

Forschungsgruppe für sensomotorische Integration

(Univ.-Prof. Dr. A. Struppler, em.)

Klinik für Psychiatrie und Psychotherapie der Technischen Universität München

Klinikum rechts der Isar

(Direktor: Univ.-Prof. Dr. J. Förstl)

**Das mechanische und innervatorische Verhalten des  
Ellbogengelenks bei willkürlicher isometrischer Beugung und  
während Repetitiver Peripherer Magnetstimulation (RPMS) –  
Messungen des Muskeltonus und des Elektromyogramms**

**Andreas Graf**

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines **Doktors der Medizin** genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation: 1. Univ.-Prof. Dr. A. Struppler, em.

2. Univ.-Prof. Dr. B. Conrad

Die Dissertation wurde am 06.02.2002 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 08.05.2002 angenommen.

## Inhaltsverzeichnis

<b>1 Einleitung .....</b>	<b>3</b>
<b>2 Physiologische und mechanische Grundlagen .....</b>	<b>4</b>
2.1 Der Muskeltonus .....	5
2.2 Die Muskelfasertypen .....	7
2.3 Die Reflexaktivität der Muskulatur (Dehnungs- und Entlastungsreflexe) .....	8
2.4 Stimulationsinduzierte Muskelaktivierung durch RPMS .....	12
2.5 Erschöpfende Muskeltätigkeit (fatigue) .....	13
<b>3 Methodik und Versuchsaufbau .....</b>	<b>15</b>
<b>3.1 Speisequelle für repetitive Stimuli .....</b>	<b>15</b>
<b>3.2 Stimulationsspulen .....</b>	<b>15</b>
3.2.1 Magnetstimulation mit manueller Ansteuerung .....	15
3.2.2 Magnetstimulation mit computergestützter Regelung .....	15
3.2.3 Spulenpositionierung .....	17
<b>3.3 EMG-Elektroden und Verstärker .....</b>	<b>17</b>
<b>3.4 Beschleunigungs-/Kraftsensoren .....</b>	<b>17</b>
<b>3.5 Drehmomentmotor .....</b>	<b>18</b>
<b>3.6 Datenaufnahme und -verarbeitung .....</b>	<b>18</b>
<b>3.7 Allgemeiner Versuchsaufbau .....</b>	<b>20</b>
<b>3.8 Tonusmessungen zur Normwerterstellung (Abschnitt I) .....</b>	<b>21</b>
<b>3.9 Messung während der Magnetstimulation (Abschnitt II) .....</b>	<b>23</b>
<b>3.10 Messung vor und nach erschöpfender Muskeltätigkeit (Abschnitt. III) .....</b>	<b>25</b>
3.11 Auswertung der Reflexmessungen während des Hauptversuches .....	28
<b>4 Ergebnisse .....</b>	<b>33</b>
<b>4.1 Tonusmessungen.....</b>	<b>33</b>
4.1.1 Massenträgheit I (inertia) .....	33
4.1.2 Frühe Viskosität K1 (instantaneous viscosity) .....	34
4.1.3 Frühe Elastizität S1 (instantaneous stiffness) .....	34
4.1.4 Späte Viskosität K2 (late viscosity) .....	35
4.1.5 Späte Elastizität S2 (late stiffness) .....	36
4.1.6 Zusammenfassung .....	37
<b>4.2 Messungen des Muskeltonus während RPMS .....</b>	<b>38</b>

4.2.1	Massenträgheit I (Inertia) .....	38
4.2.2	Frühe Viskosität K1 (instantaneous viscosity) .....	38
4.2.3	Frühe Elastizität S1 (instantaneous stiffness) .....	39
4.2.4	Späte Viskosität K2 (late viscosity) .....	41
4.2.5	Späte Elastizität S2 (late stiffness) .....	42
4.2.6	Zusammenfassung .....	42
<b>4.3</b>	<b>Messungen des Muskeltonus vor und nach erschöpfender Muskeltätigkeit .....</b>	<b>44</b>
4.3.1	Massenträgheit I (Inertia) .....	44
4.3.2	Frühe Viskosität K1 (instantaneous viscosity) .....	44
4.3.3	Frühe Elastizität S1 (instantaneous stiffness) .....	44
4.3.4	Späte Viskosität K2 (late viscosity) .....	46
4.3.5	Späte Elastizität S2 (late stiffness) .....	47
4.3.6	Stimulationsintensität .....	48
4.3.7	Zusammenfassung .....	49
<b>4.4</b>	<b>Auswertung der elektromyographischen Daten aus Versuchsteil III .....</b>	<b>50</b>
4.4.1	Methodik der EMG-Auswertung .....	50
4.4.2	Integral der EMG-Kurve im Bereich 0-50ms .....	51
4.4.3	Integral der EMG-Kurve im Bereich 50-100ms .....	52
4.4.4	Grundaktivität der Elektromyogramms .....	53
4.4.5	Integral der frühen dynamischen Reflexantwort M1 .....	54
4.4.6	Integral der späten Reflexantwort M2 .....	56
4.4.7	Zusammenfassung .....	57
<b>5</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>59</b>
5.1	Tonusmessung bei willkürlicher isometrischer Beugung .....	60
5.2	Vergleich zwischen willkürlicher Kontraktion und RPMS .....	61
5.3	Messungen vor und nach erschöpfender muskulärer Tätigkeit .....	62
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung .....</b>	<b>64</b>
<b>7</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>66</b>
<b>8</b>	<b>Abkürzungsverzeichnis .....</b>	<b>70</b>
<b>9</b>	<b>Dankvermerk .....</b>	<b>71</b>

## 1 Einleitung

Bei zentral-gelähmten neurologischen Patienten sind - meist durch einen zerebralen Infarkt bedingt - Teile der motorischen Areale im zentralen Nervensystem zerstört. Dies hat einen teilweisen Verlust von motorischen Leistungen zur Folge. Im Gegensatz zur den etablierten Therapieformen, wie der Transkutanen Elektrostimulation (TES) und krankengymnastischen Behandlungen (z.B. PNF), bietet die Repetitive Periphere Magnetstimulation (RPMS) eine schmerzfreie Alternative. Gemeinsames Ziel dieser Behandlungsformen ist es, Bewegung im gelähmten Gelenk zu erzeugen, die der physiologischen Motorik ähnlich sind. Durch einen dadurch entstehenden Zustrom propriozeptiver Informationen in das ZNS werden dort Muster der verlorengegangenen Bewegungen erzeugt. Intakte Bereiche des ZNS werden intensiv angeregt, die motorischen Aufgaben der zerstörten Areale zu übernehmen. Dieser Vorgang ist als Neuromodulation bekannt.

Je mehr die ausgelöste Bewegung dem physiologischen Muster entspricht, desto effektiver wirkt die Behandlung. Da die RPMS im Gegensatz zu vielen anderen Therapieverfahren eine aktive und schmerzfreie Muskelkontraktion hoher Intensität induziert, kommt sie diesem Ziel sehr nahe. Dies konnte bereits in früheren Studien nachgewiesen werden [1, 2, 3].

Durch die Magnetstimulation von gemischten sensomotorischen Nervenfasern wird eine Muskelkontraktion induziert, wodurch ein propriozeptiver Zustrom in das zentrale Nervensystem (ZNS) auf zweierlei Weise erfolgt:

Zum einen werden Endaufzweigungen motorischer Nerven aktiviert. Die darauf folgende Muskelkontraktion löst einen Rückstrom von propriozeptiven Informationen über sensorische Nervenfasern in das ZNS aus. Gleichzeitig werden diese sensorischen Nervenfasern durch die RPMS direkt aktiviert, wodurch ein zusätzlicher sensorisch-afferenter Einstrom in das ZNS entsteht. Um sich weiter an die Charakteristik physiologischer Bewegungen anzunähern, soll eine computergeregelte Steuerung der induzierten Kontraktion entwickelt werden.

Dazu ist es notwendig das quantitative mechanische Verhalten der Muskulatur um das bewegte Gelenk - sowie der beteiligten tonischen und dynamischen Dehnungsreflexe - während andauernder Stimulation zu untersuchen. Die Erfassung dieser grundlegenden Daten ist Gegenstand der vorliegenden Arbeit. Speziell dafür wurde der Prototyp einer computergestützten Ansteuerung entwickelt. Die Untersuchung wurde am Ellbogen von gesunden Probanden durchgeführt.

Für die Berechnung der mechanischen Eigenschaften des Gelenkes steht ein von C. Jakob [4] erstelltes mathematisches Modell zur Verfügung, mit dem sich die Komponenten des

Muskeltonus trennen lassen. Parallel dazu fand eine Erfassung der elektromyographischen Daten des M. biceps und triceps brachii statt.

In den ersten beiden Versuchsabschnitten erfolgten die Messungen der einzelnen Komponenten während willkürlicher isometrischer und mittels RPMS induzierter Beugung. Im Anschluss wurden die beiden Versuchsreihen bei ermüdeter Muskulatur wiederholt. Abschließend erfolgte eine Gegenüberstellung der Untersuchungsergebnisse.

## 2 Physiologische und mechanische Grundlagen

### 2.1 Der Muskeltonus

Der Muskeltonus ist definiert, als Widerstand des Muskels gegen Dehnung. Die Muskulatur stabilisiert die Haltung von Rumpf und Extremitäten durch den Muskeltonus gegen die Wirkung von Schwerkraften und äußere Störungen.

Er wird einerseits aus den mechanischen Eigenschaften des nicht aktivierten Muskel-Sehnen-Apparates, andererseits aus innervatorischen Anteilen (d.h. tonische und dynamische Dehnungsreflexe, kortikale Antriebe), aufgebaut. Der Dehnungswiderstand von Gelenkkomplexen und Muskelpräparaten lässt sich physikalisch durch ein Feder-Dämpfer-Masse-Modell beschreiben [4]. Demnach lassen sich 3 Komponenten - Elastizität, Viskosität und Massenträgheit - abgrenzen:

- **Elastische Komponente S (stiffness):** Dieser Anteil des Dehnungswiderstands ist Lageabhängig und verhält sich ähnlich einer mechanischen Feder. Entweder weist das System die Eigenschaften einer idealen Feder auf (lineares Kraft-Widerstands-Verhältnis) oder es verhält sich nichtlinear (z.B. wie ein Gummiband). Ein physiologisches Gelenk ist rotatorisch und verhält sich nichtlinear (-> *Abb.1*, elastische Komponente S). Da in der durchgeführten Untersuchung jedoch nur eine kleine Auslenkung um einem definierten Arbeitspunkt erzeugt wird, kann ein lineares Kraft-Widerstands-Verhältnis um diesen Arbeitspunkt angenommen werden.

Man kann 3 Arten von Elastizität unterscheiden:

1. Elastizität von ruhenden Muskelfasern und dem Sehnenapparat
2. Elastizität im kontrahierten Zustand (tonisch-reflektorische Komponente)
3. Dehnungsreflexelastizität

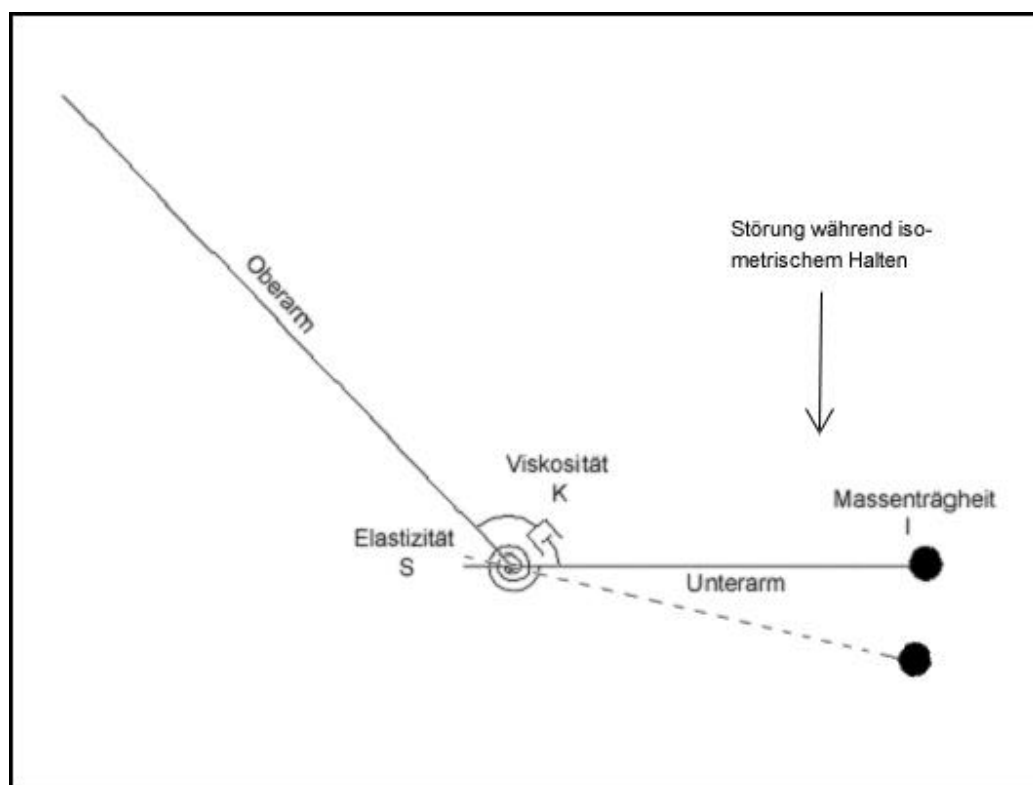
Vor dem Eintreffen der dynamischen Reflexe als Antwort auf eine äußere Störung sind vor allem die Elastizität 1. und 2. (s.o.), relevant. Unter Einfluss der dynamischen Reflexe ist zusätzlich die Elastizität 3. zu messen.

- **Visköse Komponente K (viscosity):** Diese beschreibt den geschwindigkeitsabhängigen Anteil des Dehnungswiderstandes, der einer Störung entgegengesetzt wird. Der visköse Widerstand steigt proportional zu der Geschwindigkeit an, mit der

die äußere Kraft einwirkt. Viskosität wird in  $\text{Nm/rad s}^{-1}$  angegeben (-> Abb.1 – visköse Komponente K).

- **Massenträgheit I (inertia):** Die beschleunigungsabhängige Komponente des Dehnungswiderstandes beschreibt - in diesem Fall - das Massenträgheitsmoment des Unterarmes. Bei rotatorischen Bewegungen des Ellbogengelenkes besteht eine proportionale Beziehung zur Winkelbeschleunigung. Die Einheit hierfür ist  $\text{kgm}^2$  [5].

Reduziert man das mechanische Verhalten des Ellbogengelenks auf die drei beschriebenen Komponenten, lässt sich dies im Modell wie folgt darstellen:



**Abb. 1: Die mechanischen Komponenten des Muskeltonus**

Die dargestellten Tonuskomponenten (S,K,I) sind über einen geeigneten Messaufbau quantitativ zu berechnen. Dazu muss das zu untersuchende Gelenk eine isometrische Haltearbeit konstanter Höhe leisten. Wird das Gelenk durch eine - von Außen applizierte - Störung aus dem Gleichgewicht gebracht, so können die einzelnen Komponenten aus den Parametern Winkelbeschleunigung und Tangentialkraft des ausgelenkten Gliedes berechnet werden.

Die Höhe der mechanischen Komponenten des Dehnungswiderstandes werden über Reflexpfade des zentralen Nervensystems moduliert.

Muskuläre Rezeptoren (v.a. Muskelspindeln) liefern fortlaufend Informationen über den Dehnungszustand des Muskels. Die Dehnungsrezeptoren modifizieren rückwirkend das Innervations- und Reflexmuster. Bei aktiver Muskelkontraktion wird die tonische und dynamische Reflexaktivität gesteigert:

Zum einen melden die Muskelspindeln über die Kontraktion von intrafusalen Muskelfasern eine höhere Anspannung der Muskulatur. Andererseits werden neben Alpha- auch Gamma-Motorneuronen aktiviert (Alpha- und Gamma- Koaktivierung), was die Sensibilität der Muskelfasern steigert. Das bedeutet, je intensiver die aktive Muskelkontraktion ist, desto höher fallen auch die tonischen und dynamischen Reflexe aus. Wie bereits erwähnt, bilden die tonischen und dynamische Reflexe den innervatorischen Anteil des Muskeltonus. Deswegen ist auch die Höhe der mechanischen Komponenten Elastizität und Viskosität direkt vom Kontraktionszustand des Muskels abhängig. Da sich die Masse der Muskulatur auch bei Kontraktion nicht verändert, bleibt die Massenträgheit hingegen konstant.

## 2.2 Muskelfasertypen

Im menschlichen Muskel existieren verschiedene Arten von Muskelfasern, die unterschiedliche Eigenschaften in Bezug auf Stoffwechsel, Dehnungswiderstand und Ermüdbarkeit besitzen. Es bestehen ebenfalls Unterschiede in der potentiellen Kraftentwicklung und bei den Kontraktionsanstiegszeiten. Alle Muskelfasern einer motorischen Einheit sind vom gleichen Typus und besitzen dieselben physiologischen Eigenschaften [6]. Bei den motorischen Einheiten werden 3 grundlegende Typen unterschieden, was einerseits die Anstiegszeit bis zur maximalen Kraftentwicklung, andererseits die Ermüdungstoleranz berücksichtigt [nach 7]:

**FF-Fasern (fast-fatigable):** Diese Muskelfasern kontrahieren und entspannen sich schnell. Sie ermüden allerdings auch sehr schnell, wenn sie wiederholt aktiviert werden. Sie sind zu einer hohen Kraftentwicklung fähig, die ca. zehnmal höher als die der S-Fasern liegt. Ihr Dehnungswiderstand dagegen ist weitaus geringer als bei den S-Fasern. Energie erhalten die FF-Fasern vor allem durch anaeroben glykolytischen Abbau, weswegen sie oftmals in den schlechter vaskularisierten, oberflächlichen Bereichen der Muskulatur lokalisiert sind.

**S-Fasern (slow-fibers):** Sie weisen eine langsame Kontraktionsanstiegszeit und eine geringe Kraftentwicklung auf (10 % der FF-Fasern). Allerdings sind die S-Fasern äußerst resistent gegenüber Ermüdung, auch bei langer und wiederholter tetanischer Kontraktion. Die S-Fasern besitzen den höchsten Dehnungswiderstand [8,9]. In der Haltemuskulatur (z.B. M. iliopsoas), die sehr widerstandsfähig gegen Ermüdung sein muss, beträgt der Anteil dieser Einheiten bis



zu 80 % der Gesamtmuskelmasse, während z.B. die Augenmuskulatur hauptsächlich aus FF- und FR-Fasern besteht.

Die Energieversorgung läuft hauptsächlich auf oxidativem Wege ab, weswegen man S-Fasern vor allem in tiefen, gut durchbluteten Bereichen des Muskels findet. Aufgrund des hohen Myoglobingehalts werden sie auch als „rote Muskelfasern“ bezeichnet.

**FR-Fasern (fast fatigue-resistant):** Dieser Fasertyp vereint die Eigenschaften der S- und FF-Fasern. Einerseits ist die Kontraktionsanstiegsgeschwindigkeit nur wenig langsamer als die der FF-Fasern, andererseits entwickeln sie höhere Kräfte als die S-Fasern (ca. 200 %). Dennoch sind FR-Fasern weitaus resistenter gegen Ermüdung. So konnte z.B. durch 3 stimulierte FR-Fasereinheiten dieselbe Kraft entwickelt werden wie durch 8 S-Fasern. Allerdings liegt der Dehnungswiderstand der S-Fasern um ca. 40 % höher [8].

Die verschieden starke Kraftentwicklung der einzelnen Fasertypen entsteht, abgesehen von intrinsischen Unterschieden des Myosinmoleküls, durch eine höhere Frequenz mit der die motorischen Einheiten der FF-Fasern innerviert werden. Ebenso wie die Muskelfasern sind auch die zuführenden efferenten Axone unterschiedlich aufgebaut und besitzen unterschiedliche Eigenschaften. So sind die Axone der motorischen Einheiten, welche zu FF-Fasern hinführen, dicker und innervieren im Allgemeinen mit höheren Frequenzen.

### **2.3 Die Reflexaktivität der Muskulatur (Dehnungs- und Entlastungsreflexe)**

Während einer isometrischen Beugung, die einer Belastung entgegenwirkt, befindet sich das Gelenk in einer Art Gleichgewichtszustand zwischen Beugung (die gegen das Grundmoment wirkt) und Streckung (die das Gelenk durch Kokontraktion stabilisiert). Dieser Zustand wird durch das ZNS mittels tonischer Reflexaktivität fortlaufend aufrechterhalten. Wird der Gelenktonus durch äußere Einflüsse gestört, d.h. wird das Ellbogengelenk schnell gestreckt oder gebeugt, so wirken der Auslenkung - zusätzlich zu den tonischen Haltereflexen - zentral und peripher gesteuerte dynamische Dehnungs- und Entlastungsreflexe entgegen.

Es lässt sich folgender Zeitverlauf der Dehnungsreflexaktivität verfolgen:

In den ersten 20 ms nach Dehnung der Muskulatur kann davon ausgegangen werden, dass der Muskeltonus v.a. durch tonische reflektorische Komponenten des isometrischen Haltens bestimmt ist.

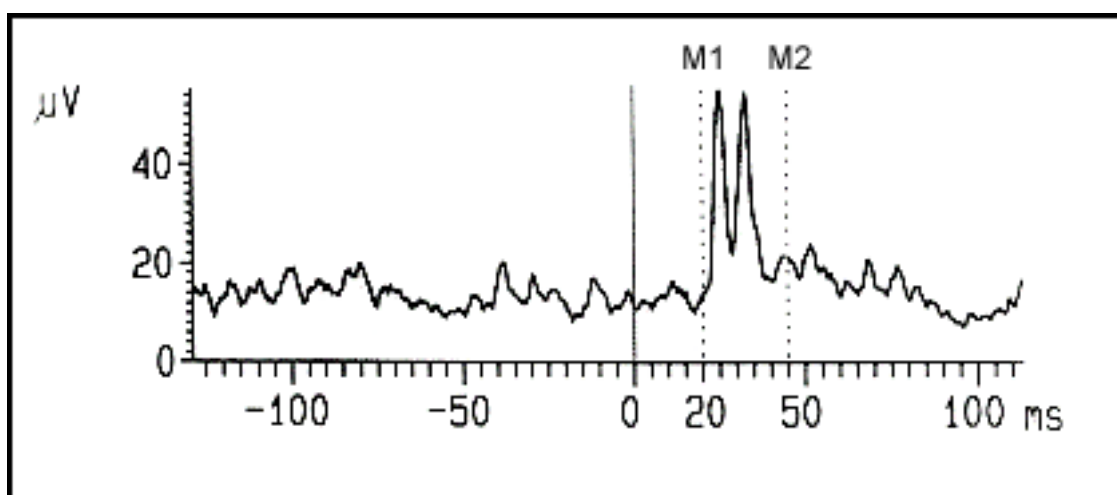
Mit der frühen dynamischen Reflexantwort M1, welche der Dehnung entgegenwirkt, ist nach ca. 22 ms zu rechnen. Geht man von einer durchschnittlichen Reaktionszeit der Muskulatur auf den Reflex von weiteren 20 ms aus, ist die erste mechanisch messbare Reaktion auf den Störreiz nach ca. 40 ms zu erwarten.

Eine reflexähnliche späte dynamische Antwort M2 (eine häufig als „Long-Loop-Reflex“ bezeichnete Komponente) tritt im Mittel nach ca. 45 ms auf. Diese nimmt unter Beteiligung schnell leitender, somatosensorischer Bahnen und des primärmotorischen Kortex bereits einen transkortikalen Weg [10, 11].

Bewusste Reaktionen beginnen frühestens 100 ms nach dem Dehnungsreiz.

Bei rascher Verkürzung des Antagonisten kann ein Entlastungsreflex (verringerte Aktivierung) auftreten. Dieser Entlastungsreflex beginnt frühestens ca. 60 ms nach Beginn der Verkürzung und wirkt auch hier der Dehnung der Beuger entgegen [12].

Die Dehnungsreflexaktivität des M. biceps brachii ist über ein Elektromyogramm (EMG) messbar und kann wie folgt graphisch dargestellt werden:



**Abb. 2:** Dehnungsreflexaktivität des M. biceps brachii nach rascher Streckung des Ellbogens – rektifizierter Mittelwert aus 30 EMG-Aufzeichnungen (aus [4]).

Wie in 2.1 erwähnt, werden die quantitativen mechanischen Komponenten des Muskeltonus Elastizität S und Viskosität K durch die tonischen und dynamischen Reflexe moduliert. Es ist zweckmäßig, eine weitere, dem Reflexverlauf entsprechende, Einteilung in frühe und späte Komponenten vorzunehmen:

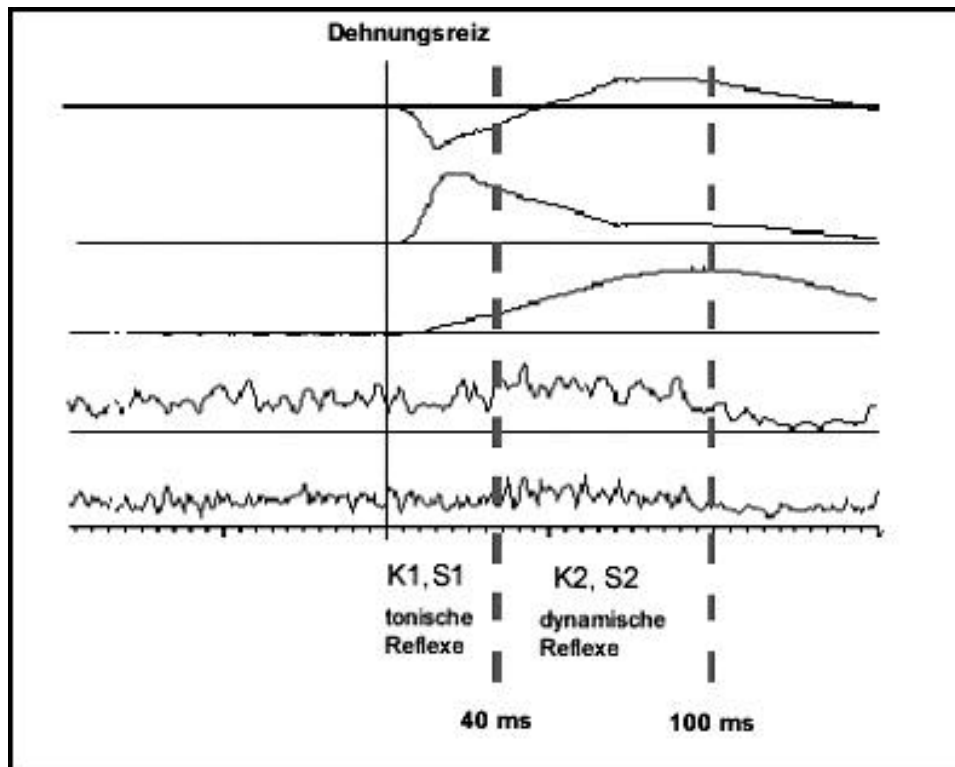
Die frühe Elastizität bzw. Viskosität ist vorrangig durch die Höhe der tonischen Reflexaktivität beeinflusst. Die Messung erfolgt im Intervall von 0 bis 40ms nach der Dehnung. Dem hingegen wird die späte Elastizität bzw. Viskosität zusätzlich durch die dynamische Reflex moduliert. Die späten Komponenten werden 40 bis 100ms nach der Dehnung gemessen.

Demnach werden folgende quantitative mechanische Parameter unterschieden:

<b>Komponente</b>	<b>Intervall</b>
<b>Frühe Elastizität S1</b> instantaneous stiffness tonische Reflexe	0 - 40 ms
<b>Späte Elastizität S2 –</b> late stiffness dynamische Reflexe	40 - 100 ms
<b>Frühe Dämpfung K1</b> instantaneous viscosity tonische Reflexe	0 - 40 ms
<b>Späte Dämpfung K2</b> late viscosity dynamische Reflexe	40 - 100 ms

**Tab. 1: Trennung der mechanischen Komponenten**

Grafisch lassen sich die gewonnenen Daten und Parameter in 3 Bereiche gliedern:



**Abb. 3:** Trennung der Daten in frühe und späte  
Komponenten des Muskeltonus

## 2.4 Stimulationsinduzierte Muskelaktivierung durch RPMS

Da es sich hier um ein relativ junges Forschungsgebiet handelt, liegen bisher wenige Arbeiten über die Induktion von Bewegungen mittels Repetitiver Peripherer Magnetstimulation (RPMS) vor.

Bei der Magnetstimulation neuronalen Gewebes wird durch ein starkes, zeitlich schnell veränderliches, Magnetfeld ein elektrischer Stromfluss im Gewebe erzeugt, welcher bei ausreichender Intensität Nervenfasern depolarisieren kann. Der genaue Reizmechanismus ist noch nicht vollständig geklärt, für die entstehende Depolarisierung scheinen aber die räumliche Stromdichteverteilung in dem, die Nervenfasern umgebenden, Gewebe - und somit auch die Gewebestruktur - von entscheidender Bedeutung zu sein [4,13]. Die Muskelkontraktion wird durch die Aktivierung terminaler motorischer Nervenfasern ausgelöst [11, 14, 15]. Gleichzeitig kommt es durch die Mitstimulation von niederschwelligen, afferenten Nervenfasern innerhalb der gemischten Nerven zu einem sensorischen Einstrom in das ZNS.

Das hier angewendete Verfahren ist schmerzfrei (v.a. im Vergleich zum häufig angewandten Verfahren der transkutanen Elektrostimulation), da vorrangig dicke, markhaltige Nervenfasern stimuliert werden, welche keine Schmerzafferenzen führen. Dadurch kann mit höheren Intensitäten und längerer Dauer stimuliert werden.

Um eine gleichmäßige physiologische Bewegung zu induzieren, muss mit einer hohen Frequenz von mindestens 15 Hz stimuliert werden, damit die Einzelzuckungen zumindest teilweise verschmelzen (sog. fusionierter Tetanus).

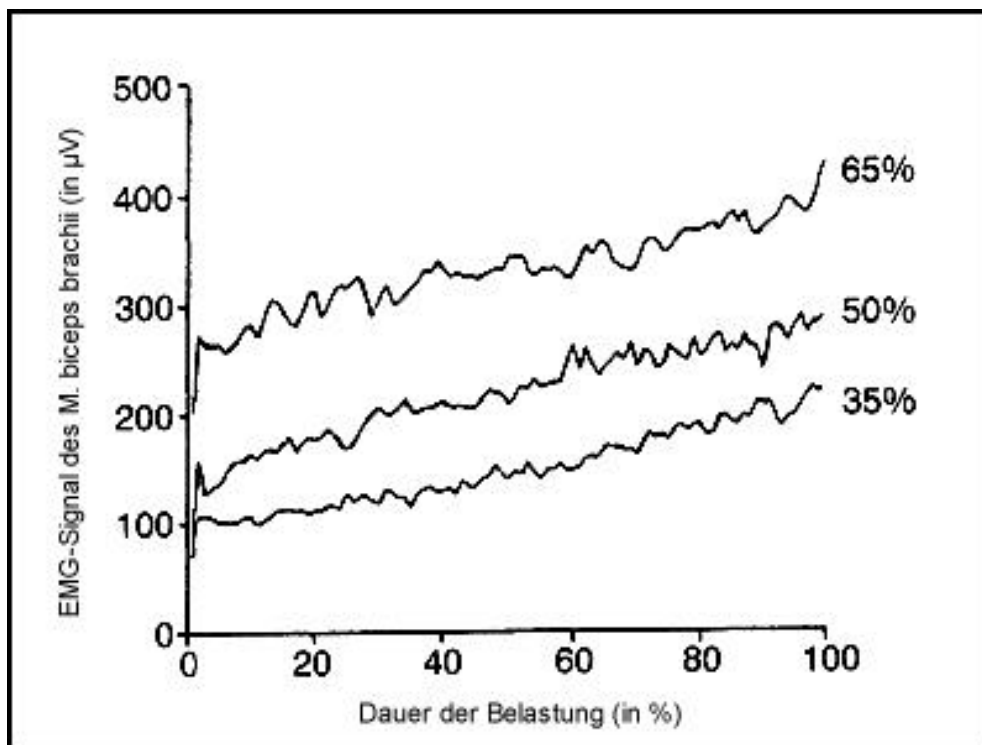
## 2.5 Erschöpfende Muskeltätigkeit (fatigue)

Erschöpfung wird u.a. definiert als „fortschreitender Anstieg der nötigen Anstrengung, eine gewünschte Kraft zu halten und die fortschreitende Unmöglichkeit, diese Kraft in gehaltenen und wiederholten Kontraktionen zu entwickeln“ [16]. Sie bezeichnet eine Serie von adaptiven Mechanismen auf verschiedenen Ebenen der Kraftentwicklung:

Auf Ebene der Muskulatur wären diesbezüglich eine veränderte Erregbarkeit der motorischen Einheiten (niedrigeres Aktionspotential bei geringerer Kraftentwicklung), sowie Störungen des kontraktiven Apparates (z.B. Zerstörung von Strukturproteinen wie z.B. Titin [17]) und des Energiestoffwechsels (Abnahme des ATP-Gehaltes in der Muskulatur) zu nennen.

Für die vorliegende Arbeit sind auch Adaptionsvorgänge auf kortikospinaler Ebene von Bedeutung. Diese Adaptionsvorgänge werden subjektiv als Anstrengung wahrgenommen:

Supraspinale Zentren (v.a. der primärmotorische Kortex) senden ständig Signale, um die erzeugte Muskelkraft auf tieferer Ebene (Motorneurone, neuromuskuläre Synapsen und Muskeln) zu steuern. Im Verlauf einer andauernden erschöpfenden Muskeltätigkeit sinkt die Effektivität dieses innervatorischen Signals bei der Erzeugung einer vorgegebenen Kraft (u.a. durch niedrigere Erregbarkeit der Muskelfasern). Da das ZNS durch Feedback-Mechanismen (v.a. mittels Muskelspindelafferenzen) ständig Rückinformationen über den Dehnungszustand des Muskels bekommt, erhöhen die supraspinalen Zentren die efferente Signalstärke, um die oben genannten Ermüdungsvorgänge auszugleichen. Zusätzlich steigt auch die Anzahl der im Rückenmark rekrutierten Alpha-Motorneurone. Dieser Vorgang ist objektiv im EMG zu messen: In experimentellen Studien hat sich gezeigt, dass bei konstanter Kraftentwicklung ein Anstieg des EMG-Signals zu verzeichnen ist (zusammenfassende Literatur bei [17, 18, 19]).



**Abb. 4 :** Anstieg des M. biceps brachii im EMG während einer Kontraktion bei konstanter Kraft. Die Prozentangaben beziehen sich auf das MVC der Probanden (aus [18])

Die Abnahme der Reflextätigkeit parallel zur Kraftabnahme ist eine weitere mit dem EMG nachweisbare Veränderung nach erschöpfender Muskeltätigkeit. Komi et al. konnten eine Abnahme des Streckreflexes in der Unterschenkelmuskulatur nachweisen (Beispiele in [19, 20]). Als mögliche Ursache wird die Zerstörung der strukturellen Integrität von Titin und Desmin in intrafusalen Muskelfasern (fehlende propriozeptiv-afferente Reflexkomponente) genannt [17]. Wird die Kraftabnahme durch höhere Rekrutierung von Alpha-Motorneuronen kompensiert, steigt auch die Reflextätigkeit über das ursprüngliche Maß hinaus an. Dies ist unter anderem durch eine gesteigerte Empfindlichkeit der Muskelspindeln bei muskulärer Ermüdung bedingt [16]. Die Reflextätigkeit trägt einen erheblichen Teil zur Regulation des mechanischen Verhaltens von Gelenksystemen bei und ist deshalb u.a. Gegenstand dieser Untersuchungsreihe.

### 3 Methodik und Versuchsaufbau

Die Untersuchung wurde am rechten Ellbogen von gesunden Probanden durchgeführt.

#### 3.1 Speisequelle für repetitive Stimuli

Zur magnetischen Stimulation des M. biceps brachii wurde eine am Lehrstuhl für Elektrische Maschinen und Geräte der Technischen Universität München entwickelte Speisequelle für monophasische, repetitive Magnetpulse verwendet [21]. Verschiedene Stimulationsmuster mit individuellen Stimulationsfrequenzen und -intensitäten können programmiert und über eine PC-Schnittstelle angesteuert werden. Die Pulsdauer ist zwischen 5 und 200  $\mu\text{s}$  variabel einstellbar. Die maximale Stimulationsrate ist abhängig von der eingestellten Intensität und Pulsdauer.

Die maximale Ladespannung liegt bei 4,6 kV bei einer maximalen Ladekapazität von 200  $\mu\text{F}$ . Mit einer geeigneten Spule können damit kurzfristig magnetische Flussdichten von über 2 Tesla erzeugt werden.

#### 3.2 Stimulationsspulen

##### 3.2.1 Magnetstimulation mit manueller Ansteuerung

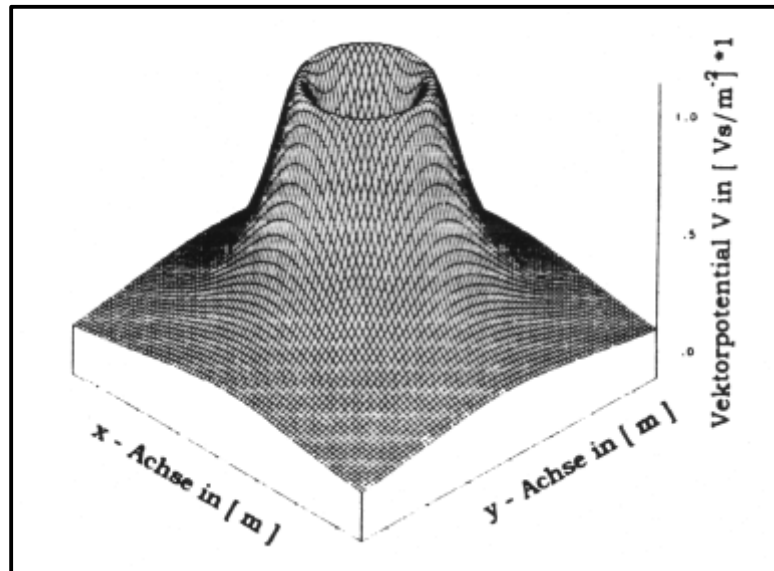
Für diesen Versuch wurde eine 70-mm-Schmetterlingsspule der Firma Magstim verwendet. Diese Spule besteht aus zwei Ringen mit einem äußeren Durchmesser von 9 cm und einem inneren Durchmesser von 5 cm. Im linken Spulenring fließt der Strom im Uhrzeigersinn, im rechten Ring gegenläufig. Somit entsteht das Maximum des induzierten magnetischen Feldes fokussiert unter der Spulenmitte. Von diesem Spulentyp standen 2 baugleiche Modelle zur Verfügung, welche bei Überhitzung einer Spule ausgetauscht werden konnten. Beide Spulen besaßen die gleichen Magnetfeldcharakteristiken.

##### 3.2.2 Magnetstimulation mit computergestützter Regelung

Für die entwickelte automatische Ansteuerung stand der Prototyp einer gekühlten Spule zur Verfügung, welcher am Lehrstuhl für Sensomotorik der Technischen Universität München von Dipl. Ing. Peter Havel entwickelt und produziert wurde. Diese Spule samt Kühlsystem wurde hier erstmals in einem medizinischen Versuch zum Einsatz gebracht. Der Vorteil dieser Spule besteht – abgesehen von einer optimierten Magnetfeldcharakteristik – in der Möglichkeit, Folgen von mehreren Tausend Stimuli zu erzeugen, ohne die Messreihe wegen Überhitzung

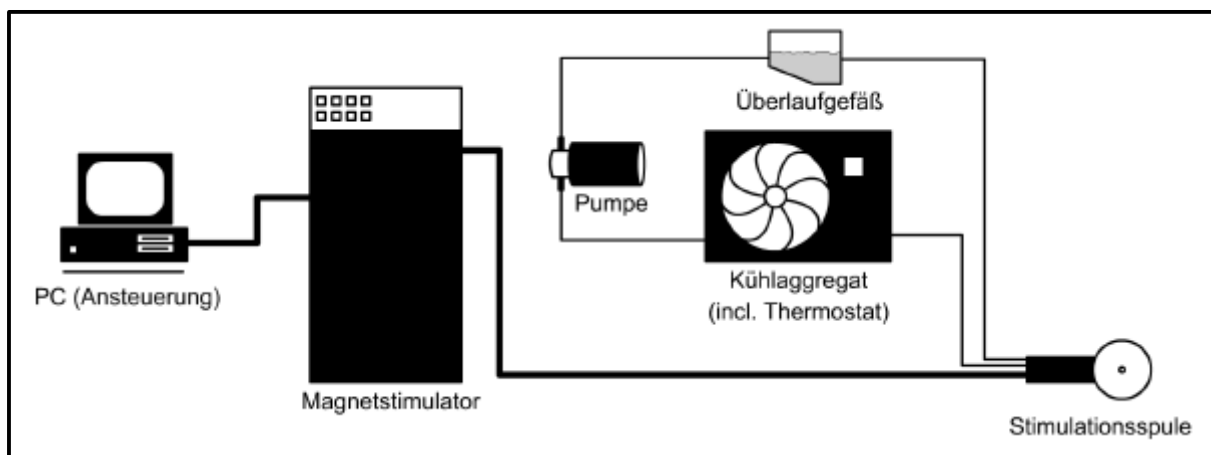


der Spule abbrechen zu müssen. Faktisch besteht kein zeitliches Stimulationslimit. Die durch mehrere Kunststofflagen isolierte Rundspule besteht aus einem Ring, welcher einen inneren Durchmesser von 90 mm und einem äußeren Durchmesser von 140 mm, besitzt:



**Abb. 5: Berechnetes Vektormagnetpotential einer Rundspule auf einer Ebene 1 cm unter der Spule [22]**

Der Prototyp wurde vom TÜV Bayern überprüft und zur medizinischen Anwendung am Patienten freigegeben.



**Abb. 6: Kühlkreislauf der Stimulationsspule**

### 3.2.3 Spulenpositionierung

Auf der Suche nach der optimalen Spulenposition wurde auf Erfahrungswerte aus vorangegangenen Versuchen zurückgegriffen. Die Intensität der induzierten Muskelkontraktion lässt sich deutlich verbessern, wenn die Stimulationsspule fest an den Muskelbauch angedrückt wird. Um während der gesamten Dauer des Versuches einen gleichmäßigen Anpressdruck zu gewährleisten, wurde eine Haltekonstruktion verwendet, welche sich den individuellen anatomischen Gegebenheiten anpassen ließ. Bei einer idealer Positionierung benötigt man für die gewünschte Kraftentwicklung die geringste Stimulationsintensität. Man nähert sich dieser Position an, indem man die Spule in Längsrichtung auf der medialen Seite des Oberarms andrückt, so dass der M. biceps brachii leicht nach lateral gedrückt wird [2].

### 3.3 EMG-Elektroden und Verstärker

Die EMG-Ableitungen wurden mit Silber/Silberchlorid-Oberflächenelektroden durchgeführt. Nach dem Entfetten der Haut mit 40-prozentigem Alkohol wurde zuerst die optimale Ableitungsposition gesucht. Der Proband wurde aufgefordert, den gewünschten Muskel zu kontrahieren. Mit der Elektrode wurde die Position ermittelt, an der die maximale Muskelaktivität messbar war. Die Elektrodenpositionen wurden im Abstand von 2 cm markiert.

Auf die konvexe Seite der Silber/Silberchloridelektroden (9 mm Durchmesser) wurde etwas Elektroden-Ableitpaste gegeben. Die Elektroden wurden mit dieser Seite an den markierten Stellen auf die Haut gelegt. Die Fixierung erfolgte mit elastischen Pflastern (z.B. Fixomull Stretch). An den Kabeln wurden zusätzlich Zugsicherungen angebracht.

Durch den Einsatz eines speziellen EMG-Verstärkers mit extern schaltbarer Artefaktunterdrückung [23], wurde die Aufnahmequalität v.a. während der RPMS-Versuche deutlich verbessert.

### 3.4 Beschleunigungs-/Kraftsensoren

Als Kraftaufnehmer wurde ein Sensor vom Typ Kistler 9311A (Auflösung 10 mN,  $F_{\max} = 5$  kN,  $f_{\max} = 16,5$  kHz,  $m = 28$  g) verwendet.

Als Beschleunigungsaufnehmer dienten Sensoren vom Typ Bruel&Kjaer 4393 (Auflösung 3 mm/s<sup>2</sup>,  $a_{\max} = 200$  km/s<sup>2</sup>,  $f_{\max} = 16,5$  kHz,  $m = 2,4$  g)

### 3.5 Drehmomentmotor

Der für den Versuch verwendete Drehmomentmotor kann durch ein Steuergerät kontrollierte Drehmomentverläufe umsetzen. Er besitzt zwei getrennte Wicklungen, jeweils eine für das Grund- und das Zusatzdrehmoment. Die Wicklung für das Grundmoment weist einen hohen Wirkungsgrad und eine Anstiegszeit von ca. 100 ms auf. Damit ist sie vor allem für länger anhaltende Drehmomente einsetzbar. Die Anordnung für das Zusatzmoment weist eine Anstiegszeit von weniger als 5 ms auf, ist aber aufgrund der höheren Verlustleistung nicht dauerbelastbar. Bei beiden Drehmomentanteilen können jeweils Amplituden von maximal 6 Nm erreicht werden [33]. Von der Motorwelle wird das Drehmoment über ein Aluminiumvierkantrohr auf dem Unterarm der Versuchsperson übertragen.

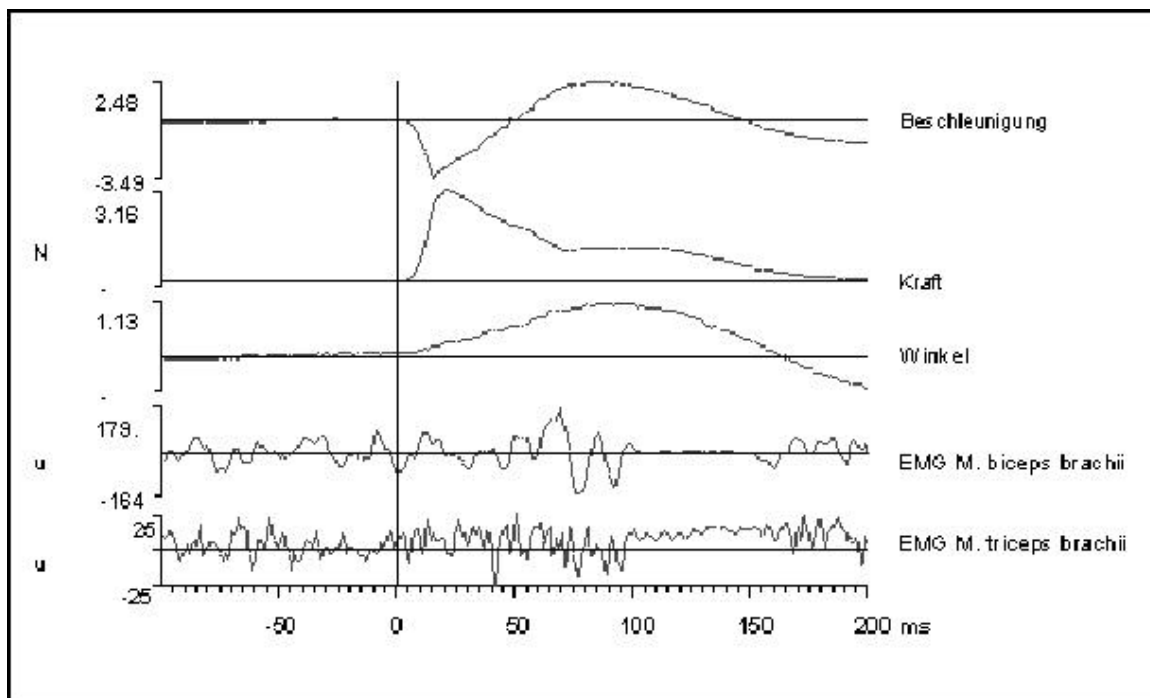
### 3.6 Datenaufnahme und -verarbeitung

Um die gewünschten Parameter nach dem mathematischen Modell von C. Jakob [4] zu berechnen, mussten die Verläufe folgender Daten aufgezeichnet werden:

- Tangentialkraft zwischen Messwinkel und Orthese in Nm
- Tangentialbeschleunigung des Ellbogens in  $m/s^2$
- Motorwinkel in Grad

Zusätzlich wurden die EMG-Aktivitäten des M. biceps brachii und den M. triceps brachii aufgezeichnet. Zur Quantifizierung des Aktivitätsmusters der beteiligten Muskeln wurden die vorgefilterten EMG-Signale während verschiedener Zeitintervalle gemittelt. Zur Charakterisierung der Grundaktivität wurden die Mittelwerte im Intervall zwischen 100 ms vor Beginn des mechanischen Reizes und zu dessen Auslösung bestimmt. Als Maß für den Dehnungsreflex kurzer Latenz (frühe Reflexaktivität M1) wurde die mittlere Aktivität in Bezug zur Grundaktivität bestimmt, und zwar vom Beginn des mechanischen Reizes bis 40 ms danach. Die Reflexe langer Latenz (späte Reflexkomponente M2) wurden aus dem Zeitintervall zwischen 40 und 100 ms nach Beginn des Störreizes (wiederum bezogen auf die Amplitude der Grundaktivität) quantifiziert. Die genaue Methodik der EMG-Auswertung ist unter 3.11 detailliert beschrieben.

Bei einem typischen Versuchsdurchlauf ohne Stimulation wurden folgende Daten aufgezeichnet:



**Abb. 7: Exemplarische Messdaten für einen Messdurchlauf**

Die Aufzeichnung der mechanischen Messwerte - sowie der EMG-Aktivität nach entsprechender Vorverstärkung - erfolgte für die ersten beiden Versuchsabschnitte mittels des Datenerfassungsgerätes CED 1401 der Firma Cambridge Electronic

Anschließend wurden die Rohdaten auf einem PC mit dem Programm Spike2 bearbeitet und rektifiziert. Die Parameterextraktion aus den Rohdaten und die Berechnung der gewünschten Werte Massenträgheit, Elastizität und Viskosität erfolgten durch geeignete Algorithmen ebenfalls mit Spike2 [4].

Für den Versuchsabschnitt III (Ermüdungsversuch) wurde der Messaufbau optimiert. Zur Datenaufzeichnung wurde ein PC mit einer 14-bit D/A-Multi-I/O Steckkarte benutzt. Die Daten wurden mit einer Frequenz von 2000 Hz aufgenommen. Die Aufnahme erfolgte auf einem Realtime-LINUX-System, die Auswertung der Rohdaten wurde mit dem Programm MATLAB durchgeführt.

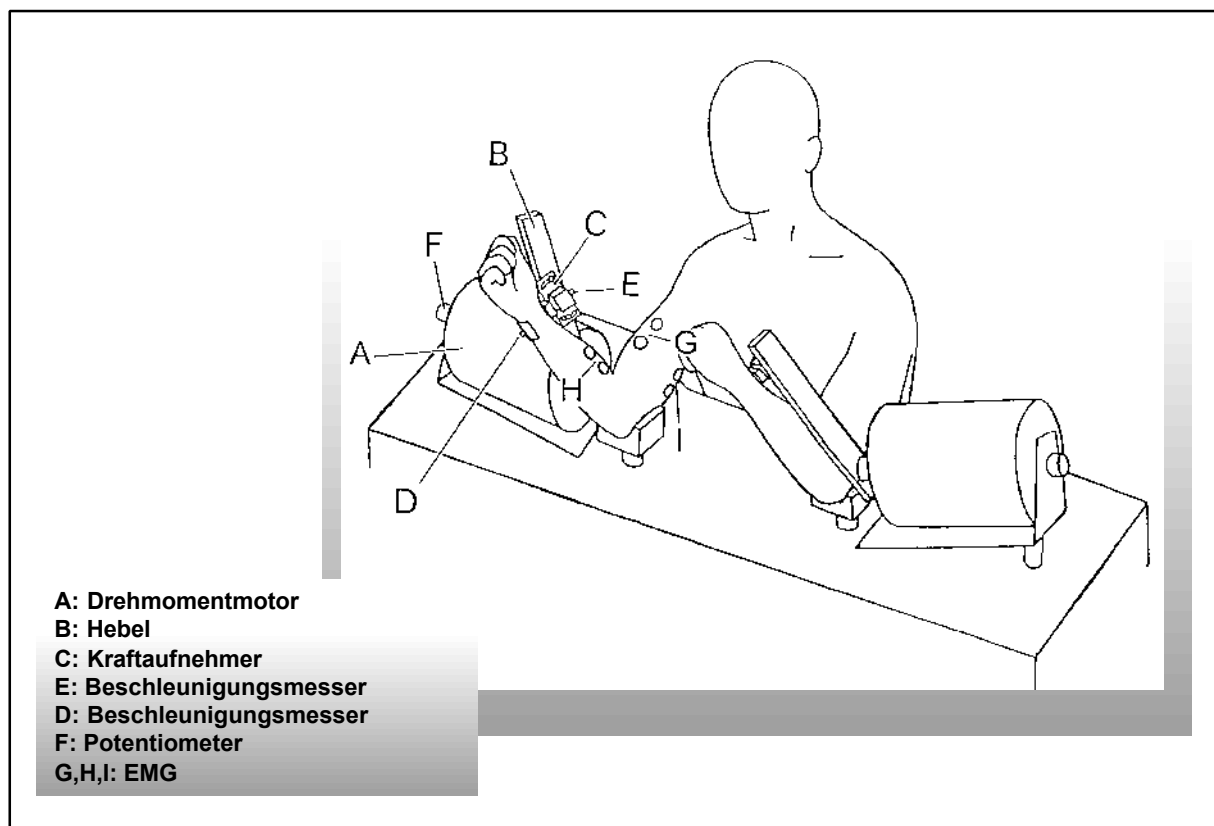
Zur Weiterverarbeitung der berechneten Daten wurde Microsoft Excel für Windows eingesetzt, für die statistische Auswertung SPSS für Windows.

### 3.7 Allgemeiner Versuchsaufbau

Sämtliche Versuche wurden am rechten Ellbogen der Probanden durchgeführt. Die Versuchsperson saß auf einem Stuhl, die Ellbogen auf rutschfeste, relativ harte Schaumstoffauflagen gestützt. Die Position der Auflagen konnte, den individuellen anatomischen Gegebenheiten entsprechend, optimal eingestellt werden.

Der Unterarm und das Handgelenk wurden durch eine Orthese am Hebelarm eines Drehmomentmotors fixiert, an dessen Radialseite eine Auflagefläche für den Kraftaufnehmer befestigt war. Zur Anpassung an individuelle Größenunterschiede von Hand und Unterarm standen verschiedene Orthesen zur Verfügung.

Der Unterarm befand sich in Mittelstellung zwischen Pronation und Supination. Die Achse des Ellbogengelenks stimmte mit der Motorachse überein. Es erfolgte eine Fixierung der Schulter mit einer Haltevorrichtung. Diese ist speziell für den Versuch konstruiert worden, damit eine konstante Position der Schulter während der gesamten Untersuchungsdauer, gewährleistet war.



**Abb. 8: Schematischer Versuchsaufbau**

### 3.8 Tonusmessungen zur Normwerterstellung (Abschnitt I)

Im ersten Teil des Versuches wurden Normwerte für die Muskeltonusparameter erstellt. Die Methodik wurde weitgehend aus einer früheren Arbeit von S. Küchler [3] übernommen und weiterentwickelt:

Die Probanden wurden aufgefordert, den Ellbogen gegen ein appliziertes Drehmoment (Grundmoment) zu beugen. An einer markierten Stelle (90° Beugstellung des Gelenkes) sollte die Beugung isometrisch gehalten werden.

Die Grundmomente, gegen die der Proband den Ellbogen beugen sollte, betragen zwischen 0,5 Nm und 3 Nm, abgestuft in sechs Schritten zu 0,5 Nm (das entspricht ca. 2,5 % ... 15 % des geschätzten MVC).

Anschließend wurden zwei verschiedene Störmomente mit rampenförmigem Verlauf appliziert. Das erste betrug 1 Nm (5 % des MVC). Dabei wurde der Unterarm meistens um weniger als 1° ausgelenkt. Das zweite applizierte Störmoment betrug 3 Nm (15 % des MVC). Dies entsprach einer Auslenkung des Unterarms von ca. 4-5°.

Dieser Versuch wurde an 12 Probanden durchgeführt, bei denen keinerlei Erkrankungen mit Einfluss auf den Muskeltonus bekannt waren. Es wurde auf eine bequeme Sitzposition geachtet. Besonderer Wert wurde darauf gelegt, dass sich die Probanden weitgehend entspannten und möglichst keine Aktivität zeigten, die den angelegten Störmomenten entgegenwirken würde (sog. „Do not intervene“-Verhalten). Von der Kontraktion des M. biceps brachii und des M. brachialis abgesehen, sollten keine Muskeln des Oberarmes angespannt werden. Vor allem die Kokontraktion des M. triceps brachii sollte so gering wie möglich gehalten werden. Zur Vermeidung frühzeitiger Ermüdung der Muskulatur wurden Drehmomente von höchstens 15% des MVC verwendet. Eine Kokontraktion anderer Muskelgruppen war kaum notwendig, um die Beugung gegen das Drehmoment zu stabilisieren.

Das hier angewandte Verfahren wurde bereits von S. Küchler evaluiert [3]. Die in dieser Untersuchung gewonnenen Normwerte sollen hier nochmals kurz dargestellt werden.

Analog zu der oben beschriebenen Methodik wurde die Untersuchung mit einem Grundmoment und einem Störmoment von jeweils 1 Nm, durchgeführt:

<b>Tonuskomponente</b>	<b>Normwert</b>	<b>Standardabweichung</b>
<b>Massenträgheit I</b>	0,037 Nm kg <sup>2</sup>	SD: 0,013 Nm kg <sup>2</sup>
<b>Frühe Viskosität K1</b>	4,29 Nm s/rad	SD: 1.54 Nm s/rad
<b>Frühe Elastizität S1</b>	-105,55 Nm/rad	SD: 66,56 Nm/rad
<b>Späte Viskosität K2</b>	0,67 Nm s/rad	SD: 0,22 Nm s/rad
<b>Späte Elastizität S2</b>	30,4 Nm/rad	SD: 5,69 Nm/rad

**Tab. 2: Ermittelte Normwerte nach S. Küchler [3]**

Es konnte statistisch nachgewiesen werden, dass die mechanischen Komponenten Elastizität und Viskosität unabhängig von der Höhe des Massenträgheitsmomentes des Unterarmes sind. Dies bedeutet, dass die Werte unter den einzelnen Versuchspersonen direkt vergleichbar sind, ohne sie auf das Trägheitsmoment zu normieren [3].

Der für die frühe Elastizität S1 ermittelte negative Wert überrascht zunächst. Interpretiert man diesen Wert, so könnte man zu dem Schluss gelangen, das Ellbogengelenk verhalte sich während der frühen Zeitspanne (0 bis 40 ms nach Applikation des Störmomentes) wie eine negative Feder. In diesem Fall würden die elastischen Eigenschaften des Ellbogens der mechanischen Störung durch das Zusatzmoment nicht entgegenwirken, sondern sie sogar fördern. Allerdings kann der M. biceps brachii als Beuger einer Streckbewegung eigentlich nur entgegenwirken. Versuche unter Lokalanästhesie des M. triceps brachii haben allerdings gezeigt, dass jene „negative“ Elastizität hauptsächlich durch die Koaktivierung (isometrische Kokontraktion) der Unterarmstrecker, während isometrischen Haltens, bedingt ist [3]. Diese Kokontraktion spielt bei der Stabilisierung des Ellbogengelenkes, vor allem vor Eintritt der dynamischen Reflexe, eine große Rolle.

Im folgenden Abschnitt werden die mechanischen Muskeltonuskomponenten während RPMS - bei analogem Versuchsaufbau - gemessen. Die ermittelten Normwerte bei willkürlicher Beugung sollen anschließend mit den RPMS-Daten verglichen werden.

### 3.9 Messung des Muskeltonus während Magnetstimulation (Abschnitt II)

Zusätzlich zu dem in 3.8 beschriebenen Versuchsaufbau wurde eine Haltevorrichtung für die Magnetspule angebracht. Diese gewährleistete auch bei längerer Dauer der Untersuchung eine konstante Position der Spulen. Nach Ermittlung der optimalen Spulenposition durch kurze Teststimulationen erfolgte die Spulenfixierung. Die Versuchsperson wurde nachdrücklich darauf hingewiesen die Ellbogenmuskulatur vor und während der folgenden Stimulation zu entspannen. Dadurch sollte der Anteil der willkürlichen Innervation an der Beugung so gering wie möglich gehalten werden

Anschließend wurde eine Beugung des Unterarms mittels RPMS induziert. Als Stimulationsfrequenz wurde 20 HZ gewählt. Die Stimulationsintensität wurde so gewählt, dass die RPMS-induzierten Drehmomente den Grundmomenten aus Versuchsabschnitt I (->3.8) entsprachen. Da sich der Unterarm während der Magnetstimulation in Bewegung befindet, wurde die Beugung bei ca. 95° durch eine entsprechende Vorrichtung gestoppt. Nachdem der Unterarm zum Stillstand gekommen war, erfolgte die Erfassung und Dokumentation der, durch die Beugung erzeugten, Tangentialkraft. Nun wurde die gemessene Kraft computergesteuert an den Drehmomentmotor weitergegeben und dem Beugedrehmoment entgegengesetzt. Dadurch befand sich der Unterarm schwebend im Gleichgewicht zwischen stimulierter Beugung und dem, mittels des Motors, entgegengesetzten Drehmoment.

Im Anschluss daran konnten die mechanischen Parameter des Muskeltonus gemessen werden. Dies geschah wiederum durch Applikation eines Zusatzmomentes in Höhe von 1Nm und 3 Nm. Es wurden 7 Messungen pro Durchlauf vorgenommen und anschließend gemittelt. Nach einer Messreihe hatte die Versuchsperson genug Zeit, die Oberarmmuskulatur in eine entspannte Position zu bringen. Dadurch ließen sich Ermüdungseffekte weitgehend vermeiden.



In der folgenden Abbildung ist die Messung der mechanischen Komponenten des Muskeltonus während RPMS schematisch dargestellt:

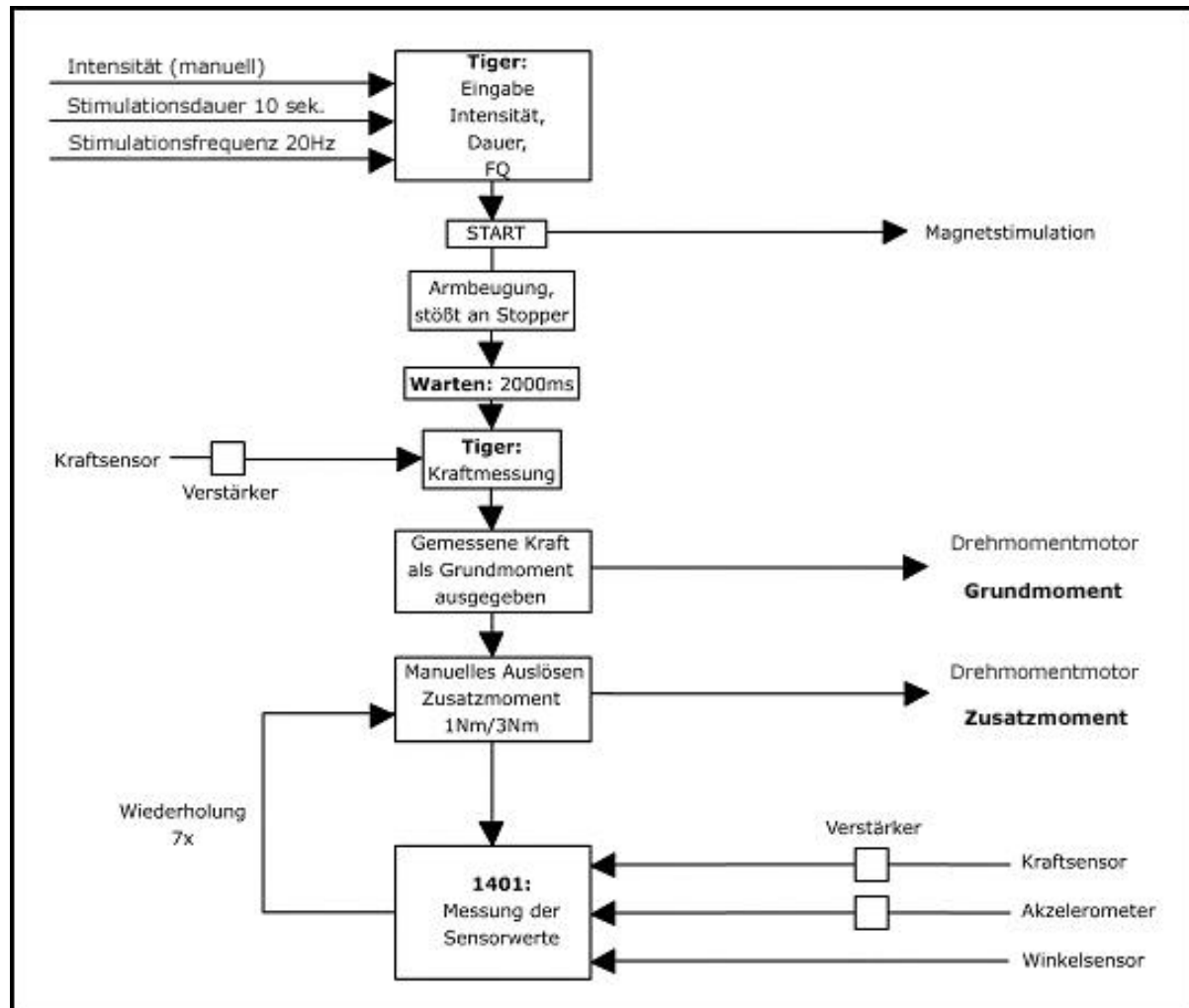


Abb. 9: Schematischer Ablauf des RPMS-Versuchs

In dem nächsten Abschnitt wurde der Einfluss von ermüdender muskulärer Tätigkeit auf die Muskeltonusparameter untersucht. Zusätzlich wurde der Prototyp einer computergeregelten Ansteuerung für die RPMS verwendet.

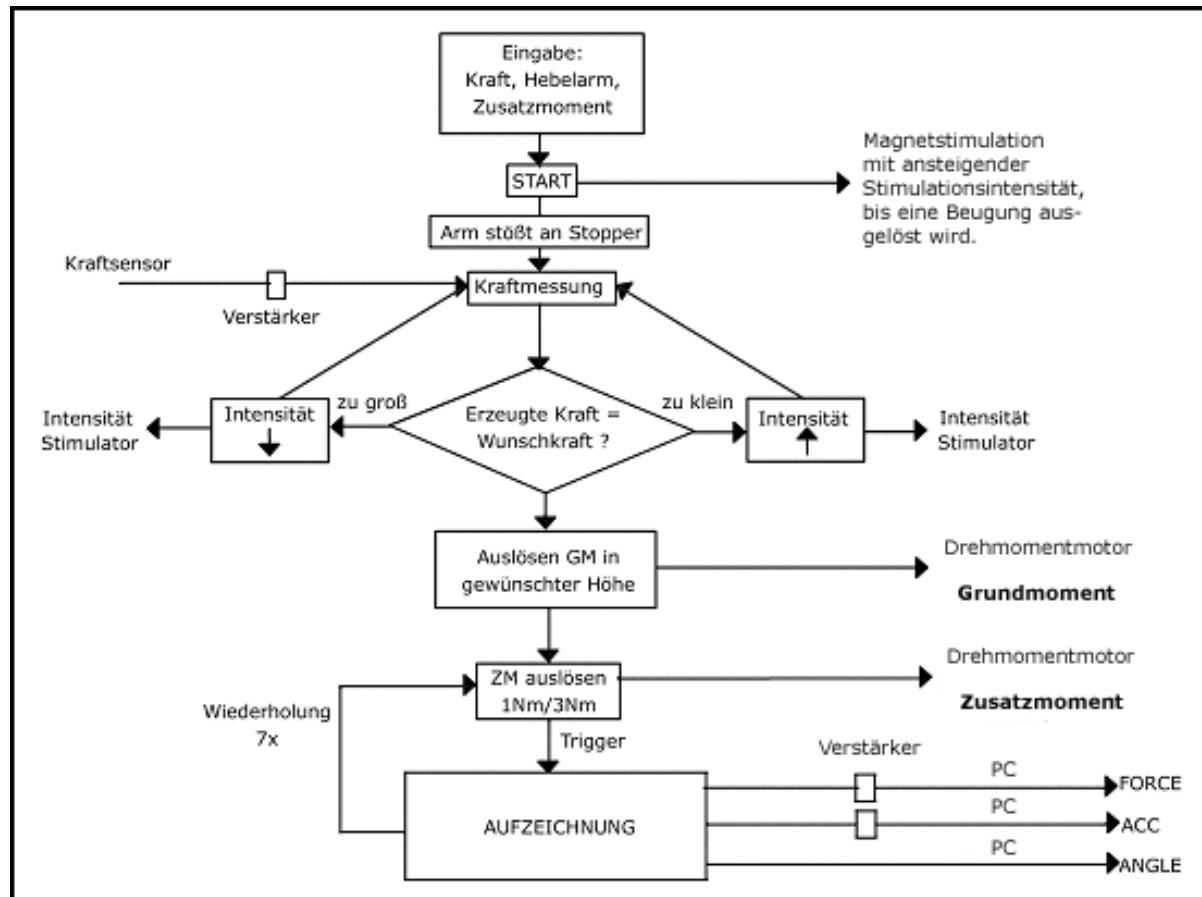
### **3.10 Messung des Muskeltonus vor und nach erschöpfender Muskeltätigkeit (Versuchsabschnitt III)**

Die wichtigste Erweiterung in diesem Versuchsabschnitt war die Entwicklung eines computergesteuerten Regelkreises zur Kontrolle des durch die RPMS induzierten Beugedrehmomentes. Die Höhe des Grundmoments konnte über eine dynamische Regelung der Stimulationsintensität exakt gewählt werden. Nun war es möglich eine exakte Auswahl des mittels RMPS erzeugten Grundmomentes zu treffen:

Zu Beginn der Stimulation wurde die Intensität computergesteuert langsam gesteigert, bis eine Beugung des Unterarmes eintrat. An der Stoppvorrichtung bei 95° Beugung wurde das stimulierte Drehmoment gemessen. Anschließend erfolgte eine Auf- bzw. Abwärtsregelung der Stimulationsintensität, bis das jeweils gewünschte Sollmoment erreicht war. War dies der Fall, bekam der Drehmomentmotor die Anweisung, ein Gegenmoment zu erzeugen, das exakt dem Sollmoment entsprach. Direkt im Anschluss wurde die Regelung abgeschaltet und die Stimulationsintensität konstant gehalten. Dadurch befand sich das Ellbogengelenk wieder schwebend im Gleichgewicht. Auch in diesem Abschnitt des Versuches wurde sorgfältig darauf geachtet, dass der Proband keine willkürliche Muskelaktivität zeigte.

Als nächster Schritt wurde wiederum das Zusatzmoment appliziert, welches in der Beschreibung der anderen Versuchsteile bereits erläutert wurde. Ein Messdurchgang bestand wieder aus jeweils sieben, im Abstand von 1,5 Sekunden, applizierten Störmomenten. Das zeitliche Intervall zwischen den Störreizen ermöglichte, dass das Gelenksystem wieder ins Gleichgewicht kam. Durch die Möglichkeit, eine exakte Auswahl des induzierten Grundmoments zu treffen, konnte die Streuung der gemessenen Parameter verringert werden.

Der Ablauf der computergesteuerten Regelung der mittels RPMS erzeugten Drehmomente, ist zur Verdeutlichung, in dem folgenden Flussdiagramm schematisch dargestellt:



**Abb. 10: Ablauf und Regelkreis des Ermüdungsversuchs (Flussdiagramm)**

Zusätzlich sollten die Auswirkungen muskulärer Ermüdung (fatigue) auf die mechanischen Komponenten Elastizität und Viskosität während RPMS im Vergleich zur willkürlichen isometrischen Beugung untersucht werden.

Nach den ersten beiden Messreihen wurde der Proband aufgefordert, ein 5 kg schweres Gewicht solange bei gebeugtem Unterarm zu halten, bis es ihm nicht mehr möglich war, die Beugung aufrecht zu erhalten. Das Gewicht wurde entfernt und die Messreihe direkt im Anschluss wiederholt.

Insgesamt wurden 5 Messreihen an 12 gesunden Versuchspersonen durchgeführt. Als verwendete Grundmomente wurden 1 Nm und 2 Nm gewählt. Die applizierten Zusatzmomente beliefen sich, wie bereits in den anderen Versuchsteilen, auf 1 und 3 Nm.

Die Abfolge der Messreihen ist in der folgenden Tabelle nochmals chronologisch dargestellt. Es wurden jeweils 7 Tonusmessungen pro Grund- und Zusatzmoment durchgeführt und gemittelt:

↓	<b>Messreihe 1</b>	Tonusmessung während willkürlicher isometrischer Beugung ( <b>pre-fatigue</b> )
	<b>Messreihe 2</b>	Tonusmessung während computergesteuerter RPMS-induzierter Beugung ( <b>pre-fatigue</b> )
	<b>Messreihe 3</b>	Tonusmessung während willkürlicher isometrischer Beugung:  Kontrolldurchgang zum Ausschluss evtl. auftretender Ermüdungseffekte. Diese Messreihe ging nicht in die Auswertung mit ein, nachdem statistisch bestätigt wurde, dass die errechneten Ergebnisse nahezu äquivalent zur Messreihe 1 waren. Die durchschnittliche Signifikanz der Gegenüberstellung von Messreihe 1 und Messreihe 3 betrug $p > 0.78$ , t-Test für verbundene Stichproben.
	<b>Provokation der Ermüdung (fatigue)</b>	Um die Auswirkungen erschöpfender Muskeltätigkeit auf die mechanischen Parameter des Ellbogens zu untersuchen, wurde ein Gewicht von 5 kg an den Hebelarm montiert, bis die Probanden nicht mehr fähig waren, die Beugung zu halten
	<b>Messreihe 4</b>	Tonusmessung während computergesteuerter RPMS-induzierter Beugung ( <b>post-fatigue</b> )
	<b>Messreihe 5</b>	Muskeltonusmessung während willkürlicher isometrischer Beugung ( <b>post-fatigue</b> )

**Tab. 3: Chronologischer Aufbau des Ermüdungsversuchs**

Parallel zur Messung der mechanischen Parameter des Muskeltonus wurden die EMG-Aktivitäten des M. biceps und triceps brachii aufgezeichnet. Die detaillierte Methodik ist nachfolgend beschrieben.

### 3.11 Auswertung der Reflexmessungen während des Ermüdungsversuchs

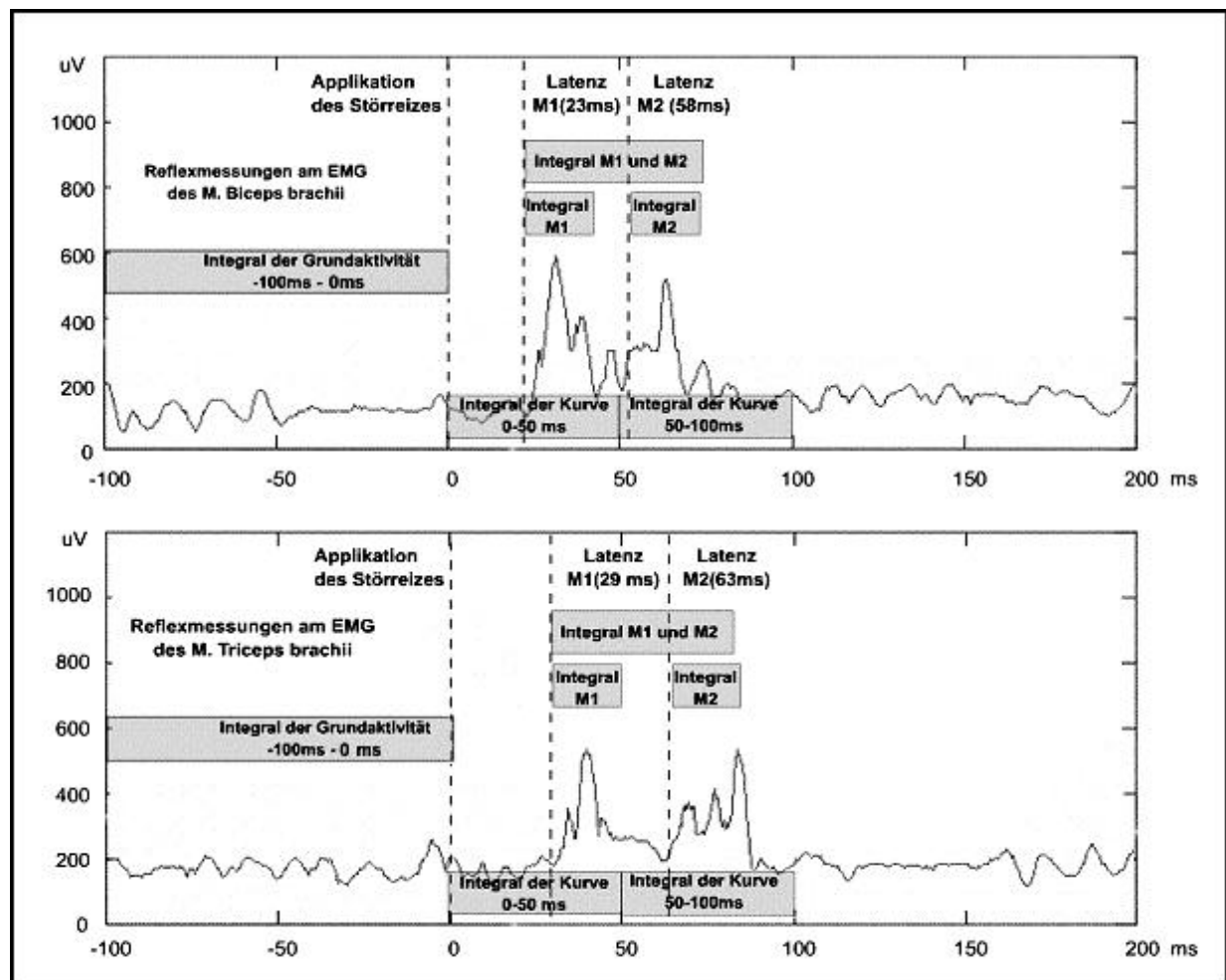
Um die eventuell auftretenden Veränderungen im Reflexmuster des Dehnungs- und Entlastungsreflexes zu dokumentieren, wurde eine umfangreiche Auswertung der im Versuchsabschnitt III (-> 3.10) gewonnenen EMG-Daten durchgeführt. Damit die verschiedenen EMG-Aktivitäten während verschiedener Zeitintervalle intrapersonell vergleichbar waren, wurde das Integral, also die Fläche unter der EMG-Kurve, für den jeweilige Zeitabschnitt berechnet. Dieses Integral stellt ein genormtes Maß für die durchschnittliche Aktivität des EMG in einem betrachteten Zeitraum dar. Die Anfangs- und Endpunkte der Intervalle basieren auf Durchschnittswerten, welche von S. Kächler [3] anhand eines vergleichbaren Versuchsaufbaus erstellt wurden:

Intervalle	M. biceps brachii		M. triceps brachii	
	Beginn	Dauer	Beginn	Dauer
<b>Integral der EMG-Kurve 0 - 50 ms nach Auslenkung</b>	0 ms	50 ms	0 ms	50 ms
<b>Integral der EMG-Kurve 50 - 100 ms nach Auslenkung</b>	50 ms	50 ms	50 ms	50 ms
<b>Latenzzeit bis zum Einsetzen von M1</b>	23 ms	-	29 ms	-
<b>Latenzzeit bis zum Einsetzen von M2</b>	58 ms	-	63 ms	-
<b>Integral der Grundaktivität</b>	- 100 ms	126 ms	- 100 ms	129 ms
<b>Integral von M1</b>	23 ms	22 ms	29 ms	21 ms
<b>Integral von M2</b>	58 ms	22 ms	63 ms	22 ms
<b>Integral von M1 und M2</b>	23 ms	59 ms	29 ms	56 ms

**Tab. 4: Anfangs und Endpunkte sowie Intervalldauer der berechneten Integrale, bezogen auf den Zeitpunkt der Störung**

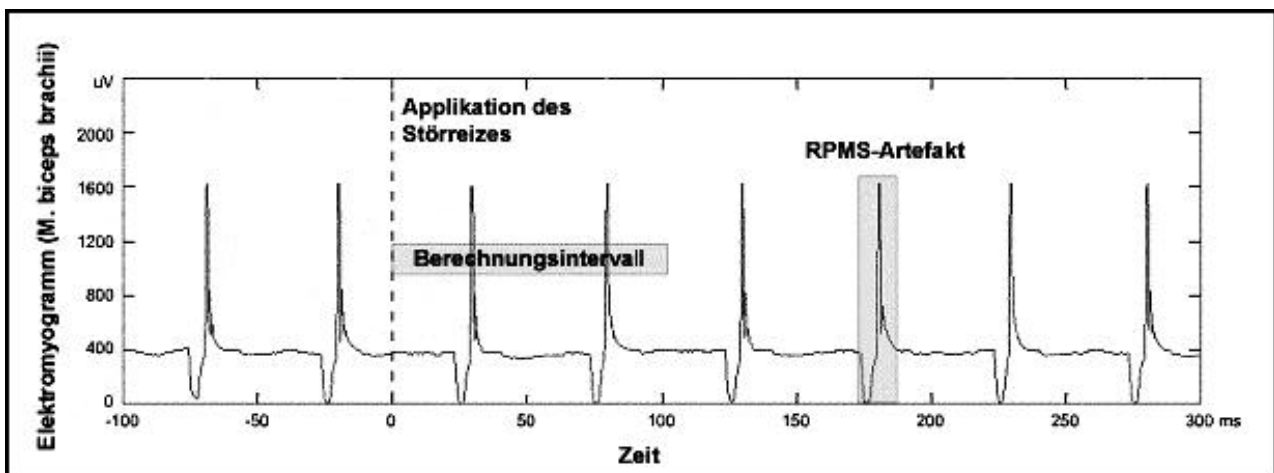
Wie in *Tab. 4* zu sehen ist, liegt die Latenzzeit bis zum Eintreffen der dynamischen Reflexantworten M1 und M2 beim M. triceps brachii höher als beim M. biceps brachii. Diese Reflexaktivitäten spiegeln im Falle des M. triceps brachii einen Entlastungsreflex (Release-Phänomen) wieder.

In der folgenden Abbildung sind die berechneten Integrale nochmals graphisch dargestellt. Die markierten Bereiche zeigen die zur Berechnung benutzten Kurvenabschnitte:



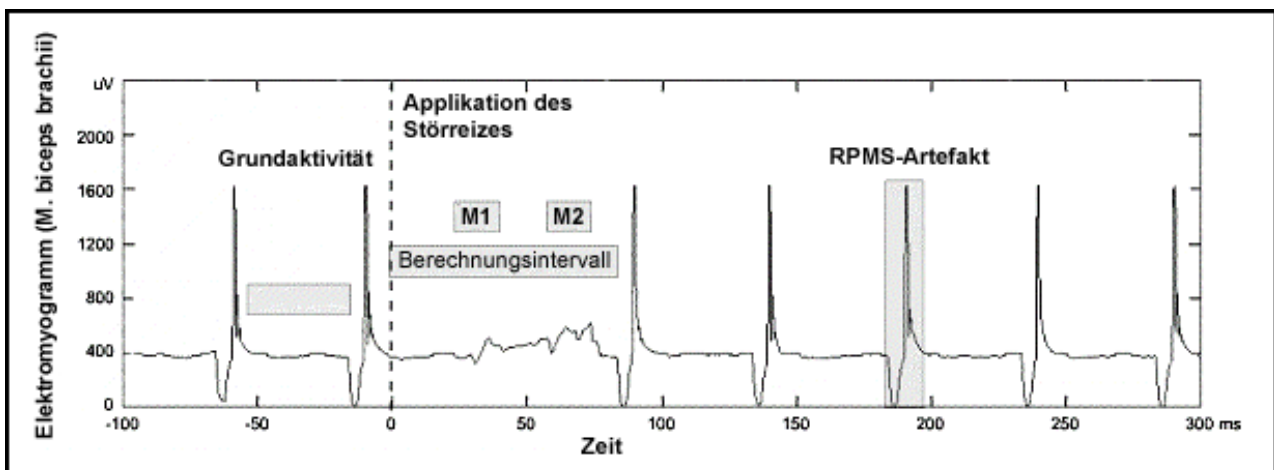
**Abb. 11:** EMG-Kurven für den M. biceps brachii (oben) und M. triceps brachii (unten) im Intervall zwischen 100 ms vor bis 200 ms nach dem Auslösen des Zusatzmomentes. Die markierten Bereiche zeigen die zur Berechnung der Integrale benutzten Kurvenabschnitte.

Diese, in Abb. 11 dargestellten Berechnungen wurden - für die Messreihen 1 und 5 (Messung bei willkürlicher Beugung) - bei jeder Versuchsperson durchgeführt. Für die Messreihen 2 und 4 (Messung während RPMS) gestaltete sich die Auswertung des EMG etwas komplexer. Die Hauptschwierigkeit bestand in den Störungen, welche durch die EMG-Elektroden während eines Magnetimpulses aufgezeichnet wurden. Diese elektro-magnetischen Störungen führen zu Stimulationsartefakten im EMG-Signal. Das Artefakt trat mit einer Frequenz von 20 Hz auf – das entspricht einem Intervall von 50 ms – und hatte eine durchschnittliche Dauer von ca. 15 ms.



**Abb. 12:** Exemplarische Darstellung einer EMG-Kurve des M. biceps brachii während RPMS. Im horizontal markierten Bereich ist Aufgrund des elektromagnetischen Artefaktes keine Berechnung der Integrale möglich

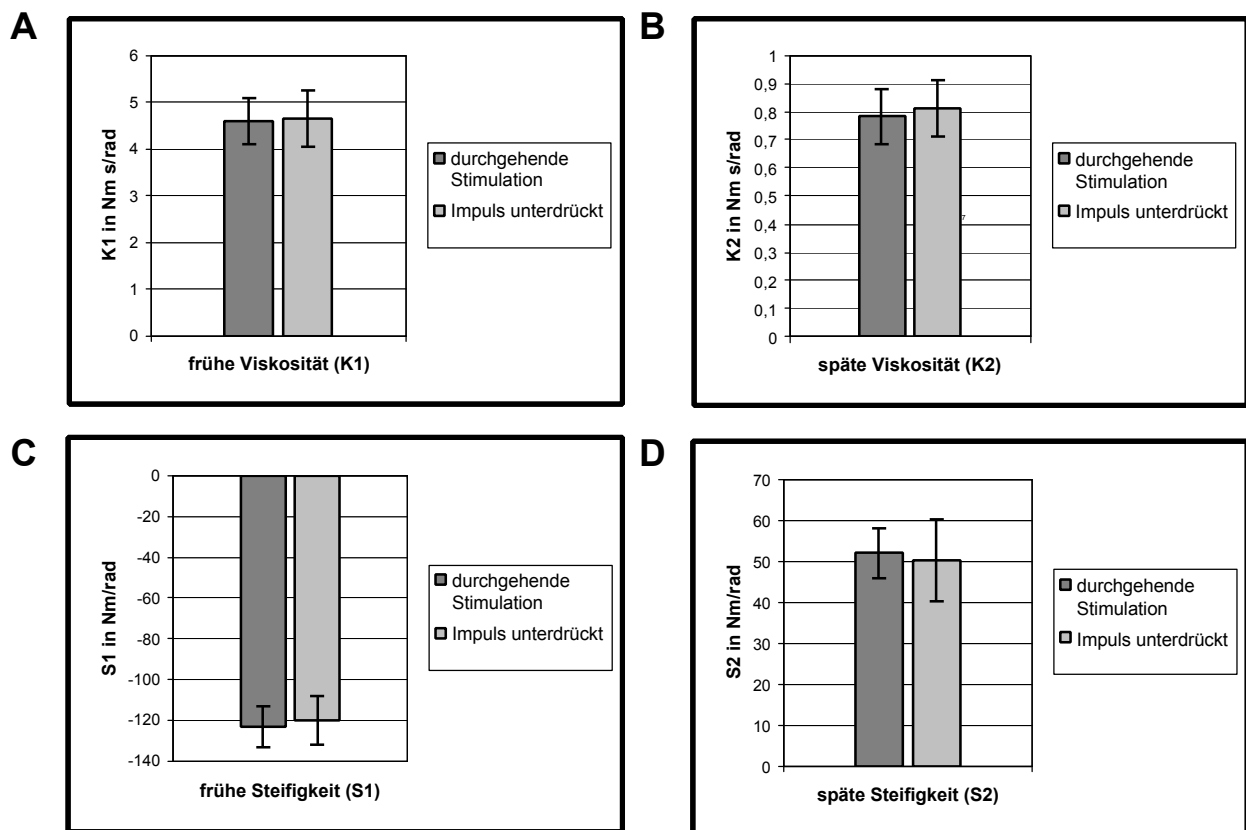
Da auch der für die Berechnung der Integrale nötige Zeitabschnitt - zwischen 0 und 100 ms - durch Stimulationsartefakte überlagert ist, wurde die Stimulation computergesteuert exakt mit der Zeitachse synchronisiert und derjenige Impuls ausgelassen, welcher in dem relevanten Intervall liegt. Hierdurch ergab sich folgende EMG-Kurve:



**Abb. 13:** Exemplarische Darstellung der EMG-Kurve für den M. biceps brachii mit der synchronisierten Impulssteuerung. Dadurch war eine Berechnung im Bereich von 0 ms bis 80 ms nach Auslösung des Störreizes möglich.

In Abb. 13 ist zu sehen, dass die Auslassung des Impulses eine Darstellung der EMG-Kurve ermöglicht, welche eine Berechnung der Integrale, zumindest in Teilen, zulässt. Allerdings musste gewährleistet sein, dass keine Auswirkungen des unterdrückten Impulses auf den Verlauf der mechanischen Eigenschaften bestehen. Dazu wurde eine getrennte Untersuchung

mit 3 Versuchspersonen durchgeführt. Zuerst wurde die Tonusmessung während RPMS - entsprechend der Methodik in 3.10 - durchgeführt. Dem folgte eine Messreihe mit synchronisierter Zeitachse und ausgelassenem Impuls. Eine Gegenüberstellung der jeweils berechneten mechanischen Parameter, sollte eventuell vorhandene Auswirkungen des unterdrückten Magnetimpulses ausschließen. Die Ergebnisse sind in *Abb. 14* dargestellt.



**Abb. 14:** A/B/C/D: Vergleich der berechneten mechanischen Parameter während einer durchgehenden Stimulation bei ausgelassenem Impuls. Die Diagramme stellen die Durchschnittswerte der Versuchsergebnisse von 3 Probanden dar (+/- Standardabweichung). Die Werte wurden mittels t-Test für verbundene Stichproben auf statistisch signifikante Unterschiede hin analysiert (Vertrauensintervall: 95 %, entspricht  $p < 0,05$ ).

Die Ergebnisse dieser Versuchreihe und ein nachfolgender Vergleich der mechanischen Kraft- und Beschleunigungskurven konnten beweisen, dass sich kein statistisch signifikanter Unterschied ergibt, falls ein RPMS-Impuls unterdrückt wird ( $p > 0,89$  für alle Parameter). Eine Stimulationsfrequenz von 20 Hz ist offensichtlich hoch genug gewählt, um zu gewährleisten, dass die tetanische Fusion der Muskelkontraktionen durch einen ausgelassenen Impuls nicht unterbrochen wird.



Trotzdem konnten wegen des Stimulationsartefaktes, der bei ca. 85 ms auf den unterdrückten Impuls folgte (-> *Abb. 14*), nicht alle Berechnungen durchgeführt werden. In folgender Tabelle sind die Intervalle, welche zum Vergleich mit den EMG-Kurven der Messreihen 1 und 5 zur Verfügung standen, aufgeführt:

Parameter	M. biceps brachii		M. triceps brachii	
	Beginn	Dauer	Beginn	Dauer
<b>Integral der Grundaktivität</b>	- 60 ms	35 ms	- 60 ms	35 ms
<b>Integral der frühen dyn. Reflexaktivität M1</b>	23 ms	22 ms	29 ms	21 ms
<b>Integral der späten dyn. Reflexaktivität M2</b>	58 ms	22 ms	63 ms	22 ms
<b>Integral von M1 und M2</b>	23 ms	59 ms	29 ms	56 ms

*Tab. 5: Berechenbare Intervalle während RPMS*

## 4 Ergebnisse

Die hier dargestellten Diagramme beziehen sich auf die Mittelwerte (+/- Standardabweichung) von 12 gesunden Probanden, bei denen keine Erkrankungen mit Einfluss auf den Muskeltonus vorhanden waren. Es wurden jeweils 7 Messdurchläufe pro Proband durchgeführt und diese gemittelt. Die statistische Auswertung wurde wie folgt durchgeführt:

- Alle gegenübergestellten Werte wurden mittels tTest für verbundene Stichproben auf ihre statistische Signifikanz überprüft. Die Signifikanzen sind jeweils in Klammern angegeben. Das angestrebte Vertrauensintervall liegt bei 95 % (entspricht  $p < 0,05$ ). Bei signifikantem Ergebnis wurde die statistische Relevanz nochmals mittels eines Wilcoxon-Tests geprüft.
- Korrelationen und Linearitäten wurden über ein generelles lineares Modell ausgewertet. Die Abweichungen von einem angenommenen linearen Verlauf wurden festgestellt und als linear bewertet, wenn die durchschnittliche statistische Abweichung von diesem Verlauf unter 5 % lag (entspricht  $p < 0,05$ ). Auf diese Weise konnten auch lineare Beziehungen zwischen den Werten und dem jeweiligen Grundmoment aufgezeigt und statistisch beschrieben werden.

### 4.1 Tonusmessungen zur Normwerterstellung

#### 4.1.1 Massenträgheit I

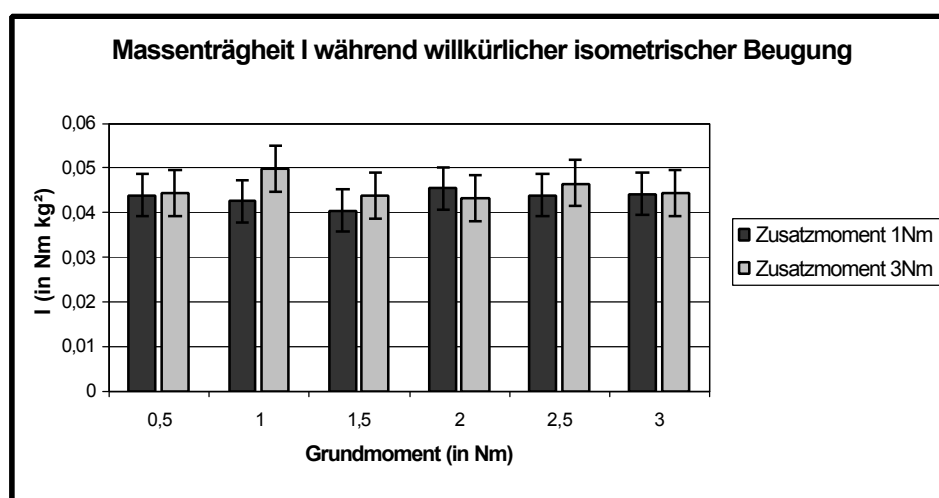


Abb. 15: Darstellung der Massenträgheit I

Wie erwartet ist keine Veränderung der Massenträgheit bei steigendem Grundmoment zu sehen. Auch im Vergleich der beiden verschiedenen Zusatzmomente sind keine Unterschiede festzustellen ( $p > 0,5$ ). Dieser Umstand unterstützt die Vergleichbarkeit der anderen Tonusparameter (Elastizität und Viskosität), denn die Massenträgheit stellt einen konstanten Wert dar und bietet sich deswegen als Kontrollwert an.

Der errechnete Durchschnittswert der Massenträgheit beträgt in dieser Untersuchung  $0,043 \text{ Nm kg}^2$  (SD:  $0,0044 \text{ Nm kg}^2$ ).

#### 4.1.2 Frühe Viskosität K1

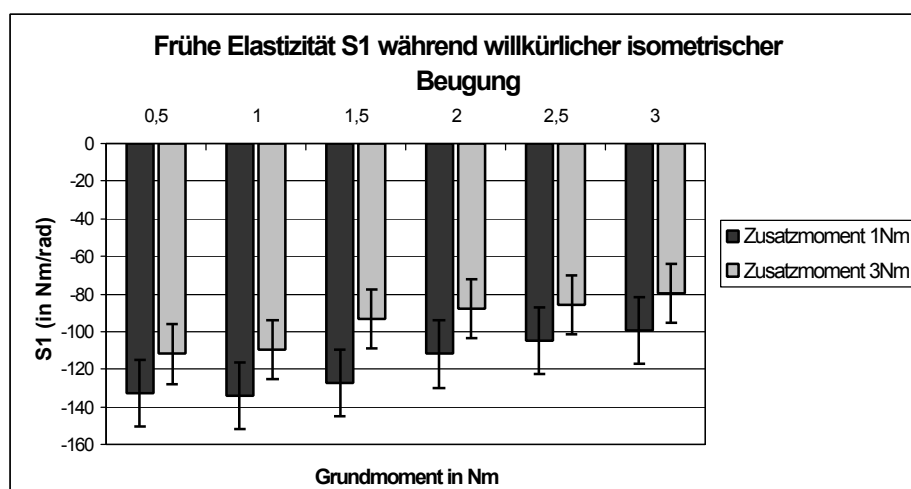
Bei der frühen Viskosität ist eine tendenzielle Abhängigkeit von der Höhe des Grundmomentes zu erkennen ( $p < 0,13$ ): mit steigendem Grundmoment nimmt die Viskosität K1 leicht, aber signifikant ab. Im Vergleich der beiden Zusatzmomente ist kaum ein signifikanter Unterschied zu erkennen ( $p > 0,25$ ).

Die errechneten Durchschnittswerte für die frühe Viskosität K1 waren:

<b>Zusatzmoment 1 Nm</b>	4,665 Nm s/rad	SD: 0,659 Nm s/rad
<b>Zusatzmoment 3 Nm</b>	4,449 Nm s/rad	SD: 0,512 Nm s/rad

**Tab. 6: Frühe Viskosität K1**

#### 4.1.3 Frühe Elastizität S1



**Abb. 16: Darstellung der frühen Elastizität**

Deutlich zu erkennen ist eine Abhängigkeit der frühen Elastizität S1 vom verwendeten Grundmoment: mit steigendem Grundmoment wird S1 weniger negativ ( $p < 0,05$ ).

<b>Zusatzmoment 1 Nm</b>	-118,53 Nm/rad	SD: 17,42 Nm/rad
<b>Zusatzmoment 3 Nm</b>	-94,68 Nm/rad	SD: 23,10 Nm/rad

**Tab. 7: Frühe Elastizität S1**

Auch die Höhe des applizierten Zusatzmomentes (ZM) wirkt auf den gemessenen Parameter S1. Hier ist bei dem ZM von 3 Nm eine signifikante Erhöhung des Dehnungswiderstandes (negative Elastizität nimmt ab) um ca. 20 % ( $p < 0,05$ ), gegenüber dem Zusatzmoment von 1Nm, festzustellen.

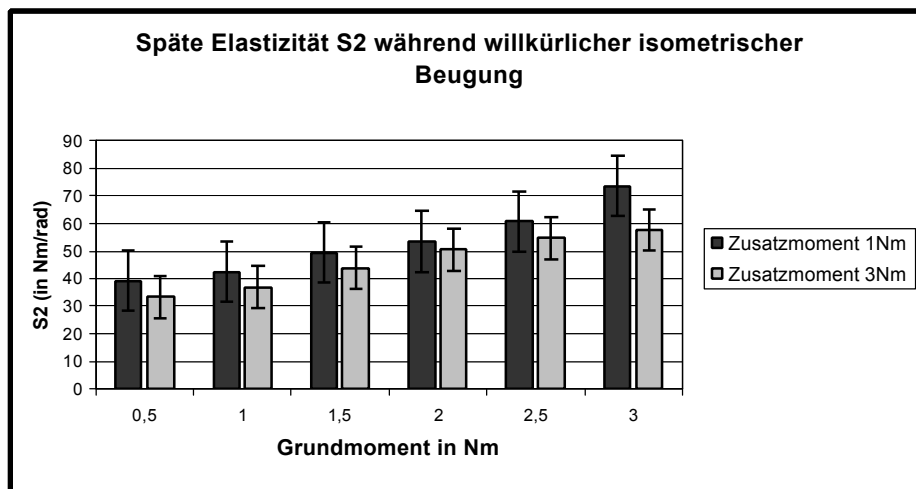
#### 4.1.4 Späte Viskosität K2

Bei der späten Viskosität K2 ist keine Abhängigkeit von dem applizierten Grundmoment zu erkennen. Das eingesetzte Zusatzmoment beeinflusst K2 kaum ( $p < 0,4$ ). Allerdings wird erkennbar, dass sich die Viskosität K2 mit steigendem Grundmoment tendenziell erhöht, um dann aber nach Erreichen eines Höhepunktes wieder abzusinken (ab ca. 10 % des MVC). Dieses Ergebnis geht mit den Daten von C. Jakob konform, welcher unter gegebenen Bedingungen ein Absinken der K2 ab ca. 10 % der MVC feststellen konnte [4].

<b>Zusatzmoment 1 Nm</b>	0,78 Nm s/rad	SD: 0,16 Nm s/rad
<b>Zusatzmoment 3 Nm</b>	0,70 Nm s/rad	SD: 0,14 Nm s/rad

**Tab. 8: Späte Viskosität K2**

## 4.1.5 Späte Elastizität S2



**Abb. 17:** Darstellung der späten Elastizität S2

Die späte Elastizität S2 zeigt einen signifikanten und linearen Anstieg bei Erhöhung des Grundmoments ( $p < 0,05$ ).

<b>Zusatzmoment 1 Nm</b>	53,1 Nm/rad	SD: 9,47 Nm/rad
<b>Zusatzmoment 3 Nm</b>	46,2 Nm/rad	SD: 7,50 Nm/rad

**Tab. 9:** Späte Elastizität S2

## 4.1.6. Zusammenfassung

<b>Tonuskomponente</b>	<b>Ergebnis der Untersuchung</b>
<b>Massenträgheit I</b>	Die Massenträgheit I ändert sich bei steigendem Grundmoment nicht. Das applizierte Zusatzmoment hat keinen Einfluss.
<b>Frühe Viskosität K1</b>	<b>K1</b> sinkt tendenziell mit höherem Grundmoment ab ( $p < 0,13$ ).
<b>Frühe Elastizität S1</b>	<b>S1</b> wird mit höherem Grundmoment weniger negativ. (linear und hochsignifikant, $p < 0,01$ ) und bei höherem Zusatzmoment (3 Nm) um ca. 20 % positiver ( $p < 0,05$ ) als bei einem Zusatzmoment von 1 Nm.
<b>Späte Viskosität K2</b>	<b>K2</b> steigt tendenziell mit zunehmendem Grundmoment an (nicht signifikant, $p < 0,4$ ), sinkt jedoch ab einem Grundmoment von 2,5 Nm wieder ab.
<b>Späte Elastizität S2</b>	<b>S2</b> steigt linear und hochsignifikant mit dem Grundmoment an ( $p < 0,01$ ). Die Werte liegen bei einem hohen Zusatzmoment um ca. 10 % niedriger ( $p < 0,1$ ).

Tab. 10: Zusammenfassung der Tonusmessung

## 4.2 Messungen des Muskeltonus während RPMS

### 4.2.1 Massenträgheit I

Auch während der RPMS ändert sich das Massenträgheitsmoment des Unterarmes erwartungsgemäß nicht. Die gemessenen Mittelwerte (+/- Standardabweichung) bewegen sich im Rahmen der in 4.1.1 ermittelten Normwerte (0,043 Nm kg<sup>2</sup>, SD: 0,0044 Nm kg<sup>2</sup>).

### 4.2.2 Frühe Viskosität K1

Die frühe Viskosität K1 steigt mit dem Grundmoment tendenziell an. Dies ist bei beiden verwendeten Zusatzmomenten zu beobachten, was sich allerdings als nur grenzwertig statistisch relevant ( $p < 0,18$ ) erwies.

Im Vergleich zur willkürlichen Beugung fällt K1 während der RPMS tendenziell niedriger aus (durchschnittlich - 10 %,  $0,1 < p < 0,3$ ).

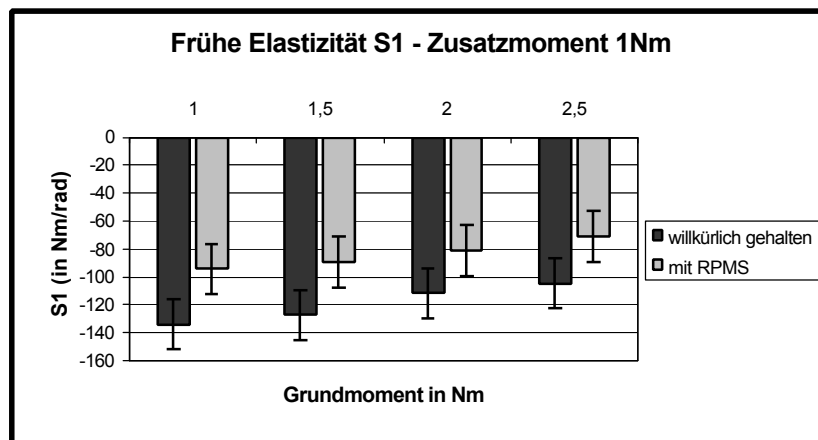
#### Durchschnittswerte K1

<b>Zusatzmoment 1 Nm, willkürlich gehalten</b>	4,66 Nm s/rad	SD: 0,659 Nm s/rad
<b>Zusatzmoment 1 Nm, RPMS</b>	4,36 Nm s/rad	SD: 0,91 Nm s/rad
<b>Zusatzmoment 3 Nm, willkürlich gehalten</b>	4,45 Nm s/rad	SD: 0,51 Nm s/rad
<b>Zusatzmoment 3 Nm, RPMS</b>	3,74 Nm s/rad	SD: 0,68 Nm s/rad

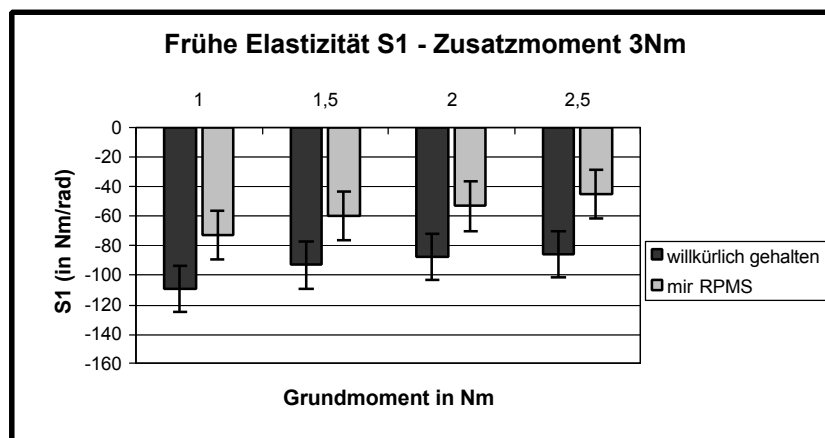
Tab. 11: Frühe Viskosität K1

## 4.2.3 Frühe Elastizität S1

A



B



**Abb. 18:** Darstellung der frühen Elastizität S1 in Nm / rad

**A. Zusatzmoment 1 Nm    B. Zusatzmoment 3 Nm**

Wie in den Diagrammen deutlich zu sehen ist, besteht eine starke Korrelation zwischen dem Grundmoment und der Höhe der frühen Elastizität S1 ( $p < 0,05$  für die Linearität). Wie auch schon im ersten Versuchsabschnitt gezeigt, steigt dieser Parameter mit höherem Grundmoment und die Elastizität wird weniger negativ.

Bei beiden applizierten Zusatzmomenten erweist sich S1 während der RPMS signifikant ( $p < 0,01$ ) weniger negativ als bei willkürlicher isometrischer Beugung. Im Durchschnitt steigt der Wert um 20 - 30 %, wobei auch hier die deutlichere Veränderung beim höheren der beiden Störimpulse zu verzeichnen ist.



**Durchschnittswerte S1**

<b>Zusatzmoment 1 Nm, willkürlich gehalten</b>	-118,52 Nm/rad	SD: 17,41 Nm/rad
<b>Zusatzmoment 1 Nm, RPMS</b>	-94,68 Nm/rad	SD: 23,10 Nm/rad
<b>Zusatzmoment 3 Nm, willkürlich gehalten</b>	-84,13 Nm/rad	SD: 18,11 Nm/rad
<b>Zusatzmoment 3 Nm, RPMS</b>	-57,79 Nm/rad	SD: 16,54 Nm/rad

**Tab. 12: Frühe Elastizität S1**

#### 4.2.4 Späte Viskosität K2

Die späte Viskosität zeigt bei steigendem Grundmoment keine statistisch signifikante Veränderung. Allerdings ist zu beobachten, dass dieser Parameter einen tendenziellen Anstieg ( $p < 0,17$ ) bis zu einem Grundmoment von 2 Nm vollzieht, um dann bei noch höheren Grundmomenten wieder abzusinken. Diese Tendenz ist unabhängig davon, ob die Beugung willkürlich gehalten oder mittels der RPMS induziert wird.

Im Vergleich zwischen willkürlicher und RPMS-stimulierter Beugung zeigen sich keine signifikanten Veränderungen.

Hingegen wirkt sich die Höhe des gewählten Zusatzmomentes (ZM) signifikant auf diesen Parameter aus. Bei dem höheren ZM von 3 Nm ergibt sich eine Senkung des Wertes gegenüber dem ZM von 1 Nm um ca. 7 - 13 % ( $p < 0,05$  Wilcoxon).

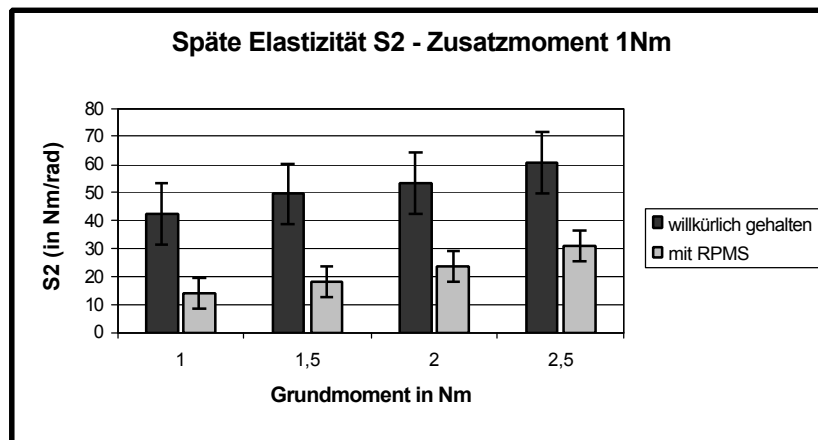
#### Durchschnittswerte K2

<b>Zusatzmoment 1 Nm, willkürlich gehalten</b>	0,78 Nm s/rad	SD: 0,16 Nm s/rad
<b>Zusatzmoment 1 Nm, RPMS</b>	0,75 Nm s/rad	SD: 0,18 Nm s/rad
<b>Zusatzmoment 3 Nm, willkürlich gehalten</b>	0,70 Nm s/rad	SD: 0,13 Nm s/rad
<b>Zusatzmoment 3 Nm, RPMS</b>	0,68 Nm s/rad	SD: 0,14 Nm s/rad

**Tab. 13: Späte Viskosität K2**

## 4.2.5 Späte Elastizität S2

A



B

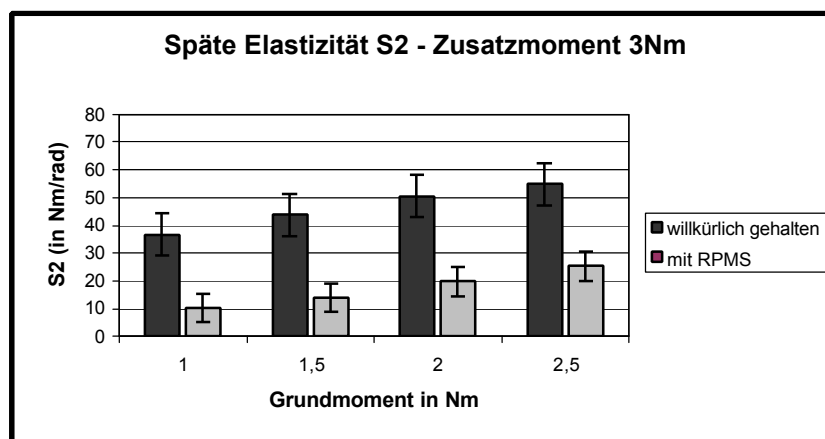


Abb. 19: Darstellung der späten Elastizität S2 in Nm/rad

A. Zusatzmoment 1 Nm B. Zusatzmoment 3 Nm

Die frühe Elastizität S2 besitzt bei willkürlicher und RPMS-induzierter Beugung eine deutliche lineare Abhängigkeit zum Grundmoment ( $p < 0,05$ ).

S2 erweist sich als deutlich niedriger, wenn die Kraft nicht willkürlich entwickelt, sondern durch Magnetstimulation induziert wird. Wie Abb. 19 verdeutlicht, ist ein Rückgang um ca. 80 % zu erkennen ( $p < 0,01$ ).

Die Höhe des Störreizes scheint bei der Reflexantwort ebenfalls eine Rolle zu spielen. Im Vergleich zum niedrigen Zusatzmoment (1 Nm) lag der errechnete Wert für S2 bei Applikation des hohen Zusatzmoment (3 Nm) ausnahmslos um ca. 10 % niedriger ( $p < 0,05$ ).

**Durchschnittswerte S2**

<b>Zusatzmoment 1 Nm, willkürlich gehalten</b>	53,09 Nm/rad	SD: 9,47 Nm/rad
<b>Zusatzmoment 1 Nm, RPMS</b>	21,65 Nm/rad	SD: 5,39 Nm/rad
<b>Zusatzmoment 3 Nm, willkürlich gehalten</b>	46,18 Nm/rad	SD: 7,50 Nm/rad
<b>Zusatzmoment 3 Nm, RPMS</b>	17,35 Nm/rad	SD: 5,14Nm/rad

**Tab. 14: Späte Elastizität S2**

## 4.2.6 Zusammenfassung

<b>Tonuskomponente</b>	<b>Ergebnis des Untersuchung</b>
<b>Massenträgheit I</b>	Wie erwartet ergibt sich keine Änderung für den Vergleich zwischen willkürlicher isometrischer Beugung und RPMS
<b>Frühe Viskosität K1</b>	Die Werte bei RPMS liegen um durchschnittlich 16 % niedriger als bei willkürlicher Beugung ( $p < 0,05$ )
<b>Frühe Elastizität S1</b>	Die frühe Elastizität S1 wird mit steigendem Grundmoment weniger negativ ( $p < 0,05$ für Linearität). Die Messungen waren bei RPMS-induzierter Beugung um 30 % weniger negativ als bei willkürlicher Beugung ( $p < 0,01$ )
<b>Späte Viskosität K2</b>	Keine Abhängigkeit vom Grundmoment. Auch ergibt sich kein signifikanter Unterschied bei RPMS-Induktion gegenüber der willkürlichen Beugung.
<b>Späte Elastizität S2</b>	Bei diesem Parameter stellt sich ein deutlich linearer Anstieg mit steigendem Grundmoment ( $p < 0,05$ für die Linearität) dar. Im Gegensatz zur willkürlichen Beugung liegen die Werte für die RPMS im Durchschnitt um 80 % niedriger ( $p < 0,01$ )

**Tab. 15: Zusammenfassung der Tonusmessung während RPMS**

### 4.3 Messungen des Muskeltonus vor und nach erschöpfender Muskeltätigkeit

#### 4.3.1 Massenträgheit I

Das Massenträgheitsmoment ändert sich unter allen Versuchsbedingungen erwartungsgemäß nicht.

#### 4.3.2 Frühe Viskosität K1

Eine tendenzielle Abhängigkeit der frühen Viskosität K1 von dem verwendeten Grundmoment ist zu beobachten: mit steigendem Grundmoment steigt K1 an. Allerdings ist diese Tendenz statistisch nur beschränkt signifikant. (Signifikanzniveau 15 %,  $p < 0,13$ ).

Im Vergleich pre- zu post-fatigue steigt der K1-Wert bei willkürlicher Beugung, wogegen er deutlich sinkt, wenn der Muskel mittels der RPMS stimuliert wurde.

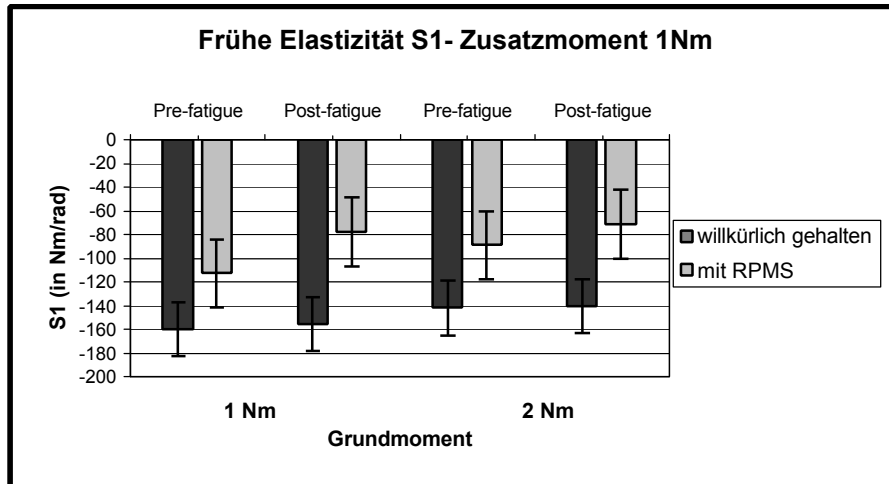
#### 4.3.3 Frühe Elastizität S1

Während sich die frühe Komponente S1 bei willkürlicher Kontraktion kaum ändert ( $p < 0,81$ ), steigt sie bei RPMS-Induktion nach Ermüdung signifikant an (ca. + 20 %,  $p < 0,05$ ). Somit muss das frühe Verhalten der Elastizität deutlich von der Art der Bewegungsinduktion abhängig sein.

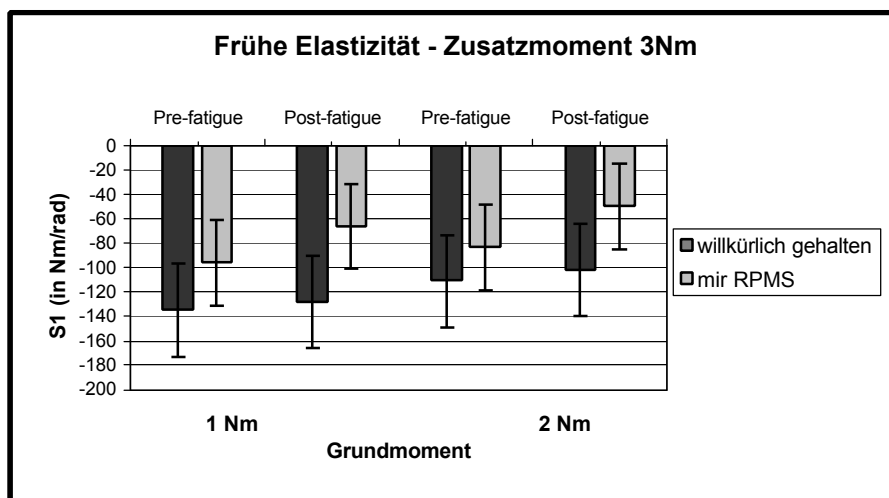
S1 erweist sich bei der RPMS um 25 – 30 % ( $p < 0,01$ ) weniger negativ (also höher) als bei willkürlicher Kontraktion (vgl. 4.2.3).

Im Vergleich der beiden applizierten Zusatzmomente ist beim höheren Zusatzmoment (3Nm) in sämtlichen Messungen wiederholt eine signifikante Erhöhung der frühen Elastizität zu beobachten (ca. 20 %,  $p < 0,01$ ), d.h. die Werte sind weniger negativ.

**A**



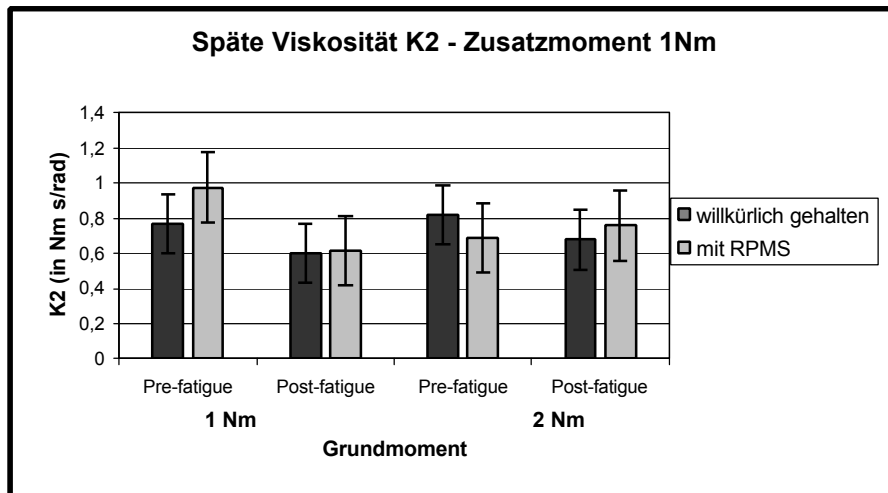
**B**



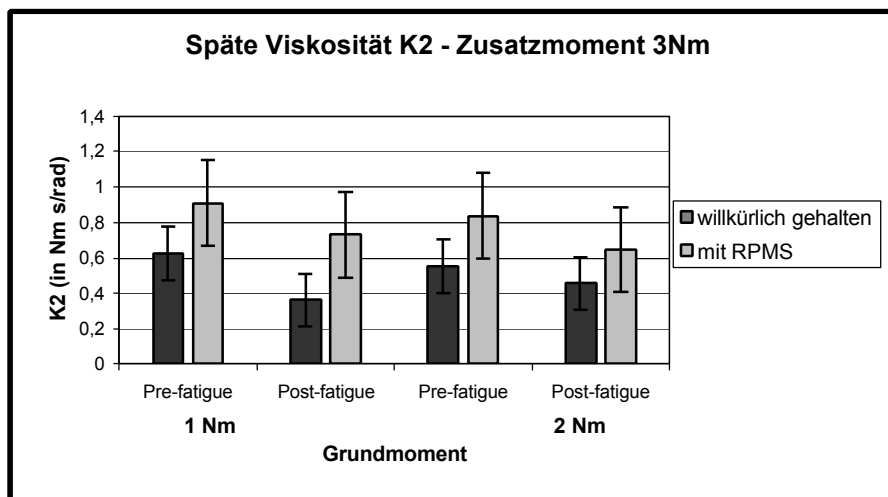
**Abb. 20 : Darstellung der frühen Elastizität S1**  
**A) Zusatzmoment 1 Nm B) Zusatzmoment 3 Nm**

## 4.3.4 Späte Viskosität K2

A



B

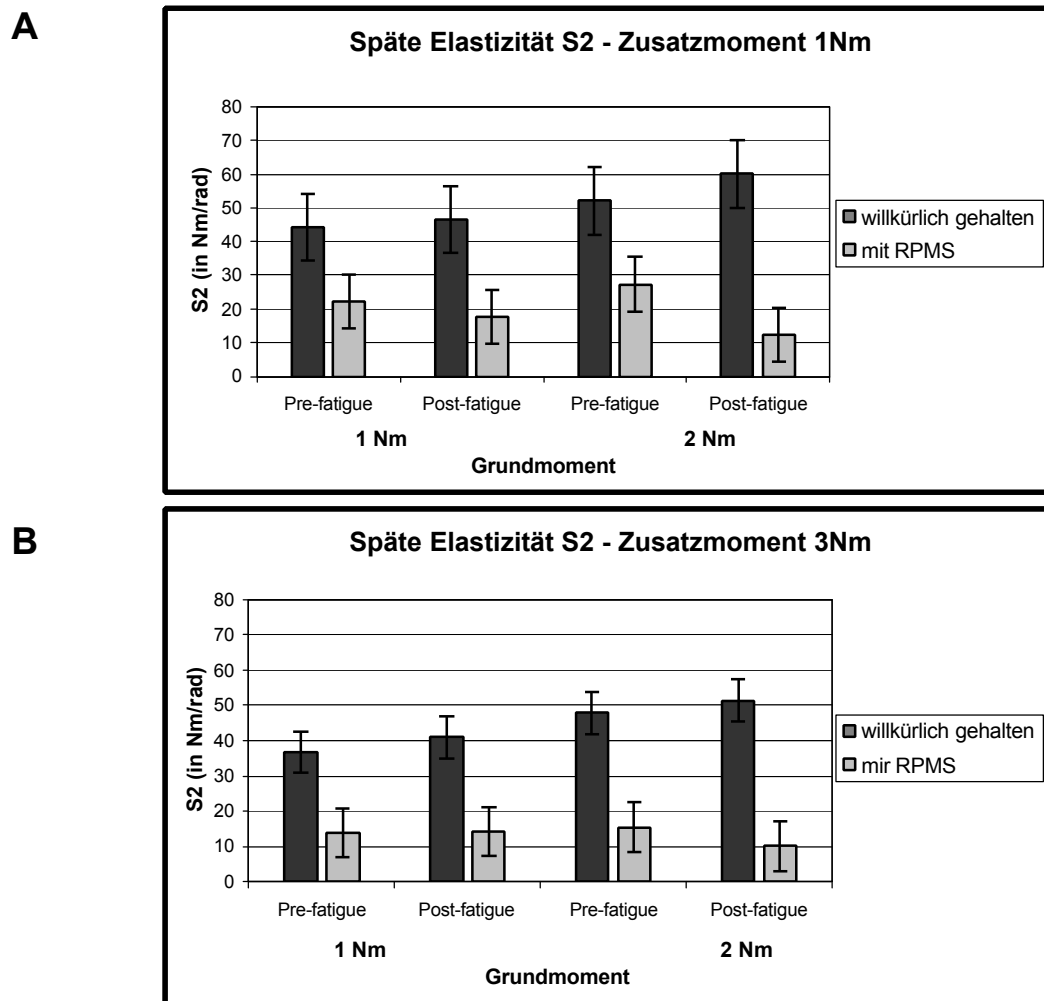


**Abb. 21 : Darstellung der frühen Viskosität K2**  
**A) Zusatzmoment 1 Nm B) Zusatzmoment 3 Nm**

Nach Ermüdung des M. biceps brachii nimmt die Viskosität deutlich ab (ca. 20 - 25 % bei willkürlicher Beugung / ca. 16 - 20 % bei RPMS-induzierter Beugung,  $p < 0,05$  Wilcoxon). Auch post-fatigue bleibt die Viskosität bei willkürlicher Beugung kleiner als bei Magnetstimulation.

Ebenfalls kann man bei RPMS-induzierter Bewegung gegenüber der willkürlichen Kontraktion eine gesteigerte Viskosität beobachten ( $p < 0,05$ ).

## 4.3.5 Späte Elastizität S2 (late stiffness)



**Abb. 22 : Darstellung der frühen Elastizität S2**  
**A) Zusatzmoment 1 Nm    B) Zusatzmoment 3 Nm**

Die späte Elastizität S2 des Ellbogengelenks erweist sich während willkürlicher Beugung nach erschöpfender Muskeltätigkeit höher als bei unbelasteter Muskulatur. Die Werte für S2 stiegen im Durchschnitt um ca. 10 - 20 % ( $p < 0,05$ ). Diese Tendenz trifft bei einem kleinen Grundmoment von 1 Nm auch für die RPMS-Messungen zu. S2 sinkt während der RPMS allerdings bei höherem Grundmoment (2 Nm).

Die in den Abschnitten I und II aufgezeigte Abhängigkeit dieses Wertes vom Grundmoment konnte auch hier wieder bestätigt werden. Bei einer Steigerung des Grundmomentes um 1Nm steigt die frühe Elastizität S2 im Durchschnitt um ca. 20 %.

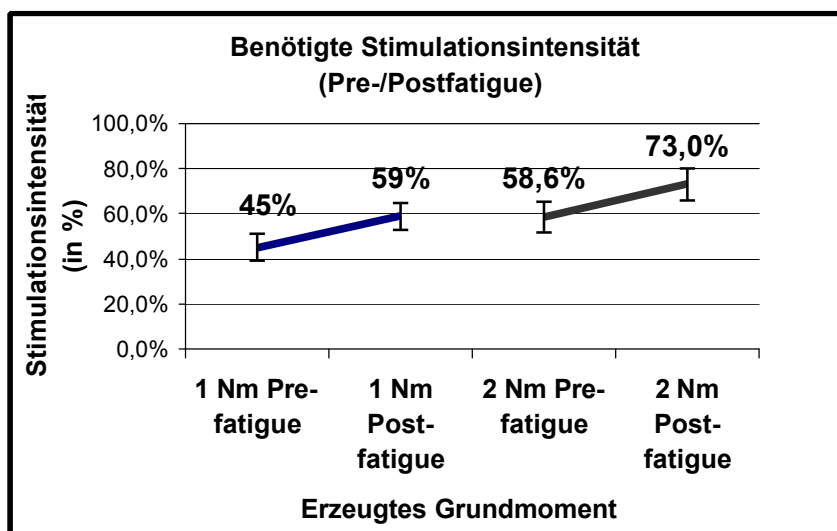


Die Parameter liegen bei durch die RPMS stimulierten Beugung des M. biceps brachii um 60 - 80 % niedriger als bei dessen willkürlicher Aktivierung.

#### 4.3.6 Stimulationsintensität

Um Vergleiche zwischen den benötigten Stimulationsintensitäten während den verschiedenen Versuchsbedingungen zu ermöglichen, wurden diese protokolliert und statistisch ausgewertet. Es wurden die Mittelwerte und die jeweilige Standardabweichung vor und nach ermüdender muskulärer Tätigkeit für die Versuchspersonen aus diesem Versuchsteil berechnet und auf statistische Signifikanz mittels t-Test für verbundene Stichproben überprüft (Vertrauensintervall 95 %,  $p < 0,05$ )

Die Ergebnisse sind in *Abb. 23* graphisch dargestellt:



**Abb. 23: Benötigte Stimulationsintensitäten (RPMS) unter verschiedenen Versuchsbedingungen**

Für ein Grundmoment von 1 Nm ergibt sich eine benötigte Stimulationsintensität von durchschnittlich 45 % pre-fatigue und eine Erhöhung auf 59 % nach ermüdender Tätigkeit. Das entspricht einem Anstieg um ca. 31 % ( $p < 0,05$ ).

Um eine Beugung mit einem Grundmoment von 2 Nm zu erzeugen, waren im nicht ermüdetem Zustand 58,6 % Stimulationsintensität notwendig. Nach Ermüdung musste die Intensität auf durchschnittlich 73 % erhöht werden, was einem Anstieg von ca. 24 % ( $p < 0,05$ ) entspricht.

## 4.3.7 Zusammenfassung

Tonuskomponente	Ergebnis des Untersuchung
<b>Massenträgheit I</b>	Wie erwartet ändert sich die Massenträgheit unter keiner der Untersuchungsbedingungen.
<b>Frühe Viskosität K1</b>	<b>Während K1 bei willkürlicher Beugung post-fatigue ansteigt, sinkt dieser Parameter bei RPMS post-fatigue ab (jeweils <math>p &lt; 0,05</math>).</b> Wie auch schon in Versuchsabschnitt II zu sehen ist, liegen die gemessenen Werte bei RPMS-induzierter Beugung im Vergleich zur Willküraktivierung um ca. 16 % ( $p < 0,05$ ) niedriger.
<b>Frühe Elastizität S1</b>	<b>Bei willkürlicher Beugung bleibt S1 post-fatigue nahezu konstant (<math>p &lt; 0,81</math>), während er bei der RPMS post-fatigue um ca. + 20 % weniger negativ wird (<math>p &lt; 0,05</math>).</b> Entsprechend dem Versuchsabschnitt II wird die frühe Elastizität mit steigendem Grundmoment weniger negativ. Im Vergleich liegen die Werte bei RPMS-induzierter Beugung um 25 - 30 % ( $p < 0,01$ ) weniger negativ als bei willkürlicher Beugung.
<b>Späte Viskosität K2</b>	<b>Der Parameter sinkt post-fatigue gegenüber nicht erschöpfter Muskulatur um ca. 20 - 25 % bei willkürlicher Beugung und um ca. 16 - 20 % bei RPMS-Induktion ab (jeweils <math>p &lt; 0,05</math>).</b> Die späte Viskosität stellt sich bei RPMS-induzierter Beugung gegenüber willkürlicher Beugung um durchschnittlich 10 % höher dar ( $p < 0,05$ ).
<b>Späte Elastizität S2</b>	Bemerkenswert ist ein <b>Anstieg der späten Elastizitätskomponente post-fatigue bei willkürlicher Beugung um ca. 10 - 20 %</b> , während die gemessenen Werte bei RPMS-induzierter Kontraktion post-fatigue <b>sinken</b> . S2 steigt mit Erhöhung des Grundmomentes von 1 Nm linear um ca. 20 % an ( $p < 0,05$ ).

Tab. 16: Zusammenfassung der Ermüdungsversuchs

## 4.4 Auswertung der elektromyographischen Daten aus Versuchsteil III

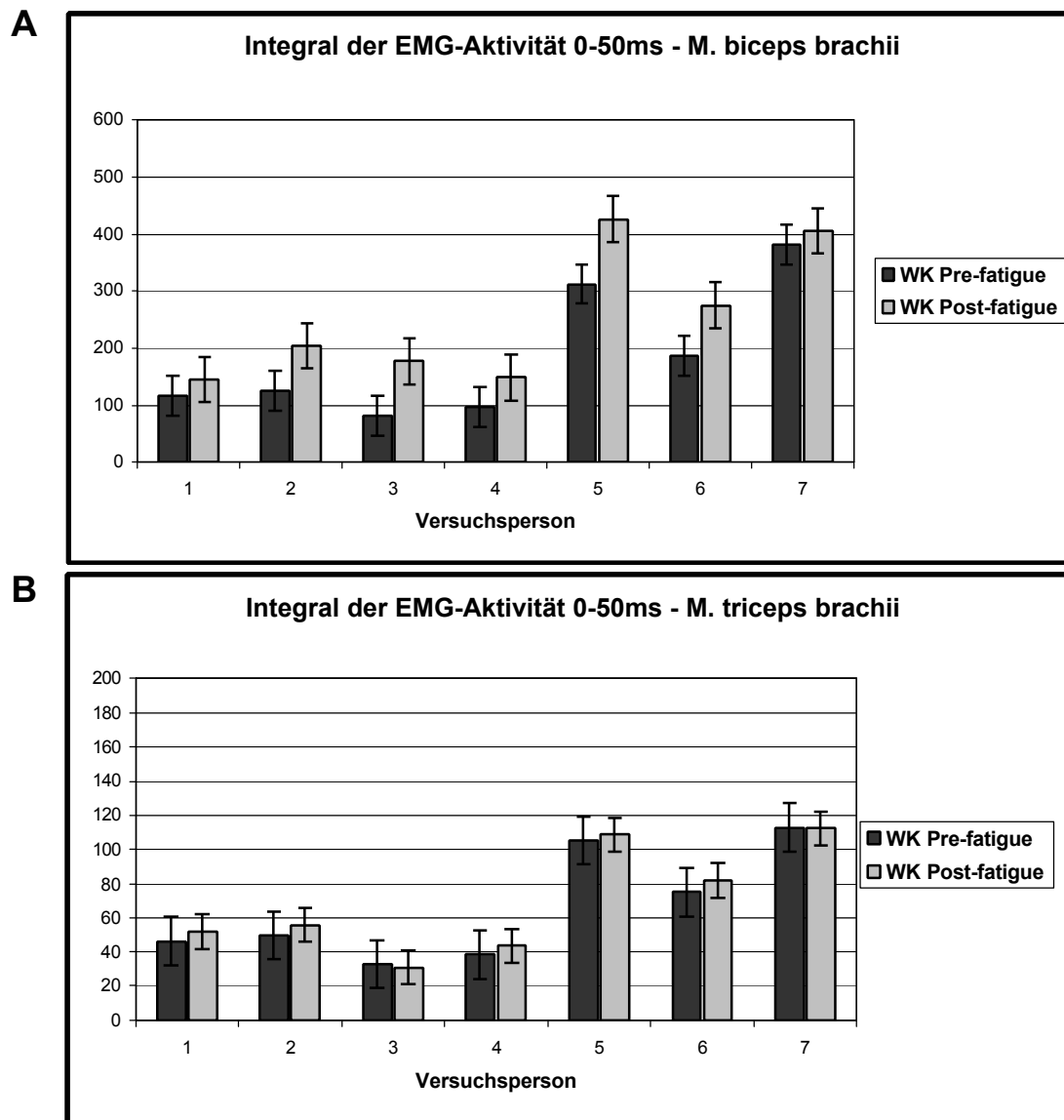
### 4.4.1 Methodik der EMG-Auswertung

Für die Auswertung der EMG-Kurven wurden die Datensätze von 7 Versuchspersonen ausgewählt und gemäß der in 3.11 entwickelten Methodik berechnet. Die Werte entstanden aus gemittelten und rektifizierten Elektromyogrammen von jeweils 7 Messdurchläufen und deren Standardabweichungen. Auftretende Veränderungen wurden mittels t-Test für verbundene Stichproben auf ihre statistische Signifikanz hin analysiert.

Elektromyographische Aufnahmen unterliegen einer natürlichen, interpersonellen Schwankung. Dies ist unter anderen durch den Umstand bedingt, dass es sich um die Erfassung eines biologischen Systems handelt. Die Muskeln der Probanden befinden sich in einem unterschiedlichen Trainingszustand und besitzen eine unterschiedliche Reflexerregbarkeit. Ausserdem wird durch die Oberflächenelektroden nur ein bestimmter Ausschnitt der Muskelaktivität erfasst. Die Wahl der Ableitungsposition trägt entscheidend zur relativen Höhe der gemessenen Daten bei. Aus diesem Grund wurden die berechneten Werte in der vorliegenden Auswertung intrapersonell verglichen und für jede Versuchsperson getrennt dargestellt.

Die Auswertung wurde exemplarisch mit den EMG-Daten der Messungen bei einem Grundmoment von 2 Nm und einem applizierten Zusatzmoment von 3 Nm durchgeführt. Diese Störung entspricht einer Auslenkung von ca. 4-5 Grad. Bei einer Muskeldehnung (M. biceps brachii) bzw. -entlastung (M. triceps brachii) kann davon ausgegangen werden, dass sowohl der frühe dynamische Reflex M1 als auch die späte dynamische Reflexkomponente M2 ausgelöst wird [12, S. 274]. Vergleichbare Ergebnisse sind auch bei den anderen Grund- und Zusatzmomenten zu erwarten.

## 4.4.2 Integral der EMG-Aktivität im Intervall 0 - 50 ms

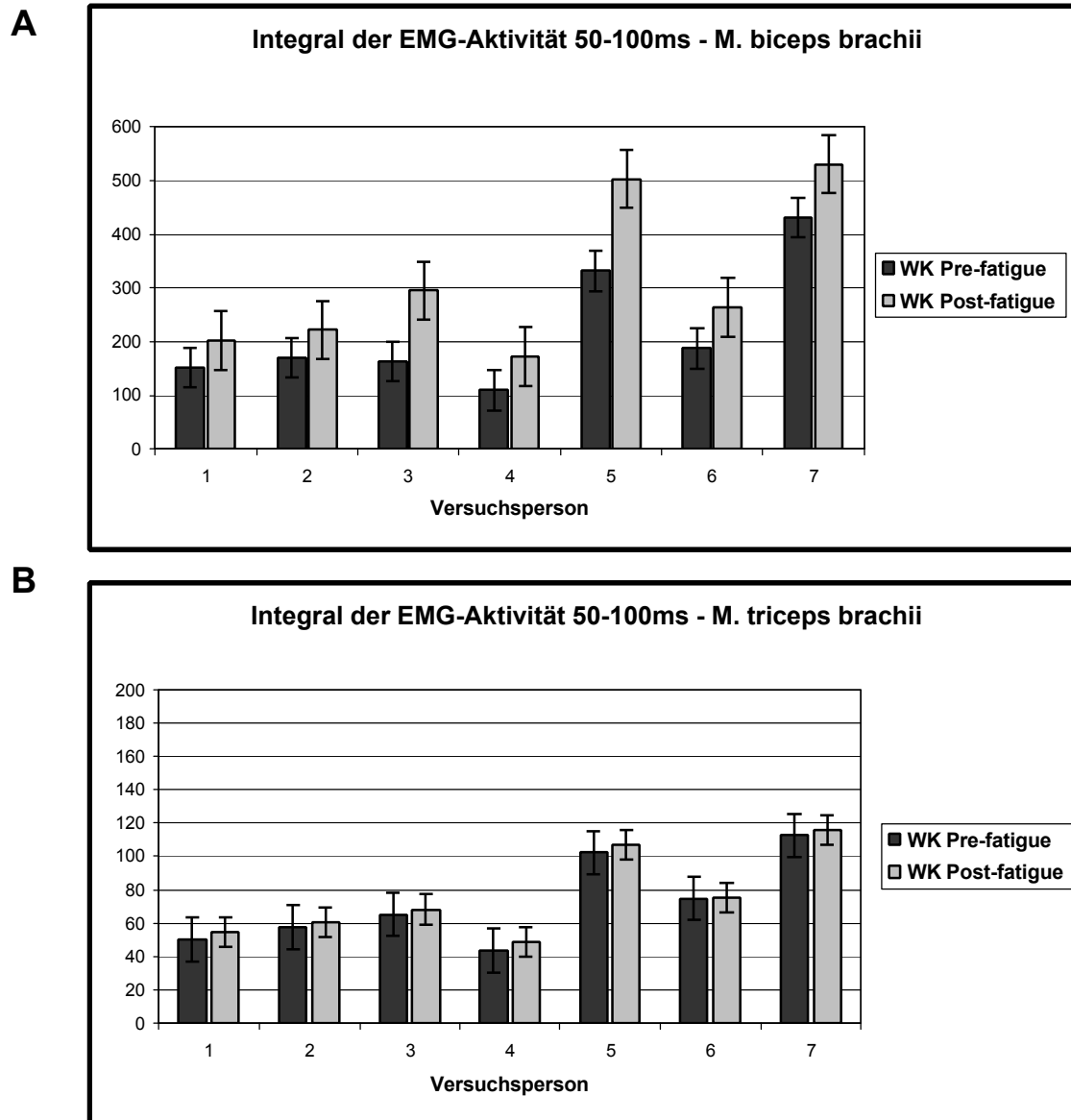


**Abb. 24:** Integral der EMG-Kurve im Intervall 0 - 50 ms nach Applikation des Störreizes. In diesem Abschnitt des EMG sind die Prereflexkomponenten und die frühe Reflexantwort M1 enthalten.

Abb. 24 zeigt die Veränderungen des EMG-Signals nach erschöpfender Muskeltätigkeit (post-fatigue) im Intervall von 0 bis 50 ms nach Auslösung der Störung. Dieser Abschnitt konnte aufgrund der Artefaktüberlagerung in den ersten 10 ms bei RPMS (-> 3.11), nur für die willkürliche Beugung berechnet werden. Für den M. biceps brachii (Diagramm A) steigt die EMG-Aktivität post-fatigue bei allen Versuchspersonen signifikant (durchschnittlich + 37 %,  $p < 0,05$ ). Das Integral für diesen Zeitraum umfasst den tonischen Reflexzeitraum (0 – 23 ms) und die frühe dynamische Reflexantwort M1.

Betrachtet man das EMG des M. triceps brachii in diesem Zeitraum, so ergeben sich im Vergleich keine Änderungen bei wiederholter Messung ( $p > 0,78$ ).

#### 4.4.3 Integral der EMG-Aktivität im Intervall 50-100 ms



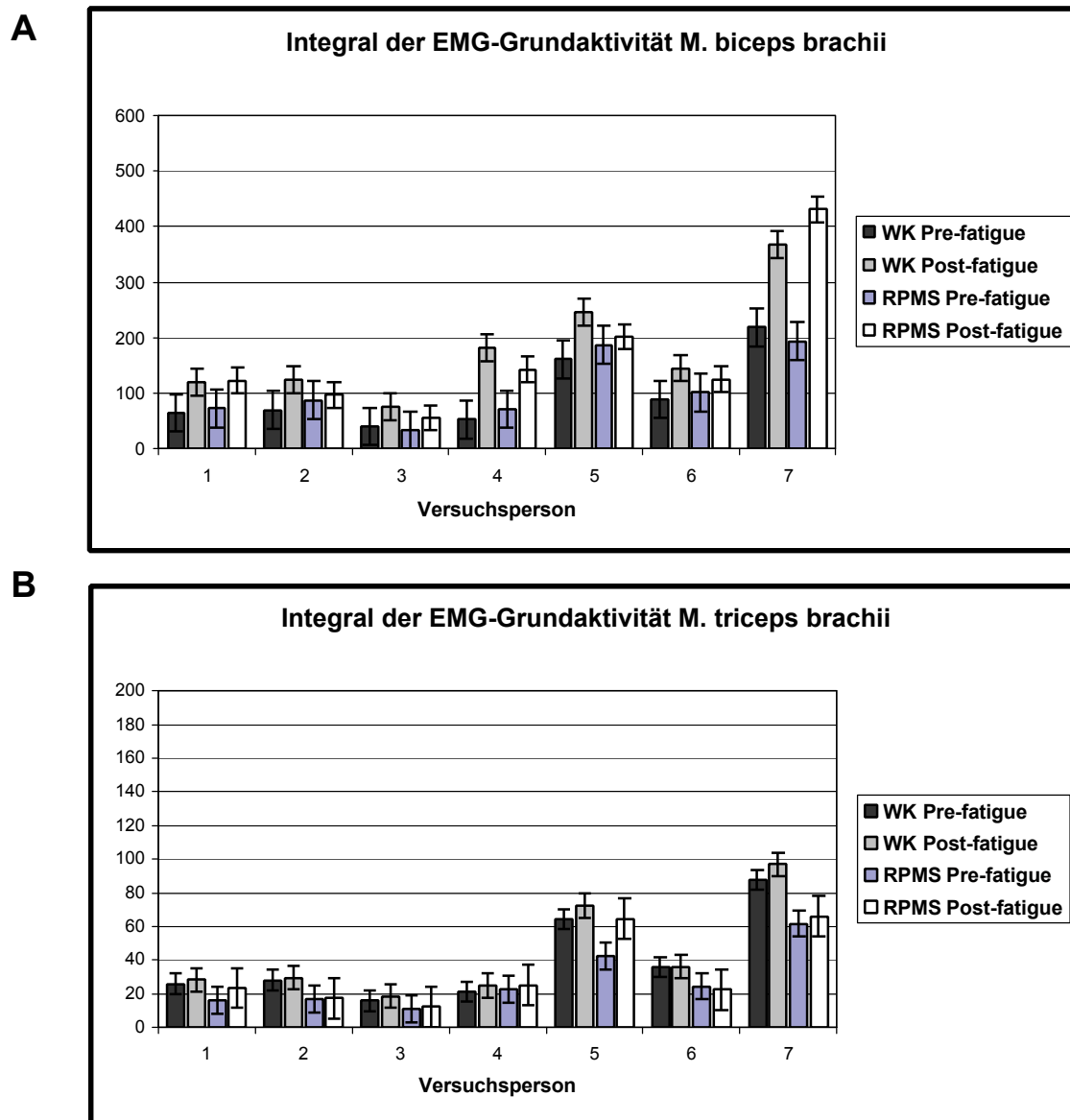
**Abb. 25:** Integral der EMG-Kurve im Bereich 50-100 ms nach Applikation des Störreizes. Dieses Intervall umfasst die späte Reflexantwort M2 auf das Zusatzmoment.

Das EMG-Integral des Intervalls zwischen 50-100 ms umfasst die späten dynamischen Reflexantworten. Auch hier sind die gleichen Tendenzen wie auch schon im Abschnitt zwischen 0 und 50 ms zu beobachten. Beim M. biceps brachii steigt die Reflextätigkeit nach muskulärer Erschöpfung um durchschnittlich 41 % ( $p < 0,01$ ). Vergleicht man das Intervall

zwischen 0 und 50 ms mit demjenigen zwischen 50 und 100 ms, dann fällt eine signifikante Steigerung für den zweiten Abschnitt von ca. 22 % ( $p < 0,05$ ) auf.

Für den M. triceps brachii (Diagramm B) stellt sich im Verlauf kein signifikanter Unterschied dar.

#### 4.4.4 Grundaktivität des Elektromyogramms vor den dynamischen Reflexantworten



**Abb. 26:** Integral der Grundaktivität der EMG-Kurve.

Die Berechnungen für die Grundaktivität des EMG konnten für alle Messreihen durchgeführt werden.

Für den *M. biceps brachii* (Diagramm A) steigt die Grundaktivität für die willkürliche Kontraktion nach Erschöpfung deutlich an ( $p < 0,01$ ). Das ist auch beim Vergleich der beiden RPMS-Messreihen (pre- und post-fatigue) der Fall, allerdings in geringerem Ausmaß:

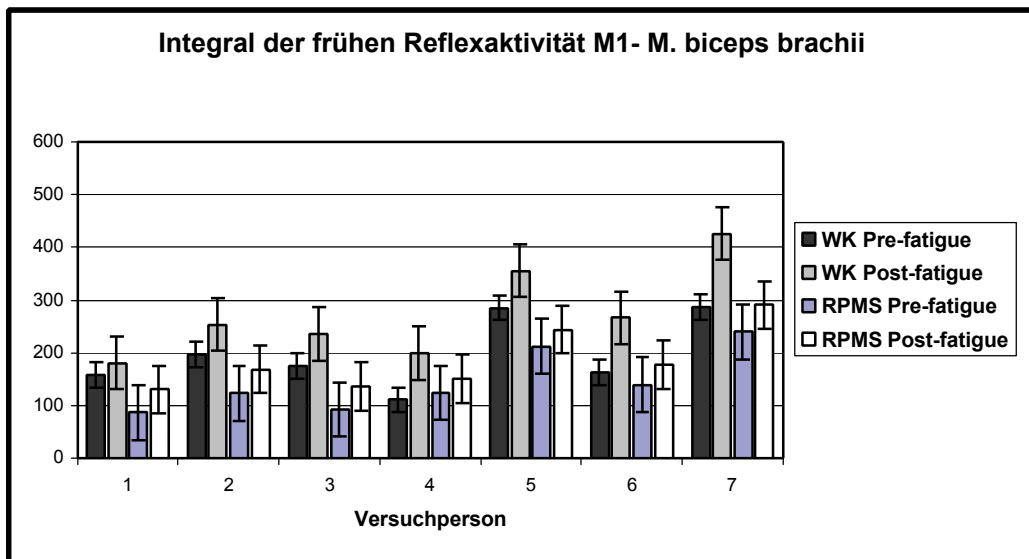
- Steigerung willkürlich pre-fatigue zu post-fatigue: + 80,79 % *sig. p < 0,01*
- Steigerung RPMS pre-fatigue zu post-fatigue: + 57,31 % *sig. p < 0,01*

Die Grundaktivität bei RPMS-induzierter Beugung liegt im Vergleich zur willkürlichen Beugung niedriger (ca. - 34 %,  $p < 0,05$ ).

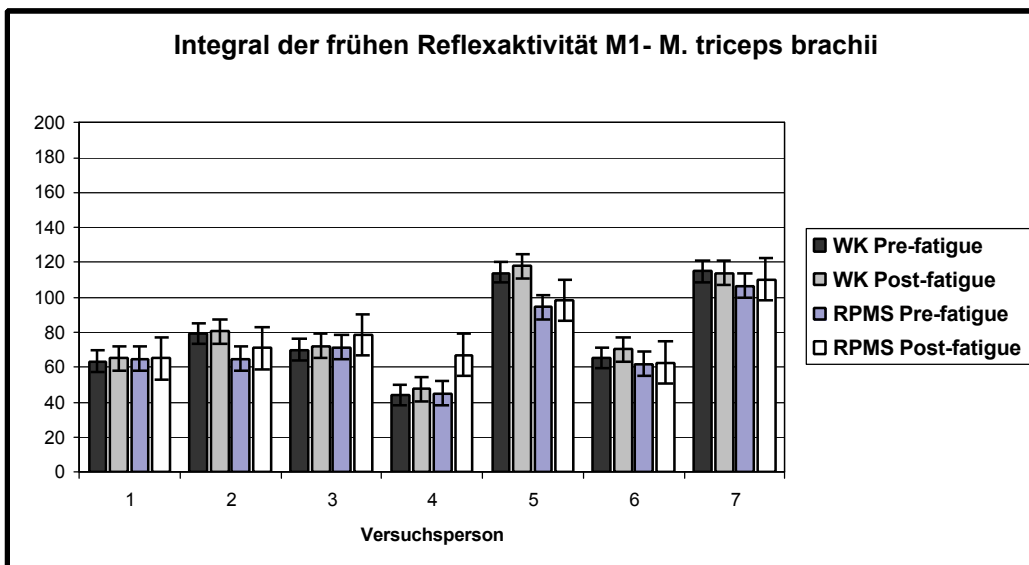
Betrachtet man die EMG-Grundaktivität des *M. triceps brachii*, dann fällt besonders eine Senkung der RPMS-Werte auf (ca. - 29 %,  $p < 0,05$ ).

#### 4.4.5 Integral der frühen dynamischen Reflexantwort M1

**A**



**B**



**Abb. 27:** Integral der frühen Reflexantwort M1 über eine Intervalldauer von 22 ms.

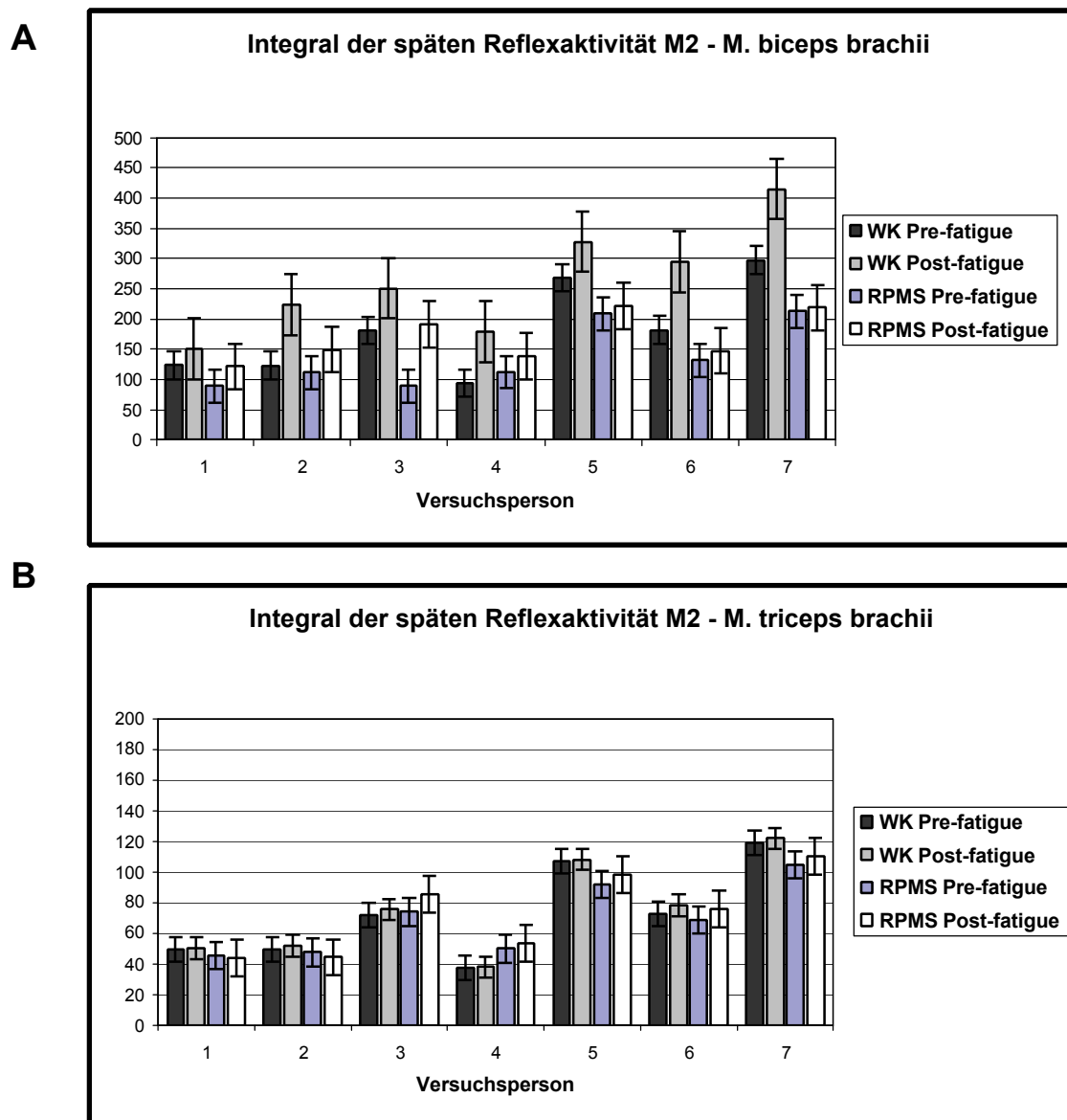
Nach erschöpfender Muskeltätigkeit ist für die willkürliche Kontraktion, wie auch für die RPMS, eine gesteigerte frühe Reflexantwort (M1) für den M. biceps brachii zu beobachten. Jedoch ist die durchschnittliche prozentuale Steigerung mit ca. + 38 % ( $p < 0,01$ ) bei der willkürlichen Kontraktion deutlich höher als bei der RPMS mit ca. + 15 % ( $p < 0,10$ ). Die Reflexaktivität während dieses Intervalls (pre- und post-fatigue) liegt während der RPMS bei beiden Messreihen ca. - 28 % ( $p < 0,05$ ) niedriger als während willkürlicher Beugung.

Die Steigerung der frühen Reflexantworten gegenüber der tonischen Grundaktivität der EMG-Kurve (-> 4.4.5) vor der Reflexauslösung beträgt im Durchschnitt + 53 % ( $p < 0,01$ ) bei willkürlicher Beugung, wie auch bei der RPMS.

Beim M. triceps brachii ist keine Steigerung der Reflexaktivität für M1 zu beobachten.



## 4.4.6 Integral der späten Reflexantwort M2 (WK und RPMS)



**Abb. 28:** Integral der späten Reflexkomponente M2 über einer Intervalldauer von 22 ms

Auch die späte Reflexantwort M2 des M. biceps brachii steigt bei ermüdetem Muskel an. Das gilt v.a. für die willkürliche Kontraktion. Die Aktivitätsänderung fällt bei willkürlichem Halten mit ca. + 45 % ( $p < 0,01$ ) signifikant höher aus als bei der RPMS-induzierten Beugung, wo sie ca.+ 14 % ( $p < 0,01$ ) beträgt.

Die Reflexaktivität M2 fällt für die RPMS im Allgemeinen wieder niedriger aus (ca. -36 %,  $p < 0,05$ ).

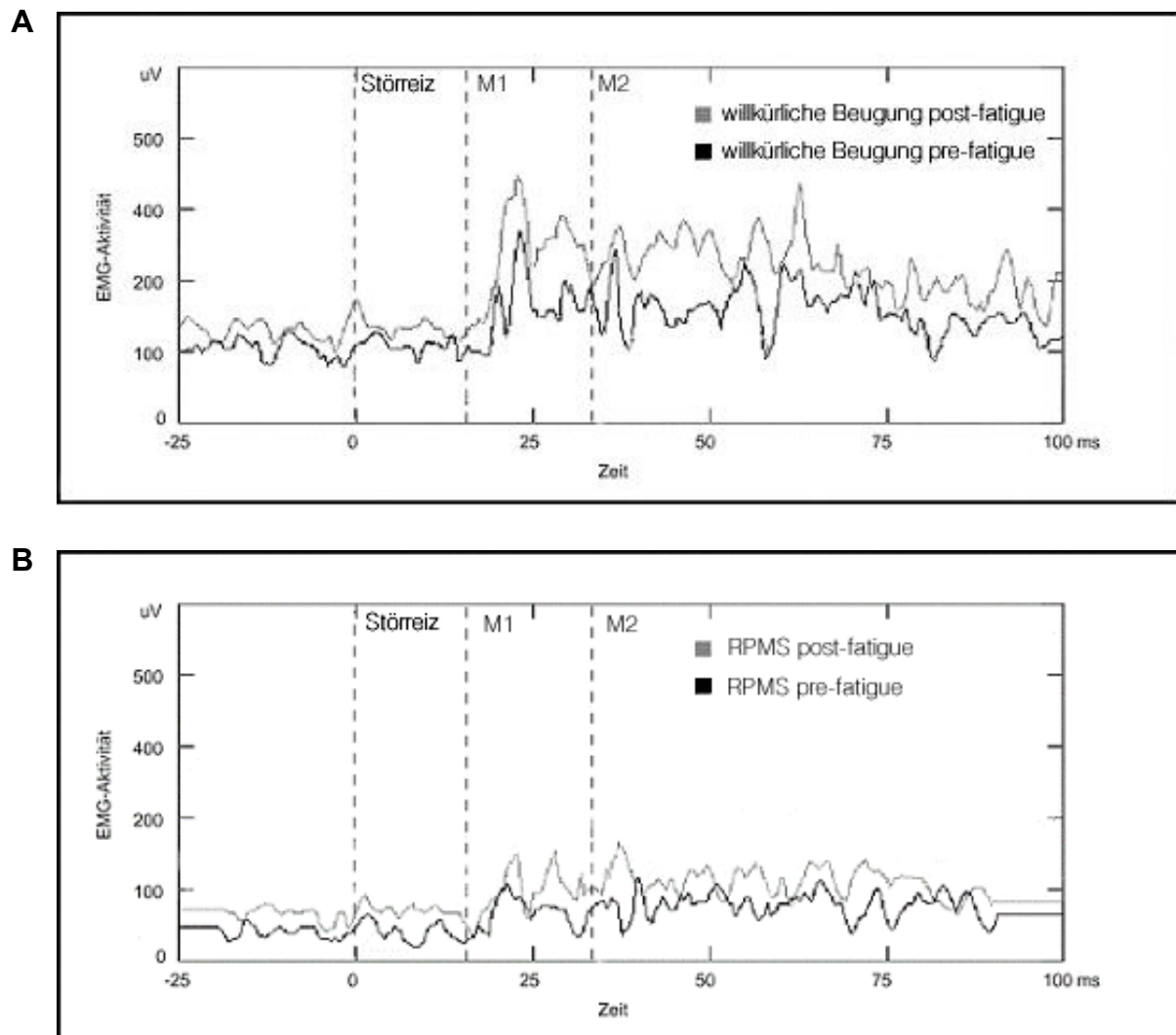
## 4.4.7 Zusammenfassung

Für die EMG-Aktivität des M. biceps brachii und des M. triceps brachii lassen sich für beim Vergleich zwischen willkürlicher Beugung und RPMS vor und nach erschöpfender muskulärer Tätigkeit (Versuchsabschnitt III) folgende signifikanten Veränderungen zusammenfassen:

<b>EMG-Intervall</b>	<b>Ergebnis der Untersuchung</b>
<b>EMG-Gesamtaktivität M. biceps brachii</b>	<b>Steigt nach erschöpfender Muskeltätigkeit an.</b> Dies trifft für die willkürliche Beugung ebenso zu wie für die RPMS-induzierte Beugung.
<b>EMG-Grundaktivität M. biceps brachii</b>	<b>Steigt nach erschöpfender Muskeltätigkeit an.</b> Diese Steigerung fällt bei RPMS-induzierter Beugung niedriger aus. Ebenfalls liegt die Grundaktivität der RPMS-induzierten EMG-Kurven generell niedriger (pre- und post-fatigue, durchschnittlich ca. - 34 %, $p < 0,05$ ).
<b>Frühe, dynamische Reflexaktivität M1 M. biceps brachii</b>	<b>Steigt nach erschöpfender Muskeltätigkeit an,</b> vor allem bei willkürlicher Kontraktion, während die Erhöhung bei der RPMS deutlich niedriger ausfällt. Die EMG-Aktivität pre- und post-fatigue fällt bei der RPMS in der Regel niedriger aus als bei willkürlicher Beugung (ca. - 28 %).
<b>Späte, dynamische Reflexaktivität M2 M. biceps brachii</b>	<b>Steigt nach erschöpfender Muskeltätigkeit an.</b> Bei RPMS steigt diese Aktivität nur geringfügig an ( $p < 0,15$ ). Pre- und post-fatigue-Aktivitäten fallen für die RPMS niedriger aus als bei willkürlicher Beugung.
<b>EMG-Grundaktivität M. triceps brachii</b>	<b>Fällt bei der RPMS deutlich niedriger aus (ca. - 39 %).</b>
Die anderen Komponenten der Reflexkurve (Integral von M1, M2 und M1/M2) weisen beim M. triceps brachii keine signifikanten Veränderungen auf.	

**Tab. 17: Zusammenfassung der EMG-Auswertung**

Folgende Abbildung stellt den Verlauf der EMG-Kurven vor und nach erschöpfender muskulärer Tätigkeit für die willkürliche Beugung (A) und die RPMS-induzierte Beugung (B) graphisch dar:



**Abb. 29:** Exemplarische graphische Darstellung der rektifizierten EMG-Aktivität einer Versuchsperson für den M. biceps brachii (gemittelt aus 7 Messdurchgängen)

Wie in Abb. 29 zu sehen ist, fällt die EMG-Gesamtaktivität des M. biceps brachii bei der RPMS-induzierten Beugung deutlich niedriger aus (um ca. 60 %) als bei willkürlicher Kontraktion. Bei beiden Untersuchungsbedingungen (RPMS und willkürliche Beugung) kommt es nach ermüdender muskulärer Tätigkeit (post-fatigue) zu einer Steigerung der EMG-Aktivität um ca. 30 % (graue Kurve).

## 5 Diskussion

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, als Grundlage für die technische Entwicklung einer Ansteuerung zur Induktion gezielter Bewegungen mittels repetitiver peripherer Magnetstimulation (RPMS) geeignete Messdaten zu ermitteln. Zu diesem Zweck wurde der Muskeltonus an den Ellbogen gesunder Probanden während willkürlicher isometrischer Beugung und während der RPMS gemessen. Die gewonnenen Ergebnisse wurden anschließend miteinander verglichen. Analoge Messungen wurden erneut vorgenommen, nachdem sich die Probanden einer erschöpfenden muskulären Tätigkeit unterzogen hatten. Parallel dazu wurden EMG-Aktivitäten des M. biceps brachii und M. triceps brachii ausgewertet und mit den mechanischen Parametern in Bezug gesetzt.

Die gemessenen mechanischen Parameter tragen im Folgenden die Bezeichnungen:

Beugung ausgelöst durch	Elastizität (stiffness)	Viskosität (viscosity)
Willkürliche Bewegung	$S_{WK}$	$K_{WK}$
RPMS	$S_{RPMS}$	$K_{RPMS}$

**Tab. 18: Definition der in der Diskussion benutzten Abkürzungen**

Es werden zwei grundlegend verschiedene Arten der Bewegungsinduktion verglichen. Als gemeinsame Basis dient dabei das erzeugte Grundmoment. Bekanntlich werden willkürliche Bewegungen durch Regelkreise (sensomotorischer Closed Loop) tonisch und dynamisch gesteuert. Es besteht eine fortlaufende Steuer- und Regelinteraktion zwischen ZNS, dem Rückenmark und der Muskulatur. Die RPMS wird bei größtmöglicher muskulärer Entspannung durchgeführt, wodurch die willkürliche Innervation weitgehend unterdrückt werden sollte (sensomotorischer Open Loop). Dies ist unter willkürlicher Kontrolle natürlich nur mit Einschränkungen möglich.

Im Vergleich zur willkürlichen Beugung ergeben sich signifikante Unterschiede des Muskeltonus, wenn Bewegungen mittels einer RPMS induziert werden. Die bedeutendsten Unterschiede sowohl der mechanischen Parameter als auch des Reflexverhaltens sollen an dieser Stelle nochmals zusammengefasst und als Ganzes interpretiert werden:

## 5.1 Tonusmessung bei willkürlicher isometrischer Beugung

Um Normwerte zu erstellen, welche mit den während einer RPMS gewonnenen Daten vergleichbar sind, wurden während willkürlicher isometrischer Beugung (WK) des Ellbogens Muskeltonusmessungen am Ellbogengelenk durchgeführt. Gemessen wurden die Parameter Elastizität  $S_{WK}$  und Viskosität  $K_{WK}$ , und zwar jeweils vor ( $S1_{WK}/K1_{WK}$ ) und nach ( $S2_{WK}/K2_{WK}$ ) dem Einsetzen der dynamischen Reflexantwort. Diese ist ca. 40 ms nach Applikation des Störreizes messbar (-> 2.3)

- **Der negative Wert der frühen Elastizität ( $S1_{WK}$ ) nimmt mit steigendem Grundmoment ab**, d.h. die frühe Elastizität nimmt zu. Bei der Entstehung negativer Elastizität scheint der M. triceps brachii die entscheidende Rolle zu spielen. Durch Kokontraktion dieses Muskels beim isometrischen Halten verhält sich der Unterarm in der frühen, nicht von dynamischen Reflexen modulierten Phase (0 - 40 ms nach Auslenkung) wie eine negative Feder [3]. Der Muskeltonus der Beuger überwiegt bei isometrischer Beugung gegenüber dem der Strecker jedoch deutlich. Mit steigendem Grundmoment sinkt somit der relative Einfluss des M. triceps brachii auf den Muskeltonus.
- **Die späte Elastizität ( $S2_{WK}$ ) nimmt mit steigendem Grundmoment zu**. Wie erwartet verhält sich dieser Parameter entsprechend der funktionellen Aufgabe des Haltetonus, d.h. je höher das Grundmoment ist, desto höher ist auch der Muskeltonus um das Ellbogengelenk und damit der Widerstand gegenüber externen Störreizen [24, 25]. Bei höherem Grundmoment weist auch die EMG-Grundaktivität (vor dem Störreiz) sowie die Prereflex- (0 – 22 ms nach dem Störreiz) und Reflexaktivität (22 – 100 ms nach dem Störreiz) höhere Werte auf. Dieser Anstieg ist durch die erhöhte Aktivierung und Reflexbereitschaft der beteiligten Muskeln bedingt [26].

## 5.2 Vergleich zwischen willkürlicher Kontraktion und RPMS

In diesem Versuchsabschnitt wurde die Beugung mittels der RPMS durch Stimulation des M. biceps brachii induziert. Nach der Applikation eines Störreizes während der induzierten Bewegung wurden wiederum vor und nach Einsetzen der dynamischen Reflexantwort die mechanischen Parameter Elastizität ( $S_{RPMS}$ ) und Viskosität ( $K_{RPMS}$ ) erfasst. Diese beiden Parameter wurden den zuvor bei willkürlicher isometrischer Beugung ermittelten Muskeltonuskomponenten -  $S_{WK}$  und  $K_{WK}$  - gegenübergestellt.

- **Der negative Wert der frühen Elastizität  $S1_{RPMS}$  liegt deutlich weniger negativ als bei der willkürlichen Beugung ( $S1_{RPMS} > S1_{WK}$ ).** Vermutlich ist der M. triceps brachii, dessen Koaktivierung für die negative Elastizität verantwortlich ist [3], während der RPMS in geringerem Maße aktiviert als bei der willkürlichen Beugung. Die innervatorischen Regelkreise der Willkürinnervation (Closed Loop), von denen die Kokontraktion der M. triceps brachii gesteuert wird, sind während der RPMS kaum aktiv. Die Ergebnisse aus der EMG-Messung bestätigen diese Annahme, denn die EMG-Grundaktivität (vor dem Störreiz) und die EMG-Prereflexaktivität (0 - 22 ms nach dem Störreiz) für den M. triceps brachii fallen bei der RPMS niedriger aus, was die geringere Innervation widerspiegelt (-> 4.4.4)
- **Die späte Elastizität  $S2_{RPMS}$  liegt um bis zu 80% niedriger als bei der willkürlichen Beugung ( $S1_{RPMS} < S2_{WK}$ ).** Der Muskeltonus um das Ellbogengelenk wird bei willkürlicher Kontraktion ab 40ms nach Applikation des Störreizes durch dynamische Reflexe moduliert. Die deutliche Reflexantwort von kurzer und langer Latenz (M1/M2) konnte im Rahmen der EMG-Aufzeichnung gemessen werden (-> 4.4.8). Durch die geringe Aktivierung der Reflexregelkreise (Open Loop) während der RPMS kommt es in diesem Zeitintervall lediglich zu einer geringfügigen Aktivitätssteigerung. Dadurch fällt auch der Muskeltonus geringer aus.

Der Dehnungswiderstand, welcher sich aus den Komponenten Massenträgheitsmoment, Viskosität und Elastizität zusammensetzt, ist also bei der RPMS-induzierten Bewegung erwartungsgemäß niedriger als bei willkürlicher isometrischer Beugung des Ellbogens.

### 5.3 Messungen vor und nach erschöpfender muskulärer Tätigkeit

Dieser Abschnitt der Untersuchung beschäftigt sich mit den Unterschieden zwischen willkürlicher und RPMS-induzierter isometrischer Beugung nach muskulärer Erschöpfung. Die Messungen der Elastizität  $S$  und Viskosität  $K$  wurden jeweils vor (pre-fatigue) und nach (post-fatigue) einer erschöpfenden Muskeltätigkeit der Probanden durchgeführt und miteinander verglichen.

**Die EMG-Aufzeichnungen zeigten einen Anstieg der EMG-Aktivität nach muskulärer Ermüdung.** (-> 4.4). Dies ist sowohl bei willkürlicher Beugung der Muskeln (ca. 80%) als auch bei RPMS (ca. 15%) der Fall und gilt für den gesamten Betrachtungszeitraum (inkl. der dynamischen Reflexaktivitäten 40 ms nach dem Störreiz).

#### *Willkürliche isometrische Beugung*

Der Haltetonus um das Ellbogengelenk ändert sich auch bei ermüdetem Muskel nicht wesentlich. Rymer et al. [27] konnten aufzeigen, dass der Dehnungswiderstand während willkürlicher isometrischer Kontraktion bei erschöpfter Muskulatur um höchstens 13% sinkt, und dies trotz eines Kontraktilitätsverlustes um bis zu 300%.

- **Frühe Elastizität ( $S_{1_{WK}}$ ) und Viskosität ( $K_{1_{WK}}$ ) ändern sich nach muskulärer Ermüdung kaum**, d.h. der Muskeltonus bleibt konstant. Die EMG-Grundaktivität (vor Applikation des Störreizes) und die EMG-Prereflexaktivität (0 - 22 ms nach dem Störreiz) steigt bei erschöpftem Muskel um ca. 80%. Bekanntlich kompensiert das ZNS die verringerte muskuläre Erregbarkeit des erschöpften Muskels durch vermehrte Rekrutierung von Alpha-Motoneuronen [Zusammenfassende Literatur u.a. bei 17, 18, 19, 27, 28]. Der Anstieg der o.g. EMG-Werte belegt dies. [vgl. 29, 30]
- **Späte Elastizität ( $S_{2_{WK}}$ ) und Viskosität ( $K_{2_{WK}}$ ) bleiben nach erschöpfender Muskeltätigkeit konstant.** Die innervatorischen Kompensationsmechanismen des ZNS gewährleisten trotz ermüdeter Muskelfasern eine ausreichende Stabilisierung des Gelenks gegenüber Störreizen. Zu diesen Mechanismen zählen die erhöhte Rekrutierung von Motorischen Einheiten der S-Fasern (slow fibers), die Anpassung der Innervationsrate (firing rate) [29, 30], sowie eine gesteigerte Reflexaktivität [Zusammenfassung in 17, 27, 32]. Letztere war im EMG deutlich zu sehen (-> 4.4.4 bis 4.4.6) und ist u.a. durch die gesteigerte Empfindlichkeit der Muskelspindeln nach muskulärer Ermüdung bedingt [27, 31].

### *RPMS-induzierte Beugung*

- **Der negative Wert der frühen Elastizität ( $S1_{RPMS}$ ) nimmt um ca. 25% ab**, d.h. der Muskeltonus steigt im Vergleich zum nicht ermüdeten Muskel an. Dies ist vermutlich auf die Steigerung der Stimulationsintensität um 27,5% zurückzuführen, welche post-fatigue nötig war, um das geforderte Grundmoment zu induzieren. Hierdurch nimmt die EMG-Grundaktivität um ca. 51% zu.
- **Die späte Elastizität ( $S2_{RPMS}$ , ca. -20%) und die Viskosität ( $K2_{RPMS}$ , ca. -16%) sinken post-fatigue signifikant ab**. Die EMG-Aktivität steigt im Betrachtungszeitraum (40 - 100 ms nach dem applizierten Störreiz) um ca. 16% an. Diese Zunahme ist vermutlich ebenfalls durch die Erhöhung der Stimulationsintensität um ca. 30% bedingt. Aufgrund des sensomotorischen Open Loops sind die oben beschriebenen Kompensationsmechanismen des ZNS kaum aktiv.

Dadurch fehlen bei der RPMS nach Erschöpfung des Muskels wichtige Mechanismen zur Kompensation dessen abgesunkener Aktivierbarkeit und Kontraktilität. Der Dehnungswiderstand sinkt bei der RPMS nach Ermüdung des Muskels im Gegensatz zur willkürlichen Beugung ab.



## 6 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Ermittlung von Messdaten als Grundlage für die technische Entwicklung einer Ansteuerungsmethode, welche mittels Repetitiver Peripherer Magnetstimulation (RPMS) gezielte Bewegungen induziert. Dazu sollten die quantitativen mechanischen Komponenten des Muskeltonus - Elastizität (stiffness), Viskosität (viscosity) und Massenträgheit (inertia) – und die EMG-Aktivität während RPMS ausgewertet werden. Dies ermöglicht weitere Einblicke in die innervatorischen und mechanischen Vorgänge während RPMS-induzierter Bewegungen.

Im ersten Teil der Untersuchung wurden anhand von gesunden Probanden ( $n=12$ ) Normwerte für die mechanischen Komponenten des Muskeltonus um das Ellbogengelenk erstellt. Dazu wurden unter Zuhilfenahme eines Drehmomentmotors Untersuchungen bei willkürlicher isometrischer Haltetätigkeit im Ellbogengelenk durchgeführt. Es bestätigte sich, dass die Viskosität und Elastizität von der Höhe der isometrischen Kraftentwicklung im Muskel linear abhängig sind. Die ermittelten Messwerte stellten die Basis für den Vergleich mit, den im zweiten Versuchsabschnitt während RPMS-Stimulation, gewonnenen Daten dar.

Im zweiten Abschnitt der Versuchsreihe wurde die Beugung im Ellbogen mittels RPMS induziert und den Ergebnissen der Tonusmessung bei willkürlicher Beugung gegenübergestellt. Es konnte gezeigt werden, dass sich beim Muskeltonus und dessen Komponenten je nach Art der Muskelaktivierung deutliche Unterschiede ergeben. Unter anderem bedingt durch das starre Innervationsmuster von 20 Hz lag der Dehnungswiderstand des Gelenkes während RPMS weitaus niedriger als bei willkürlicher Beugung. Zusätzlich fällt die Kokontraktion des M. triceps brachii, welcher am Muskeltonus rund um das Ellbogengelenk beteiligt ist, während der RPMS niedriger aus.

Im dritten Versuchsteil wurde der Einfluss ermüdender Muskeltätigkeit (fatigue) auf die gemessenen mechanischen Parameter untersucht. Zusätzlich wurden die, unter den verschiedenen Versuchsbedingungen auftretenden EMG-Aktivitäten dokumentiert. Der Muskeltonus sank nach muskulärer Ermüdung im Falle einer RPMS-induzierten Beugung deutlich. Dies war während willkürlicher Beugung nur in geringem Maße zu beobachten. Das ZNS besitzt demnach Kompensationsmechanismen, welche die Höhe des Dehnungswiderstandes bei muskulärer Erschöpfung aufrecht erhalten. Die bei willkürlicher Beugung gesteigerte EMG-Aktivität nach erschöpfender Muskeltätigkeit spricht für die vermehrte Rekrutierung von Motorischen Einheiten (v.a. der S-Fasern), die erhöhte Reflexaktivität unter anderen für eine gesteigerte Empfindlichkeit der Muskelspindeln. Bei

RPMS-induzierter Beugung fallen die EMG-Aktivitäten deutlich niedriger aus. Die Stimulationsintensität muss nach muskulärer Erschöpfung gesteigert werden, um das erzeugte Drehmoment aufrecht zu erhalten. Trotz des deutlich sinkenden Dehnungswiderstandes nimmt die EMG-Aktivität dabei zu.

## 7 Literaturverzeichnis

- [1] Struppler A, Jahnke MT, Proske U: *Measurement of muscle stiffness, the electromyogram and activity in single muscle spindles of human flexor muscles following conditioning by passive stretch or contraction.*  
Brain Research, 493 (1989), 103-112
- [2] Müller-Barna P: *Repetitive Periphere Magnetstimulation als neue Rehabilitations-methode: Untersuchungen an Probanden und zentral-gelähmten Patienten.*  
Dissertation an der psychiatrischen Klinik der Technischen Universität München, 1999
- [3] Kückler S: *Messtechnische Erfassung des Muskeltonus beim Menschen am Ellbogengelenk und der Wirkung der repetitiven peripheren Magnetstimulation auf Muskeltonus und Reflexverhalten der Oberarmmuskeln*  
Dissertation an der Fakultät für Medizin der Technischen Universität München, 2001
- [4] Jakob C: *Entwicklung eines Verfahrens zur quantitativen Identifikation des mechanischen Verhaltens im Ellbogen bei transienten Reizen.* Dissertation am Lehrstuhl für Elektrische Messtechnik der Technischen Universität München, 1992
- [5] Walsh EG: *Muscles, Masses and Motion, The Physiology of Normality, Hypotonicity, Spasticity and Rigidity.* Mac Keith Press, 1992, 33-34
- [6] Reichmann H: *Is There Metabolic Homogeneity in Muscle Belonging to the Same Motor Unit?* In: Dengler R: *The Motor Unit: physiology, diseases, regeneration; proceedings of an international Symposium,* Urban and Schwarzenberg, 1990
- [7] Ghez C: *Muscles – Effectors of the Motor System.* In: Kandel ER, Schwartz HJ, Jessel TM: *Principles of Neural Science,* 3. Auflage, 1991, Elsevier, 548-563
- [8] Petit J, Filippi M, Emonet-Dénand C, Hunt C, Laporte Y: *Changes in Muscle Stiffness Produced by Motor Units of Different Types in Peroneus Longus Muscle of Cat.*  
J Neurophys 63(1), 1990, 190-197
- [9] Petit J, Filippi M, Gioux M, Hunt C, Laporte Y: *Effects of Tetanic Contraction of Motor Units of Similar Type on the Initial Stiffness to Ramp Stretch of the Cat Peroneus Longus Muscle.* J Neurophys 64(6), 1990, 1724-1732

- [10] Wiesendanger M: *Motorische Systeme - Funktionelle Organisation der Rindensfelder*, in: Schmidt R, Thews G, Lang F: Physiologie des Menschen, 28. Auflage, Springer Verlag, Berlin Heidelberg (2000) 91 – 127
- [11] Macefield VG, Rothwell JC, Day BL: *The contribution of transcortical pathways to long-latency stretch and tactile reflexes in human hand muscles*.  
Exp Brain Res (1996) 108 : 147-154
- [12] Struppler A: *The control of Isometric Contractions in patients suffering from different types of Hypotonia*. Review E.E.G. Neurophysiology, 1983, 13: 273 –281
- [13] Mathis J, Seemann U, Weyh T, Jakob C und Struppler A: *The boundary effect in magnetic stimulation: Analysis at the peripheral nerve*.  
EEG and Clinical Neurophysiology 97, 238-245, 1995.
- [14] Bischoff C: *Magnetstimulation des neuromuskulären Systems: Grundlagen und klinische Evaluierung*.  
Habilitationsschrift an der Technischen Universität München 1993
- [15] Ellaway PH, Rawlinson SR, Lewis HS, Davey NJ, Maskill DW: *Magnetic stimulation excites the skeletal muscle via motor nerve axons in the cat*.  
Muscle Nerve 20(1997): 1108 – 1114
- [16] Enoka RM, Stuart DG: *The contribution of neuroscience to exercise studies*,  
Federation Proceedings, 94(1985), 2279- 2285
- [17] Komi PV: *Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle*. Journal of Biomechanics 33(2000) 1197-1206
- [18] Jones LA: *Role of Central and Peripheral Signals in Force Sensation During Fatigue*. Experimental Neurology, 81 (1983), 497-503
- [19] Leger A, Milner TE: *The effect of eccentric exercise on intrinsic and reflex stiffness in the human hand*. Clin Biomech 15 (2000) 574-582

- [20] Duchateau J, Heinaut K: *Behaviour of Short and Long Latency Reflexes in Fatigued Human Muscles*, J Physio 471 (1993), 787-799
- [21] Schmid M, Weyh T, Meyer BU : *Entwicklung, Optimierung und Erprobung neuer Geräte für die magnetomotorische Stimulation*. Biomed Technik 38;12 (1993) 317-324
- [22] Dabitz R: *Vergleichende Untersuchung von Magnetspulen verschiedener Bauart bei Magnetstimulation peripherer Nerven*. Dissertation an der Technischen Universität München 1998
- [23] Jakob C, Mathis J, Weyh T, Struppler A: *Artifact reduction in magnetic stimulation*. Technical Note. Electroenceph clin Neurophysiol 89 (1993) 287-289
- [24] Zhang L, Portland GH, Wang G, DiRaimondo CA, Nuber GW, Bowen MK, Hendrix RW: *Stiffness, Viscosity and Upper-Limb Inertia about the Glenohumeral Abduction Axis*. J Ortho Res 18 (2000), 94-100
- [25] Ettema GJC, Huijijng PA: *Skeletal Muscle Stiffness in Static and Dynamic Contractions*. J Biomech 27 (1994) 11;1361-1368
- [26] Struppler A, Jakob C: *Quantifizierung des Skelettmuskeltonus – Bewertung statischer und dynamischer Komponenten*. aus: Motodiagnostik, Mototherapie II, Scholle H-Ch., Struppler A., Freund H.-J., Schuhmann N.-P., Universitätsverlag Jena, 1. Auflage 1994, 13-21
- [27] Rymer WZ, Kirsch RF: *Neural Compensation for Fatigue-Induced Changes in Muscle Stiffness during Perturbation of Elbow Angle in Human*. J Neurophysiology 68(1992) 449-470
- [28] Esposito F, Orizio C, Veicsteinas A: *Electromyogram and mechanomyogram changes in fresh and fatigued muscle during sustained contraction in men*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 1998 Nov;78(6):494-501
- [29] Kranz H, Cassell JF, Inbar GF: *Relation between electromyogram and force in fatigue*. J Appl Physiol 1985 Sep;59(3):821-5

- [30] Moritani T, Muro M, Nagata A: *Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue*. J Appl Physiol 1986 Apr;60(4):1179-85
- [31] Ljubisavljevic M, Anastasijevic R: *Fusimotor-induced changes in muscle spindle outflow and responsiveness in muscle fatigue in decerebrate cats*. Neuroscience 1994 Nov;63(1):339-48
- [32] Ljubisavljevic M, Anastasijevic R: *Fusimotor system in muscle fatigue*. J Peripher Nerv Syst 1996;1(2):83-96
- [33] Lorenzen H, Struppler A, Gröter H, Schaller J, Chen X und Riescher H: *Torque motors for investigation on functional stretch reflex*. Proceedings Of The ICEM, 09.86, Munich, Germany, Teil 3, S. 251, 1986.
- [34] Machetanz J, Bischoff C, Pichlmaier R, Riescher H, Meyer BU, Sader A, Conrad B: *Magnetically induced motor contraction is caused by motor nerve stimulation and not by direct muscle activation*. Muscle Nerve 17 (1994) 1170 – 1175

## 8 Abkürzungsverzeichnis

In dieser Arbeit wurden folgende Abkürzungen benutzt:

<b>ATP</b>	Adenosin-Tri-Phosphat
<b>dyn.</b>	dynamisch
<b>EMG</b>	Elektromyogramm
<b>GM</b>	Grunddrehmoment
<b>I</b>	Inertia (Massenträgheitskomponente des Muskeltonus)
<b>M.</b>	musculus [ <i>lat.</i> Der Muskel]
<b>MVC</b>	Maximal Voluntary Contraction (maximale willkürliche Kontraktion)
<b>K</b>	Viskosität (viscosity) K1 – frühe Komponente K2 – späte Komponente
<b>pre-fatigue</b>	vor Ermüdung
<b>PNF</b>	Propriozeptive Neuromuskuläre Fazilitation
<b>post-fatigue</b>	nach Ermüdung
<b>RPMS</b>	Repetitive Periphere Magnetstimulation
<b>S</b>	Elastizität (stiffness) S1 – frühe Komponente S2 – späte Komponente
<b>SD</b>	Standard Deviation (Standardabweichung)
<b>TES</b>	Transkutane Elektrostimulation
<b>TMS</b>	Transkortikale Magnetstimulation
<b>WK</b>	willkürlich
<b>ZM</b>	Zusatzdrehmoment
<b>ZNS</b>	Zentrales Nervensystem

## 9 Dankvermerk

**Herrn Prof. Dr. med. A. Struppler**, Professor (em.) für Neurologie und Neurophysiologie, möchte ich herzlich für die Aufnahme in sein Forschungsteam, die Überlassung eines Teilforschungsgebiets, sowie seinen medizinischen und physiologischen Rat danken.

**Herrn Dipl.-Ing. P. Havel**, wissenschaftlicher Mitarbeiter bei Prof. Struppler und Doktorand des Lehrstuhls für Messsysteme und Sensortechnik der Technischen Universität München, danke ich für die technische und persönliche Unterstützung bei der Durchführung der Untersuchungen.

**Herrn Dipl.-Ing. G. Gabrielides**, Diplomand des Lehrstuhls für Meßsysteme und Sensortechnik der Technischen Universität München, danke ich für die Unterstützung bei der Programmierung des Versuchs und bei der Bändigung der EDV-Anlage.

**Frau Dipl.-Math. R. Busch** vom Institut für medizinische Statistik und Epidemiologie der Technischen Universität München danke ich für die Beratung und die exakte Kontrolle der statistischen Auswertung der Versuchsdaten.

**Frau Johanna Quatmann, Frau Julia Vatter und Herrn Heiko Geissler**, danke ich für ihre Unterstützung bei der stilistischen Überarbeitung des Manuskriptes.

**Allen Versuchspersonen** sei an dieser Stelle nochmals herzlicher Dank ausgesprochen, dass sie sich für meine Untersuchung so geduldig zur Verfügung gestellt haben.