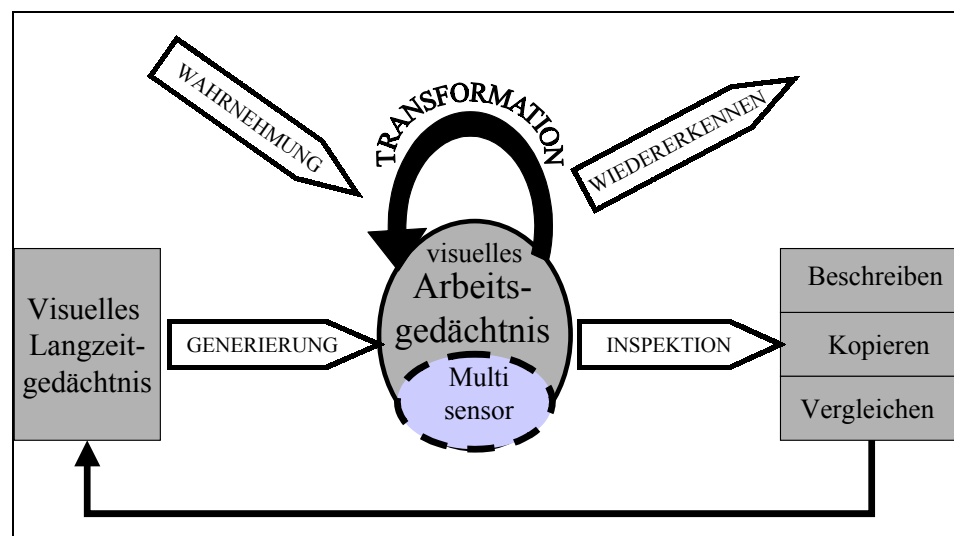


Abbildung 72: Modell des visuellen Langzeit- und des visuellen Arbeitsgedächtnisses für Wahrnehmungsprozesse. (Angepasst aus MUNZERT 1996).

Dabei wird als Modell für die Reproduktion einer Bewegungsaufgabe ein visuelles Langzeitgedächtnis und ein visuelles Arbeitsgedächtnis angenommen. Im visuellen Arbeitsgedächtnis können Informationen kurzfristig gespeichert und dann für die Programmierung einer Folgebewegung nutzbar gemacht werden.

Für die Interpretation der Ergebnisse der Blindsprünge bedeutet dies, dass die fehlenden visuellen Informationen aus dem Langzeitgedächtnis abgerufen werden können, wenn die Information aus den anderen Rückmeldesystemen den visuellen Ausfall kompensieren können. Die Integration unterschiedlicher sensorischer Einflüsse sowie deren Kompensation, ist für die Kontrolle menschlicher Bewegung von prinzipieller Bedeutung. Die motorische Kontrolle von Bewegung erfolgt nicht nur linear, aufgrund singulärer Informationen, sondern auch durch die Verarbeitung multisensorischer Informationen. In einem Übersichtsartikel von

STEIN&GLICKSTEIN (1992 S. 984), zur Bedeutung des Kleinhirns bei der visuellen Kontrolle, wird dieser Aspekt besonders hervorgehoben.

### ***8.1.5 Einfluss von kinästhetischer und propriozeptiver Wahrnehmung auf die Bewegungsprogrammierung***

Die Aktivierungscharakteristik der Tiefsprünge, sowie deren zeitliche Ausprägung, kann ohne visuelle Kontrolle ablaufen, wenn die für die Programmierung notwendigen Randbedingungen zuvor bewusst erfahren wurden. Diese Folgerung ist, aufgrund der Ergebnisse aus der Experimentalbedingung „KONSTANT“ zu treffen. Es zeigt sich, dass sich bereits nach dem zweiten oder dritten Versuch die Aktivierungscharakteristik wieder mit jener der Kontrollbedingung vergleichen lässt. Ersichtlich wird dies aus einer Reduktion der Kontaktzeit, einer reduzierten Aktivierung des M. tibialis und dem Zusammenschieben der M. gastrocnemius Aktivierung. Hieraus ist abzuleiten, dass, aufgrund der im ersten oder zweiten Sprung gemachten Erfahrungen, die Probanden wieder in der Lage sind, den KSP zu stabilisieren, da für die Standregulation nunmehr keine Aufmerksamkeitsressourcen mehr notwendig sind.

Durch den randomisierten Wechsel der Absprunghöhen bei den Bedingungen „WECHSEL“ und „NO-INFO“ sind die Informationen des vorhergehenden Sprunges nur eingeschränkt für die Programmierung der Folgesprünge nutzbar.

In der modellhaften Annahme erfolgt die Speicherung der visuellen Informationen im visuell-sensorischen Kurzzeitspeicher (ANDERSON 1996, S.85, BIRBAUMER& SCHMIDT 1996). Durch Aufmerksamkeitsprozesse, oder wie von VESTER (1996) beschrieben, durch assoziative Gedächtnisleistungen ist es möglich, diese dann im sogenannten Langzeitspeicher abzulegen und bei Bedarf abzurufen. Geht man vom Modell des Kurzzeitspeichers aus (*Abbildung 73*), so ist in diesem die Information des gerade absolvierten Sprunges abgelegt. Die gewonnene Information wäre durch eine Übergabe in den Langzeitspeicher zwar verfügbar, aber durch den Wechsel in der Absprunghöhe nicht mehr aktuell. Bei einem Wechsel der Absprunghöhe müsste die alte Fallzeit-Information gelöscht werden, und durch die, nur kognitiv zur Verfügung stehende Information, der aktuellen Absprunghöhe ersetzt werden.

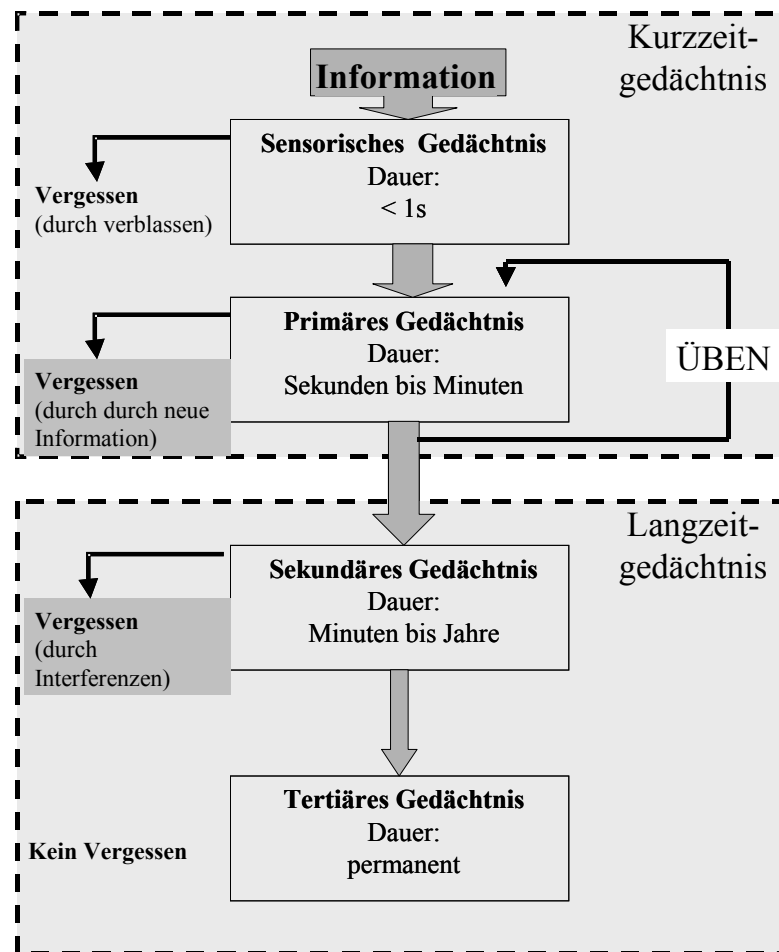


Abbildung 73: Schematische Darstellung eines Modells zum Speicherungsprozess im Kurz- und Langzeitspeicher aus: BIRBAUMER&SCHMIDT 1995.

### 8.1.6 Bedeutung verbaler und auditiver Informationen für die Bewegungsprogrammierung.

Antizipierte Bewegungsplanung erfordert ein umfangreiches Wissen über die Bewegung. Dabei ist zu berücksichtigen, dass nicht die Fülle, sondern die bedeutungsvolle Verknüpfung von relevanten Informationen von Bedeutung für die Gedächtnisleistung ist. Hierzu gehört auch, dass die Konsequenzen einer geplanten Handlung abgeschätzt werden können.

Aufgrund der Veränderungen im EMG-Muster, sowohl in der Phase der Voraktivierung als auch in der Kontaktphase, erscheinen die, vor dem Absprung verbal mitgeteilten Anweisungen, nicht auszureichen, um ein adäquates Aktivierungsmuster zu generieren. Wie sich vor allem in der Sprungserie „KONSTANT“ zeigen lässt, kann der Ausfall des visuellen Systems erst dann kompensiert werden, wenn zusätzlich propriozeptiv-kinästhetisches Feedback vom vorhergehenden Sprung zur Verfügung steht.



Weisen die selbst wahrgenommenen Rückmeldungen eine höhere Priorität auf als die verbal zur Verfügung gestellten Informationen, so kann dies, vor allem bei schnellen, dynamischen Bewegungsabläufen, zu einer Interferenz zwischen Anweisungen und selbst wahrgenommenen Rückmeldungen führen.

Aus Voruntersuchungen wurde von Probanden berichtet, dass sie versuchten, anhand der Umgebungsgeräusche, die Absprunghöhe zu antizipieren. Eine auditive Information wäre jedoch nur in Bedingung „NO-INFO“ von Nutzen, wurde aber durch Kopfhörer mit Musikberieselung ausgeschaltet. Nicht auszuschließen ist, dass auditive Informationen zusammen mit verbalen Anweisungen zur Abschätzung der Flugzeit bzw. Absprunghöhe genutzt werden. Somit ist denkbar, dass die auditiven Informationen, die bei den Bedingungen „KONSTANT + WECHSEL“ nicht eliminiert waren, in die Bewegungsprogrammierung mit eingehen.

#### ***8.1.7 Bedeutung des Gleichgewichtsorgans für reaktive Sprungformen***

Ein weiterer sensorischer Kanal für die Bewegungssteuerung und -regulierung ist das Gleichgewichtssystem. Das auf Beschleunigungsreize sensibel reagierende Otolithensystem hat hierbei eine zentrale Rolle bei der Registrierung der Fallbeschleunigung (MELVILLE-JONES&WATT 1971, GREENWOOD&HOPKINS 1976 a und b, MCKINLEY 1983b). Das Vestibularorgan ist in der Lage, in seiner Eigenschaft als sensorischer Rezeptor, auch kleinste Körperschwingungen zu registrieren, und diese in seiner motorischen Antwort sowohl auf cervikale als auch auf höhere thorakal-spinale Ebenen zu projizieren (HORAK et al 1994).

Aufgrund der Aktivierungscharakteristik des vestibulär geschädigten Versuchsteilnehmers erscheint ein möglicher Einfluss des Gleichgewichtsorgans auf die Bewegungsprogrammierung eher unwahrscheinlich. Die qualitative Auswertung der EMG-Muster des Patienten konnte keine Unterschiede zur Aktivierungscharakteristik von Normalpersonen darstellen. Die beobachteten Verlängerungen der Kontaktzeit sowie das Auseinanderdriften im EMG des M. gastrocnemius wurde auch bei ungeübten Springern beschrieben (SCHMIDTBLEICHER&GOLLHOFER 1985).

Die beobachteten Unregelmäßigkeiten in der Standphase nach dem reaktiven Sprung lassen darauf schließen, dass die Regulationsmechanismen des Vestibularorganes erst wieder in der nachfolgenden Standkontrolle wirksam sind. Bei der selbst

initiierten Auslösung von Tief-Hoch-Sprüngen ist somit davon auszugehen, dass das Gleichgewichtsorgan eine untergeordnete Rolle spielt. Auch der Ausfall der visuellen Kontrolle zeigte bei dem Patienten keine qualitativen Veränderungen, die auf einen Einfluss des Vestibularorganes hinweisen.

Verschiedene Autoren (BERTHOZ&POZZO 1988, HORAK et al 1994, KLINKE 1995) zeigen, dass die Aufgabe des vestibulospinalen Systems darin zu sehen ist, Kopf und Körper im Raum zu stabilisieren. Dies dient funktionell zur Blickstabilisation und trägt somit indirekt zur Kontrolle des KSP bei.

Bei Tief-Hoch-Sprüngen erfährt der Körper jedoch nur geringe Schwankungen sowohl in anterior-posteriorer als auch medio-lateraler Richtung. Hieraus wiederum folgt, dass die Auslenkung des Kopfes nur minimal ist, und somit eine Regulation über das Gleichgewichtsorgan nicht notwendig wird. Weiterhin ist davon auszugehen, dass eine Blickstabilisation nicht notwendig ist. Bedingt durch kurze Bewegungszeiten würde eine bewusste Feedback Kontrolle von visuellen Informationen die Zeit für Bewegungsprogrammierung und -ausführung verlängern. Im Sinne einer hohen Bewegungsautomatisierung sollten bewusste Kontrollprozesse jedoch minimiert werden. Aus diesem Grund erscheint das Konzept der „time-to-contact“ (LEE 1980, LEE&REDDISH 1981, SIDAWAY et al 1989, SANTOS et al 1985) nur gültig für die Bewegungsprogrammierung von Landungen mit ausreichend langer Einflugzeit, nicht jedoch für reaktive Tief-Hoch-Sprünge.

### **8.1.8 Bedeutung der Selbstausslösung einer Bewegung**

Von GREENWOOD&HOPKINS (1976 a und b) und MELVILLE-JONES&WATT (1971) wurde gezeigt, dass das vestibulospinale System bei Landungen nur dann eine funktionelle Aufgabe hat, wenn die Bewegung nicht selbst initiiert wird. Beim Freien Fall wird eine adäquate Steifigkeit nur dann rechtzeitig aufgebaut, wenn der Fall selbst ausgelöst wird. In der vorliegenden Arbeit wurde der Absprungszeitpunkt generell vom Probanden initiiert. Ob eine Bewegung selbst- oder fremdinitiiert wird hat einen erheblichen Einfluss auf die Bewegungsausführung. Hierzu wurden von JOHANNSON& WESTLING (1984, 1987, 1988a und b) zahlreiche Untersuchungen zum präzisen Greifen vorgestellt, die eine veränderte Voreinstellung der Greifkraft zeigten. SIMONEAU et al (1999) zeigten in einer Versuchsreihe, in der Reichbewegungen zu absolvieren waren, dass ein Patient mit gestörtem propriozeptivem Feedback wichtige sensorische Informationen, die aus der

Reichbewegung resultieren, nicht für das anschließende koordinierte Greifen eines Objektes nutzen kann.

Ebenfalls anhand der Regulation der Greifkraft wurde der Aspekt der Selbstausslösung einer Bewegung von TURRELL et al (1999) untersucht. Die Aufgabe an die Probanden bestand darin, ein Objekt in der rechten Hand, mit Daumen und Zeigefinger (Pinzettengriff) festzuhalten. Mit einem zweiten Objekt, das an einem Pendel befestigt war, sollte entweder von den Probanden oder vom Versuchsleiter eine Kollision der beiden Objekte erreicht werden. Die Positionierung des in der rechten Hand gehaltenen Zielobjektes sollte variabel im Raum sein, was heißt, dass die Pendelbahn antizipiert werden musste. Zusätzlich konnte der Zeitpunkt der visuellen Wahrnehmung des Pendels durch eine Blende variiert werden. Zur Quantifizierung wurden Greifkräfte der rechten Hand sowie der Zeitpunkt des LöSENS und der Kollision aufgezeichnet.

Wurde das Pendel von den Probanden selbst ausgelöst, so kam es in der Mehrzahl der Versuche zu einer Kollision. Die Greifkräfte waren in diesem Fall nur geringfügig erhöht. Wurde hingegen das Pendel vom Versuchsleiter ausgelöst, war eine drastische Zunahme in der Greifkraft zu verzeichnen. Die Autoren folgern daraus, dass bei einer Selbstausslösung des Pendels die Intention der Probanden in einer erfolgreichen Kollision liegt. Wird das Pendel hingegen vom Versuchsleiter ausgelöst, erhöhte sich die Greifkraft, die Anzahl der Kollisionen jedoch war reduziert.

Die durch die Selbstausslösung wahrgenommenen Rückmeldungen der linken Hand liefern demzufolge den notwendigen Input, um den Kollisionszeitpunkt und die Pendelbahn zu antizipieren. Wurde den Probanden die Pendelamplitude verbal mitgeteilt, die Auslösung erfolgte aber über den Versuchsleiter, wurde nur eine geringfügige Reduktion der Greifkraft festgestellt. Auch hier zeigt sich, dass verbale Mitteilungen nicht ausreichen, um die Einschränkung des visuellen Blickwinkels zu kompensieren. Die Schlussfolgerung ist auch hier, dass propriozeptive Wahrnehmungen aus der kontralateralen Hand entscheidend sind für die Antizipation der Greifkraft.

## **8.2 Bewegungsstrategien**

### **8.2.1 Strategien zur Standstabilisation**

Die Stabilisierung des KSP wird in einer Vielzahl von Untersuchungen, die Standkontrolle betreffend, hervorgehoben (STAPLEY et al. 1999, MERGNER et al 1991, MOUCHINO et al. 1992, NARDONE&SCHIEPATTI 1988). Aus einer biomechanischen Sichtweise erfolgt die Kontrolle des KSP durch eine Zentrierung, bei der durch Ausgleichsbewegungen in den Körpersegmenten die Teilschwerpunkte über der Unterstützungsfläche gehalten werden (CRENNA et al 1987, PEDOTTI et al 1989). WINTER (1995) zeigt, dass eine Auslenkung des KSP in der sagittalen Achse, entweder durch eine Beugung in der Hüfte (Hüftstrategie), oder durch Flektieren im Sprunggelenk (ankle-strategy) ausgeglichen werden kann.

Auf der Ebene der neuromuskulären Bewegungskontrolle werden sogenannte „feed-forward“ Regulationen diskutiert (BOUISSET&ZATTARA 1981 und 1987, PATLA et al 1999). Diese, im englischen Sprachgebrauch als „antizipatory postural adjustments (APA)“ (STAPLEY et al 1999) bezeichneten Kontrollmechanismen, haben ihre funktionelle Bedeutung in einer Erhöhung der Gelenksteifigkeit und in der Vorwegnahme von Extremitätenbewegungen, die eine Auslenkung des KSP bewirken können. Dies wurde von STAPLEY anhand von Untersuchungen bei Greif- und Zeigebewegungen während des aufrechten Stehens gezeigt. Bereits vor der Bewegung des Armes erfolgt eine Aktivierung des M. tibialis, die als zentral generiertes Programm Schwankungen des KSP in anteriorer und posteriorer Richtung kontrolliert, und dadurch zur Stabilisierung des KSP beiträgt (STAPLEY et al 1999).

### **8.2.2 Mechanische Bedeutung des M. tibialis anterior für die Standstabilisation**

Wie gezeigt wurde, kommt es während der Standphase der ersten Blindsprünge, aber auch bei den Sprüngen mit randomisiert wechselnden Absprunghöhen, zu einer Aktivierungszunahme des M. tibialis ant.. Dies wurde bisher als Beitrag zur aktiven KSP-Stabilisierung interpretiert. Aus einer biomechanischen Sichtweise ist dies dann gewährleistet, wenn die Summe aller Kräfte und die Summe aller Momente, die auf den KSP einwirken, gleich Null sind. Dabei muss das Lot aus der Summe aller Körpersegmente innerhalb der Unterstützungsfläche des Körpers liegen (WILLIMCZIK 1989). In Abbildung 74 ist dies schematisch dargestellt.

Um die Projektion des Lotes aus der Unterstützungsfläche zu verlagern, muss die Kraft „ $F$ “ den stilisierten Unterschenkel nach in anterior oder posterior auslenken. Es gilt im Falle einer Auslenkung nach vorne

$$F > \frac{r1}{h} \cdot G \quad \text{Formel (6) oder um den Körper nach hinten auszulenken}$$

$$F > \frac{r2}{h} \cdot G \quad \text{Formel (7).}$$

Die Kraft „ $F$ “, die notwendig ist, um den Körper aus dem Gleichgewicht zu bringen, hängt einerseits ab vom Gewicht ( $G$ ) und andererseits vom Abstand der Schwerelinie ( $CP$ ) bis zur Drehkante des Vorfußes bzw. des Rückfußes ( $r1$  bzw.  $r2$  in Abbildung 74).

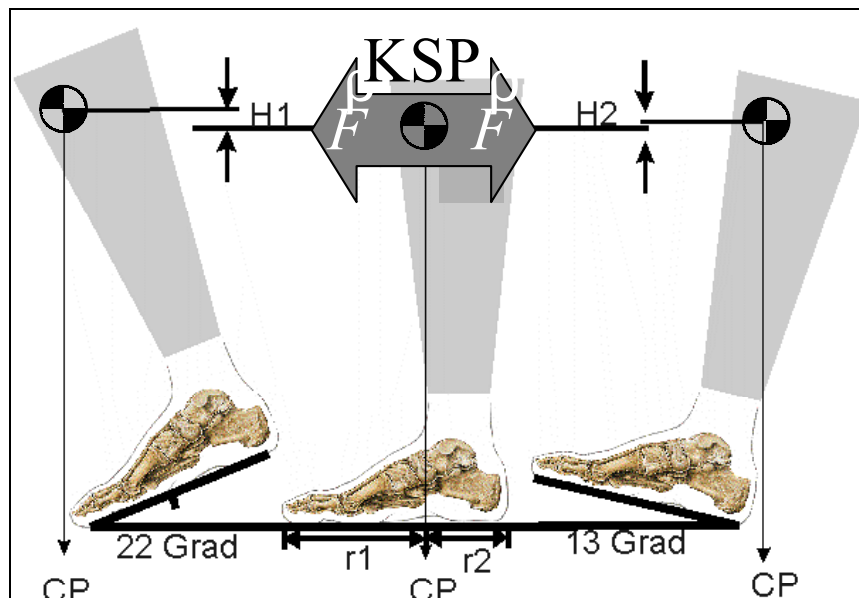


Abbildung 74: Schematische Darstellung der zu leistenden Hubarbeit um den KSP aus der Gleichgewichtslage zu bringen. Dies erfordert bei einer Auslenkung nach vorne einen Drehwinkel um 22° während nach hinten 13° ausreichen, um eine instabile Lage zu erreichen. Auch die zu leistende Hubarbeit ( $H$ ) muss bei einer Auslenkung nach vorne größer sein.

Der im Vergleich zum Hebelarm des Rückfußes ( $r2$ ), längere Hebelarm des Vorfußes ( $r1$ ), bewirkt, dass im Falle einer Auslenkung nach vorne eine größere Kraft nötig ist, um das System aus dem Gleichgewicht zu bringen. Eine Instabilität liegt dann vor, wenn sich der KSP soweit verlagert, dass sich das „center of pressure“ ( $CP$ ) außerhalb der Unterstützungsfläche befindet. Der längere Hebelarm des Vorfußes ( $r1$ ) erfordert somit eine größere Hubarbeit.

Der längere Hebelarm bewirkt, dass, bei einer Auslenkung nach vorne, eine größere Kraft notwendig wäre, um das System aus dem Gleichgewicht zu bringen. Weiterhin wird durch den Hebelarm die Winkelgeschwindigkeit reduziert. Dies hat zur Folge, dass sich, bei Schwankungen nach vorne, der Zeitraum, in dem ein stabiler Zustand gewährleistet ist, verlängert.

Die bei den Experimentalbedingungen beobachtete Aktivierung des M. tibialis ant. in der Standphase bewirkt ein dorsalflektierendes Drehmoment am OSG. Im Sinne eines ökonomischen Bewegungsablaufes erscheint es sinnvoll, die Grundsätze der mechanischen Hebelgesetze in die Bewegungskontrolle mit einzubeziehen. Besteht die Möglichkeit, passive mechanische Gesetzmäßigkeiten in die Bewegungsprogrammierung zu integrieren, kann hierdurch muskuläre Energie eingespart werden (feed-forward-Kontrolle).

### **8.2.3 Verfügbarkeit von motorischen Programmen**

Die tierexperimentellen Versuche von DYHRE-POULSEN (1984) an Affen und von MCKINLEY (1983 a und b) bei Katzen zeigen, dass die Tiere ein festes Programm für die Landung benützen.

Wie sich eine falsche Information auf die Innervationscharakteristik eines Tief-Hoch-Sprunges auswirkt, wird in Abbildung 75 am Beispiel eines Probanden dargestellt. Vergleichbar den tierexperimentellen Versuchen sollte überprüft werden, wie sich eine falsche Höhenangabe auf die Bewegungsausführung auswirkt. Hierzu wurde einem Probanden, nach Beendigung der Versuchsreihe „WECHSEL“, mitgeteilt, dass zwei Sprünge aus der Absprunghöhe 54 cm nicht verwertbar seien, und deshalb wiederholt werden müssten. Es erfolgte dann ein Sprung aus 54 cm Höhe. Im Anschluss daran wurde der Tisch auf die Höhe 24 cm eingestellt. Die verbale Information für den Probanden war, dass wieder ein Absprung aus 54 cm erfolgen sollte. Es ist zu erwarten, dass aufgrund der Erfahrung des vorhergehenden Sprunges und der verbalen Anweisung, eine lange (~300 ms) Einflugzeit antizipiert wird.

Das qualitative EMG-Muster (Abbildung 75) zeigt, dass sowohl im M. gastrocnemius wie auch im M. tibialis ant. keine Voraktivierung auftritt. Wie angenommen erwartet der Proband eine längere Einflugzeit. Die Kraftspitzen nach der Landung weisen auf ein Durchschlagen der Ferse hin. Durch den unerwarteten

Aufprall wird nach dem initialen Bodenkontakt, der M. gastrocnemius (GM) wie auch der M. soleus (nicht abgebildet) zusammen mit dem M. tibialis ant. (TIB) koaktiviert. In der dem initialen Landekontakt folgenden Phase der Standstabilisation sind deutliche Auslenkungen in der Kraftkurve (Fz) ersichtlich, was auf eine vertikale Nachregulation des KSP schließen lässt. Als modulierender Muskel ist in dieser Phase primär der M. tibialis ant. aktiv, während der M. gastrocnemius nur sporadisch aktiviert wird. Dies zeigt, dass die Voreinstellung bei diesem Sprung durch die Erwartungshaltung einer längeren Flugzeit geprägt ist. Die Vorerfahrung des vorhergehenden Sprunges aus 54 cm ist offensichtlich für den Probanden ausreichend, um ein Aktivierungsmuster für diese Absprunghöhe zu generieren. Durch die unerwartet kurze Einflugzeit kann dies jedoch nicht zur Anwendung kommen.

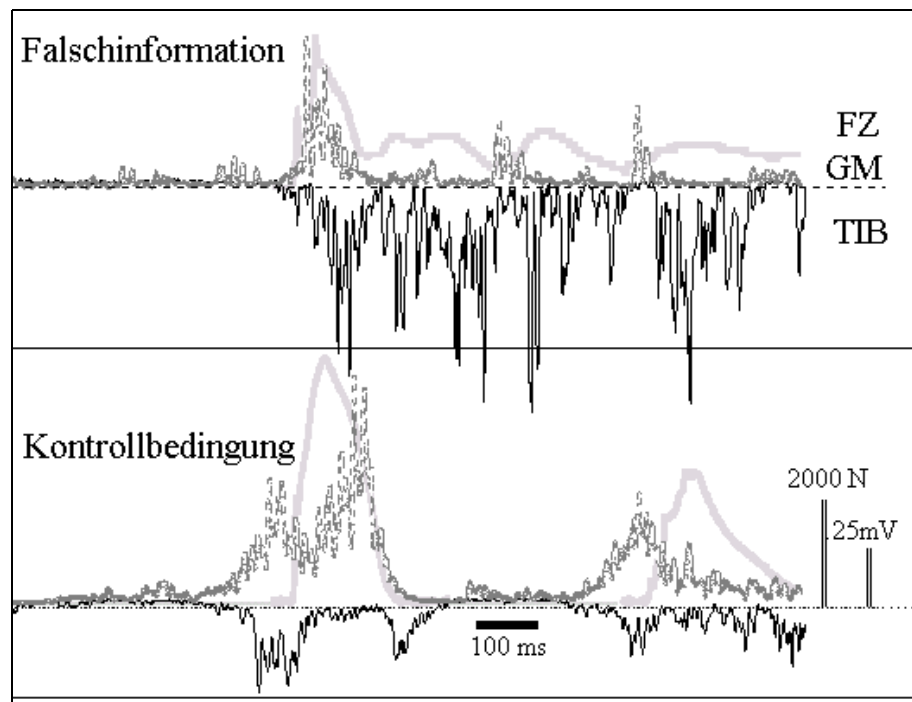


Abbildung 75: Innervationsmuster nach einem Absprung aus 24 cm mit falscher Höheninformation "54 cm". Zum Vergleich ist eingerahmt dargestellt das Innervationsmuster aus 54cm unter visueller Kontrolle.

Wird der gleiche Versuch mit einem anderen Probanden aus einer Absprunghöhe von 54 cm gemacht aber die verbale Information „24 cm“ gegeben, so ist eine frühe Innervation im M. soleus und M. gastrocnemius zu beobachten, die der eines visuellen 24 cm -Sprunges entspricht.

Der Muskel wird in diesem Fall nicht abgeschaltet, sondern bis zur Landung innerviert. Durch die Verlängerung der Flugzeit registriert der Proband eine Veränderung in der Aufgabe, die nicht mehr übereinstimmt mit seiner ursprünglichen Planung. Ist er in der Lage diese Veränderung bewusst aufzunehmen, so erfolgt eine Phase der Neueinstellung der verschiedenen Parameter. Da hierzu aber ein Zeitkontingent für die Aufnahme und Generierung einer entsprechenden Antwort notwendig ist, wird die Standphase verlängert.

Eine systematische Untersuchungsreihe konnte aus folgenden Gründen nicht durchgeführt werden:

1. Ein Sprung dieser Art kann, bedingt durch die auftretenden Belastungen, nur von einem sprungkrafttrainierten Probanden absolviert werden.
2. Für eine Gewährleistung des „Überraschungsmoments“ kann jeder Versuch nur einmal mit demselben Probanden durchgeführt werden.
3. Lerneffekte können nicht ausgeschlossen werden.
4. Die notwendige Vertrauensbasis zwischen Versuchsleiter und Probanden, die bei Blindsprüngen gegeben sein muss, wäre eventuell nachhaltig gestört worden.

#### ***8.2.4 Einfluss der Bewegungserfahrung bei reaktiven Sprüngen***

Die Innervationscharakteristik einer Landung, bzw. eines Tief-Hoch-Sprunges bei Kindern, die noch wenig oder keine Erfahrung mit reaktiven Bewegungen haben, wurde anhand einer Einzeluntersuchung bei drei Mädchen im Alter von 5, 6 und 7 Jahren untersucht.

Als wichtigstes Ergebnis zeigt sich bei allen Kindern eine deutlich ausgeprägte Vorinnervation. Bei dem 5-jährigen Mädchen ist diese Phase mit 224 ms extrem lang. Erst nach einer sehr langen Standphase von über 500 ms wird der Absprung eingeleitet. Dabei sind die mittleren EMG-Amplituden der Vorinnervation vergleichbar mit denen des Absprunges. In der Phase der Voraktivierung zeigt sich im *M. gastrocnemius* ca. 90 ms vor dem Bodenkontakt eine deutliche Aktivitätshemmung, was bedeutet, dass der Wadenmuskel in der initialen Bodenkontaktphase nicht aktiviert wird. Als Konsequenz hieraus sind Kraftspitzen zu beobachten, die vom Durchschlagen der Ferse resultieren. Diese Kraftspitzen entsprechen mit ca. 1000 N, dem 5-fachen des Körpergewichtes des Mädchens.



Aufgrund der qualitativen Analyse der Innervationscharakteristik ist zu folgern, dass bei diesem Kind, die für eine Landung und auch für einen Tief-Sprung notwendige intermuskuläre Aktivierung, noch nicht adäquat vorprogrammiert werden konnte. Vielmehr ist zu vermuten, dass die hohe Voraktivierung im M. gastrocnemius zu einer Spitzfußstellung im Fußgelenk führt. Durch die geringe Aktivierung des M. tibialis ant. wird auch keine Ko-Kontraktion aufgebaut, die eine Steifigkeit am Sprunggelenk gewährleisten würde. Weiterhin muss man aus der langen Vorinnervationsdauer schließen, dass das Mädchen die Extensorengruppe direkt nach dem Absprung einschaltet. Diese Strategie wäre aus funktionellen Gesichtspunkten erklärbar, da sich durch die Spitzfußstellung der Bremsweg verlängert, wodurch wiederum eine Verlängerung der Kontaktzeit resultiert. Auf die Anbringung von Winkelmessern zur Überprüfung der Gelenkinematik wurde verzichtet, um die Präparationsphase für die Kinder so kurz wie möglich zu halten.

Im Vergleich mit dem jüngsten Mädchen ist bei der 7-jährigen bereits ein Aktivierungsmuster ersichtlich, das die prinzipielle Charakteristik eines koordinierten Bewegungsablaufes zeigt. Die Vorinnervation beträgt knapp über 100 ms, und mit 193 ms ist die Kontaktzeit auch sehr kurz. Aus der Kraftkurve ist kein Durchschlagen der Ferse erkennbar. Aus Sicherheitsgründen wurde der erste nicht visuelle Sprung aus der Absprunghöhe von 20 cm durchgeführt. Basierend auf dem vorhandenen Aktivierungsmuster für eine reaktive Sprungausführung waren die beiden ältesten Kinder auch in der Lage, ohne visuelle Kontrolle aus den unterschiedlichen Höhen abzuspringen. Um hier jedoch valide und reliable Daten zu erhalten, sollte diese Versuchsreihe anhand einer größeren Probandengruppe aus der jeweiligen Altersstufe untersucht werden.

Die niedrige Absprunghöhe bewirkt einen geringen Landeimpuls mit einem Höchstwert in der Kraftkurve, der nur das 2-fache des Körpergewichtes des Mädchens ausmacht. Wie auch bei den erwachsenen Probanden, wird die fehlende visuelle Rückmeldung beim ersten Blindsprung durch eine Verlängerung in der Kontaktzeit kompensiert. Nach vier Sprüngen ohne visuelle Rückmeldung ist das Aktivierungsmuster wieder koordiniert, woraus zu schließen ist, dass die motorische Programmierung ohne visuelle Informationen möglich ist. Die bei den vorhergehenden Sprüngen gemachten propriozeptiven Erfahrungen sind scheinbar ausreichend, um ein der Aufgabe entsprechendes Innervationsmuster zu generieren.

Das jüngste Kind war nicht bereit, blind von der Plattform abzuspringen. Man sollte unter diesem Aspekt berücksichtigen, dass eventuelle Einflüsse, hervorgerufen durch die spezifische Laborsituation, einen negativen Einfluss auf die Leistungsbereitschaft (Stress) der Kinder haben können.

Es ist davon auszugehen, dass zur Kontrolle des Körpers räumliche Parameter über das visuelle System aufgenommen werden. Speziell bei dem jüngsten Kind ist aber anzunehmen, dass die kognitiven Erfahrungswerte noch nicht so weit ausgeprägt sind, um ein adäquates motorisches Programm zu generieren. Können die Kinder jedoch auf kurz zuvor gemachte Erfahrungen zurückgreifen, und sind die Konsequenzen absehbar, können die Kinder ein Gefühl der Bewegungssicherheit aufbauen. Vor allem der Aspekt einer „sicheren“ Bewegungsausführung führt dazu, dass die Bewegung nicht mehr durch Aufmerksamkeit kontrolliert werden muss, sondern automatisch ablaufen kann.

Bei der Planung einer Bewegungsaufgabe sollte der informationsverarbeitende Prozess möglichst in parallel ablaufenden Schritten erfolgen (EDELMANN-NUSSER 1998). WICKENS (1974) (aus Singer 1985, S.273) zeigte, dass Erwachsene im Vergleich zu Kindern besser in der Lage sind, Aufmerksamkeit auf zwei parallel ablaufende Bewegungsaktionen zu verteilen. Ist die Informationsaufnahme bei Kindern eher einkanalig organisiert, muss man auch davon ausgehen, dass die motorische Ausführung von Teilaufgaben seriell organisiert ist. Ein serielles Abarbeiten führt aber zu einer Verlängerung in den Teilaufgaben, bzw. die Koppelung zwischen den Teilaufgaben ist verlängert. Die Strategie, die vor allem bei schnell ablaufenden Bewegungen angewendet werden kann, um fehlende Informationen aufzunehmen, liegt entweder in einer Verlangsamung der einzelnen Teilbereiche, oder aber die Zeit zwischen zwei Teilbereichen wird verlängert. Dies wird durch die Verlängerung der Kontaktzeit dokumentiert.

Während der motorischen Entwicklung des Laufens findet eine parallele Fortentwicklung sensorischer Systeme statt (BRANDT et. al 1976). BRANDT zeigte, dass die Standstabilisation bei Kindern, die sich in der Übergangsphase vom Krabbeln zum Laufen befanden, durch eine Störung des visuellen Inputs negativ, bis hin zum Umfallen, beeinträchtigt wird. Die visuelle Störung wurde durch eine sich

drehende Scheibe mit Punkten hervorgerufen, die im Blickfeld der Kinder positioniert war. Die gleichen Versuche mit Erwachsenen führten bei diesen nur zu einer minimalen Neigung des Kopfes. Bei Erwachsenen wird bei einem artifiziellen Reiz diese Fehlinformation mit den Informationen eines anderen sensorischen Systems (z.B. Vestibularorgan) verglichen und dann entsprechend kontrolliert bzw. nachreguliert. Die Defizite bei Kindern erklärt der Autor damit, dass das kindliche System während dieser Entwicklungsphase noch nicht in der Lage ist, die unterschiedlichen sensorischen Einflüsse zu verschalten.

### **8.3 Modifizierbarkeit von Bewegungsprogrammen**

Muss ein motorisches Programm noch offengehalten werden, weil relevante Informationen noch nicht zur Verfügung stehen, stellt sich die Frage, wie lange die Aufmerksamkeit auf ein externes Signal aufrecht erhalten werden kann.

Anhand der Untersuchung „Piep-Sprung“ konnte die verfügbare Zeit, die für die Entscheidungsfindung notwendig war, variiert werden. Dabei zeigt sich, dass die Fehlversuche ab einer Vorinformationszeit (VI) von  $>100$  ms deutlich reduziert werden können. Stehen mehr als 150 ms zwischen Signal und Landung zur Verfügung, wird die Aufgabe in über 95% der Sprünge korrekt ausgeführt. Für eine korrekte Interpretation dieser Befunde ist zu berücksichtigen, dass die Wahrnehmung des akustischen Signals auch noch während der exzentrischen Bremsphase, während der Dehnung des Muskels, erfolgen kann. VIITASALO et. al. (1998) berichten von gemessenen Bremszeiten von 67 ms bei sprungkrafttrainierten Probanden (Dreispringer), und von 129–139 ms bei Untrainierten.

Aus der Signalzeit plus der Bremszeit addiert sich eine Gesamtzeit von über 200 ms, die zur Registrierung des akustischen Signals zur Verfügung steht. Diese Gesamtzeit ist mit Reiz- Reaktionszeiten aus der Literatur vergleichbar (GAO&ZELAZNIK 1961, HENRY 1961). Dabei sollte noch in Betracht gezogen werden, dass die Reiz-Reaktionszeiten wesentlich kürzer sind, wenn die Reizaufnahme während der Bewegungsausführung erfolgt (SLATER-HAMEL 1960).

Diese Ergebnisse zeigen, dass die Zeit zwischen Absprung vom Tisch und Landung ausreicht, um auf ein externes Signal zu reagieren. Voraussetzung ist, dass mindestens 200 ms zwischen dem Signal und dem konzentrischen Absprung liegen.

### ***8.3.1 Veränderungen in der Aktivierungscharakteristik beim Offenhalten eines motorischen Programms***

Auf die Entscheidungsaufgabe „Springen“ oder „Landen“ reagiert das motorische System, unabhängig von der Bewegungsaufgabe, indem die Steifigkeit am Sprunggelenk durch eine erhöhte Voraktivierung heraufgesetzt wird.

Die in allen Bedingungen gültigen Sprünge ergaben keine Unterschiede in der neuromuskulären Aktivierungscharakteristik zwischen der Aufgabe „Landen“ oder „Abspringen“. Die im Vergleich zur Kontrollbedingung erhöhte Voraktivierung weist vielmehr darauf hin, dass eine erhöhte Aufmerksamkeit auf die Wahrnehmung des akustischen Signals vorliegt. Diese erhöhte Aktivierung liefert einen zusätzlichen Beitrag zur Fixierung des Sprunggelenks.

Bedingt durch die erhöhte Voraktivierung, kann das tendo-muskuläre System des M. triceps surae auf die mechanisch effizienten Eigenschaften der elastischen Komponenten zurückgreifen und somit die kürzere Zeitspanne kompensieren. Erfolgte kein akustisches Signal konnte die Bewegung abgebrochen werden.

Sollte es möglich sein, durch eine Erhöhung der Aufmerksamkeit ein erhöhtes Aktivierungsniveau anzusteuern, könnten hierdurch reaktive Trainingsmethoden entwickelt werden, die eine Dehnungsbelastung reduzieren. Eine für das Training der reaktiven Kraftfähigkeit häufig eingesetzte Methode besteht in der Erhöhung der Dehnungsbelastung (GOLLHOFER, 1987, GOLLHOFER et al 1992, FRICK 1993 SCHMIDTBLEICHER & GOLLHOFER 1985 und 1982). Wie gezeigt werden konnte, sollte die Dehnungsbelastung die individuelle Leistungsfähigkeit eines Athleten nicht überschreiten, damit eine Überbeanspruchung der beteiligten Strukturen vermieden wird. Im Falle einer zu niedrigen Belastung ist der gewünschte Reiz zu klein und somit wird auch kein Trainingseffekt erzielt. Vor allem im Jugendbereich ist die Wahl der Trainingsbelastung von entscheidender Bedeutung, damit Schädigungen am aktiven und passiven Bewegungsapparat verhindert werden. Weitere Untersuchungen müssten zeigen, ob sich durch eine gesteigerte Aufmerksamkeit auch das Leistungspotential bei Tief-Hoch-Sprüngen erhöhen lässt. Eine gewünschte Erhöhung der Trainingsbelastung wäre durch die Lenkung der Aufmerksamkeit auf eine Zusatzaufgabe gegeben. Die dadurch mögliche Reduzierung der Dehnungsbelastung könnte ein effizienteres Training bewirken.

#### **8.4 Relevanz für das Bewegungslernen**

Beim Erlernen von motorischen Bewegungsabläufen kann die Minimierung der Bewegungsgeschwindigkeit eine Möglichkeit sein, eine bewusste Informationsaufnahme von Körperlagen und Körperpositionen zu ermöglichen (LEIKOV&RAPP 1998). Die Komplexität von hochstehenden sportmotorischen Fertigkeiten erfordert es deshalb, im Laufe eines Lernprozesses die Bewegung in Teilkomponenten zu zerlegen. Dabei kann die Aufmerksamkeit auf bestimmte Phasen der Bewegung bzw. Positionen gelenkt werden.

Im Kunstturnen kann z.B. der Handstützüberschlag aufgeteilt werden in die 6 funktionellen Phasen des Anlaufes (1), Absprung vom Sprungbrett (2), der ersten Flugphase (3), der Stützphase (4), zweite Flugphase (5) und Landung (6) (BRÜGGEMANN 1989). Für die qualitative Ausführung ist eine hohe Anlaufgeschwindigkeit erforderlich. Dies wurde von BRÜGGEMANN nachgewiesen, der einen hohen korrelativen Zusammenhang von ( $r=.78$  bzw.  $r=.83$ ) zwischen der Anlaufgeschwindigkeit und der Flughöhe zeigte.

Für einen reaktiven Absprung (Phase 2) ist es entscheidend, eine Körperposition einzunehmen, die auf den KSP einen exzentrischen Kraftstoß ausübt. Dadurch wird das notwendige Drehmoment um die Körperbreitenachse eingeleitet und eine Erhöhung des KSP erreicht. Wird die Anlaufgeschwindigkeit zu hoch gewählt, kann es zu einem „Überlaufen“ der korrekten Absprunglage kommen. Das heißt, der Kraftvektor des Bremsstoßes verläuft hinter dem KSP und kann somit nur wenig zu einer Erhöhung beitragen. Die Gründe für eine unkorrekte Absprunglage müssen dabei in konditionellen und koordinativen Defiziten gesehen werden.

Für die Vermittlung des Handstützüberschlag ist es aus methodischen Gesichtspunkten daher notwendig, dass vor einer angestrebten Steigerung der Anlaufgeschwindigkeit die Phase zwischen letztem Anlaufschritt und Absprung automatisiert werden sollte (siehe auch LEE et al 1982 zur Anlaufgestaltung im Weitsprung). Durch Üben des Anlaufes mit angepasster Geschwindigkeit können relevante Informationen registriert und erinnert werden. Basierend auf der Verfügbarkeit dieser Informationen kann ein motorischer Bewegungsplan generiert werden, der dann eine automatische Kontrolle der komplexen Anlauf-Absprung-Bewegung erlaubt.

Die Unterteilung von Bewegung in funktionelle Bewegungsphasen, wie z. B. die klassische 3-Phaseneinteilung von MEINEL&SCHNABEL (1987) oder auch die

verfeinerte Gliederung von GÖHNER (1979), ist aber nicht immer ausreichend, um die unterschiedlichen Aspekte einer Bewegung zu beschreiben. Vor allem intraindividuelle und auch interindividuelle Bewegungsmerkmale können oftmals nur unzureichend einer bestimmten Funktionsphase zugeordnet werden.

Die Verarbeitung von Bewegungskorrekturen ist, wie gezeigt wurde, von verschiedenen Faktoren abhängig.

Bestätigt wird dies auch in Untersuchungen, in denen die Behaltensleistung bei der Ausführung einer motorischen Aufgabe untersucht wurde (WULF 1994). Sowohl in Laborversuchen als auch am Beispiel der komplexen Bewegung von Basketballwürfen wird der Aspekt des „Knowledge of Results“ als relevante Information in Lernexperimenten untersucht. Dabei sollte geprüft werden, wie sich die Quantität der Informationsgabe auf die Behaltensleistung auswirkt. In den Experimenten konnte die Autorin zeigen, dass die Fehlerrate abnimmt, wenn Korrekturhinweise nach jedem Ballwurf bzw. nach jedem fünften Versuch gegeben werden. Wird nach einem Zeitraum von zwei Wochen die Behaltensleistung überprüft, so zeigte die Testgruppe mit gepooltem Korrekturhinweisen ein besseres Erinnerungsvermögen. Diese Ergebnisse können dahingehend interpretiert werden, dass die Aufmerksamkeit für interne Rückmeldungen blockiert bzw. behindert wird, wenn eine Korrektur nach jedem Versuch erfolgt. Erhält der Proband jedoch nur z.B. nach jedem fünften Versuch eine Korrekturanweisung, so kann er die in den dazwischen liegenden Versuchen gewonnene kinästhetische Information aufnehmen und für nachfolgende Ballwürfe abrufen.

Angewandt auf die alltägliche Trainingspraxis bedeutet dies, dass externe Korrekturanweisungen, z.B. des Trainers, nicht zwangsläufig mit der Eigenwahrnehmung des Athleten übereinstimmen müssen. Beeinflusst werden die Korrekturen dabei durch das Bewegungssehen des Trainers, das aber nicht immer in der Lage ist, die mechanischen Vorgänge bei komplexen und schnellen Bewegungen korrekt zu erfassen. Über das visuelle System können primär nur die Bewegungstrajektorien einzelner Körpersegmente analysiert werden. Rückmeldungen über die muskuläre Aktivierung, über Spannungszustände in den tendo-muskulären Strukturen sowie über den Motivationszustand müssen in weiten Teilen vom Ausführenden selbst registriert und analysiert werden.

Weiterhin erreichen die verbalen Anweisungen immer mit einer zeitlichen Verzögerung von wenigen Sekunden den Athleten. Bei Outdoor Sportarten, wie z.B. Skispringen oder Ski Alpin kann die Zeit bis zur Korrekturanweisung sogar mehrere Minuten betragen. Dies kann dazu führen, dass der Athlet die Aufnahme von propriozeptiv-kinästhetischen Informationen blockiert, da seine Aufmerksamkeit auf die verbalen Anweisungen des Trainers gerichtet ist. Hieraus kann eine Verlängerung des Lernprozesses resultieren.

Für die Trainingspraxis ist deshalb zu fordern, dass vor allem in technokompositorischen Sportarten, bei denen die koordinativen Anforderungen im Vordergrund stehen, die Eigenwahrnehmung von Bewegung gefördert werden sollte. Dieser Ansatz wird unter anderem in den systemtheoretischen Ansätzen von HAKEN (1995) und auch von EDELMANN-NUSSER (1998) unterstützt. Der Athlet muss eine hohe Bewegungskompetenz aufweisen, damit eine adäquate Programmierung gewährleistet werden kann. Er muss in der Lage sein, die propriozeptiv-kinästhetischen Rückmeldungen zu registrieren und so abzuspeichern, dass sie bei Bedarf abgerufen werden können. Hierzu ist es notwendig, dass diese Informationen mit einem aktuellen Körperschema in Einklang gebracht werden.

### **8.5 Fazit**

In der vorliegenden Arbeit sollte untersucht werden, wie sich der Ausfall des visuellen sensorischen Systems bei reaktiven Tief-Hoch-Sprüngen auswirkt. Durch die Darstellung der abgeleiteten neuromuskulären Aktivierungscharakteristik und der dazu synchron erfassten dynamographischen Daten können diverse Aspekte der Bewegungsprogrammierung und Bewegungskontrolle dargestellt werden. Außerdem sollte überprüft werden, ob sich der Verlust von visuellen Informationen über verbale Anweisungen oder andere sensorische Systeme kompensieren lässt.

Es konnte gezeigt werden, dass sich das motorische Bewegungsprogramm drastisch verlängert, wenn visuelle Informationen fehlen. Dieser Ausfall kann aber wieder relativ schnell, nach zwei bis drei Sprüngen, ausgeglichen werden. Dies trifft allerdings nur dann zu, wenn keine Veränderung in den Absprunghöhen vorgenommen werden. Dies lässt darauf schließen, dass propriozeptive Informationen den Ausfall des visuellen Systems kompensieren können. Aufgrund der Beobachtungen, die bei Sprüngen mit wechselnder Absprunghöhe gemacht

wurden, wird festgestellt, dass die verbale Information über die Absprunghöhe nicht ausreicht, um das ursprüngliche Bewegungsmuster zu initiieren.

Im Falle des völligen Informationsdefizits kann eine komplette Modulation in der Bewegungskörperausführung dargestellt werden. Das ursprünglich kompakte Zeitmuster zwischen exzentrischer Dehnung und dem Absprung wird in diesem Fall, aber auch bei allen ersten Blindsprüngen, verlängert. Dies kann mit der Unsicherheit der Probanden über den Zeitpunkt des Landekontaktes begründet werden. Kann der Landekontakt nicht genau antizipiert werden, dann wird nur ein Landeprogramm initiiert.

Die Verlängerung der Kontaktzeit dient vorrangig dazu, den KSP zu stabilisieren. Erst nach der Standstabilisation kann wieder ein Absprung erfolgen. Die positiven Mechanismen einer Kontraktion im DVZ sind in diesem Fall nicht mehr gegeben. Prinzipiell kann festgehalten werden, dass im Falle der Unsicherheit von zwei getrennten Bewegungsprogrammen, nämlich für Landung und Absprung, auszugehen ist.

Unterstützt wird dies durch die Untersuchungsergebnisse mit den Kindern. Auch hier zeigt sich vor allem beim jüngsten Kind, dass zwar ein Aktivierungsmuster für eine Landung vorliegt, die Verknüpfung von exzentrischer und konzentrischer Phase aber noch nicht vorhanden ist.

Während der verlängerten Standphase ist es möglich, sensorische Informationen zu sammeln, die dann für die Programmierung von nachfolgenden Sprüngen verfügbar sind. Aufgrund der Untersuchung „Piepsprung“ konnte weiterhin gezeigt werden, dass das motorische Programm eines reaktiven Tief-Hoch-Sprunges bis ca. 150ms vor der Landung noch verändert werden kann. Kommt das akustische Signal jedoch zu kurz vor der Landung, kann auch hier ein Auseinanderdriften im EMG mit einer verlängerten Kontaktzeit beobachtet werden.

Als weiteres Ergebnis dieser Untersuchung kann festgehalten werden, dass durch die erhöhte Aufmerksamkeit auf ein akustisches Signal eine Zunahme der Aktivierung sowohl vor als auch während der Bodenkontaktphase festgestellt wurde. Es sollte in weiteren Untersuchungen gezeigt werden, ob Trainingsformen, die eine Lenkung der Aufmerksamkeit bewirken, als effiziente Trainingsmethode sinnvoll erscheinen, um die Leistung im reaktiven Sprungkrafttraining zu potenzieren.



## 9 LITERATUR

1. ADAMS J.A. A closed-loop theory of motor learning. In: Journal of motor behaviour 3, 111-150, 1971.
2. ALLUM J.H.J. Observations on the control of human ankle position by stretch reflexes. In: TAYLOR A., PROCHAZKA A. (Hrsg.) Muscle receptors and movement. 325-337 London, 1981.
3. ANDERSON J. R. Kognitive Psychologie 2. Auflage, Spektrum Akademischer Verlag, 1996.
4. ANDERSSON G, YARDLEY L, LUXON L. A dual-task study of interference between mental activity and control of balance. In: Am J Otol Sep, 19(5): 632-637, 1998.
5. ANTONI M., SCHMIDTBLEICHER D., DIETZ V.: Möglichkeit der schnellen Innervationskorrektur beim Laufen durch den spinalen Dehnungsreflex In: Leistungssport, 9, 428-432, 1979.
6. AVELA J., SANTOS PM., KYROLAINEN H., KOMI PV. Effects of different simulated gravity conditions on neuromuscular control in drop jump exercises. Aviat Space Environ Med Vol. 65, No. 4, 301-8, 1994.
7. AVELA J., SANTOS, PM., KOMI, PV. Effects of differently induced stretch loads on neuromuscular control in drop jump exercise. In: European Journal of Applied Physiology, Vol. 72, No. 5-6, 553-62 1996.
8. BARTLETT F. C. Remembering: A study in experimental and social psychology. Cambridge: Cambridge University Press, 1932.
9. BERARDELLI A., HALLATT M., KAUFMANN C., FINE E., SIMON S.R. Stretch reflexes of triceps surae in normal man. In: J. of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry, 45, 513-525, 1982.
10. BERGER W. Normale und gestörte Gangentwicklung beim Kind. In: TW Pädiatrie 5, 140-145, 1992.
11. BERNSTEIN N.A. The coordination and regulation of movements. Pergamon, New York, 1967.
12. BERTHOZ A., LACOUR M., SOECHTING JF., VIDAL PP. The role of vision in the control of posture during linear motion. In: Prog Brain Reserach 50: 198-209, 1979.
13. BIRBAUMER N., SCHMIDT R.E. Lernen und Gedächtnis. In: SCHMIDT R.E., THEWS G. (Hrsg). Physiologie des Menschen, Springer Verlag, 26. Auflage, 154-166, 1995.
14. BOBBERT M. F. , HUIJING P.A., Van INGEN SCHENAU G.J. Drop Jumping II. The influence of dropping height on the biomechanics of jumping. In: Medicine in Science in Sports and Exercises. Vol. 19, Nr. 4, 339-346, 1987.
15. BOSCO C., KOMI PV. Potentiation of the mechanical behavior of the human skeletal muscle through prestretching. In: Acta. Physiol. Scand. 106, 467-472, 1979.
16. BOUISSET S., ZATTARA M. Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. In: Journal of Biomechanics, Vol. 20, No. 8, 735-742, 1987.
17. BRANDT Th., WENZEL D. DICHGANS J. Die Entwicklung der visuellen Stabilisation des aufrechten Standes beim Kind: Ein Reifezeichen in der Kinderneurologie. In: Arch. Psychiat.Nervenkr. 223, 1-13, 1976.
18. BROADBENT D.E. Perception and Communication. New York, Pergamon , 1958.
19. BRÜGGEMANN P. Biomechanik der Sportarten – Kunstturnen In: WILLIMCZIK K. (Hrsg.) Biomechanik der Sportarten. 232-267, Rowohlt 1989.
20. BÜHRLE M. Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings. Schriftenreihe des Bundesinstitutes für Sportwissenschaft, Bd. 56. 1985.
21. BÜHRLE M. Maximalkraft – Schnellkraft – Reaktivkraft. Kraftkomponenten und ihre dimensionale Struktur. In: Sportwissenschaft, 19, 311-325, 1989.

22. CAVAGNA G.A., SABIENE F.P., MARGARIA R. Effect of negative work on the amount of positive work performed by an isolated muscle. In: *Journal of Appl. Physiol.*, 20, 157-158, 1965.
23. CAVAGNA G.A., DUSMAN B, MARGARIA R.. Positive work done by a previously stretched muscle. In: *Journal of Appl. Physiol.*, 24, 21-32, 1968.
24. CRENNNA P., FRIGO C., MASSION J., PEDOTTI A. Forward and backward axial synergies in man. In: *Experimental Brain Research*, Vol. 65, No. 3, 538-548, 1987.
25. DAUGS R, BLISCHKE K. Sportliche Bewegung zwischen Kognition und Motorik. In: DAUGS, BLISCHKE, MARSCHALL, MÜLLER, (Hrsg.) *Kognition und Motorik*, 3. Symposium der dvs-Sektion Sportmotorik. 1995.
26. DELUCA C.J. The use of Surface Electromyography in Biomechanics. In: *Journal of applied Biomechanics*, Human Kinetics Publishers, 13, 135-163, 1997.
27. DIETZ V. Human neuronal control of automatic functional movements: Interaction between central programs and afferent input. In: *Biological Reviews* 72, Nr. 1, 33- 60, 1992.
28. DIETZ V., BERGER W., HORSTMANN G.. Posture in Parkinsons disease: impairment of reflexes and programming. In: *Ann Neurol.* 24, 660-669, 1988.
29. DIETZ V., DISCHER M., TRIPPEL M. Task-dependent modulation of short- and long-latency electromyographic responses in upper limb muscles. In: *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* Vol. 93, No. 1, 49-56, 1994.
30. DIETZ V., NOTH J. Pre-innervation and stretch responses of triceps brachii in man falling with and without visual control. In: *Brain Res.* 142: 576 - 579, 1978.
31. DIETZ V., NOTH J., SCHMIDTBLEICHER, D. Interaction between pre-activity and stretch reflex in human triceps brachii during landing from forward falls. In: *J. Physiol.* No. 311, 113 - 125, 1981.
32. DYHRE-POULSON P. LAURSEN A.M. Programmed elektromyographic activity and negative incremental muscle stiffness in monkeys jumping downward. In: *J. Physiol.* No. 350, 121-136, 1984.
33. EDELMANN-NUSSER J. Taskzustandsdiagramme und Neuronale Netze als Modelle paralleler Informationsverarbeitung sportlicher Handlung und Bewegung. Dissertation Universität Stuttgart, 1998.
34. FARAH M. The neurological basis of mental imagery: A componential analysis. In: *Neuropsychologia* 24, 245-272, 1984.
35. FRICK U. Kraftausdauerverhalten im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus. Dissertation, Köln 1993.
36. GAO L., ZELAZNIK H. The modification of an already programmed response: A new interpretation of HENRY and HARRISON (1961). In: *J. of Motor Behaviour* 23, 221-223, 1991.
37. GÖHNER U. *Bewegungsanalyse im Sport*. Schorndorf, 1979.
38. GOLLHOFER A. Komponenten der Schnellkraftleistung im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus. Dissertation, Erlensee, SFT: 1987a.
39. GOLLHOFER A. Innervation characteristics of M. gastrocnemius during landing on different surfaces. In: JONSSON, B.: *Biomechanics X-B. Champaign*, III, 701-706, 1987b.
40. GOLLHOFER A. Belastungsvariation und motorische Koordination. Habilitationsschrift Universität Freiburg, 1993.
41. GOLLHOFER A. Integrative Forschungsansätze in der Bio & Mechanik. 3. Symposium der dvs-Sektion Biomechanik. 1995.
42. GOLLHOFER A., HORSTMANN G., BERGER W., DIETZ V. Compensation of translational and rotational perturbations in human posture: stabilization of the centre of gravity. In: *Neurosci Lett.* Vol. 105, No. 1-2, 73-78, 1989.

43. GOLLHOFER A., KYROELAEINEN H. Neuromuscular control of the human leg extensor muscles in jump exercises under various stretch-load conditions. In : Int. J. Sports Med. 12: 34 - 40, 1991.
44. GOLLHOFER A., RAPP W. Recovery of stretch reflex responses following mechanical stimulation. In: Eur. J. Appl. Physiol 66, 415-420, 1993.
45. GOLLHOFER A., SCMMIDTBLEICHER D. Stretch reflex responses of the human triceps surae following mechanical stimulation. In: GREGOR R.J., ZERNICKE R.T., WHITING W.C.: Proceedings of the XII Int. Congress of Biomechanics, Los Angeles, 219-200, 1989a
46. GOLLHOFER A., SCMMIDTBLEICHER D. Protokoll der Expertendiskussion: Methodische Probleme der Elektromyographie. In: DAUGS R., LEIST K.H., ULMER H.V. (Hrsg.). Motorikforschung aktuell. Dvs-Protokolle Nr. 35, 74-79, 1989b.
47. GOLLHOFER A., STROJNIK V. Effects of electrostimulation on the motor characteristics in jump performance. In: Medicine and Science in Sports and exercise. 1994.
48. GOLLHOFER A., STROJNIK V., RAPP W., SCHWEITZER L. Behaviour of triceps surae muscle-tendon complex in different jump conditions. In: Eur. J. Appl. Physiology 64, 283-291, 1992
49. GOODWIN M., McCLOSKEY DI., MATTHEWS PB. The contribution of muscle afferents to kinaesthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralysing joint afferents. In: Brain, Vol. 95, No. 4, 705-48, 1972.
50. GORDON A.M., FORSSBERG H., JOHANSSON R.S., WESTLING G. The integration of haptically acquired size information in the programming of precision grip. In: Exp. Brain Research. 83, 483-488, 1991a.
51. GORDON A.M., FORSSBERG H., JOHANSSON R.S., WESTLING G. Visual size cues in the programming of manipulative forces during precision grip. In: Exp Brain Research, 83, 477-482, 1991b.
52. GOTTLIEB G.L., AGARWAL G.C. Stretch and Hoffmann reflexes during phasic voluntary contractions of the human soleus muscle. In: Electroencephal. Clin. Neurophysiol, 44, 553-561, 1978.
53. GOTTLIEB G.L., AGARWAL G.C. Responses to sudden torques about ankle in man: Myotatic Reflex. In: J. of Neurophysiology, 42, 91-106, 1979.
54. GREENWOOD R., HOPKINS A. Landing from an unexpected fall and a voluntary step. In: Brain 99, 375 - 386, 1976a.
55. GREENWOOD R., HOPKINS A. Muscle responses during sudden falls in man. In : J. Physiol. 254: 507 - 518, 1976b.
56. GRIGG P. Peripheral neural mechanisms in proprioception. In: Journal of Sport Rehabilitation 3, 2-17, 1994.
57. GRILLNER S. Neurobiological bases of rhythmic motor acts in vertebrates. In: Science 12, 143-149, 1985.
58. GRILLNER S., McLELLAN A., PERRET C. Entrainment of the spinal pattern generators for swimming by mechano-sensitive elements in the lamprey spinal cord in vitro. In: Brain Research 3, 217(2), 380-386, 1981.
59. GRILLNER S., WALLEN P. Central pattern generators for locomotion, with special reference to vertebrates. In: Annu Rev Neurosci, 8, 233-261, 1985.
60. HAKEN H. Erfolgsgeheimnisse der Natur, Synergetik: Die Lehre vom Zusammenwirken. Rowohlt Taschenbuch 1995.
61. HEBB D. O. The Organization of Behaviour 1949
62. HELD R. Plastizität sensorisch-motorischer Systeme. In: Spektrum der Wissenschaft: Wahrnehmung und visuelles System. Heidelberg, 200-210, 1987.
63. HENRY F.M. Reaction-time movement time correlations. In: Perceptual and Motor Skills 12, 63-66, 1961.
64. HIGGINS J.R. Human movement: An integrated approach. St-Louis, 1977.

65. HORAK F.B., SHUPERT C.L., DIETZ V., HORSTMANN G. Vestibular and somatosensory contributions to responses to head and body displacement in stance. In: *Exp. Brain Res.* Vol. 100, 93-106, 1994.
66. HORSTMANN G.A., GOLLHOFER A., DIETZ V. Reproducibility and adaptation of the EMG responses of the lower leg following perturbations of upright stance. In: *Electroencephal. Clin. Neurophysiol.* 70, 447-452, 1988.
67. HUBBARD A.W., SENG C.N. Visual movements of batters. In: *Research Quarterly.* 25, 42-57, 1954.
68. HUIJING P.A. Das elastische Potential des Muskels. In: KOMI P. (Hrsg.) *Kraft und Schnellkraft im Sport.* 155-172, 1994.
69. JAMES W. Dimensions of radical empiricism (1890). In: McDERMOTT J.J. (Hrsg.): *The writings of William James.* Chicago 1977.
70. JEANNEROD M. Coordination Mechanisms in Prehension Movements. In: STELMACH G.E., REQUIN J. *Advances in Psychology, Tutorials in Motor Behaviour II.* North-Holland, 265-287, 1992.
71. JOHANSSON R.S., WESTLING G. Roles of glabrous skin receptors and sensorimotor memory in automatic control of precision grip when lifting rougher or more slippery objects. In: *Exp. Brain Res.* 56, 550-564, 1984.
72. JOHANSSON R.S., WESTLING G. Signals in tactile afferents from the fingers eliciting adaptive motor responses during precision grip. In: *Exp. Brain Res.* 66, 141-154, 1987
73. JOHANSSON R.S., WESTLING G. Coordinated isometric muscle commands adequately and erroneously programmed for the weight during lifting task with precision grip. In: *Exp. Brain Res.* 71, 59-71, 1988a.
74. JOHANSSON R.S., WESTLING G., Programmed and triggered actions to rapid load changes during precision grip. In: *Exp. Brain Res.* 71, 72-86, 1988b.
75. KEELE S.W. Motor control in skilled motor performance. *Psychol. Bull.* 70, 387-403, 1968.
76. KEELE S.W. Motor control. In: KAUFMANN L, THOMAS J, BOFF K. (Hrsg.) *Handbook of perception and performance.* New York 1986.
77. KEELE S.W. Motor programs: concepts and issues. In: JEANNEROD M. (Hrsg.) *Motor Representation and Control.* Hillsdale, 77 – 110, 1990.
78. KENDALL F.P., KENDALL-MCCREARY E. *Muskeln, Funktionen und Test.* Gustav Fischer Verlag, Stuttgart 1988.
79. KIBELE A. Zur Problematik der biomechanischen Leistungsdiagnostik von Tief-Hochsprüngen. In: *Spectrum der Sportwissenschaften*, Vol.9, Nr. 1, 81-98, 1997.
80. KLINKE R. Der Gleichgewichtssinn. In: SCHMIDT R.E., THEWS G. (Hrsg.) *Physiologie des Menschen* Springer Verlag, 26. Auflage, 251-257, 1995.
81. KOMI P.V. Der Dehnungs-Verkürzungszyklus In: KOMI P.V. (Hrsg.). *Kraft und Schnellkraft im Sport.* Deutscher Ärzte Verlag, 173-183, 1994.
82. KOMI P.V., GOLLHOFER A. Fatigue during stretch-shortening cycle exercises. In: *Med. and Sport Science* 26, 119-127, 1987.
83. KOMI P.V., GOLLHOFER A. Stretch reflexes can have an important role in force enhancement during SSC exercise. In: *J of applied Biomechanics* Vol. 13, 451-460, 1997.
84. KOMI P.V., NORMAN R.W. Preloading of the thrust phase in cross-country skiing 1983.
85. KONCZAK J. Benutzt das Gehirn „Motorische Programme“ zur Steuerung von Bewegung. In: DAUGS, BLISCHKE, MARSCHALL, MÜLLER, (Hrsg.) *Kognition und Motorik*, 3. Symposium der dvs-Sektion Sportmotorik, 37 – 51, 1995.
86. KONCZAK J. DICHGANS J. The development of hand trajectory formation and joint kinematics during reaching in infancy. In: FETTER M, MISSLICH H, TWEED D. (Hrsg) *Three dimensional kinematics of eye- head, and limb movements.* Amsterdam: Harwood Academic Publishers, 315-320, 1997.

87. LACKNER JR. Some proprioceptive influences on the perceptual representation of body shape and orientation. In: *Brain*. 111, 281-297, 1988.
88. LACKNER JR. LEVINE MS. Changes in apparent body orientation and sensory localization induced by vibration of postural muscles: vibratory myesthetic illusions. In: *Aviation Space & Environmental Medicine*. 50(4), 346-54, 1979.
89. LACKNER JR., DiZIO PA. Aspects of body self-calibration. In: *Trends Cogn Sci*, Vol. 4, No. 7, 279-288, 2000.
90. LASHLEY K.S. The accuracy of movement in the absence of excitation from a moving organ. In: *American Journal of Physiology*. 43, 169-194, 1917.
91. LEE D.N. A theory of visual control of braking based on information about time to collision. In: *Perception* Vol.5, 437-459, 1976.
92. LEE D.N. Visuo-motor coordination in space-time. In: STELMACH G.E., REQUIN J. (eds.). *Tutorials in Motor Behavior*, North Holland Publishing Company, 1980.
93. LEE D.N. ARONSON E. Visual proprioceptive control of standing in human infants. In: *Perception & Psychophysics* 15, Nr.3, 529-532 1974.
94. LEE D.N., REDDISH P.E. Plummeting gannets: a paradigm of ecological optics. In: *Nature*, Vol. 293, 293-294, 1981.
95. LEE D.N., THOMSON J.A., LISHMAN J.R. Regulation of Gait in Long Jumping. In: *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, Vol 8, No 3, 448-459, 1982.
96. LEE D.N., YOUNG D.S., REDDISH P.E., LOUGH S., CLAYTON T M.H. Visual timing in hitting an accelerating ball. In: *Quarterly Journal of Experimental Psychology* 35A, 333-346, 1983.
97. LEIKOV H., RAPP W. Rahmenkonzeption der Ausbildung im Gerätturnen an der Universität Stuttgart. In: BRUCKMANN, M. (Hrsg) *Gerätturnen in der Sportlehrerausbildung: freies Turnen - Bilanz und Perspektiven / Symposium für Lehrende an den Hochschulen und Workshop für Studierende*. Sportspektrum, 7, 1998.
98. LESTIENNE F. Effects of inertial load and velocity on the braking process of voluntary limb movements. *Exp Brain Research* 35, 407-418, 1979.
99. MARQUARDT C., GENTZ W., MAI N. The role of vision in skilled handwriting In: SIMNER M.L., LEEDHAM A.J., THOMASSEN W.M. (eds.). *Handwriting and Drawing Research: Basic and Applied Issues*: IOS Press, 87-97, 1996.
100. MCKINLEY P.A. Motor Sequences in Landing from a Jump Down. In: STELMACH G.E., REQUIN J.(eds). *Tutorials in Motor Behavior II.*, 713-723, 1992.
101. MCKINLEY P.A., SMITH J.L., GREGOR R.J. Responses of elbow extensors to landing forces during jump downs in cats. In: *Exp.Brain.Res* 49, 218-228 1983a.
102. MCKINLEY P.A., SMITH J.L. Visual and vestibular contribution to prelanding EMG during Jump-downs in Cats. In: *Exp.Brain.Res* 52, 439-448 1983b.
103. MCKINLEY P.A., PEDOTTI A. Motor strategies in landing from a jump: the role of skill in task execution. In: *Experimental Brain Research* 90, 427-440, 1992.
104. MEGAW E.D. Possible modification to a rapid on-going programmed manual response. In: *Brain Research*, 71, 425-441, 1974.
105. MEINEL K, SCHNABEL G. *Bewegungslehre – Sportmotorik*, Berlin, 1987.
106. MELVILLE-JONES G., WATT D.G.D. Muscular control of landing from unexpected falls in man. In: *J. Physiol*. 219, 729-737, 1971.
107. MERGNER T., SIEBOLD C.,SCHWEIGART G., BECKER W.: Human perception of horizontal trunk and head rotation in space during vestibular and neck stimulation. In: *Exp. Brain Res*. 85, 389-401, 1991.
108. MILLET G., PERREY S., CANDAU R., BELLI A., BORRANINI F., ROUILLON JD. External loading does not change energy cost and mechanics of rollerski skating. In: *Eur. J Appl. Physiol*. 78, 276-282, 1998.

109. MORITANI T., SHIBATA M. Premovement Electromyographic Silent Period and alpha-Motoneuron Excitability. In: *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Vol. 4 Nr. 1, 27-36, 1994.
110. MOUCHINO L., AURENTY R., MASSION J., PEDOTTI A. Is the trunk a reference frame for calculation leg position.? In: *Neuroreport* 4, 125-127, 1992.
111. MÜLLER F., KONCZAK J. Neuromotorische Kontrolle bei Funktionsstörungen der Basalganglien und des Cerebellums. In: *Psychologische Beiträge*, Bd. 37, 664-686, 1995.
112. MÜLLER H., REISER M. Ausführungsvariabilität bei geforderter Ergebniskonstanz – Konsequenzen für die optimale Gestaltung von Bewegungsbahnen. In: GOLLHOFER A. (Hrsg.) *Integrative Forschungsansätze in der Bio & Mechanik*. 3. Symposium der dvs-Sektion Biomechanik. 99-109, 1995.
113. MUNZERT J. Ein computationaler Ansatz zur Differenzierung von (Bewegungs-) Vorstellungen. In: LOOSCH E., TAMME M. (Hrsg) *Motorik – Struktur und Funktion*. 4. Symposium der dvs-Sektion Sportmotorik. 113-117, 1996.
114. NARDONNE A., SCHIEPATTI M. Postural adjustments associated with voluntary contraction of leg muscles in standing man. In: *Exp Brain Research* 69: 469-480, 1988.
115. NASHNER L.M., BERTHOZ A. Visual contribution to rapid motor responses during postural control. In: *Brain Research*, 150, 403-407, 1978.
116. NEUBERT A. Zur Diagnostik und Trainierbarkeit des reaktiven Bewegungsverhaltens. Inaugural-Dissertation Universität Freiburg, 1998.
117. NITSCH J. R. Intention und Handlungsregulation. In: DAUGS, BLISCHKE, MARSCHALL, MÜLLER, (Hrsg.) *Kognition und Motorik*, 3. Symposium der dvs-Sektion Sportmotorik. 1995.
118. NOTH J. Physiologische Grundlagen der Entstehung elektromyographisch ableitbarer Spannungen. In: DAUGS R., LEIST K.H., ULMER H.V. (Hrsg.). *Motorikforschung aktuell*. Dvs-Protokolle Nr. 35, 74-79, 1989.
119. ORLOVSKY G. N. The effect of different descending system on flexor and extensor activity during locomotion. In: *Brain Research*, 40, 369-371, 1971.
120. PAIVIO A. *Imagery and verbal processes*. New York, Holt, Rinehart & Winston, 1971.
121. PAIVIO A. *Mental representations: A dual coding approach*. New York, Oxford University Press, 1986.
122. PATLA A.E., PRENTICE S.D., RIETDYK S., ALLARD F., MARTIN C. What guides the selection of alternate foot placement during locomotion in humans. *Exp Brain Res*, 128: 441–450, 1999.
123. PAVLOVA G. P., Response of Deiter’s neurons to tilt during locomotion. In: *Brain Research* 42, 212-214, 1972.
124. PEDOTTI A., CRENNNA P., DEAT A., FRIGO C., MASSION J. Postural synergies in axial movements: short and long-term adaptation. In: *Experimental Brain Research*, Vol. 74, No. 1, 3-10, 1989.
125. PERREY S., MILLET G. CANDAU R., ROUILLON JD. Stretch –shortening cycle in rollerski skating: effects of technique. In: *Int. J Sports Med*. 19, 513-520, 1998.
126. POSNER, M.I., SNYDER, C.R., DAVIDSON, B.J.: Attention and the detection of signals. In: *Journal of Experimental Psychology: General*, 109, S.160-174, 1980.
127. PROCHAZKA. A., WESTERMAN R.A., ZICCONE S.P. Ia-afferent activity during a variety of voluntary movements in the cat. In: *Journal of Physiology* Nr. 268, 423-448, 1977.
128. PROKOP T., SCHUBERT M., BERGER W. Visual influence on human locomotion. Modulation to changes in optic flow. *Experimental Brain Research* Vol. 114, No. 1, 63-70, 1997.
129. ROLAND P. E., FRIBERG L. Localization of cortical areas activated by thinking. *Journal of Neurophysiology*, 53, 1219-1243, 1985.

130. ROSSETTI Y., GAUNET F., THINUS-BLANC C. Early visual experience affects memorization and spatial representation of proprioceptive targets. In: Neuroreport (England), Apr. 26, 7, 1219-1223, 1996.
131. ROTH K. Koordinations und Techniktraining. In: Leichtathletiktraining. 4-9, 1999.
132. SALE D.G. Neural adaptation to resistance training. In : Med. and Science in Sports and Exercise 20, 135 - S145, 1988.
133. SANTOS P.M., AVELA J., BOOTSMAN R., SARDINHA L.B., KOMI P.V. Visual control of muscle preactivation in drop jump exercises. In: Proceedings XV ISBS Conferenc, Jyväskylä, 1985.
134. SCHMIDT R.A. A schema theory of discrete motor skill learning. In: Psychological Review 82, 225-260, 1975.
135. SCHMIDT R.A. Motor Control and learning, Urbana-Champaign, III 1982.
136. SCHMIDT R.A., RUSSELL D.G. Movement velocity and movement time as determiners of degree of preprogramming in simple movements. In: J Exp Psychol Vol. 96, 315-20, 1972.
137. SCHMIDTBLEICHER D. Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus. In: RÖTHIG P., BECKER H., CARL K., KAYSER D., PROHL R.(Hrsg) Sportwissenschaftliches Lexikon, Hoffmann Schorndorf, 108, 1992.
138. SCHMIDTBLEICHER D., ANTONI M., DIETZ V. Innervationsmuster der Beinstreckmuskulatur bei Bergaufläufen. In : Leistungssport 11, 350-357, 1981.
139. SCHMIDTBLEICHER D., GOLLHOFER A. Neuromuskuläre Untersuchungen zur Bestimmung individueller Belastungsgrößen für ein Tiefsprungtraining. In: Leistungssport 12, 298-307, 1982.
140. SCHMIDTBLEICHER D., GOLLHOFER A. Einflussgrößen des reaktiven Bewegungsverhaltens und deren Bedeutung für die Sportpraxis In: BÜHRLE M. Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings. Schriftenreihe des Bundesinstitutes für Sportwissenschaft Bd. 56. 271-282, 1985.
141. SCHMIDTBLEICHER D., GOLLHOFER A., FRICK U. Auswirkungen eines Tiefsprungtrainings auf die Leistungsfähigkeit und das Innervationsverhalten der Beinstreckmuskulatur. In : Dtsch. Zeitschrift für Sportmed. 38, 389-394, 1987.
142. SHAFFER L.H. Motor Programming and Control. In: STELMAC, G.E., REQUIN J. Advances ind Psychology 87, Tutorials in Motor Behaviour II. North-Holland, 181-195, 1992.
143. SHARP P.H.,WHITING H.T. Exposure and occluded duration effects in a ball catching skill. In: Journal of Motor Behaviour. 6, 139-147, 1974.
144. SHARP P.H.,WHITING H.T. Information-processing and eye movement behaviour in a ball-catching skill. In: Journal of Human Movement Studies. 1, 124-131,1975.
145. SHUMWAY-COOK A., HORAK F.B. Assessing the influence of sensory interaction of balance. Suggestion from the field. In: Phys Ther. Oct, 66(10),1548-50, 1986
146. SIDAWAY B. Fractional Reaction Time in Lower Leg Responses: A Note on Response Programming Time. In: Research Quarterly For Exercise and Sport, Vol 59, No. 3, 248-251, 1988.
147. SIDAWAY B., McNITT-GRAY J, DAVIS G. Visual Timing of Muscle Preactivation for Landing. In: Ecological Psychology, 1 (3), 253-264, 1989.
148. SIMONEAU M., PAILLARD J., BARD C., TEASDALE N., MARTIN O., FLEURY M., LAMARRE Y. Role of the feedforward command and reafferent information in the coordination of a passing prehension task. Experimental Brain Research, Vol. 128, 236-42, 1999.
149. SINGER R.N. Motorisches Lernen und menschliche Leistung. Limpert, 1. Auflage, 1985.
150. SLATER-HAMMEL A.T. Reliability, Accuracy and Refractoriness of a transit reaction. In: The Research Quarterly Vol.31, No.2, 217-228,1960.
151. SPAETH R.K. Relationship between consistency of movement and environmental conditions. Quest 17, 149-154 1972.

152. SPENCER J.P. THELEN E. A multimuscle state analysis of adult motor learning. In: *Exp Brain Res* 128, 505–516, 1999.
153. SPURR R.T. Subjective aspects of braking. In: *Automobile Engineer*, 59, 58-61, 1969.
154. STAPLEY P.J., POZZO T., CHERON G., GRISHIN A. Does the coordination between posture and movement during human whole-body reaching ensure center of mass stabilization? In: *Experimental Brain Research*, Vol. 129, 1, 134-146, 1999.
155. STEIN J.F, GLICKSTEIN M. Role of the cerebellum in visual guidance of movement. In: *Physiological Reviews*, Vol. 72, No. 4, 968-1006, 1992.
156. THOMPSON H.W., MCKINLEY P.A. Landing from a jump: the role of vision when landing from known and unknown heights. In: *Neuro Report*, 6, 581-584, 1995.
157. TURRELL Y.N., LI F.X., WING A.M. Grip force dynamics in the approach to a collision. *Experimental Brain Research* Vol. 128, No. 1-2, 86-91, 1999.
158. Van INGEN SCHENAU G.J., BOBBERT M.F., DeHAAN A. Does elastic energy enhance work and efficiency in the stretch-shortening-cycle (Target article). In: *Journal of applied Biomechanics*, Vol.13, 4, 389-415, 1997.
159. VESTER F. Denken, Lernen Vergessen. DTV, München, Auflage 23, 1996.
160. VIITASALO J.T., SALO A., LAHTINEN J. Neuromuscular functioning of athletes and non-athletes in the drop jump. In: *Eur J. Appl Physiol* 78, 432-440, 1998.
161. WERSCHOSHANSKIJ J.V. Grundlagen des speziellen Krafttrainings. In: ADAMS D., WERSCHOSHANSKIJ J.V. *Modernes Krafttraining im Sport*. Trainerbibliothek ,37-148, 1972.
162. WICKENS C.D. Temporal limits of human processing: A developmental study. In: *Psychological Bulletin*, 81, 739-755, 1974.
163. WIESENDANGER, M. Motorische Systeme. In: SCHMIDT R.F., THEWS G. *Physiologie des Menschen*, Springer Verlag, 26. Auflage, 1996.
164. WINTER D.A. A.B.C. of balance during standing and walking. Waterloo Biomechanics 1995.
165. WOOLACOTT H. Posture and gait from newborn to elderly. In: AMBLARD B. BERTHOZ A., CLARAC F. (Hrsg.) *Posture and gait: Development, adaption and modulation*. 1988.
166. WULF G. Zur Optimierung motorischer Lernprozesse. Schorndorf: Hoffmann, 1994.
167. ZIJLSTRA W. Adaptability of human stepping patterns. PhD Thesis Universität Groningen 1997.
168. ZIMMERMANN, M. Das somatoviszzerale sensorische System. In: SCHMIDT R.F., THEWS G. (Hrsg.) *Physiologie des Menschen*. 331-339, Springer Verlag, 26. Auflage 1995a.
169. ZIMMERMANN, M. Grundlagen der Regelprozesse In: SCHMIDT R.F., THEWS G. (Hrsg.) *Physiologie des Menschen*. 340-348, Springer Verlag, 26. Auflage 1995b.
170. ZUSHI K., TAKAMATSU K., KOTO T. Influence of dropping heigth and magnitude of dropping mass by extra weigths on eccentric power output of drop jumping. In: SANDERS R. *Abstract of the ISBS Conference in Perth*, 65-166, 1991.



## 10 ANHANG

### 10.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Funktionelle Übersichte über Viszerozeption und Propriozeption für die Generierung eines Körperschemas. (Aus: ZIMMERMANN 1995a).....	9
Abbildung 2: Strukturierung des motorischen Beanspruchungsbereiches der Kraftleistungen (angepasst aus: BÜHRLE 1989).....	13
Abbildung 3: Einflussfaktoren die eine Kontraktion im DVZ beeinflussen.....	14
Abbildung 4: Innervationscharakteristik für die an einem reaktiven Tief-Hoch-Sprung beteiligten Primemover. (angepasst aus GOLLHOFER 1987).....	15
Abbildung 5: Innervationscharakteristik und vertikale Bodenreaktionskräfte bei Hoch-Tief-Sprüngen aus unterschiedlichen Absprunghöhen. Die vertikalen Linien zeigen den Bereich vor Bodenkontakt in dem das EMG reduziert ist (aus: GOLLHOFER 1993).....	17
Abbildung 6: Vertikale Bodenreaktionskräfte und EMG M. gastrocnemius bei variablen Gewichtsbelastungen und- entlastungen. Die vertikale Linie repräsentiert den Landezeitpunkt. (aus GOLLHOFER&KYROLAINEN et al 1991).....	20
Abbildung 7: Schematische Darstellung der Schematheorie (nach SCHMIDT 1982).....	25
Abbildung 8: schematische Darstellung der sensorischen Repräsentationsfelder der menschlichen Hirnrinde. (aus: WIESENDANGER 1995).....	31
Abbildung 9: Schematische Darstellung eines Modells zur Verarbeitung und Speicherung von Informationen Im besonderen Maße relevant für die vorliegende Arbeit ist der Bereich des primären und sekundären Gedächtnisspeichers (angepasst aus: BIRBAUMER&SCHMIDT, 1995).....	35
Abbildung 10: Schematische Darstellung der Greifapparatur (aus JOHANNSON&WESTLING 1984).....	37
Abbildung 11: Schematische Darstellung der Berechnung der „time to contact“. Das schematische Auge wird als stationär angenommen auf die sich die Punkte (P) und (Q) mit der Geschwindigkeit V in Richtung Z bewegt.“0“ repräsentiert das Zentrum der Retina, während P' sich als Abbild von P im Abstand r von Zentrum entfernt auf das wiederum Q direkt projiziert. Durch die Geschwindigkeit von P entfernt sich P' mit der Geschwindigkeit v radial vom Zentrum der Retina (0). Weitere Erläuterung zur Berechnung der „time to contact“ im Text.....	45
Abbildung 12: EMG des lateralen triceps der Katze bei Absprüngen aus unterschiedlichen Höhen unter Blindbedingungen. Die senkrechte Linie gibt den Bodenkontakt an. Kurve A wird als normales Muster definiert. Gepunktete senkrechte Linien stellen den erwarteten Landekontakt dar. (aus: McKINLEY&SMITH 1983).....	56
Abbildung 13: Schematische Darstellung der in der vorliegenden Arbeit primären untersuchten Einflussfaktoren im DVZ. Der Bereich der konditionellen und koordinativen Faktoren spielt in der vorliegenden Arbeit nur eine untergeordnete Rolle.....	60
Abbildung 14: Realphoto einer Probandin bei einem Experimentalsprung.....	62
Abbildung 15: Hubtisch mit Kraftmessplatte und Kontaktmatte. Nicht dargestellt ist die Schallisolierung des Öldruckmotors. Der grüne Kreis zeigt schematisch die Anbringung des Drehpotentiometers.....	64
Abbildung 16: Schematische Berechnung der Fallzeit mittels Lichtschranke.....	68
Abbildung 17: Übersicht der abgeleiteten Muskeln des rechten Beines sowie des Rumpfes. Am Knie- und Sprunggelenk wurden bei einigen Probanden mittels Goniometer die Winkelverläufe erfasst.....	72
Abbildung 18: Schematische Darstellung des Signaleinzuges und der Weiterverarbeitung.....	75
Abbildung 19: Schematische Darstellung der erfassten Variablen für die zeitliche Synchronisation. Dargestellt sind die Signale der Kontaktmatte (gestrichelte Linie), der vertikalen Bodenreaktionskraft (helle Linie) sowie das EMG des M. gastrocnemius (dunkel). Die Pfeile bezeichnen den Zeitpunkt des Absprunghöhe vom Tisch ( $t_{ab}$ ), den Einschaltzeitpunkt ( $t_{ein}$ ) des Muskels, den initialen Landekontakt ( $t_0$ ) und den Absprunghöhezeitpunkt ( $t_3$ ). Weitere Erklärungen im Text.....	77
Abbildung 20: Variablen Definition der Vorinnervation und der reflektorischen Phasen. Die gestrichelten Linien repräsentieren Fenster mit einer Dauer von 30 ms, beginnend nach dem initialen Landekontakt. LER bezeichnet die späte EMG-Antwort (late EMG response). Sie wird berechnet aus der Differenz von EMG über die Kontaktzeit minus der Summe der 30ms-Fenster.....	78

Abbildung 21: Bestimmung von Kontaktzeit und Innervationshemmung des <i>M. gastrocnemius med.</i> .....	79
Abbildung 22: Fallzeiten der visuellen Kontrollbedingung. Rechts ist die physikalische Fallzeit aufgeführt. In Blockpfeilen die Differenz von gemessener und physikalischer Fallzeit.....	81
Abbildung 23: Einschalt- (grau) und Vorinnervationszeiten (schraffiert) der visuellen Kontrollbedingung. Die Summe aus beiden Werten entspricht den gemessenen Fallzeiten. ....	82
Abbildung 24: Mittlere Kontaktzeit und std. err. der Bedingung „KONSTANT“. Die Horizontale Linie gibt den Wert der Kontrollbedingung an.....	83
Abbildung 25: Mittlere Kontaktzeit und std. err. der Bedingung „WECHSEL“. Horizontale Linie gibt den Wert der Kontrollbedingung an.....	84
Abbildung 26: Mittlere Kontaktzeit und std. err. der Bedingung „NO-INFO“. Horizontale Linie gibt den Wert der Kontrollbedingung an.....	84
Abbildung 27: Mittlere Kontaktzeit und std. err. Zusammengefasst dargestellt sind die Werte aus allen 4 Höhen. Horizontale Linie repräsentiert die visuelle Kontrollbedingung. ....	85
Abbildung 28: Sprunghöhen der männlichen und weiblichen Versuchspersonen für die visuelle Kontrollbedingung. ....	86
Abbildung 29: Mittelwerte. der Sprunghöhen der ersten Blindsprünge (hell) sowie die zusammengefassten Blindsprünge 2-5 (dunkel). Als Balken eingefügt, der jeweilige Mittelwert der visuellen Kontrollbedingung. ....	87
Abbildung 30: Qualitative Darstellung der Blindsprünge 1. und 5. eines Probanden. Dargestellt ist der <i>M. gastrocnemius</i> (nach oben) und invertiert der <i>M. tibialis ant.</i> ) sowie die vertikale Bodenreaktionskraft (schwarz hinterlegt). Die gepunktete Linie zeigt den initialen Bodenkontakt.....	88
Abbildung 31: Mittelwert und std.err. des integrierten Gastrocnemius-EMG (IEMG) über die Kontaktzeit für Bedingung KONSTANT (oben) und WECHSEL (unten). Gepunktete Linie gibt den visuellen Kontrollwert als Mittelwert aus den vier Absprunghöhen an.....	89
Abbildung 32: IEMG <i>M. gastrocnemius</i> der Bedingung „NO-INFO“.....	90
Abbildung 33: IEMG über die Kontaktzeit des <i>M. gastrocnemius</i> für die einzelnen Blindsprünge. Die Werte repräsentieren den Mittelwert aus allen vier Absprunghöhen. Die gepunktete Linie gibt den visuellen Kontrollwert an. ....	91
Abbildung 34: Mittelwert und std.err. des IEMG des <i>M. tibialis</i> . Dargestellt sind die Bedingungen „KONSTANT“(oben) und „WECHSEL“ (unten).Gepunktete Linie zeigt den visuellen Kontrollwert. ....	92
Abbildung 35: Mittelwert und std. err. des IEMG des <i>M. tibialis</i> . Dargestellt ist Bedingung „NO-INFO“. Gepunktete Linie zeigt den visuellen Kontrollwert.....	93
Abbildung 36: IEMG <i>M. tibialis</i> über die Kontaktzeit. Säulen zeigen den Mittelwert der Blindsprünge zusammengefasst aus den vier Absprunghöhen. Die durchgezogenen Linien zeigen einen jeweiligen Trend der Sprungfolge. Die gepunktete Linie repräsentiert die visuelle Kontrollbedingung. ....	94
Abbildung 37 IEMG und std.abw. für den <i>M. soleus</i> über die Kontaktzeit dargestellt als Mittelwert aller Blindsprünge. Gepunktete Linie zeigt den Wert der Kontrollbedingung.....	95
Abbildung 38: Vorinnervationszeit aller ersten Blindsprünge aus den vier Absprunghöhen. Auffällig, die Reduzierung zwischen den Experimentalbedingungen bei der niedersten Sprunghöhe. ....	98
Abbildung 39: Vorinnervationszeit und Einschaltzeit der ersten Blindsprünge für alle Bedingungen.....	99
Abbildung 40: Vorinnervationszeit und Einschaltzeit in Abhängigkeit von der Absprunghöhe. Die ansteigende Einschaltzeit, die durch die potentiellen Trendlinien dargestellt werden, kann durch die Zunahme der Flugzeit erklärt werden. ....	99
Abbildung 41: Vorinnervationszeit und Einschaltzeit in Abhängigkeit von der Absprunghöhe. Der Anstieg in der Einschaltzeit ist nicht signifikant. ....	100
Abbildung 42: Vorinnervationszeit und Einschaltzeit in Abhängigkeit von der Absprunghöhe. Anhand der Trendlinien zeigt sich ein signifikanter Anstieg in der Vorinnervationszeit. ....	100
Abbildung 43: IEMG der Vorinnervation der ersten Blindsprünge des <i>M. gastrocnemius</i> . Horizontale Linie zeigt den Mittelwert der visuellen Kontrollbedingung. ....	101
Abbildung 44: IEMG <i>M. gastrocnemius</i> vor Kontakt. Horizontale gestrichelte Linie repräsentiert den visuellen Kontrollwert. ....	102
Abbildung 45: mittlere Amplitude während der Vorinnervation. Horizontale Linien zeigen den Mittelwert, grau hinterlegt den Standardfehler der Kontrollbedingung an. ....	103

Abbildung 46: IEMG der Vorinnervation für den M. soleus. Horizontale Linie repräsentiert den visuellen Kontrollwert, grau die Std.abw. ....	104
Abbildung 47: Mittelwert und Std.abw. der Vorinnervation für den M.tibialis. Horizontale Linie repräsentiert den visuellen Kontrollwert, grau die Std.abw. ....	105
Abbildung 48: Vorinnervation des M. tibialis für den ersten Blindsprung. Horizontale schwarze Linie zeigt den Mittelwert der visuellen Bedingung und grau hinterlegt die Std. abw. Es zeigt sich eine deutliche Reduktion der Vorinnervation bei den niederen Sprunghöhen und eine Zunahme bei den hohen Sprunghöhen. ....	105
Abbildung 49: Einschaltcharakteristik ausgewählter Bein- und Rumpfmuskeln bei visuellen Tiefsprüngen aus unterschiedlichen Höhen. Die Balken entsprechen dem Mittelwert aus allen 4 Absprunghöhen. Zu beachten ist der M. rectus abdominis. Dieser Muskel weist als einziger Unterschiede zwischen den Absprunghöhen aus. Näheres siehe Text. ....	106
Abbildung 50: Einschaltcharakteristik ausgewählter Bein- und Rumpfmuskeln bei den Blindsprüngen 2-5 aus unterschiedlichen Höhen für die Bedingung „KONSTANT“ ....	107
Abbildung 51: Einschaltcharakteristik ausgewählter Bein- und Rumpfmuskeln bei den Blindsprüngen 2-5 aus unterschiedlichen Höhen für die Bedingung „WECHSEL“ ....	108
Abbildung 52: Mittelwert und Std.abw. der kinematischen Veränderung am Sprunggelenk. ....	109
Abbildung 53: Innervationsmuster, Fz und Winkelveränderungen am Beispiel eines nicht korrekten Sprunges eines Probanden. ....	112
Abbildung 54: Fehlerrate der Bedingung „wenn Pfeifton, dann springen“. Angabe in Prozent der absolvierten Sprünge. ....	113
Abbildung 55: Kontaktzeiten der Bedingung „wenn Pfeifton dann springen“. Die dunklen Säulen repräsentieren die vom Versuchsleiter als „zu 50%“ gültigen Werte. ....	114
Abbildung 56: Fehlerrate bei Reaktionssprüngen unter Bedingung „wenn Signal, dann Landung“. ....	114
Abbildung 57: Bodenreaktionskräfte und EMG-Muster des M. gastrocnemius einer Versuchsperson bei unterschiedlichen Vorinformationszeiten (Pfeile). Die Kontrollbedingung entspricht dem Mittelwert von 5 Tief-Hoch-Sprüngen ohne Störsignal. ....	115
Abbildung 58: Mittelwert und Standardabweichung der mittleren EMG Amplitude des M. gastrocnemius med. für die Vorinnervation (Kreis) und für die Bodenkontaktzeit (Rechteck) berechnet aus den „gültigen“ Werten. Für die Landung kann nur die Vorinnervation als Parameter erfasst werden. ....	116
Abbildung 59: Innervationsmuster und vertikale Bodenreaktionskraft eines 5-jährigen Mädchens bei einem Tief-Hoch-Sprung aus 24 cm. Vertikale Linien definieren den Bereich der Vorinnervation (224ms), der Kontaktphase (552+212ms) sowie des Absprunges (212ms). ....	118
Abbildung 60: Innervationscharakteristik bei einem Tief-Hoch-Sprung aus 32 cm. Der Sprung erfolgte unter visueller Kontrolle. Die vertikalen Linien zeigen von links den Beginn der Vorinnervation, den initialen Bodenkontakt, den Absprung und die nachfolgende Landung. ....	120
Abbildung 61: Innervationsmuster und Bodenreaktionskraft des ersten Blindsprunges eines 7-jährigen Mädchens. Herausgestellt ist die Hemmung im M. gastrocnemius durch eine starke Aktivierung des M. tibialis ant. (invertiert). ....	120
Abbildung 62: Innervationsmuster und Bodenreaktionskraft des vierten Blindsprunges der 7-jährigen. Vertikale Linien bezeichnen die Phasen der Vorinnervation, der Kontaktzeit sowie der Flugphase. ....	121
Abbildung 63: Innervationsmuster von Tief-Hoch-Sprüngen aus unterschiedlichen Höhen eines Probanden mit beidseitig geschädigtem Vestibularorgan. Der M. gastrocnemius ist jeweils oberhalb der Nulllinie dargestellt der M. tibialis invertiert unterhalb der Nulllinie. ....	123
Abbildung 64: Innervationsmuster des Vestibularpatienten bei Blindsprüngen. Zum Vergleich ist das Kontrollmuster des visuellen Sprunges aus 16cm als Inlet dargestellt. ....	124
Abbildung 65: Mittlere EMG-Amplituden der Innervationsphasen eines reaktiven Tief-Hoch-Sprunges. Vergleich von M. gastrocnemius und M. soleus. ....	127
Abbildung 66: Mittelwert und Standardfehler für die mittlere Amplitude M. gastrocnemius bei Tief-Hoch-Sprüngen und Landungen. Links: Phase der Vorinnervation, rechts: Reflexphase. ....	128
Abbildung 67: Mittelwert der mittleren EMG-Amplitude der Vorinnervation und der Reflexphase zwischen Tief-Hoch-Sprüngen und Landung für die Sprunggelenkmuskulatur. Der dargestellte Wert entspricht dem Mittelwert aller Absprunghöhen. ....	129
Abbildung 68: Mittelwert und Standardfehler in der Absprunghöhe im Vergleich Drop versus Squat Jump. ....	130
Abbildung 69: Intermuskuläre Koordination am Beispiel eines 1. Blindsprunges aus 34 cm mit Höheninformation. ....	132

*Abbildung 70: Aktivierungsmuster des M. gastrocnemius und vertikale Bodenreaktionskraft. Dunkle Kurve repräsentiert den Tief-Hoch-Sprung. Rechts der vertikalen Linie ist die Aktivierung bei einem Squat Jump und links die einer Landung überlagert. Das Rechteck im Myogramm markiert die Phase in der eine Reflexaktivierung zu erwarten ist. Synchronisiert wurde bei der Landung auf den initialen Bodenkontakt beim Squat Jump auf das Ende der Kraftkurve. .... 135*

*Abbildung 71: Einschaltzeit des M. gastrocnemius bei den ersten Blindsprüngen. Die visuelle Kontrollbedingung zeigt ein nahezu lineares Einschaltverhalten. Die horizontalen Linien repräsentieren graphisch den Trend der Einschaltzeit bei wechselnden Absprunghöhen. .... 137*

*Abbildung 72: Modell des visuellen Langzeit- und des visuellen Arbeitsgedächtnisses für Wahrnehmungsprozesse. (Angepasst aus MUNZERT 1996)..... 141*

*Abbildung 73: Schematische Darstellung eines Modells zum Speicherungsprozess im Kurz- und Langzeitspeicher aus: BIRBAUMER&SCHMIDT 1995. .... 143*

*Abbildung 74: Schematische Darstellung der zu leistenden Hubarbeit um den KSP aus der Gleichgewichtslage zu bringen. Dies erfordert bei einer Auslenkung nach vorne einen Drehwinkel um 22° während nach hinten 13° ausreichen, um eine instabile Lage zu erreichen. Auch die zu leistende Hubarbeit (H) muss bei einer Auslenkung nach vorne größer sein. .... 148*

*Abbildung 75: Innervationsmuster nach einem Absprung aus 24 cm mit falscher Höheninformation "54 cm". Zum Vergleich ist eingerahmt dargestellt das Innervationsmuster aus 54cm unter visueller Kontrolle. .... 150*

## **10.2 Tabellenverzeichnis**

Tabelle 1: Beispiele verschiedener Modelle zum Fertigkeitserwerb (aus: ROTH 1999)..... 28

Tabelle 2: Berechnete Fallzeit eines Objektes im Freien Fall. .... 63

Tabelle 3: Zusammenfassung der Experimentalbedingungen..... 67

Tabelle 4: Abgeleitete Muskeln und deren Funktion ..... 72

Tabelle 5: Mittelwerte der maximalen Sprunghöhe unter visueller Kontrolle ..... 86

Tabelle 6: Mittelwerte und Stdv des SOL-IEMG über die Kontaktzeit ..... 94

Tabelle 7: Absolute und prozentuale Anzahl der auswertbaren Sprünge aus allen Absprunghöhen . 95

Tabelle 8: Mittelwerte der auswertbaren EMG-Reduktion für den M. gastrocnemius. .... 96

Tabelle 9: Mittelwerte der Vorinnervationszeit für die visuellen Kontrollsprünge..... 97

## **NACHWORT**

Diese Arbeit wäre nicht möglich gewesen, ohne die Unterstützung verschiedener Personen.

An erster Stelle sei Prof. Dr. Albert Gollhofer gedankt der den Einstieg in die Thematik ermöglichte. Ohne seine wissenschaftliche, und auch freundschaftliche, Betreuung wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.

Von den Probanden erforderten die Experimentalbedingungen ein hohes Maß an kooperativer Mitarbeit. Bedingt durch die aufwendige Präparation für die Versuche, die zum Teil mehr als eine Stunde dauerte, gebührt allen Probanden größte Anerkennung, dass sie die anschließenden Experimentalversuche noch mit der nötigen Motivation absolvierten. Ein besonderer Dank gilt hier Doris Dumitrescu, die die Sprünge mit falscher Höhenangabe absolvierte, den Kindern Anna-Lisa, Lea und Sandra sowie dem vestibulär geschädigten Patienten.

Weiterhin gilt ein besonderer Dank Anita Schöpp, Karin Ullrich und Birgit Maier die sowohl an der Versuchsdurchführung als auch an der anschließenden Datenauswertung mitwirkten.

Für die allseits kompetente technische Unterstützung gilt mein Dank Heinz Ressel, Elektrotechniker am Institut für Sportwissenschaft der Universität Freiburg.

Den Mitarbeitern am Institut für Sportwissenschaft der Universität Stuttgart Herbert Leikov und Hans-Josef Gros sei herzlich gedankt für Anregungen und Diskussionen, vor allem im Hinblick auf die Relevanz dieser Ergebnisse für die Sportpraxis.

Abschließend gilt mein größter Dank meiner Frau Birgit sowie Anna-Lisa, Julia und Sanja für ihr Verständnis und ihre Geduld bei der Erstellung dieser Arbeit.

## LEBENS LAUF

**Name:** Rapp  
**Vorname:** Walter  
**geb.:** 12.11.1960  
**in:** Schramberg, Kreis Rottweil, Baden-Württemberg  
**Familienstand:** verheiratet seit 10.07.1987  
**mit** Birgit Rapp, geb. Beckmann  
**Kinder:** drei Töchter

**Schulbildung:** 1966-1970 Grundschule Schramberg  
1971-1977 Realschule Schramberg  
1977-1980 Wirtschaftsgymnasium Rottweil  
Abschluss Abitur

**Wehrdienst:** April 1980 bis Oktober 1981

**Studium:** **Universität Freiburg:**  
WS 1981/88 Sport und Germanistik ohne Abschluss

**Universität Basel:**  
1988-1991 Diplomsport

**1991 Erlangen des Eidgenössischen  
Sportlehrerdiplomes II**

**berufliche  
Tätigkeit:** 1988 wissenschaftliche Hilfskraft an der Universität  
Freiburg im SFB 325 TP C3 (Gollhofer).  
WS 1990/91 Nebenlehrertätigkeit am Institut für Sport und  
Sportwissenschaften der Universität Freiburg im  
Fachbereich Gerätturnen  
1992 wissenschaftlicher Angestellter (BAT IIa/2)  
im SFB 325 Universität Freiburg  
Seit 1995 wissenschaftlicher Angestellter am Institut für  
Sportwissenschaft der Universität Stuttgart im  
Fachbereich Biomechanik.

## ERKLÄRUNG

### ERKLÄRUNG

Hiermit erkläre ich, dass ich die der Fakultät für Geschichts-, Sozial- und Wirtschaftswissenschaften der Universität Stuttgart vorgelegte Dissertation mit dem Titel

*„Einfluss von visuellem Feedback und interne  
Bewegungsrepräsentation auf die Bewegungsprogrammierung bei  
Kontraktionen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus“*

Selbständig verfasst und dabei keine anderen als die in der Dissertation angegebenen Hilfsmittel verwendet habe.

Stuttgart, den 11. April 2001 .....

(WalterRapp)