



universität
wien

Magisterarbeit

Titel der Magisterarbeit

Veränderungen im EMG, in der Zugkraft sowie der Schlagstruktur beim Rudern am stationären und beweglichen Ergometer

Verfasserin

Veronika Schöllauf, Bakk. rer. nat.

angestrebter akademischer Titel

Magistra der Naturwissenschaft (Mag. rer. nat.)

Wien, Oktober 2011

Studienkennzahl lt. Studienblatt:

A 066 826

Studienrichtung lt. Studienblatt:

Sportwissenschaft

Betreuer:

Univ. Prof. Dipl. Ing. Dr. techn. Arnold Baca

Vorwort

Aufgrund meiner Affinität zur Biomechanik, die aus meinem begonnenen Physikstudium und meinen Tätigkeiten als Studienassistentin und Praktikantin in der Abteilung Biomechanik/Bewegungswissenschaft und Sportinformatik am Institut für Sportwissenschaft während meines Sportstudiums resultiert, habe ich mich dazu entschlossen, meine Magisterarbeit wie auch bereits meine beiden Bakkalaureatsarbeiten in diesem Gebiet zu verfassen.

Trotz vieler Verzögerungen und langer Wartezeiten bedanke ich mich herzlich bei Herrn Dipl. Ing. (FH) Philipp Kornfeind für die Unterstützung bei den Messungen und die Programmierung des Auswertungsprogramms in LabVIEW®, ohne welches eine Auswertung in der nun erreichten Qualität nicht möglich gewesen wäre.

Mein Dank gilt weiters Herrn Univ. Prof. Dipl. Ing. Dr. techn. Arnold Baca, der sich bereit erklärt hat, von offizieller Seite die Betreuung meiner Magisterarbeit zu übernehmen.

Außerdem möchte ich mich bei den sieben Athletinnen und Athleten des Wiener Ruderverbandes bedanken, die sich für die Messungen zur Verfügung gestellt haben und ohne die diese Magisterarbeit nicht zustande gekommen wäre.

Der größte Dank geht jedoch an meinen Freund, meine Familie und meine Studienkolleginnen, die mir in den letzten – teilweise nervenaufreibenden – Monaten immer zur Seite gestanden sind. Besonders bedanken möchte ich bei meiner Schwester, die mich auch beim Korrekturlesen unterstützt hat.

Vielen Dank

Zusammenfassung

Titel der Arbeit:

„Veränderungen im EMG, in der Zugkraft sowie der Schlagstruktur beim Rudern am stationären und beweglichen Ergometer“

Ziel dieser Magisterarbeit war es, die Ruderbewegung am stehenden Ergometer mit jener am Ergometer auf Slides (Concept2™) hinsichtlich der EMG-Signale, der Zugkraft sowie der Schlagstruktur bei einer Schlagzahl von 18 bzw. 30 miteinander zu vergleichen. Sieben österreichische Probandinnen und Probanden mit internationaler Wettkampferfahrung nahmen an der Studie teil. EMG-Signale wurden vom *m. biceps brachii*, *m. triceps brachii*, *m. deltoideus posterior*, *m. teres major*, *m. erector spinae*, *m. vastus lateralis*, *m. biceps femoris* und *m. gastrocnemius medialis* mit einem drahtlosen System der Fa. Delsys® (Bagnoli™ DesktopEMG, 8 CH) auf der rechten Körperseite abgeleitet. Für die kinematische Analyse wurde ein Vicon®-MX-Motion-Capturing-System mit acht Infrarot-Kameras verwendet. Die Zugkraft wurde mit einem Zugkraftsensor der Firma HBM (U9B, 2000 N) gemessen. Die Unterschiede zwischen den berechneten Parametern wurden mittels Wilcoxon-Test ($\alpha=0,05$) statistisch auf Signifikanz geprüft. Die relevantesten Unterschiede zeigten sich hinsichtlich der Voraktivierung des *m. vastus lateralis*, *m. biceps femoris* und *m. gastrocnemius medialis*, der leistungsnormalisierten Maxima der EMG-Kurven des *m. biceps brachii*, *m. deltoideus posterior*, *m. teres major* und *m. vastus lateralis*, der Integrale beim *m. biceps brachii*, *m. deltoideus posterior* und *m. vastus lateralis* sowie hinsichtlich der Schlagstruktur bei einer Schlagzahl von 30. Die Ergebnisse belegen deutliche Unterschiede bezüglich der EMG-Signale, wodurch von einer Einflussnahme der gewählten Ergometer-Variante auf muskuläre Adaptationsprozesse auszugehen ist. Weitere Studien müssen im Bereich des Wasserruderns durchgeführt werden, um Aussagen über die Vorteilhaftigkeit einer bestimmten Betriebsmodalität treffen zu können.

Abstract

Title of the study:

“Differences between the EMG signals, the pulling force and the stroke structure during rowing on the static ergometer and the ergometer with slides”

The purpose of this study was to compare the rowing exercise on the static ergometer with those on the ergometer with slides regarding the EMG signals, the pulling force and the stroke structure at a stroke rate of 18 and 30 strokes per minute. Seven Austrian female and male subjects with international competition experience participated in the study. EMG signals were derived from the *m. biceps brachii*, *m. triceps brachii*, *m. deltoideus posterior*, *m. teres major*, *m. erector spinae*, *m. vastus lateralis*, *m. biceps femoris* and *m. gastrocnemius medialis* with a wireless Delsys® system (Bagnoli™ DesktopEMG, 8 CH) on the right side of the body. For the kinematic analysis a Vicon® MX motion capturing system with eight infrared cameras was used. The pulling force was measured by a pulling force sensor of HBM (U9B, 2000 N). The differences between the calculated parameters were tested for statistical significance by using a Wilcoxon test. The level of significance alpha was defined at 5 %. The most substantial differences could be seen between the pre-activation of the *m. vastus lateralis*, *m. biceps femoris* and *m. gastrocnemius medialis*, between the maxima of the EMG signals of the *m. biceps brachii*, *m. deltoideus posterior*, *m. teres major* and *m. vastus lateralis* which were normalized to the average power during the pulling phase, between the integrals of the normalized EMG data of the *m. biceps brachii*, *m. deltoideus posterior* and *m. vastus lateralis* and between the stroke structures at a stroke rate of 30. The results indicate considerable differences regarding the EMG signals. That is why it is to assume that the choice of the ergometer variant influences the muscular adaptation. Further studies would be necessary to draw clear conclusions concerning the advantage of a specific ergometer modality.

Inhaltsverzeichnis

Vorwort.....	3
Zusammenfassung	4
Abstract.....	5
1 Einleitung	4
2 Begriffsexplikation	6
2.1 Ruderergometer.....	6
2.1.1 Betriebsmodalitäten.....	6
2.2 EMG-Signale.....	7
2.3 Zugkraft.....	7
2.4 Schlagstruktur	8
3 Einflussfaktoren auf die Ruderleistung	9
3.1 Technik und Techniktraining.....	10
3.2 Bewegungskoordination und Technikerwerb	12
4 Rudertechnik	16
4.1 Muskuläre Grundlagen	17
4.2 Phasen der Ruderbewegung.....	20
4.2.1 Vorrollen.....	20
4.2.2 Wasserfassen	21
4.2.3 Durchzug.....	21
4.2.4 Endzug.....	22
4.2.5 Ausheben.....	23
5 Aktueller Literaturstand	24
5.1 Unterschiede zwischen Ergometer- und Wasserrudern	24
5.2 Muskelaktivitäten beim Rudern	26
6 Methodik	30
6.1 Theoretische Aspekte	30
6.1.1 EMG-Messung.....	30

6.1.1.1	Physiologischer Hintergrund zur Entstehung eines EMG-Signals.....	30
6.1.1.2	Parameter eines EMG-Signals	31
6.1.1.3	Einflussfaktoren auf EMG-Signale.....	31
6.1.1.4	Zeitnormalisierung	32
6.1.2	Zugkraft-Messung	33
6.1.3	Kinematische Analyse	33
6.2	Verwendete Messsysteme	33
6.3	Probandinnen und Probanden	36
6.4	Testaufnahmen.....	37
6.5	Messprotokoll.....	37
6.5.1	Vorbereitungen.....	37
6.5.2	Aufwärmen	38
6.5.3	Anbringen der Elektroden	38
6.5.4	Kabelfixation	38
6.5.5	Überprüfen der Signalvalidität.....	39
6.5.6	Aufnahme der Messreihe	39
6.6	Auswertung	41
6.6.1	Aufbereitung der Rohdaten in LabVIEW®.....	41
6.6.2	Definition und Berechnung von Parametern.....	42
6.6.3	Statistische Hypothesenprüfung	44
7	Ergebnisse	46
7.1	EMG-Signale	46
7.1.1	EMG-Mittelwertkurven, Zeitpunkte der EMG-Amplitudenmaxima	46
7.1.2	Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den EMG-Amplitudenmaxima	63
7.1.3	Muskelvoraktivierungen	68
7.1.4	Maxima der leistungsnormalisierten EMG-Kurven in der Antriebsphase	73
7.1.5	Integrale der leistungsnormalisierten EMG-Kurven in der Antriebsphase ...	78

7.2	Zugkraft	82
7.2.1	Zugkraft-Mittelwertkurven, Zeitpunkte der Zugkraft-Maxima.....	82
7.2.2	Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den Zugkraft-Maxima..	89
7.3	Schlagstruktur	90
7.3.1	Verhältnisse von Anrollphase zu Schlaglänge.....	90
8	Diskussion	93
8.1	EMG-Signale, Zugkraft und Schlagstruktur.....	93
8.2	Qualität der Ergebnisse	96
9	Zusammenfassung	98
10	Literaturverzeichnis	99
11	Tabellenverzeichnis.....	101
12	Abbildungsverzeichnis.....	104
	Anhang.....	107
	Lebenslauf	108

1 Einleitung

Das Rudern ermöglicht dem Menschen bereits seit der Antike eine Fortbewegung und ein Vorankommen auf dem Wasser, ohne auf Wind angewiesen zu sein. Lediglich mit Muskelkraft und der Strömung des Wassers werden Boote unterschiedlichster Art durch die Verwendung von Rudern angetrieben.

Beim Rennrudern werden die Boote in zahlreiche verschiedene Bootsklassen eingeteilt. Derzeit werden bei den Olympischen Spielen in den Klassen Einer, Doppelzweier, Zweier ohne Steuerfrau bzw. -mann, Doppelvierer (ohne Steuerfrau bzw. -mann), Vierer ohne Steuermann und Achter mit Steuerfrau bzw. -mann Bewerbe über eine Distanz von 2000 Metern durchgeführt.

Grundsätzlich kann man beim Rudern zwischen zwei Techniken, dem Skullen und dem Riemenrudern, unterscheiden. Beim Skullen hält die Athletin bzw. der Athlet in jeder Hand ein Skull, beim Riemenrudern hingegen hält sie bzw. er nur einen Riemen in beiden Händen.

Neben der Rudertechnik und den koordinativen Fähigkeiten sind jedoch vor allem auch die konditionellen Fähigkeiten der Ruderin bzw. des Ruderers entscheidend. Das Rudern wird zu den Kraftausdauer-Sportarten gezählt und erfordert den Einsatz des ganzen Körpers. Die Muskulatur muss daher sowohl an den Extremitäten als auch am Rumpf sehr gut ausgebildet sein, um eine möglichst hohe Geschwindigkeit des Bootes zu erreichen.

Obwohl dem Training auf dem Wasser natürlich ein hoher Stellenwert eingeräumt wird, ist es aufgrund von witterungsbedingten und jahreszeitlichen Gegebenheiten notwendig, das Technik- sowie das spezielle Konditionstraining zum Teil auf Ruderergometern durchzuführen. Kritisch zu betrachten sind dabei mögliche Abweichungen hinsichtlich der Ruderbewegung im Boot im Vergleich zu jener am Ergometer, weil dadurch falsche Bewegungsmuster automatisiert und die Muskeln nicht entsprechend den Anforderungen im Boot trainiert werden könnten.

Man sollte daher versuchen – da das Training am Ruderergometer als Ersatz zum Training am Wasser unerlässlich ist –, Ruderergometer so zu verwenden, dass die Bewegung am Wasser bestmöglich simuliert wird.

Es stellt sich allerdings die Frage, ob tatsächlich Unterschiede zwischen den verschiedenen Betriebsmodalitäten eines Ergometers hinsichtlich der Ruderbewegung bestehen und wenn ja, welche Aspekte dadurch beeinflusst werden.

Ziel ist es daher, im Zuge dieser Magisterarbeit zu überprüfen, ob und inwieweit sich die beiden Betriebsmodalitäten eines Concept2™-Ergometers, nämlich die Verwendung als fest am Boden stehendes Ergometer und als Ergometer auf Slides bei zwei unterschiedlichen Intensitäten auf die Muskelaktivitäten, sowohl hinsichtlich der intermuskulären Koordination als auch der Amplitudenverläufe, auf die Zugkraft und auf die Schlagstruktur auswirken.

Zur Bearbeitung der vorliegenden Fragestellung wurde ein quantitativer Ansatz gewählt. Die Muskelaktivitäten acht ausgewählter für die Ruderbewegung repräsentativer Muskeln wurden mit Hilfe der Elektromyographie aufgezeichnet. Die Schlagstruktur wurde über eine dreidimensionale kinematische Bewegungsanalyse von am Ergometer und an der Hantel angebrachten Markern unter Verwendung eines Motion-Capturing-Systems untersucht. Für die Messung der Zugkraft wurde ein an der Hantel angebrachter Zugkraftsensor verwendet. Die Ergebnisse wurden abschließend statistisch auf Signifikanz überprüft.

Vor dem empirischen Teil, in dem die Methodik genauer ausgeführt wird (Kapitel 6), die Ergebnisse präsentiert (Kapitel 7) und diskutiert werden (Kapitel 8), wird ein theoretischer Rahmen als Basis geschaffen. Zu Beginn werden in Kapitel 2 für die wissenschaftlichen Fragestellungen zentrale Begrifflichkeiten expliziert. In weiterer Folge soll sich die Leserin bzw. der Leser einen Überblick über die Ruderleistung beeinflussende Faktoren (Kapitel 1) mit Schwerpunkt auf Technik und Bewegungskoordination im Allgemeinen und die Rudertechnik einschließlich der beteiligten Muskulatur im Speziellen (Kapitel 4) verschaffen können, ehe auf aktuelle Studien, die sich mit den Unterschieden zwischen dem Ergometer- und dem Wasserrudern und den Muskelaktivitäten beim Rudern auseinandersetzen (Kapitel 5), eingegangen wird.

Im abschließenden Kapitel 9 werden die wichtigsten Ergebnisse kompakt zusammengefasst.

2 Begriffsexplikation

2.1 Ruderergometer

Ruderergometer werden verwendet, um die Ruderbewegung am Wasser zu simulieren und wetterunabhängig spezifisches Ausdauer- und Techniktraining durchführen zu können. Es kommen verschiedene Widerstandssysteme, die mit Reibung, Wasser, Luft oder Magnetismus arbeiten, zum Einsatz. Ruderergometer zeichnen während des Trainings unterschiedliche Daten wie zum Beispiel die Schlagzahl, die Leistung, die Herzfrequenz, den Energieverbrauch und Kraft-Zeit-Verläufe etwa von der Zugkraft an der Hantel auf (Löllgen, Erdmann & Gitt, 2010).

Prinzipiell besteht ein Ruderergometer aus folgenden Teilen: Die Sportlerin bzw. der Sportler sitzt auf einem Rollsitz, der auf einer Schiene frei beweglich gelagert ist. Anstelle des Ruders zieht die Athletin bzw. der Athlet an einer Hantel, die wiederum an einem Seilzug befestigt ist und das Schwungrad antreibt. Ein Display zeigt die aktuell gemessenen Daten an. Außerdem kann bei einem Ruderergometer der sogenannte *drag factor* mittels eines Reglers individuell angepasst werden. Dieser numerische Wert gibt an, wie viel Luftvolumen in das Gehäuse des Schwungrades eindringen kann und beeinflusst auf diese Weise, wie schnell das Schwungrad abgebremst wird. Je höher der *drag factor* ist, desto rascher verringert sich die Geschwindigkeit des Schwungrades (Concept2™, 2010).

2.1.1 Betriebsmodalitäten

Das Ruderergometer von Concept2™, welches in der vorliegenden Studie verwendet wurde, kann auf zwei verschiedene Arten betrieben werden. Einerseits kann es als fest am Boden stehendes Ergometer verwendet werden, wobei sich nur die Athletin bzw. der Athlet relativ zum fixierten Ergometer, am Rollsitz sitzend durch Ziehen an der Hantel bewegt. Die Sportlerin bzw. der Sportler muss daher während jedes Ruderschlags ihre bzw. seine gesamte Körpermasse beschleunigen und abbremsen.

Andererseits kann das Ergometer von Concept2™ auch auf Slides verwendet werden, wodurch das Rudern am Ergometer dem Wasserrudern noch ähnlicher gemacht werden soll. Dabei wird das gesamte Ergometer auf zwei Rolleinheiten gestellt, die ihrerseits aus einem Sockel, zwei Schienen und einem Schlitten bestehen, der sich entlang der Schienen mittels Rollen bewegen kann. Mit Hilfe von Slides können auch mehrere Ruderinnen

und Ruderer zu einer Mannschaft zusammengeschlossen werden und gekoppelt – wie im Boot – miteinander trainieren.

Ähnliche Vorrichtungen wie die Slides wurden auch von anderen Herstellern entwickelt. So gibt es etwa Ergometer von RowPerfect™, bei denen zwar das Ergometer selbst direkt am Boden steht, jedoch das Stemmbrett, das Gehäuse, in dem sich das Schwungrad befindet, sowie der Rollstuhl auf der Schiene frei beweglich gelagert sind. Die Masse des Schwungrades entspricht in etwa der Bootsmasse pro Ruderin und Ruderer, wodurch die Bewegung am Wasser optimal nachgebildet werden soll (RowPerfect™, 2010).

2.2 EMG-Signale

In der Biomechanik und der Sportwissenschaft wird die Elektromyographie (EMG) schon seit Jahrzehnten zur Beurteilung von Muskelaktivitäten eingesetzt. Mittels Elektromyographie können allgemein myoelektrische Signale (EMG-Signale), die durch physiologische Zustandsvariationen der Muskelfasermembran generiert werden, aufgezeichnet und analysiert werden (Basmajian & De Luca, 1985; De Luca, 2006; Konrad, 2005). Es besteht also die Möglichkeit, die Erregungs- und Kontraktionszustände der Skelettmuskulatur zu ermitteln (Pfeifer, Vogt & Banzer, 2003).

In der Biomechanik gibt es drei große Einsatzbereiche für die Elektromyographie. Erstens können EMG-Signale zur Unterscheidung der aktiven und inaktiven Phasen eines Muskels verwendet werden, wodurch auch die zeitliche Abfolge von Muskelaktivierungen, also die intermuskuläre Koordination, während einer bestimmten Bewegung beurteilt werden kann. Zweitens können EMG-Signale in Beziehung zur vom Muskel entwickelten Kraft gesetzt und diese EMG-Kraft-Relation näher untersucht werden. Drittens dienen diese Signale als ein Indikator für muskuläre Ermüdungserscheinungen (De Luca, 1997).

Im Kapitel 6.1.1 werden die theoretischen Aspekte der EMG-Messung weiter vertieft.

2.3 Zugkraft

Die Zugkraft als eine spezielle Form der Kraft ist dem Bereich der Dynamik zuzuordnen. Im Rudern bezeichnet man mit der Zugkraft jene Kraft, die von der Athletin bzw. vom Athleten durch Ziehen an der Hantel aufgebracht wird und durch Kraftübertragung mittels eines Seilzugs das Schwungrad des Ruderergometers in Bewegung setzt.

2.4 Schlagstruktur

Die Schlagstruktur wird durch die Unterteilung eines Ruderschlags in mehrere Phasen gekennzeichnet. Die in der Literatur unterschiedlich verwendeten Bezeichnungen für diese Phasen werden in Kapitel 4.1 näher diskutiert.

In der vorliegenden Arbeit ist vor allem das Verhältnis von Anrollphase zu Schlaglänge (Anroll- plus Durchzugsphase) von Interesse. Um eine Unterteilung in Anroll- und Durchzugsphase vornehmen zu können, wurde in dieser Studie eine kinematische Analyse der Bewegung der Marker am Ergometer und an der Hantel des Ergometers durchgeführt, um Beginn und Ende dieser Phasen bestimmen zu können.

Die Kinematik gehört wie auch die Dynamik zum Gebiet der Mechanik. Wick (2009, S. 29) definiert den Begriff folgendermaßen:

„Die Kinematik als die Lehre von möglichen Bewegungen erfasst diese deskriptiv, indem sie ihren Verlauf in Raum und Zeit als Geometrie der Bewegungen mathematisch formuliert. (...) Hier werden die verschiedenen Bewegungsformen und Bewegungsarten von Körpern mit Hilfe der physikalischen Größen Geschwindigkeit und Beschleunigung beschrieben, denen wiederum Weg- und Zeitinformationen (Werte) zugrunde liegen.“

3 Einflussfaktoren auf die Ruderleistung

Wie auch in anderen Sportarten ist die sportliche Leistung beim Rudern von mehreren Faktoren abhängig. Generell kann nach Martin, Carl und Lehnertz (1991) zwischen personalen und apersonalen Bedingungen unterschieden werden, welche in der folgenden Tabelle (Tab. 1) aufgelistet werden:

Tab. 1 Einflussfaktoren auf die Ruderleistung (adaptiert nach Martin et al. 1991, S. 25)

Personale Bedingungen:		
Kondition	Bewegungstechnik	Sporttaktik
- Kraftfähigkeiten	- Koordinative Fähigkeiten	- Situationsanalysefähigkeit
- Ausdauerfähigkeiten	- Bewegungsfertigkeiten	- Entscheidungsfähigkeit
- Schnelligkeitsfähigkeiten		- Situationsanpassungsfähigkeit
- Beweglichkeitsfähigkeiten		
Körpersysteme	Psychische Zustände	
- Neuronales System	- Kognitionen	
- Muskelsystem	- Emotionen	
- Transportsystem (Atmung, Herz, Kreislauf, Blut)	- Motivationen/Willenstribe	
- Passiver Bewegungsapparat		
Apersonale Bedingungen:		
Soziale Bedingungen	Materielle Bedingungen	
- Unterstützung durch Eltern/Familie/Freunde	- Sportgeräte	
- Schule/Beruf	- Sportausrüstung	
- Trainer/Betreuer	- Sportstätten	
- Trainingspartner/Wettkampfpartner	- Klimabedingungen	
- Finanzielle und ideelle Unterstützung durch die Gesellschaft	- Geophysikalische Bedingungen	

Diese allgemeine Darstellung der Leistungsstruktur kann natürlich sportartspezifisch noch wesentlich differenzierter ausgeführt werden, um trainingswissenschaftlich handfeste Anhaltspunkte für die Planung und Gestaltung von Trainingszielen und -inhalten festlegen zu können. Dieser Aspekt ist jedoch nicht Schwerpunkt der vorliegenden Arbeit und wird daher ausgeklammert.

Weit interessanter ist die Frage, in welchen Bereichen sich die Biomechanik mit den konkreten Fragestellungen dieser Untersuchung positioniert und widerspiegelt. Betrachtet man muskuläre Aktivierungsmuster, Zugkräfte sowie die Schlagstruktur während der Ruderbewegung, so stellen die dabei ermittelten biomechanischen Daten Aspekte der Bewegungstechnik und somit der koordinativen Fähigkeiten sowie Bewegungsfertigkeiten dar. In den folgenden beiden Unterkapiteln werden daher die Begriffe Technik, Techniktraining, Bewegungskoordination und Technikerwerb näher beleuchtet.

3.1 Technik und Techniktraining

Martin et al. (1991, S. 43) betonen die *„übergeordnete Bedeutung des Techniktrainings innerhalb des gesamten Trainingsprozesses“*. So steht die Aneignung der sportartspezifischen Technik bereits am Beginn des Erlernens einer neuen Sportart und zwar nicht nur in technisch-kompositorischen Sportarten, sondern auch in einigen Ausdauersportarten wie beispielsweise dem Rudern. Die Technik ist von entscheidender integrierender Bedeutung, wenn es darum geht, konditionelle und koordinative Fähigkeiten in komplexe Bewegungen und Wettkampfleistungen überzuführen. Energetische Potenziale können durch eine Verbesserung der Technik optimal ausgenutzt und Bewegungsabläufe ökonomisiert werden (Hohmann, Lames & Letzelter; 2010).

Es stellt sich nun die Frage, was unter dem Begriff *Technik* genau verstanden wird. Eine oft zitierte Definition ist jene von Martin et al. (1991): *„Die sportliche Technik ist eine erprobte, zweckmäßige und effektive Bewegungsfolge zur Lösung einer definierten Aufgabe in Sportsituationen.“* Demnach lässt sich vermuten, dass für jede Sportart eine optimale Technik existiert, die es anzustreben gilt. Diese Technik wird in der Literatur als *Idealtechnik* oder *Technikleitbild* bezeichnet. Sie beruht auf wissenschaftlichen Erkenntnissen, die neben den Bereichen der Physiologie, der Motorik und der Psychologie unter anderem aus dem Gebiet der Biomechanik generiert werden. Berücksichtigt werden im Zuge dessen die biomechanischen Eigenschaften des menschlichen Bewegungsapparates, die mechanischen Bedingungen der Umgebung, wie zum Beispiel des Sportgeräts oder des Mediums, in welchem die Sportart betrieben wird, sowie vorgegebene Wettkampfbestimmungen und -regeln (Wick, 2009). Ignoriert wird jedoch die Individualität der Athletin bzw. des Athleten. Diese wird durch die Entwicklung der Zieltechnik miteinbezogen. In Anlehnung an die Idealtechnik werden die subjektiven Voraussetzungen und Möglichkeiten analysiert und daraus eine auf die Sportlerin bzw. den Sportler angepasste Zieltechnik als optimale Lösung der entsprechenden Bewegungsaufgabe abgeleitet. Dabei müssen die anthropometrischen Merkmale, die Funktions- und Zielangemessen-

heit, das Trainingsziel und -alter, die konditionellen, koordinativen sowie psychischen Anforderungen und die sportmedizinischen Aspekte berücksichtigt werden (Neumaier, 1997).

Beim Versuch einer Definition von *Techniktraining* stößt man sehr bald auf Grenzen und erkennt die vorherrschende Inkonsistenz der Begrifflichkeiten in der Literatur. Auch Martin et al. (1993) weisen auf Defizite bezüglich einer trainingswissenschaftlichen Theorie des Techniktrainings hin. Sie bezeichnen Techniktraining als *„die Gesamtheit derjenigen Maßnahmen und Verfahren, die dazu dienen, die Techniken mit ihren sportmotorischen Fertigkeiten, deren Anwendung sowie technischen Einsatz systematisch zu erlernen und in sportartspezifischen Situationen optimale Erfahrungen zu sammeln“*. Sie konstatieren, dass der Technikbegriff mehr als das bloße Zusammenwirken von kinematischen und dynamischen Merkmalen ist und der Begriff des Techniktrainings über das motorische Lernen und die Bewegungskoordination hinausgeht.

Obwohl es sich schwierig gestaltet, allgemeine, sportartübergreifende Aussagen hinsichtlich des Techniktrainings zu treffen, können generell unterschiedliche Ziele bzw. Grundsätze des Techniktrainings unterschieden werden. Folgende Zielkategorien werden genannt (Hohmann et al., 2010, S. 116):

- Erlernen von Fertigkeiten bis zur Automatisierung (Technikerwerbstraining)
- Variieren von Fertigkeiten und deren situationsgerechter Einsatz (Technikvariationstraining)
- Anpassen von Fertigkeiten an Umweltbedingungen wie Gelände, Raum und Zeit (Technikanpassungstraining)
- Stabilisieren bzw. Abschirmen von Fertigkeiten gegen Gegner und konditionelle Belastungen (Technikabschirmungstraining)

In der Folge werden aufgrund der Fragestellung dieser wissenschaftlichen Arbeit, die sich ausschließlich mit biomechanischen und physiologischen Aspekten, nämlich mit koordinativen, kinematischen Bewegungsmerkmalen sowie mit den die Teilbewegungen generierenden Muskeln, auseinandersetzt, die Begriffe Technik und Techniktraining in traditioneller Weise weiter verwendet. Das bedeutet, dass die zuvor erwähnte Interdisziplinarität ausgeklammert und der Schwerpunkt auf biomechanische und motorische Perspektiven gelegt wird. Die folgende Grafik (Abb. 1) zeigt eine Übersicht der Merkmale der sportlichen Technik, die weitestgehend biomechanisch determiniert sind.

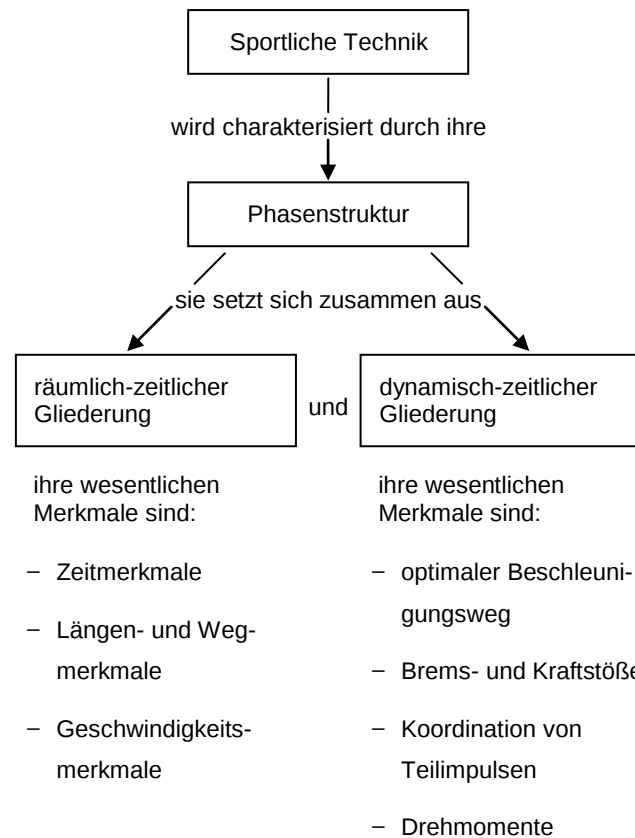


Abb. 1 Sportliche Technik (Weineck, 2007, S. 838)

3.2 Bewegungskoordination und Technikerwerb

Die Bewegungskoordination im biomechanischen Sinn bezeichnet als Teilbereich der Technik die Koordination und das Aufeinanderabstimmen der einzelnen mechanischen Parameter des Bewegungsablaufs, der Kraftimpulse. Dies beruht auf einem der sechs biomechanischen Prinzipien nach Hochmuth (1981), und zwar auf dem Prinzip der zeitlichen und räumlichen Koordination von Einzelimpulsen. Auf Basis unter anderem dieses Prinzips kann die Zweckmäßigkeit einer sportlichen Technik beurteilt werden (Wick, 2009).

Aus physiologischer Sicht bezieht sich die Bewegungskoordination auf die präzise Zusammenarbeit der körperinternen Regulationsprozesse und mehrerer Muskeln in synergistischer oder antagonistischer Weise (Meinel & Schnabel, 2007; Wollny, 2002).

Die Komplexität und die Schwierigkeit einer Koordinationsaufgabe werden durch mehrere Faktoren bestimmt. Der menschliche Bewegungsapparat ist durch seine Vielgliedrigkeit des Skeletts und die zahlreichen Verbindungen in Form von Gelenken geprägt. Jedes dieser Gelenke weist abhängig von der Beschaffenheit seiner Gelenksflächen eine

unterschiedliche Anzahl von Freiheitsgraden auf (Schünke, Schulte & Schumacher, 2007). In Gelenken finden nur Rotations- und keine Translationsbewegungen statt. Somit können Gelenke maximal drei Freiheitsgrade, nämlich jene der Rotation, ausweisen. So besitzen etwa Kugelgelenke drei Freiheitsgrade, das heißt es bestehen Rotationsmöglichkeiten um drei Achsen. Ei- und Sattelgelenke haben zwei Freiheitsgrade, Scharnier- und Zapfengelenke nur einen Freiheitsgrad. Sind nun an einer Bewegung mehrere Glieder und Gelenke beteiligt – man spricht dann von einer kinematischen Kette –, so vervielfachen sich die Freiheitsgrade. Durch die Wirkung von äußeren Kräften, die teilweise reaktiv durch die Bewegung selbst und durch das Medium, in dem die Bewegung stattfindet, hervorgerufen werden, wird die zielgerichtete Koordination weiter erschwert. Zu nennen sind dabei Kräfte wie zum Beispiel die Schwerkraft, Trägheitskräfte, Reibungskräfte sowie der Luft- und Wasserwiderstand. Die Verhaltensweisen von Gegnern und Partnern nehmen einen weiteren entscheidenden Einfluss auf die Bewegungsaufgabe. Außerdem ist darauf hinzuweisen, dass der menschliche Körper nicht mit einem starren Körper gleichzusetzen ist. In Modellen werden oft derartige Vereinfachungen vorgenommen, um die Berechnungen einfacher zu gestalten, jedoch muss man sich dessen bewusst sein, dass die Muskeln, Sehnen und Bänder des menschlichen Bewegungsapparates elastische Elemente darstellen, wodurch die Anforderungen an die Bewegungskoordination weiter steigen.

Schlussendlich müssen die große Anzahl von Freiheitsgraden, die sich bei größeren Bewegungsamplituden und dem Einsatz von mehreren Körpersegmenten ergibt, sowie die äußeren Kräfte und Umwelteinflüsse durch eine geeignete Koordination kontrolliert werden und die räumlichen und zeitlichen Parameter einer Bewegung durch eine geeignete Abstimmung von Muskelaktivierungen beeinflusst und gesteuert werden (Meinel & Schnabel, 1998). Diese Abstimmung wird dann als *intermuskuläre Koordination* bezeichnet. Bernstein (1987, S. 182) bezeichnet aus diesem Grund die Koordination der Bewegungen als „*die Überwindung der überflüssigen Freiheitsgrade des sich bewegenden Organs, mit anderen Worten seine Umwandlung in ein steuerbares System*“. Koordination ist damit „*die Organisation der Steuerbarkeit des Bewegungsapparates*“.

Warum ist aber Koordination überhaupt notwendig? Würden alle Signalketten aus dem Zentralnervensystem (ZNS) in der Peripherie eindeutig verarbeitet werden, so würden Lebewesen keine Koordination der Teilbewegungen als Steuersystem benötigen. Nun ist es aber so, dass die Bewegung nicht vollständig durch effektorische Signale determiniert ist und somit keine eindeutige Abhängigkeit zwischen dem motorischen Zentrum und der Peripherie existiert (Bernstein, 1987). Die Ursachen liegen unter anderem in der großen Anzahl von Freiheitsgraden unserer Gelenke, in den vielfältigen Funktionen ein- und

desselben Muskels und in den Innervationsmechanismen der Muskulatur durch das Nervensystem. Schließlich lässt sich daraus folgern, dass nicht im ZNS, sondern in der Peripherie über die tatsächliche Erscheinung der Bewegung entschieden wird. Dazu werden afferente Signale über den mechanischen und physiologischen Zustand der Peripherie an das ZNS gesendet und verarbeitet, was dann zur Adaptation der efferenten Signale führt, die wiederum an die Peripherie geschickt werden. Die Funktionsweise der Koordination ähnelt also jener eines Reflexes (Bernstein, 1987).

Auf der Organisation der Freiheitsgrade baut auch das Phasenmodell des Technikerwerbs von Hohmann et al. (2010) auf, welches auf den Erkenntnissen von Bernstein (1987) beruht. Während Meinel und Schnabel (1998) ein Phasenmodell des motorischen Lernens entwickelten, welches sich in die Entwicklung der Grob- und Feinkoordination sowie in die Stabilisierung der Feinkoordination und Ausprägung der variablen Verfügbarkeit gliedert, stützen sich Hohmann et al. (2010) und Bernstein (1987) auf den Umgang mit den Freiheitsgraden einer Bewegung. Folgende drei Phasen werden unterschieden:

1. *Freezing*:

In dieser ersten Phase des Bewegungslernens werden möglichst viele Gelenke durch tetanische Muskelanspannung fixiert bzw. eingefroren. Dadurch wird die Anzahl der Freiheitsgrade deutlich reduziert, jedoch die Bewegung fehlerhaft, unharmonisch und eckig. Diese Vorgehensweise ist jedoch eine Notwendigkeit, da die schon angesprochene Vielzahl der Freiheitsgrade zu Beginn noch nicht simultan unter Kontrolle gebracht werden kann.

2. *Releasing*:

In der zweiten Phase werden nach und nach vorhandene Fixierungen der Gelenke gelöst und somit einige Freiheitsgrade wieder freigegeben. Die Übende bzw. der Übende hat nun schon erste Erfahrungen mit der neuen Bewegung gemacht und kennt das Gefühl der auftretenden reaktiven Kräfte. Es findet eine energetische Entlastung durch das Lösen krampfartiger Muskelanspannungen statt und somit wird die Bewegungsökonomie deutlich verbessert.

3. *Exploiting*:

In der abschließenden dritten Phase schafft es die Übende bzw. der Übende, die auftretenden reaktiven Kräfte, die zunächst einen störenden Einfluss auf die erfolgreiche Bewältigung der Bewegungsaufgabe hatten, so auszunutzen, dass sie die aktiven Muskelkräfte optimal unterstützen und somit für die Bewegungsausführung weniger aktive Kraft als zu Beginn des Lernprozesses notwendig ist. Künstliche Fixierungen der Gelenke werden aufgegeben und geeignete Freiheitsgrade optimal genützt, um

die Bewegung entspannt und wie von selbst ablaufen zu lassen. Die Dynamik der Bewegung wird so optimiert.

Biomechanische Analysen und Feedbacks können den Technikerwerb sowie Technikverbesserungen hervorragend unterstützen. Die Amplituden und zeitlichen Muster der Zugkräfte sowie die Koordination der Körpersegmente – die aus den muskulären Aktivierungsmustern abzulesen ist – können von Ruderinnen und Ruderern beeinflusst werden (Smith & Loschner, 2002) und stellen daher geeignete zu untersuchende biomechanische Parameter dar.

4 Rudertechnik

Rudern ist eine komplexe Sportart, die an die Sportlerin bzw. den Sportler vielfältige konditionelle und koordinative Anforderungen stellt. Neben entsprechenden Kraft- und Ausdauerfähigkeiten sowie konstitutionellen, anthropometrischen Voraussetzungen spielt vor allem auch die Rudertechnik eine entscheidende Rolle, um ökonomisch, effizient und schnell rudern zu können. Es ist jedoch anzumerken, dass es im Rudern keine objektiv ideale Technik gibt. Viel mehr sollte – wie bereits angesprochen – eine Optimierung einer individuell angepassten Technik angestrebt werden, welche die spezifischen Voraussetzungen jeder Athletin bzw. jedes Athleten berücksichtigt.

Nach Fritsch (2005) soll die Rudertechnik drei verschiedene Funktionen erfüllen:

Erstens soll sie einen effektiven Vortrieb durch das optimale Ausnützen der konstitutionellen Gegebenheiten sowie des aktuellen konditionellen Leistungszustandes ermöglichen, um eine möglichst hohe Bootsgeschwindigkeit zu erreichen. Dazu müssen ein möglichst langer Ruderschlag, eine optimale Bewegungskoordination durch eine entsprechende intermuskuläre Ansteuerung, eine gute Koordination innerhalb der Rudermannschaft sowie gleichförmige Beschleunigungen und Geschwindigkeiten realisiert werden. Denn nach Hill und Fahrig (2009) stellt die Reduktion von Fluktuationen der Bootsgeschwindigkeit ein großes Potenzial hinsichtlich der Verbesserung der Effizienz im Rennrudern dar.

Zweitens sollen die auftretenden Widerstände am Boot, die dem Vortrieb entgegenwirken, möglichst gering gehalten werden. Hier ist wiederum die Bewegungskoordination jedes einzelnen Individuums und innerhalb der Mannschaft entscheidend.

Drittens soll die Rudertechnik einen ökonomischen Energieeinsatz, angepasst an die jeweilige Intensität bzw. absolvierte Strecke, sicherstellen. Die Ruderin bzw. der Ruderer sollte in der Lage sein, ihre bzw. seine Technik dahingehend anzupassen, dass sie die modifizierten Anforderungen weitestgehend unterstützt.

Um notwendige Begrifflichkeiten, die in der Arbeit in weiterer Folge verwendet werden, einzuführen, werden im Kapitel 4.2 die einzelnen Phasen eines Ruderschlags mit seinen Strukturmerkmalen definiert und grafisch illustriert. Es handelt sich dabei um ein Technikleitbild im Rudersport. Acht ausgewählte Muskeln der an der Ruderbewegung beteiligten Muskulatur, die für die verschiedenen aneinander gekoppelten Teilbewegungen verantwortlich sind und auch für die EMG-Messungen (Kapitel 6.2) herangezogen wurden, werden im folgenden Kapitel näher beschrieben.

4.1 Muskuläre Grundlagen

Der *m. erector spinae* (autochthone Rückenmuskulatur) wird in den tiefen medialen und den lateralen Trakt eingeteilt. Der laterale Trakt zieht vom Becken bis zum Schädel und besteht aus langen Muskelementen, den intertransversalen und den spinotransversalen Muskeln. Zu den intertransversalen Muskeln gehören der *m. iliocostalis* (*lumborum, thoracis, cervicis*) sowie der *m. longissimus* (*thoracis, cervicis, capitis*). In der gegenwärtigen Untersuchung wurden die Muskelaktivitäten des *m. longissimus* (Langmuskel) gemessen. Er entspringt am Os sacrum (Kreuzbein), setzt am Processus mastoideus des Kopfes an und ist bei beidseitiger Kontraktion für die Dorsalextension (Streckung) bzw. bei einseitiger Kontraktion für die Lateralflexion (Seitwärtsneigung) der Wirbelsäule verantwortlich.

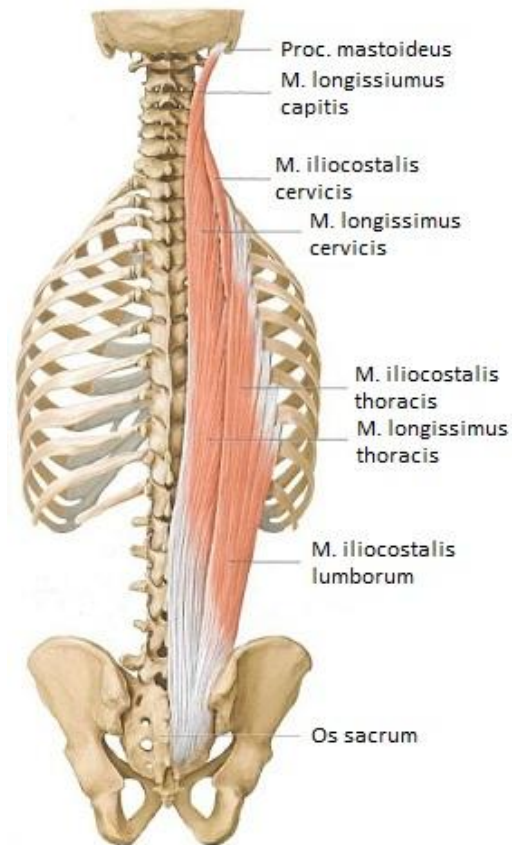


Abb. 2 *M. erector spinae* (adaptiert nach Schünke et al. 2007, S. 145)

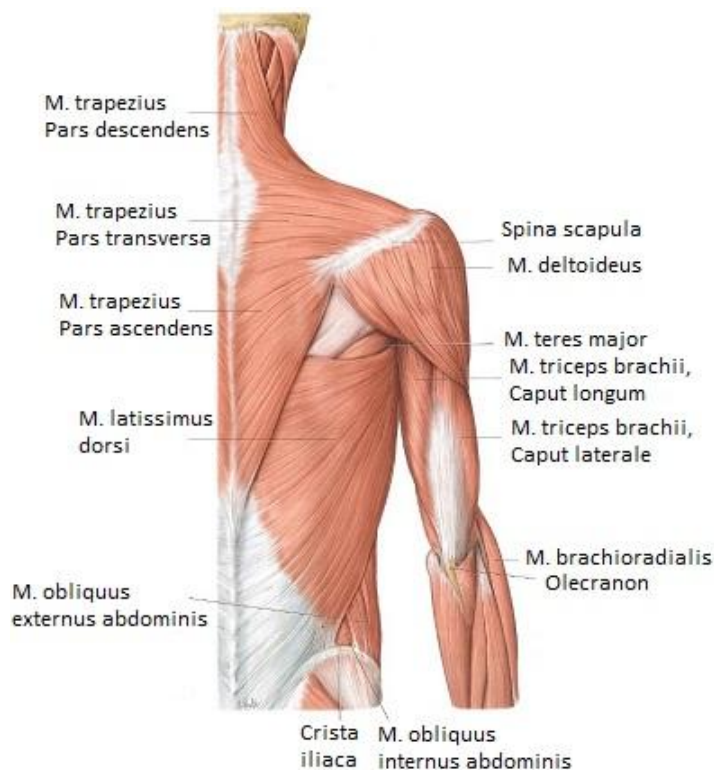


Abb. 3 Schultergelenksmuskulatur dorsal (adaptiert nach Schünke et al. 2007, S. 324)

Der *m. deltoideus* (Deltamuskel) gehört zur Schultergelenksmuskulatur und unterteilt sich in den *pars clavicularis*, *pars acromialis* und *pars spinalis*, auch *m. deltoideus posterior* genannt. Letzterer entspringt an der Spina scapulae (Schulterblattgräte) und setzt an der Tuberositas deltoidea am Oberarmknochen an. Er erfüllt die Funktion der Retroversion, Außenrotation und Adduktion des Armes im Schultergelenk.

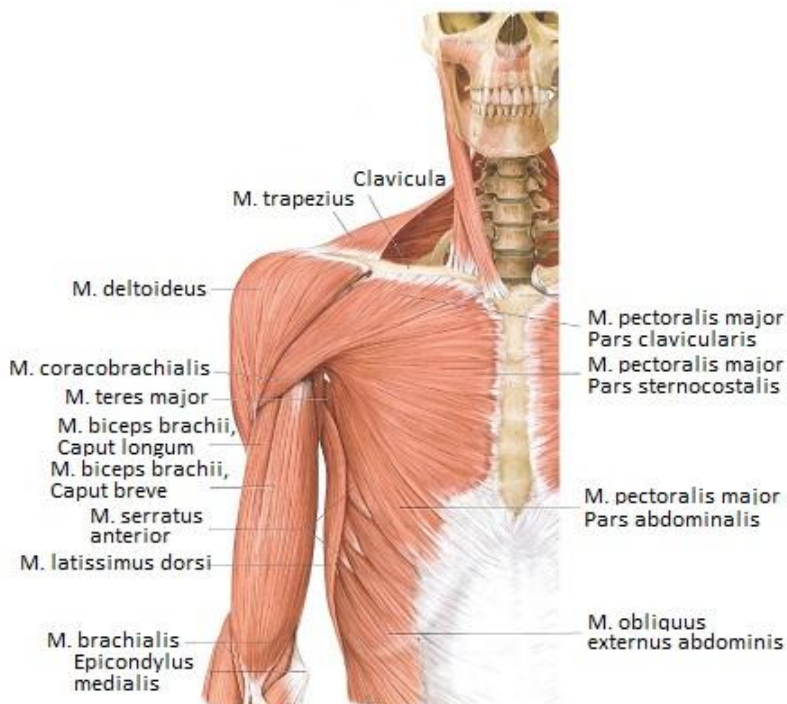


Abb. 4 Schultergelenksmuskulatur ventral (adaptiert nach Schünke et al. 2007, S. 328)

aus dem *Caput longum*, das oberhalb der Schultergelenkspfanne entspringt, und dem *Caput breve*, das am Processus coracoideus der Scapula entspringt. Der Ansatz befindet sich an der Tuberositas radii, einer rauen Stelle an der Speiche. Er ist für die Flexion und Supination im Ellbogengelenk und für die Abduktion, Innenrotation und Anteversion des Armes im Schultergelenk verantwortlich.

Der *m. triceps brachii* (dreiköpfiger Oberarmmuskel) setzt sich aus dem *Caput longum*, das unterhalb der Schultergelenkspfanne entspringt, dem *Caput mediale* und dem *Caput laterale*, die ihren Ursprung an der Hinterfläche des Oberarmknochens haben, zusammen. Der Ansatz befindet sich am Olecranon der Ulna (Elle). Im Ellbogengelenk übernimmt er die Extension und das *Caput longum* im Schultergelenk die Retroversion und Adduktion des Armes.

Der *m. teres major* (großer Rundmuskel) entspringt am Angulus inferior des Schulterblatts und setzt an der Crista tubercoli minoris des Oberarmknochens an. Er übernimmt die Funktion der Innenrotation, Adduktion und Retroversion des Oberarmes im Schultergelenk.

Der *m. biceps brachii* (zweiköpfiger Oberarmmuskel) besteht

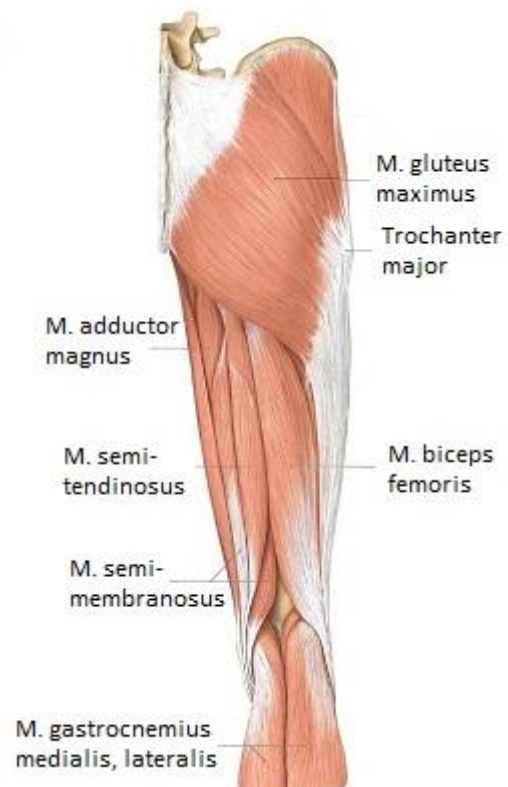


Abb. 5 Hintere Oberschenkelmuskulatur (adaptiert nach Schünke et al. 2007, S. 501)

Der *m. vastus lateralis* ist Teil des *m. quadriceps femoris* (vierköpfiger Oberschenkelmuskel). Er entspringt an der Linea aspera an der lateralen Fläche des Trochanter major des Hüftknochens und setzt an der Tuberositas tibiae des Schienbeins an. Er ist wie auch die anderen drei Teile, der *m. rectus femoris*, *m. vastus medialis* und *m. vastus intermedius*, für die Extension im Kniegelenk verantwortlich.

Der *m. biceps femoris* (zweiköpfiger Oberschenkelmuskel) besteht aus einem *Caput longum*, das am Sitzbeinhöcker entspringt, und einem *Caput breve*, das seinen Ursprung am Oberschenkelknochen hat. Beide setzen am Caput fibulae, also am Wadenbein an. Im Kniegelenk übernimmt er die Flexion und Außenrotation. Das *Caput longum* fungiert

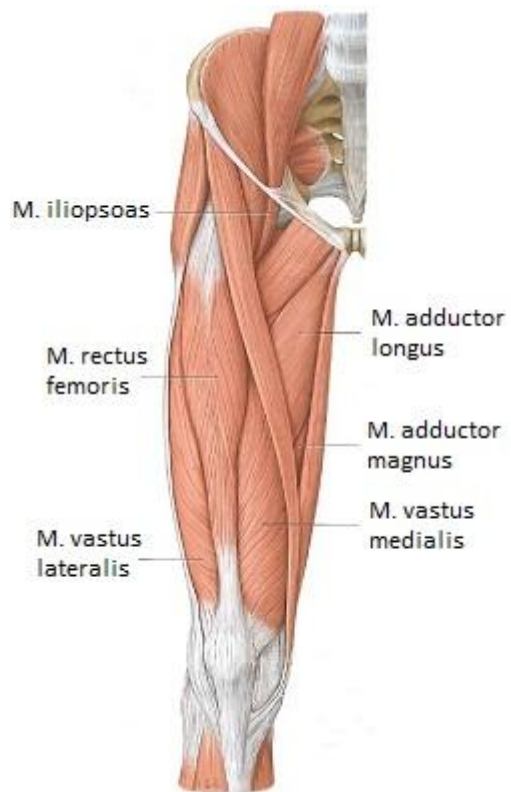


Abb. 6 Vordere Oberschenkelmuskulatur (adaptiert nach Schünke et al. 2007, S. 497)

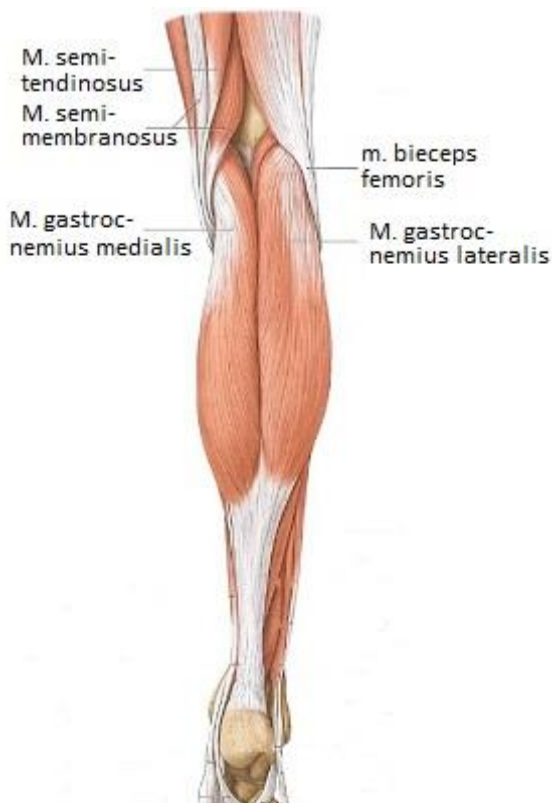


Abb. 7 Hintere Unterschenkelmuskulatur (adaptiert nach Schünke et al. 2007, S. 506)

außerdem im Hüftgelenk als Extensor.

Der *m. gastrocnemius medialis* (Wadenmuskel) ist neben dem *m. gastrocnemius lateralis* und *m. soleus* Teil des *m. triceps surae*. Er entspringt am Epicondylus medialis des Oberschenkelknochens und setzt am Tuber calcanei über der Achillessehne an. Er übernimmt die Flexion im Kniegelenk und die Plantarflexion sowie Supination im Sprunggelenk.

4.2 Phasen der Ruderbewegung

Rudern ist eine zyklische Bewegung, wobei ein Ruderschlag in mehrere Teilphasen untergliedert werden kann. In der Literatur finden sich geringfügige Unterschiede in der Definition der einzelnen Teilphasen. Fritsch (2005, 2008) differenziert zwischen dem Vorrollen (auch Anrollen), dem Wasserfassen (vordere Bewegungsumkehr), dem Durchzug, dem Endzug und dem Ausheben (hintere Bewegungsumkehr). Altenburg, Mattes und Steinacker (2008) unterscheiden zwischen dem Freilauf und dem Durchzug, bestehend aus den Teilphasen der hinteren Bewegungsumkehr, dem Vorrollen (Anrollen), der vorderen Bewegungsumkehr sowie dem Vorder-, Mittel- und Endzug.

Die folgenden Abbildungen veranschaulichen die Struktur des Ruderschlags und stellen den idealtypischen Bewegungsablauf beim Skullen in seinen wesentlichen Kriterien ohne Berücksichtigung individueller Feinabstimmungen dar. Diese Rudertechnik, bei der die Athletin bzw. der Athlet in jeder Hand ein Ruder hält, entspricht somit aufgrund der vorliegenden Symmetrie eher der Rudertechnik am Ergometer als jene des Riemenruderns. Auf Unterschiede zwischen dem Ergometer- und dem Wasserrudern wird in Kapitel 5.1 eingegangen. Die Bewegungsbeschreibungen sind an jene von Fritsch (2005, 2008) und Altenburg et al. (2008) angelehnt.

4.2.1 Vorrollen

Nach dem Ausheben der Ruderblätter aus dem Wasser werden die Hände aus der maximalen Rücklage bis über die Knie nach vorne geführt (Abb. 8). Dies sollte mit derselben Geschwindigkeit passieren, mit welcher die Hände im Endzug in die maximale Rücklage gezogen wurden.

Die Streckung der Ellbogengelenke übernimmt dabei der *m. triceps brachii*. Der *m. deltoideus posterior*, der *m. pectoralis major pars clavicularis* und *sternocostalis*, der *m. coracobrachialis* sowie der *m. biceps brachii* helfen bei der Anteversion des Arms.



Abb. 8 Vorrollen (Fritsch, 2005, S. 248)

Die Schultern folgen den Händen und der Oberkörper wird mit Hilfe der Bauchmuskulatur (*m. obliquus externus* bzw. *m. internus abdominis*, *m. rectus abdominis*) nach vorne bewegt. Der Rollstuhl wird dabei aktiv mit den Füßen an das Stemmbrett herangezogen,

wobei der *m. iliopsoas* sowie die Adduktorengruppe an der Hüftflexion und die ischiocrurale Muskulatur an der Flexion im Kniegelenk beteiligt sind.

Geschwindigkeitsschwankungen, die durch das Vorrollen verursacht werden, sollten weitestgehend vermieden werden.

Am Ende des Vorrollens (Abb. 9) befinden sich die Schultern vor dem Rollsitz, die Arme sind gestreckt und die Unterschenkel stehen nahezu senkrecht. Die Bewegung im Knie- und Hüftgelenk wird abgebremst, wodurch für den anschließenden Durchzug eine muskuläre Vorspannung in der Beinstreckmuskulatur erzeugt wird. Diese Position nennt man maximale Vorlage bzw. Auslage.

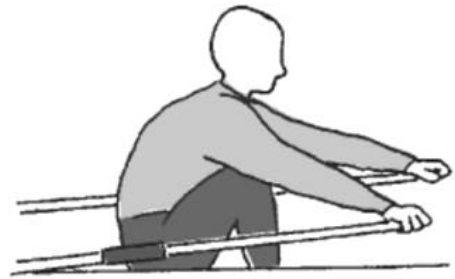


Abb. 9 Vorrollen (Fritsch, 2005, S. 250)

4.2.2 Wasserfassen

In der maximalen Auslage werden die Ruderblätter gesetzt. Dies wird auch als Wasserfassen (Abb. 10) bezeichnet. Der Oberkörper ist nun zwischen Stembrett, Rollsitz und Innenhebel des Ruders gespannt, wodurch die Beinstrecker aktiviert werden. Diese Energie, die bei der Dehnung im Muskel gespeichert wird, kann dann bei der nachfolgenden Verkürzung wieder freigesetzt werden.

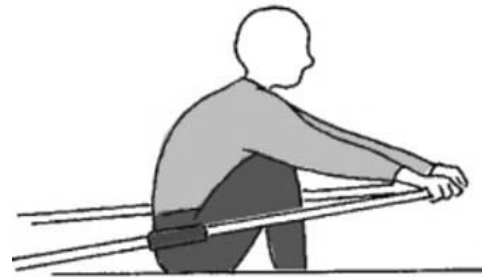


Abb. 10 Wasserfassen (Fritsch, 2005, S. 250)

4.2.3 Durchzug

Während des Durchzugs (Abb. 11, Abb. 12) findet eine gleichzeitige Extension im Knie- und Hüftgelenk statt. Für die Hüftstreckung sind unter anderem der *m. gluteus maximus* und die ischiocrurale Muskulatur (*m. semitendinosus*, *m. semimembranosus*, *m. biceps femoris caput longum*) verantwortlich. Die Extension im Kniegelenk passiert durch die Kontraktion des

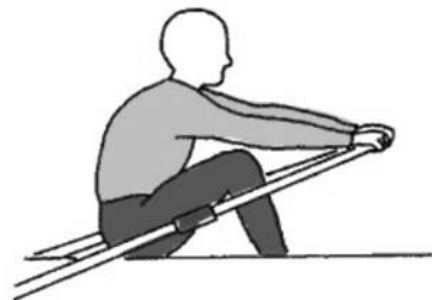


Abb. 11 Durchzug (Fritsch, 2005, S. 251)

m. quadriceps femoris, bestehend aus dem *m. rectus femoris*, *m. vastus lateralis*, *medialis* und *intermedius*. Die Schultern unterstützen diese Bewegung durch die Aktivierung des *m. trapezius pars transversa* und der *mm. rhomboidei*, welche das Schulterblatt nach innen ziehen und es fixieren.

Die Aktivität des *m. erector spinae* nimmt zu, um den Oberkörper weiter aufzurichten und eine Extension in der Wirbelsäule zu erreichen.

Die Arme bleiben jedoch solange gestreckt, bis sich die Hände über den Kniegelenken befinden, welche sich nun annähernd in einer gestreckten Position befinden.

4.2.4 Endzug

Die Schultern werden weiter zurückgenommen, die Hüfte weiter gestreckt und der Oberkörper unter Einsatz des Rückenstreckers zunehmend aufgerichtet (Abb. 13). Die Ellbogen sollen nahe am Körper geführt werden, wodurch die Adduktoren des Schultergelenks arbeiten müssen.

Wenn die Extension in der Wirbelsäule abgeschlossen ist, hat der Oberkörper seine maximale Rücklage erreicht.

Nun werden die Arme nahe an den Körper herangezogen (Abb. 14). Für diese Retroversion sind der *m. deltoideus posterior*, der *m. latissimus dorsi*, der *m. teres major*, der *m. triceps brachii* sowie der *m. serratus anterior pars superior* verantwortlich. Schließlich werden die Ellbogengelenke durch die Kontraktion des *m. biceps brachii* und des *m. brachialis* flektiert.



Abb. 12 Durchzug (Fritsch, 2005, S. 251)

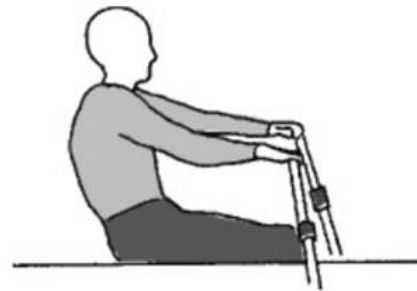


Abb. 13 Endzug (Fritsch, 2005, S. 252)

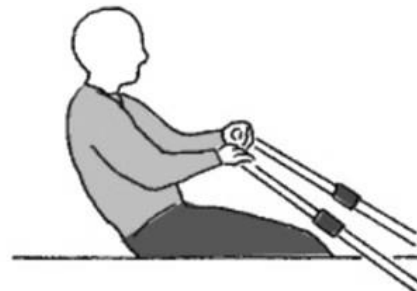


Abb. 14 Endzug (Fritsch, 2005, S. 252)



Abb. 15 Endzug (Fritsch, 2005, S. 248)

Nun ist die maximale Rücklage erreicht (Abb. 15). Das bedeutet, dass die Knie- und Hüftgelenke ihre größte Extension und die Ellbogengelenke ihre größte Flexion erreicht haben. Die Handgelenke und Unterarme befinden sich auf einer horizontalen Linie.

4.2.5 Ausheben

Die hintere Bewegungsumkehr wird durch das Ausheben der Ruderblätter aus dem Wasser abgeschlossen (Abb. 16). Dazu werden die Unterarme und Hände rasch abgesenkt, die Ruderblätter aus dem Wasser senkrecht abgehoben und anschließend flachgedreht. Die Oberkörperposition bleibt dabei stabil.

Nun werden die Hände entspannt vom Körper in Richtung Heck weg bewegt. Diese Bewegung wird im Ruderjargon auch als *Hände weg* bezeichnet. Es findet eine Entspannung in den Armen, Schultern und im Rumpf statt. Die Hände nehmen bei locker gestreckten Ellbogengelenken die Schultern und den gesamten Oberkörper mit, sodass sich die Hände nicht zu weit vom Oberkörper wegbewegen. Es soll eine fließende Bewegung nach vorne angestrebt werden, womit wieder die Phase des Vorrollens beginnt.

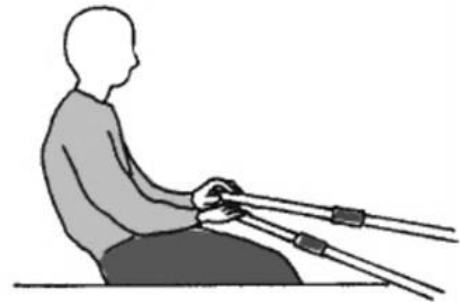


Abb. 16 Ausheben (Fritsch, 2005, S. 248)

5 Aktueller Literaturstand

5.1 Unterschiede zwischen Ergometer- und Wasserrudern

Wie bereits in Kapitel 2.1 erwähnt wurde, spielt der Einsatz von Ruderergometern auf Grund von schlechten Wetterbedingungen, speziell auch im Winter, für das Absolvieren des spezifischen Ausdauertrainings wie auch des Techniktrainings eine wichtige Rolle. Weiters werden Ergometer oft für Leistungstests und Mannschaftsselektionen herangezogen (Soper & Hume, 2004; Elliott, Lyttle & Birkett, 2002).

Aus diesem Grund muss angestrebt werden, über Ergometer zu verfügen, welche die Bewegung des Wasserruderns in adäquater Weise simulieren und sich somit für die angesprochenen Zwecke eignen. Um die Geeignetheit überprüfen zu können, müssen demnach Untersuchungen angestellt werden, deren Ergebnisse etwaige Unterschiede bezüglich der Kinematik und Kinetik aufzeigen. Diesbezüglich gibt es bereits einige Studien, allerdings wurde der Vergleich zwischen den verschiedenen Betriebsmodalitäten der Ruderergometer bis zum heutigen Tag weitestgehend ausgespart.

Elliott et al. (2002) verglichen die Ruderbewegung am RowPerfect™-Ergometer mit dem Skullen am Wasser. Vier männliche und vier weibliche Schwergewichtsruderinnen und -ruderer aus der Junioren- bzw. U23-Klasse absolvierten sowohl am Ergometer als auch am Wasser eine Strecke von 500 Metern bei einer Schlagzahl von 24, 26 und 28 Schlägen pro Minute. Gemessen wurden dabei die Hantelzugkraft und die Schlaglänge am Ergometer bzw. die Blattkraft und der Ruderwinkel im Boot. Ziel der Studie war es, die Körperpositionen in der maximalen Aus- und Rücklage, die resultierenden Kraftkurven am Ergometer und im Boot sowie die Schlagkonsistenz innerhalb einer Schlagserie miteinander zu vergleichen. Für die statistische Auswertung wurden jeweils fünf aufeinanderfolgende Schläge herangezogen.

Die Ergebnisse zeigten wenig Unterschiede hinsichtlich der untersuchten Parameter. Bei den gemessenen Körperwinkeln unterschieden sich nur die Kniewinkel bei der maximalen Auslage und einer Schlagzahl von 24 Schlägen pro Minute signifikant ($p < 0,01$). Das Bestimmtheitsmaß (R^2) zeigte mit Werten zwischen 0,97 und 0,99 eine hohe Schlagkonsistenz sowohl am Ergometer als auch beim Skullen, wobei hier das linke und rechte Ruder getrennt voneinander betrachtet wurden. Die Kreuzkorrelation zwischen den Kraftkurven des linken und rechten Ruders bestätigten ein hohes Maß an Synchronität ($R^2 = 0,97-0,98$), aber auch jene zwischen der rechts-links-kombinierten Kraftkurve am Wasser und jener am Ergometer zeigte hohe Werte ($R^2 = 0,91-0,93$) und somit starke

Ähnlichkeiten. Anzumerken ist jedoch, dass die Kraftkurven interindividuell variierten. Die Autoren ziehen aus den Ergebnissen den Schluss, dass das RowPerfect™-Ergometer die Ruderbewegung am Wasser in ansprechender Weise repliziert und somit die Anforderungen für ein spezifisches Training und eine mögliche auf Ergometer-Ruderleistungen beruhende Mannschaftsselektion erfüllen dürfte, obwohl in dieser Studie weder Stembrettkräfte noch Muskelaktivitäten erfasst wurden.

Die Stembrettkräfte wurden neben der Schlagkonsistenz und der Länge der Antriebsphase von Baca, Kornfeind und Heller (2006) gemessen. Sie verglichen die Ruderbewegungen beim Skullen mit jenen am Concept2™-Ergometer im stehenden Betrieb und auf Slides bei einer Schlagzahl von 20 bzw. 30 Schlägen pro Minute. An dieser Untersuchung nahmen vier österreichische Eliteruderer im Alter von 19 bis 27 Jahren teil. Wiederum wurden fünf aufeinanderfolgende Schläge für die Auswertung verwendet.

Die Ergebnisse bestätigten die hohe Schlagkonsistenz ($R^2=0,97-0,99$). Weiters zeigten sich bei Ermittlung der Kreuzkorrelationskoeffizienten stärkere Ähnlichkeiten der Ruderbewegung am Ergometer auf Slides im Vergleich zu jener am Wasser ($R^2=0,92$ bei einer Schlagzahl von 20 und $R^2=0,90$ bei einer Schlagzahl von 30) als am stehenden Ergometer ($R^2=0,82$ bei einer Schlagzahl von 20 und $R^2=0,81$ bei einer Schlagzahl von 30). Noch stärker ausgeprägt waren die Unterschiede bei einer ausschließlichen Betrachtung der Antriebsphase. Die Autoren begründen die Resultate damit, dass zu Beginn der Antriebsphase – also nach der vorderen Bewegungsumkehr – im Boot bzw. am Ergometer auf Slides nur die Masse des Bootes bzw. des Ergometers beschleunigt und schließlich wieder abgebremst werden muss. Am stehenden Ergometer muss die Ruderin bzw. der Ruderer hingegen ihre bzw. seine gesamte Körpermasse bewegen.

Colloud, Bahuaud, Doriot, Champely und Chèze (2006) untersuchten die Unterschiede zwischen dem RowPerfect™-Ergometer mit dem frei beweglichen Stembrett und einem statischen Ergometer. Dazu befestigten die Wissenschaftler eine Klemmvorrichtung unter dem frei beweglichen Mechanismus des RowPerfect™-Ergometers, um es in ein konventionelles statisches Ergometer wie beispielweise das Concept2™-Ergometer ohne Slides umzuwandeln. An der Studie nahmen 25 männliche Ruderer mit größtenteils internationaler Wettkampferfahrung teil. Je Betriebsmodalität wurde in randomisierter Reihenfolge ein aus 15 Ruderschlägen bestehender Test im Renntempo bei einer Schlagzahl von 35 Schlägen pro Minute durchgeführt. Währenddessen wurden die Stembrettkraft, die Zugkraft sowie die Kraft am Rollsitz gemessen.

Die Untersuchung zeigte, dass beim statischen Ergometer mit fixiertem Stembrett die Maximalwerte der auftretenden anterior-posterioren Zugkraft und der anterior-posterioren

bzw. vertikalen Stemmbrettkraft höher als bei jenem mit frei beweglichem Stemmbrett waren. Die höheren Anfangskräfte traten im Speziellen nach der vorderen Bewegungs-umkehr auf. Die Zugkraftkurven waren aus diesem Grund beim Ergometer mit frei beweglichem Stemmbrett nach links verschoben, was bedeutet, dass der Kraftanstieg früher als beim statischen Ergometer stattfand. Die Kraftübertragung von der Hantel auf das Schwungrad erfolgte beim Ergometer mit frei beweglichem Stemmbrett schneller. Weiters konnte man feststellen, dass der Rücken und die oberen Extremitäten am Ende der Antriebsphase am statischen Ergometer stärker beteiligt waren.

Die Autoren konstatieren daher, dass die muskuläre Koordination hinsichtlich der verwendeten Betriebsart des RowPerfect™-Ergometers variiert. Dieser Aspekt könnte einen Einfluss auf die physiologischen Adaptationen und das Rekrutierungsmuster der Muskel haben. Durch die geringeren maximalen Kraftwerte nach der vorderen Umkehr dürften auch die Gelenkskräfte und -momente geringer sein, wodurch das Verletzungsrisiko reduziert werden könnte. Dies betrifft vor allem die passiven Strukturen des Bewegungsapparates wie das Iliosakralgelenk, welches beim Rudern am häufigsten von Verletzungen betroffen ist. Die mechanischen Einwirkungen auf dieses Gelenk werden nämlich hauptsächlich durch die auftretenden Anfangskräfte an Rumpf, Kopf und den oberen Extremitäten bestimmt. Die Autoren führen die höheren maximalen Kraftwerte am statischen Ergometer auf die größeren wirkenden Beschleunigungen des Körperschwerpunkts des Ruderers zurück. Ferner empfehlen sie weitere Untersuchungen mittels inverser Dynamik oder Elektromyographie, um die Validität ihrer Hypothesen zu überprüfen und zu unterstützen.

5.2 Muskelaktivitäten beim Rudern

In der Literatur finden sich mehrere Studien, die sich umfassend mit den Muskelaktivitäten und im Speziellen mit der intermuskulären Koordination beim Rudern beschäftigen. Janshen, Mattes und Tidow (2009) konzentrierten sich in ihrer Untersuchung auf die muskuläre Koordination der unteren Extremitäten von Riemenruderern, die eine entscheidende Rolle in der Antriebsphase spielen. Vor allem die Hüft- und Knieextensoren sind dabei relevant. Ziel war es, zu überprüfen, ob die asymmetrischen Muskelaktivitäten, die das Riemenrudern impliziert, auch während einer symmetrischen Bewegungsaufgabe wie dem Rudern auf einem Concept2™-Ruderergometer auftreten. Sieben männliche Riemenruderer nahmen dazu an einem simulierten 2000-Meter-Test am Ergometer teil, wobei bei einer und bei fünf Minuten nach Teststart für jeweils 30 Sekunden Daten aufgezeichnet wurden. Im Zuge dessen wurden die Kinematik, die EMG-Signale des *m.*

vastus medialis, *m. vastus lateralis*, *m. rectus femoris*, *m. biceps femoris*, *m. tibialis anterior* und *m. gastrocnemius lateralis* sowie die Druckverteilung zwischen Fußsohle und Schuh von beiden unteren Extremitäten gemessen. Die Schlagzahl betrug rund 32 Schläge pro Minute.

Die Resultate unterstützten die von den Autoren zuvor aufgestellte Hypothese, dass die asymmetrischen Bewegungen von Riemenruderern sogar unter symmetrischen Ergometer-Ruderbedingungen erkennbar seien. Zwar gab es bei den maximalen und minimalen Hüft-, Knie- und Sprunggelenkwinkeln sowie beim Onset-/Offset-Timing der Muskeln keine signifikanten Unterschiede, jedoch zeigten die integrierten EMGs der Knie- und Hüftmuskeln jener Seite, die im Boot normalerweise dem Ruder näher ist, eine um 20-45 % ($p < 0,05$) höhere Aktivität als die Muskeln der vom Ruder entfernteren Seite. Übereinstimmend mit diesen Ergebnissen wiesen auch die mittleren Druckwerte zwischen der inneren Fußsohle und des Schuhs höhere Werte als unter dem äußeren Fuß auf. Es lässt sich daraus schließen, dass Riemenruderer tatsächlich auch beim Rudern unter symmetrischen Bedingungen asymmetrische Muskelaktivierungsmuster an den Tag legen.

Eine weitere interessante Studie von So, Tse und Wong (2007) setzt sich mit den Veränderungen von muskulären Rekrutierungsmustern in Abhängigkeit von der Leistung der Ruderer während einer maximalen, sechsminütigen, kontinuierlichen Ruderbelastung am Concept2™-Ergometer auseinander. Sechzehn männliche Ruderer, die fünf verschiedenen Leistungsgruppen zugewiesen wurden, nahmen an der Untersuchung teil. EMG-Signale wurden jeweils vom *m. brachioradialis*, *m. biceps brachii*, *m. deltoideus medialis*, *m. rectus abdominis*, *m. erector spinae*, *m. rectus femoris*, *m. biceps femoris* und *m. gastrocnemius medialis* abgeleitet, aus denen die mittleren spektralen Frequenzen (mean power frequency, MPF) berechnet wurden. Diese Frequenzen nehmen bei Muskelermüdung ab (De Luca, 1997). Die Ergebnisse der Studie ließen erkennen, dass sich die Muskelermüdungserscheinungen zwischen den verschiedenen Leistungsgruppen deutlich unterscheiden. In der Olympia-Gruppe zeigte sich eine wechselnde Arbeitsteilung zwischen den großen Muskelgruppen, im Speziellen zwischen Rückenmuskulatur und Quadriceps. Wenn eine der beiden ermüdete, was sich durch eine Abnahme der mittleren Frequenzleistung im totalen Leistungsspektrum zeigte, übernahm die andere die antreibende Funktion, wodurch sich erstere erholen konnte und vice versa. Diesen Effekt nennt man biodynamische Kompensation, die bei den leistungsschwächeren Ruderern nur mehr in einem geringen Ausmaß ersichtlich war. Die alternierende Muskelrekrutierung dürfte eine entscheidende Rolle spielen, wenn es darum geht, eine vorgegebene Leistung über den gesamten Belastungszeitraum aufrechtzuerhalten. Diese Ergebnisse bringen auch für das spezifische Kraft- und Ausdauertraining aufschlussreiche Erkenntnisse.

Caldwell, McNair und Williams (2003) untersuchten ebenfalls Muskelermüdungserscheinungen. Sie beschränkten sich auf eine kinematische Analyse der Flexion zwischen den Lendenwirbeln sowie auf die EMG-Messungen von drei Extensoren der Wirbelsäule, dem *m. multifidus lumborum*, *m. iliocostalis lumborum* und *m. longissimus thoracis* und betrachteten keine koordinativen Aspekte. Sechzehn jugendliche Ruderer bestritten einen 2000-Meter-Test auf einem Ruderergometer, wobei bei 20 %, 60 % und 90 % der gesamten Ruderzeit drei aufeinanderfolgende Ruderschläge aufgezeichnet wurden. Dabei waren die Werte bei jeweils 10 % und 60 % der Antriebsphase von Interesse. Vor und nach dem 2000-Meter-Test wurden außerdem EMG-Signale während einer maximalen, willentlichen, isometrischen Muskelkontraktion (maximum voluntary isometric contraction, MVC) des *m. erector spinae* gemessen. Der Vergleich der einzelnen Messpunkte bei 20 %, 60 % und 90 % des Tests zeigte signifikant zunehmende lumbale Flexionswinkel ($p < 0,05$) und signifikant zunehmende EMG-Aktivitäten ($p < 0,05$). Die Medianfrequenzen der MVC-Messungen waren nach dem Test signifikant geringer ($p < 0,05$) als vor dem Test, was auf muskuläre Ermüdung hindeutet. Diese muskuläre Ermüdung könnte auch für die zunehmenden Flexionswinkel im Verlauf des Rudertests mit verantwortlich sein. Die Autoren merken zudem an, dass die Ergebnisse speziell für die Verletzungsprävention interessant sein könnten, da Schmerzen und Schäden im Lendenwirbelbereich bei Ruderern sehr häufig auftreten.

Auch Pollock, Jenkyn, Jones, Ivanova und Garland (2009) betonen die Gefährdung der Lendenwirbelsäule während der frühen Antriebsphase, da sie in flektierter Position besonders stark belastet wird. Aus diesem Grund untersuchten sie in ihrer Studie die intermuskuläre Koordination der Rumpf- und Hüftmuskeln und legten den Schwerpunkt auf die Koaktivierung von Extensoren und Flexoren der Wirbelsäule als Mittel ihrer Stabilisierung. Neun weibliche Ruderinnen des kanadischen Nationalteams absolvierten einen maximalen 2000-Meter-Test am Concept2™-Ergometer. Neben einer kinematischen Analyse der Bewegung der Wirbelsäule und des Beckens wurden EMG-Messungen von den Rumpfflexoren *m. rectus abdominis*, *m. external oblique*, *m. transversus abdominis*, *m. internal oblique*, den Rumpfextensoren *m. erector spinae lumborum*, *m. erector spinae thoracis*, *m. latissimus dorsi* und den Hüftextensoren *m. biceps femoris* und *m. gluteus maximus* gemacht. Nach den ersten 250 Metern wurden 30 Sekunden lang Daten bei einer Schlagrate von rund 33 Schlägen pro Minute aufgenommen, wovon fünf Schläge gemittelt wurden. Zwei Phasen des Ruderschlags wurden näher betrachtet: die Phase der maximalen Kraftproduktion sowie die Phase der Koaktivierung von Rumpfflexoren und -extensoren. Die Ergebnisse machten deutlich, dass sowohl die Hüft- und Rumpfextensoren, bei denen das Kraftmaximum bei 17-20,6 % nach der maximalen Auslage lag,

als auch die Flexoren, die ihre Maximalwerte bei zirka 40 % nach der maximalen Auslage erreichten, untereinander ähnliche zeitliche Aktivierungsmuster aufwiesen. Die Koordination aller Extensoren in dieser frühen Antriebsphase, in der sehr große Kräfte auftreten, trägt somit effektiv zur Unterstützung der Wirbelsäule bei. Einzig der *m. latissimus dorsi* erreichte seine maximale Aktivität etwas später, weil er vor allem an der Retroversion des Arms während des Hantelzugs beteiligt ist, welcher der Extension der Wirbelsäule sequentiell folgt. Die Flexoren werden aktiviert, um die Körpermasse abzubremesen und den Oberkörper aus der maximalen Rücklage wieder in die andere Richtung hin zur maximalen Auslage zu bewegen. Hier kommt es zu einer kurzen Koaktivierung der Extensoren. Trotzdem bleibt für die Autoren unklar, ob eine geringe Aktivität der Bauchmuskeln tatsächlich zu einer Stabilisierung der Wirbelsäule beiträgt. Sie merken außerdem an, dass Koaktivierungen von Flexoren und Extensoren möglicherweise beim Riemenrudern aufgrund der asymmetrischen Belastungen und rotatorischen Bewegungen in der Wirbelsäule verstärkt auftreten.

6 Methodik

6.1 Theoretische Aspekte

6.1.1 EMG-Messung

Generell können EMG-Messungen auf zwei verschiedene Arten durchgeführt werden: einerseits nichtinvasiv mittels Oberflächen Elektroden, die auf der Haut direkt über dem zu messenden Muskel aufgeklebt werden und andererseits invasiv mittels Draht- oder Nadelelektroden (Pfeifer et al., 2003; Konrad, 2005). In der Bewegungsanalyse werden oft Oberflächen Elektroden eingesetzt, weil dabei nicht in den Muskel eingedrungen werden muss und diese Methode somit auch für Laien leicht anwendbar ist. Der Nachteil ist allerdings, dass man so ausschließlich oberflächliche Muskeln erreichen kann. Will man tiefer liegende Muskeln analysieren, so sind Fine-Wire-Elektroden obligatorisch (De Luca, 2006; Konrad, 2005). Außerdem muss man sich bewusst sein, dass bei der Verwendung von Oberflächen Elektroden auch andere Muskeln, die in unmittelbarer Umgebung des interessierenden Muskels liegen, Einfluss auf das EMG-Signal nehmen können. Man nennt dieses Phänomen Crosstalk (Pfeifer et al., 2003; Konrad, 2005; De Luca, 1997, 2006).

6.1.1.1 Physiologischer Hintergrund zur Entstehung eines EMG-Signals

Das EMG-Signal ist die elektrische Manifestation der neuromuskulären Aktivität, welche aus der Kontraktion eines Muskels resultiert. Ein Muskel kontrahiert dann, wenn seine motorischen Einheiten wiederholend kontrahieren (De Luca, 2006).

Eine motorische Einheit ist die kleinste funktionelle Einheit eines Muskels und besteht aus einem motorischen Neuron und den von diesem innervierten Muskelfasern. Je nachdem, ob der Muskel fein- oder grobmotorisch arbeitet, sind einige wenige bis zu 1000 Muskelfasern zu einer motorischen Einheit zusammengeschlossen (Schmidt, 2007). Jede motorische Einheit erzeugt bei nervaler Erregung ein Aktionspotential durch Ionenströme an der Muskelfasermembran. Überlagern sich nun alle Aktionspotentiale der von den Elektroden erfassten aktiven motorischen Einheiten, so entsteht das EMG-Signal (Konrad, 2005). Wird mit bipolaren Ableitungen (mit Elektrodenpaaren) gearbeitet, so wird die Spannungsdifferenz zwischen diesen beiden Elektroden in Bezug auf eine Referenzelektrode aufgezeichnet, welche über einer weitgehend muskelfreien Region angebracht sein sollte (z. B. am Dornfortsatz des C7) (Pfeifer et al., 2003). Dieses Roh-EMG-Signal ist

daher bipolar, das heißt, es besteht aus negativen und positiven Amplituden, welche symmetrisch um die Nulllinie verteilt sind (Konrad, 2005).

6.1.1.2 Parameter eines EMG-Signals

Ein Signal kann man hinsichtlich folgender physikalischer Größen interpretieren: der Amplitude, der Frequenz und der Zeit.

Prinzipiell kann man sagen, dass die Amplitudenhöhen der EMG-Signale die Frequenzierung und Rekrutierung der motorischen Einheiten repräsentieren (Konrad, 2005). Ist die Amplitude höher, so kann man daraus schließen, dass zu diesem Zeitpunkt mehr motorische Einheiten aktiv waren und die Kontraktion des Muskels stärker war (Schmidt, 2007; De Luca, 2006). Im Ruhezustand ist daher die EMG-Kurve idealerweise mit der Nulllinie identisch. Sollte dies nicht der Fall sein, so liegen oft Artefakte vor. Das Integral, also die Fläche unter der EMG-Kurve, kennzeichnet das gesamte Ausmaß der Muskelaktivität während einer bestimmten Zeitspanne. Weiters kann man bei gleichzeitiger EMG-Ableitung mehrerer Muskeln die Reihenfolge der Muskelaktivierungen und somit die intermuskuläre Koordination interpretieren.

Eine Analyse der Frequenzen wird hauptsächlich bei der Untersuchung von Muskelermüdungserscheinungen vorgenommen (Konrad, 2005; De Luca, 1997). Für die vorliegende Fragestellung ist dies allerdings nicht relevant.

6.1.1.3 Einflussfaktoren auf EMG-Signale

EMG-Signale können durch zahlreiche Faktoren beeinflusst werden. De Luca (1997) hat in einem Schema die Faktoren stark differenziert aufgeschlüsselt und kategorisiert. Im Folgenden seien nun einige relevante Punkte aufgelistet, welche beeinflusst werden können und infolgedessen bei einer EMG-Messung Berücksichtigung finden sollten.

Primär bedarf es einer guten Hautvorbereitung der Probandinnen und Probanden, um eine geringe Impedanz (Hautwiderstand) sicherzustellen. Außerdem müssen die Elektroden auf der Haut an den richtigen Positionen appliziert werden.

Auch die Art des Gewebes, welches sich unter den Elektroden befindet (z. B. subkutanes Körperfett), hat Auswirkung auf die gemessenen Muskelpotentiale.

Benachbarte Muskeln können sich gegenseitig beeinflussen (Crosstalk) und das EMG-Signal verfälschen. Externe Störspannungen (z. B. 50 Hz-Netzbrummen) und EMG-Verstärker-Rauschen sind zu vermeiden und zu eliminieren.

6.1.1.4 Zeitnormalisierung

Da die Schlaglängen und Durchzugsgeschwindigkeiten während des Ruderns auch bei konstantem Rudern ständig leicht variieren, muss eine Zeitnormalisierung durchgeführt werden, um alle Ruderzyklen einer Messung mitteln zu können. Dabei wird der Ruderzyklus in eine gewisse Anzahl von Punkten unterteilt (z. B. 50, 100 oder 1000). In den meisten Studien findet man eine Unterteilung des Zyklus in 100 Prozent-Punkte. Nun spielt die absolute Dauer der Ruderzyklen keine Rolle mehr, sondern die Gesamtdauer jedes Zyklus beträgt 100 % (Konrad, 2005). Will man jedoch Zeitpunkte bestimmter Ereignisse während eines Ruderzyklus (z. B. die maximale Auslage oder Rücklage) von mehreren Probandinnen und Probanden miteinander vergleichen, so muss berücksichtigt werden, dass das Verhältnis von der Antriebs- zur Erholungsphase beim Rudern interindividuell stark variiert (Soper & Hume, 2004). Es kann daher sein, dass die kinematisch determinierte Position einer Ruderin bzw. eines Ruderers bei einem bestimmten Prozentwert des Ruderzyklus nicht mit jener desselben Prozentwerts einer anderen Ruderin bzw. eines anderen Ruderers übereinstimmt (Abb. 17). Dieser Aspekt muss bei der Interpretation und dem interindividuellen Vergleich von EMG-Signalen und der Zugkraft berücksichtigt werden, da ansonsten die interindividuelle Variabilität von beispielsweise EMG-Mustern überschätzt werden könnte (Hug, 2011).

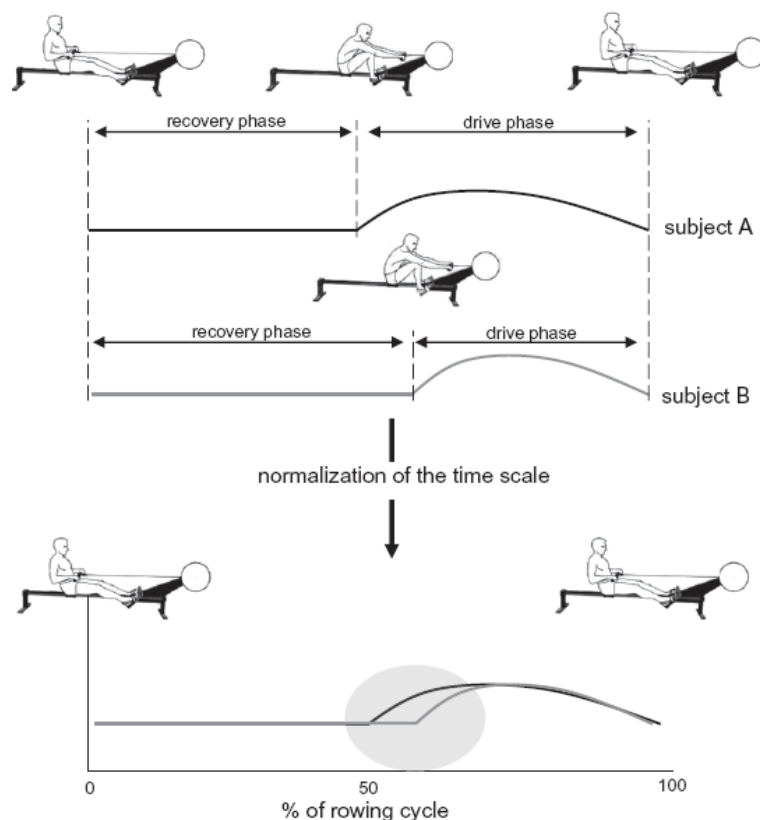


Abb. 17 Problematik der Zeitnormalisierung (Hug, 2011, S. 7)

Gemäß der Empfehlung aus der Fachliteratur wurde für die zyklische Auswertung der EMG-Signale die stückweise lineare Zeitnormalisierung (piecewise linear length normalization - PLLN) (Helwig, Hong, Hsiao-Wecksler & Polk, 2011) angewendet.

Bei der PLLN-Methode werden die einzelnen Zyklen anhand ausgewählter kinematisch relevanter Ereignisse eines Zyklus (points of interest, POI), anhand derer die Normalisierung durchgeführt werden soll, in Subphasen unterteilt. Die POI aus den Test-Trajektorien werden den POI der Ziel-Trajektorie zugeordnet und die einzelnen Subphasen voneinander unabhängig einer linearen Zeitnormalisierung unterzogen (Helwig et al., 2011). In der aktuellen Studie wurden als POI die vordere und hintere Bewegungsumkehr der einzelnen Zyklen herangezogen und davon ausgehend die beiden Subphasen Antriebsphase (Durchzug) und Erholungsphase (Anrollen) definiert.

6.1.2 Zugkraft-Messung

Die Zugkraft kann mittels Kraftaufnehmern, mit denen auch Druckbelastungen gemessen werden können, ermittelt werden. Derartige Sensoren (Abb. 18) stehen für unterschiedliche Messbereiche zur Verfügung.



Abb. 18 Zugkraftsensor in der Hantel

6.1.3 Kinematische Analyse

Um die kinematische Struktur einer Bewegung erfassen zu können, werden unterschiedliche Verfahren verwendet. Eine Möglichkeit ist die Durchführung einer dreidimensionalen Bewegungsanalyse unter Verwendung eines Motion-Capturing-Systems und mehrerer Kameras, wobei für eine dreidimensionale Erfassung einer Bewegung mindestens zwei Kameras notwendig sind, um alle Koordinaten berechnen zu können. Es ist allerdings anzumerken, dass erst eine größere Anzahl von Kameras qualitativ hochwertige 3D-Daten liefern kann, weil durch die Verdeckung von Markern während einer Bewegung bei nur zwei Kameras die Berechnung der Dreidimensionalität der Bewegung im Raum aus der Zweidimensionalität der Bildpunkte nicht mehr gewährleistet werden kann.

6.2 Verwendete Messsysteme

Für die kinematische Analyse wurde ein Vicon®-MX-Motion-Capturing-System der Abteilung für Biomechanik, Bewegungswissenschaft und Sportinformatik des Instituts für

Sportwissenschaft der Universität Wien mit acht Infrarot-Kameras (sechs 1,3-Megapixel- und zwei 4-Megapixel-Kameras) bei einer Aufnahmefrequenz von 100 Hz verwendet.

Basierend auf dem Golem-Modell, das sich vom PlugInGait-Modell (Abb. 19) ableitet, wurden zusätzlich zwei redundante Marker rechts und links an der Hüfte angebracht, da beim Rudern aufgrund der starken Flexion im Hüftgelenk zwei der insgesamt vier notwendigen Hüftmarker (LASI, RASI, LPSI, RPSI) häufig verdeckt werden. Des Weiteren befestigte man zwei Referenzmarker an der Hantel und am Gehäuse des Ruderergometers, um später eine Unterteilung der Ruderschläge in Zyklen durchführen zu können (Beginn bzw. Ende der Durchzugs- und Anrollphase). Der Durchmesser der verwendeten Marker betrug 14 mm. Bei den Auswertungen wurde jedoch der Schwerpunkt dieser Magisterarbeit auf die Analyse der EMG-Profile, der Zugkraft und der Schlagstruktur gelegt.

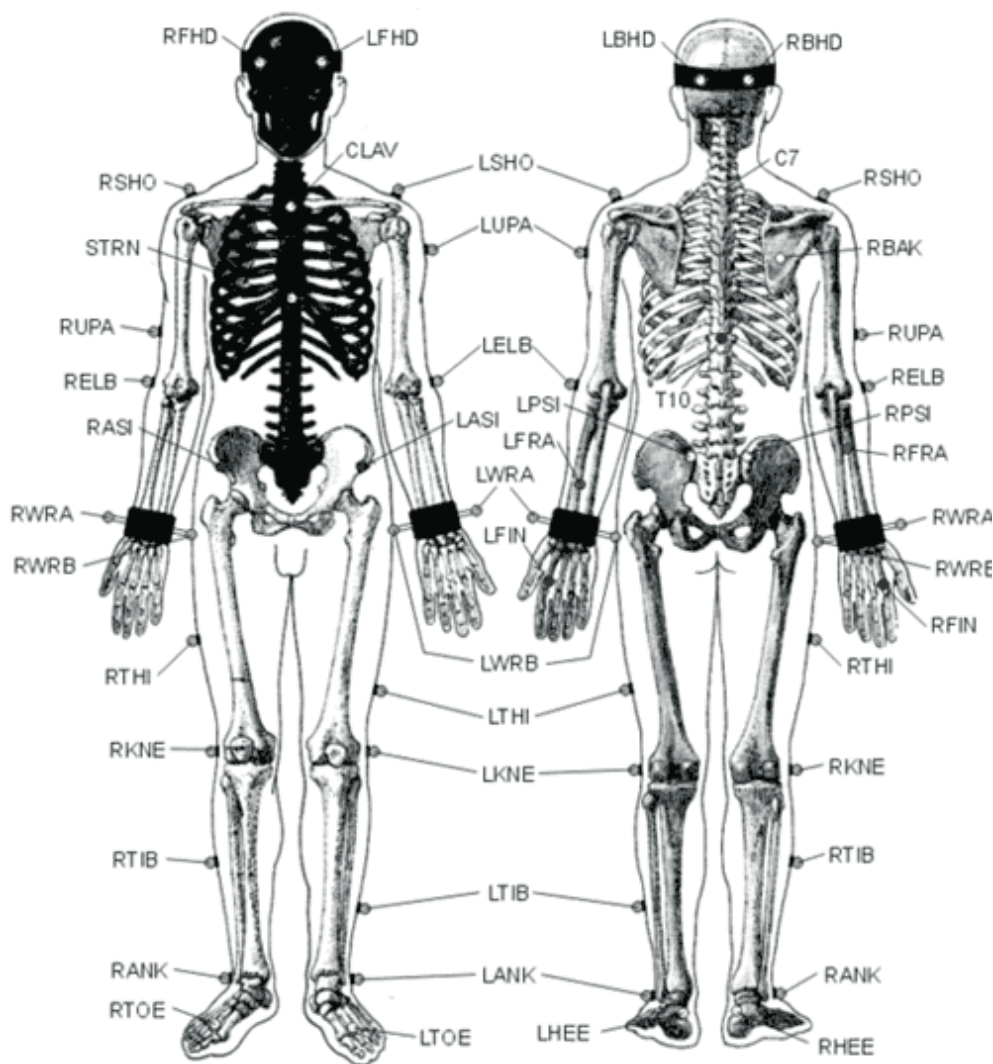


Abb. 19 PlugInGait-Markerset

Die EMG-Messungen wurden mit einem drahtlosen System der Fa. Delsys® (Bagnoli™ DesktopEMG, 8 CH) (Abb. 20) bei einer Abtastrate von 1 kHz und einer Verstärkung von 1000 durchgeführt. Dies entspricht den Empfehlungen aus der Literatur, welche besagen, dass die Konvertierungsrate der A/D-Karte mindestens doppelt so hoch sein soll wie die erwartete höchste Frequenz innerhalb des Signals. In der Elektromyographie sind Frequenzen zwischen 10 und 500 Hz zu erwarten, woraus eine Messfrequenz von 1000 Hz resultiert (Konrad, 2005; De Luca, 2003).



Abb. 20 EMG-System der Fa. Delsys® (Bagnoli™ DesktopEMG, 8 CH)

Summensignale folgender Muskeln (alle rechts) wurden abgeleitet: *m. biceps brachii*, *m. triceps brachii*, *m. deltoideus posterior*, *m. teres major*, *m. erector spinae*, *m. vastus lateralis*, *m. biceps femoris* und *m. gastrocnemius medialis*.

Die Präparierung der Haut sowie die Positionierung der Elektroden (Tab. 2) erfolgten unter Berücksichtigung der SENIAM-Empfehlungen (Hermens, 1999).

Tab. 2 Positionierung der EMG-Elektroden gemäß SENIAM-Empfehlungen (Hermens, 1999)

Muskel	Position der Elektroden
<i>m. gastrocnemius medialis</i>	auf der prominentesten Aufwölbung des Muskels
<i>m. biceps femoris</i>	bei 50 % der Verbindungslinie zwischen Tuber ischiadicum und Epicondylus lateralis der Tibia
<i>m. vastus lateralis</i>	bei 2/3 der Verbindungslinie von der Spina iliaca anterior superior zum lateralen Patellarand
<i>m. erector spinae (longissimus)</i>	zwei Fingerbreit lateral des Processus spinosus vom ersten Lendenwirbel (L1)
<i>m. teres major</i>	auf der prominentesten Aufwölbung des Muskels

<i>m. deltoideus posterior</i>	zwei Fingerbreit hinter dem Angulus acromii
<i>m. triceps brachii (caput longum)</i>	bei 50 % der Verbindungslinie von der Crista posterior des Acromion zum Olecranon, zwei Fingerbreit medial der Linie
<i>m. biceps brachii</i>	bei 1/3 der Verbindungslinie vom medialen Acromion zu Fossa cubitalis

In die Hantel des Ruderergometers wurde ein Zugkraftsensor der Firma HBM (U9B, 2000 N) eingebaut, um die Zugkraft zu erfassen. Die Signale der EMG-Elektroden sowie der Zugkraft wurden an einer gemeinsamen Messwerterfassungskarte (Vicon MX-Control®, 64 Kanäle, 16 Bit) angeschlossen und synchron mit den Kinematikdaten aufgezeichnet.

6.3 Probandinnen und Probanden

An der gegenwärtigen Studie nahmen zwei Probandinnen und fünf Probanden des Wiener Ruderverbandes teil. Die folgende Tabelle (Tab. 3) gibt unter anderem einen Überblick über die anthropometrischen Daten der Untersuchungsteilnehmerinnen und -teilnehmer.

Tab. 3 Daten zu den Probandinnen und Probanden

	Alter (Jahre)	Größe (m)	Masse (kg)	BMI (kg/m ²)	Kader
Probandin 1	20	1,68	62,0	22,0	erweitert
Proband 2	21	1,84	74,0	21,9	B Kader
Proband 3	21	1,94	102,0	27,1	erweitert
Proband 4	25	1,80	74,0	22,8	B Kader
Proband 5	23	1,80	73,0	22,5	erweitert
Proband 6	17	1,79	74,0	23,1	erweitert
Probandin 7	20	1,76	64,0	20,7	erweitert
Mittelwert	21	1,80	74,7	22,9	
Standardabw.	2,5	0,08	13,1	2,0	

6.4 Testaufnahmen

Bevor die eigentlichen Messungen durchgeführt wurden, überprüfte man im Vorfeld im Zuge von Testaufnahmen den Einfluss der Schweißentwicklung auf die Qualität der EMG-Daten. Aufgrund der Ergebnisse, die einen erheblichen Einfluss von Feuchtigkeit auf die Hautleitfähigkeit und die Amplituden der EMG-Signale aufzeigten, versuchte man, eine Methode zu entwickeln, um dieser Datenverzerrung entgegenzuwirken. Es wurde festgestellt, dass vor allem die Flüssigkeitsansammlung unter den Klebeetiketten, die über die Elektroden zu deren Fixierung geklebt wurden, ein Problem darstellt (Abb. 21).



Abb. 21 Elektrode bei Testaufnahmen

Aufgrund dessen wurden die Etiketten in der Mitte auseinandergeschnitten und die beiden Hälften ausschließlich über die obere und untere Kante der Elektrode geklebt, sodass in der Mitte der Elektrode zwischen den beiden Klebeetiketten der Schweiß abfließen und kein Kurzschluss zwischen den beiden Elektrodenleitbalken auftreten konnte.

6.5 Messprotokoll

6.5.1 Vorbereitungen

Vor Beginn der Messungen wurden die acht Kameras des Vicon®-MX-Motion-Capturing-Systems in unterschiedlichen Höhen rund um das Ruderergometer so positioniert, dass jeder Marker von einer möglichst großen Anzahl von Kameras detektiert werden konnte. Fokus und Blende der einzelnen Kameras sowie Treshhold, Strobeintensity und Gain wurden in der verwendeten Software Vicon® Nexus eingestellt.

In weiterer Folge wurden die reflektierenden Bereiche im Raum so gut wie möglich abgedeckt. Für die verbleibenden Reflexionen wurden in der Software Kameramasken erstellt. Mit Hilfe eines ErgoCal L-Frame (14 mm) und einem 3-Marker-Wand (240 mm) wurden die Kameras kalibriert und der Koordinatenursprung festgelegt.

Die bipolaren Oberflächen Elektroden wurden mit Alkohol gereinigt und mit doppelseitigen Klebeetiketten beklebt.

Das Ruderergometer wurde mit einem starken Klebeband am Boden fixiert, um im statischen Betriebsmodus jegliche Verschiebungen durch den Krafteinsatz der Sportlerin bzw. des Sportlers und daraus resultierende Messungenauigkeiten von vornherein zu vermeiden.

6.5.2 Aufwärmen

Bevor mit der Messreihe begonnen wurde, wurden die Probandinnen und Probanden aufgefordert, sich zehn bis fünfzehn Minuten im gewohnten individuellen Rhythmus und bei einer für sie üblichen Intensität und Schlagzahl aufzuwärmen. Während des Aufwärmens wurde bewusst auf die Befestigung der Elektroden verzichtet, um eine vorzeitige Schweißbildung und Verschlechterung der Signalqualität auszuschließen.

6.5.3 Anbringen der Elektroden

Nach Abschluss des Aufwärmens wurden die acht Elektroden an der rechten Körperseite angebracht. Dazu wurde vorerst die Haut gründlich mit Alkohol gereinigt und, wenn notwendig, die entsprechenden Stellen rasiert. Eine penible Vorbereitung der Haut stellt sicher, dass eventuelle Schmutzpartikel entfernt werden und die Haut gut durchblutet wird, wodurch die Impedanz (Hautwiderstand) reduziert wird (Pfeifer et al., 2003; Konrad, 2005). Anschließend wurden die Elektroden gemäß SENIAM-Empfehlungen (Kapitel 6.2) aufgeklebt, wobei zur Verbesserung der Leitfähigkeit auf die beiden Leitbalken der Elektroden dünn Leitpaste aufgetragen wurde. Die Referenzelektrode wurde wie üblich am C7 (vertebra prominens = siebter Halswirbel) nach entsprechender Hautvorbereitung aufgeklebt. Generell werden Referenzelektroden bevorzugt an elektrisch unbeteiligten Stellen befestigt (z. B. an knöchernen Stellen), um die Muskelaktivitäten unter der Haut möglichst gering zu halten (Pfeifer et al., 2003).

6.5.4 Kabelfixation

Um durch Kabel verursachte mögliche Artefakte gering zu halten, wurden sämtliche Kabel der Elektroden mit Tape an den Extremitäten festgeklebt und zur Fixierung durch den Ruderanzug der Probandinnen und Probanden gefädelt. Dabei wurde darauf geachtet, dass die Athletinnen und Athleten durch die Kabel in ihren Bewegungen möglichst wenig gestört waren und die Kabel nie unter Zug standen.

6.5.5 Überprüfen der Signalvalidität

Die Validität der Signale und die korrekten Kanalbelegungen wurden durch abschließende Muskelfunktionsüberprüfungen getestet, welche durch möglichst isoliertes Anspannen jedes gemessenen Muskels realisiert wurden. Dazu wurden den Teilnehmenden bestimmte Bewegungsanweisungen gegeben, wie etwa auf die Zehen stellen, Fersen zum Gesäß ziehen, Knie beugen, Ellbogen abwinkeln etc., um die Funktionsweise der Aufzeichnung der einzelnen Muskelaktivitäten zu prüfen. Diese Bewegungen wurden teilweise durch Arbeiten gegen einen gebotenen Widerstand unterstützt.

6.5.6 Aufnahme der Messreihe

Nach Abschluss der Vorbereitungen wurde die Messreihe gestartet. Begonnen wurde mit der Aufnahme einer statischen T-Pose, wozu die Probandin bzw. der Proband hüftbreit und mit im 90°-Winkel abduzierten Armen T-förmig für einige Sekunden ruhig steht. Diese Aufnahme wurde später für die Static Subject Calibration und die Markererkennung in der Software Vicon® Nexus benötigt.

Um diese Kalibrierung und die automatische Markerverfolgung zu verbessern, wurden die Athletinnen und Athleten aufgefordert, alle Gelenke im gesamten Bewegungsumfang durchzubewegen. Erst danach wurde mit den eigentlichen Messungen begonnen.



Abb. 22 Proband während der Aufnahmen

Es wurden insgesamt vier Messungen am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei jeweils zwei verschiedenen Intensitäten gemacht.

1. Messung: stehendes Ergometer, Ausdauerschlag bei Schlagzahl von 18, 3 Minuten
2. Messung: stehendes Ergometer, Rennschlag bei Schlagzahl von 30, 1 Minute
3. Messung: Ergometer auf Slides, Ausdauerschlag bei Schlagzahl von 18, 3 Minuten
4. Messung: Ergometer auf Slides, Rennschlag bei Schlagzahl von 30, 1 Minute

Auf eine Vorgabe der Leistung in Watt wurde bewusst verzichtet, da für die Fragestellung dieser Studie primär der technische Bewegungsablauf von Interesse ist und durch eine Festlegung der Leistung, die möglicherweise bzw. wahrscheinlich nicht exakt jener der jeweiligen Athletin bzw. des jeweiligen Athleten bei einer vorgegebenen Schlagzahl entspricht, zu stark in das individuell stabilisierte Bewegungsmuster des Einzelnen eingegriffen würde. Dies hätte zur Folge, dass sich die Schlagvariabilität unnatürlich erhöhen und dadurch die Resultate verfälscht würden.

Die Probandinnen und Probanden (Abb. 22) wurden gebeten, vor dem Start jeder Messung einige Schläge zu rudern und Bescheid zu geben, sobald sie sich auf die vorgegebene Schlagzahl eingestellt hatten.

6.6 Auswertung

6.6.1 Aufbereitung der Rohdaten in LabVIEW®

Nach Abschluss der Messungen lagen die kinematischen Daten und die EMG-Daten in unterschiedlichen Formaten und Dateien vor. Bevor mit den eigentlichen Auswertungen begonnen werden konnte, war es daher notwendig, die Daten anhand eines aufgezeichneten Trigger-Signals zu synchronisieren.

Die Analogdaten der EMG-Kanäle sowie die kinematischen Daten des Ergometer- und des Hantelmarkers wurden dazu in ein eigens für die Aufbereitung der Rohdaten programmiertes LabVIEW®-Programm (Abb. 23) importiert und synchronisiert.

In weiterer Folge mussten die Aufnahmen in einzelne Ruderzyklen unterteilt werden. Die entscheidenden kinematischen Daten, die für die Zyklen-Unterteilung herangezogen wurden, waren die Positionen des Ergometer- und des Hantelmarkers. Es wurden die Differenzen zwischen den Koordinaten der beiden Marker entlang der anterioren-posterioren Bewegungsachse berechnet und die erste Ableitung Null gesetzt, da an den beiden Umkehrpunkten, das heißt bei der vorderen und hinteren Bewegungsumkehr eines Ruderzyklus, die Abstände zwischen diesen beiden Markern minimal bzw. maximal sind.

Außerdem wurden einzelne atypische, von den übrigen stark abweichende Ruderzyklen eliminiert und nicht in die Berechnung der Mittelwertkurven miteinbezogen, um für die Sportlerin bzw. den Sportler möglichst repräsentative EMG-Profile zu erhalten. Die Auswahl erfolgte dabei über eine optische Beurteilung der Zugkraftkurven.

Mit Hilfe der PLLN-Methode (Kapitel 6.1.1.4) wurden die EMG-Signale der jeweiligen Muskeln und einzelnen Ruderzyklen auf eine einheitliche Länge von 1000 Messpunkten normalisiert und die Schlaglängen, die Längen der Antriebs- bzw. Erholungsphase sowie die zugehörigen Standardabweichungen berechnet. Da die numerischen normalisierten Daten aus dem von Vicon® angebotenen Auswertungsprogramm *Polygon* nicht mit 1000, sondern nur mit 100 Messwerten exportiert werden konnten und aufgrund der Fragestellung, zusammen mit der sich daraus ergebenden geforderten Genauigkeit, eine Reduktion auf 100 Messwerte nicht akzeptabel gewesen wäre, wurde auch diese Normalisierung in LabVIEW® berechnet.

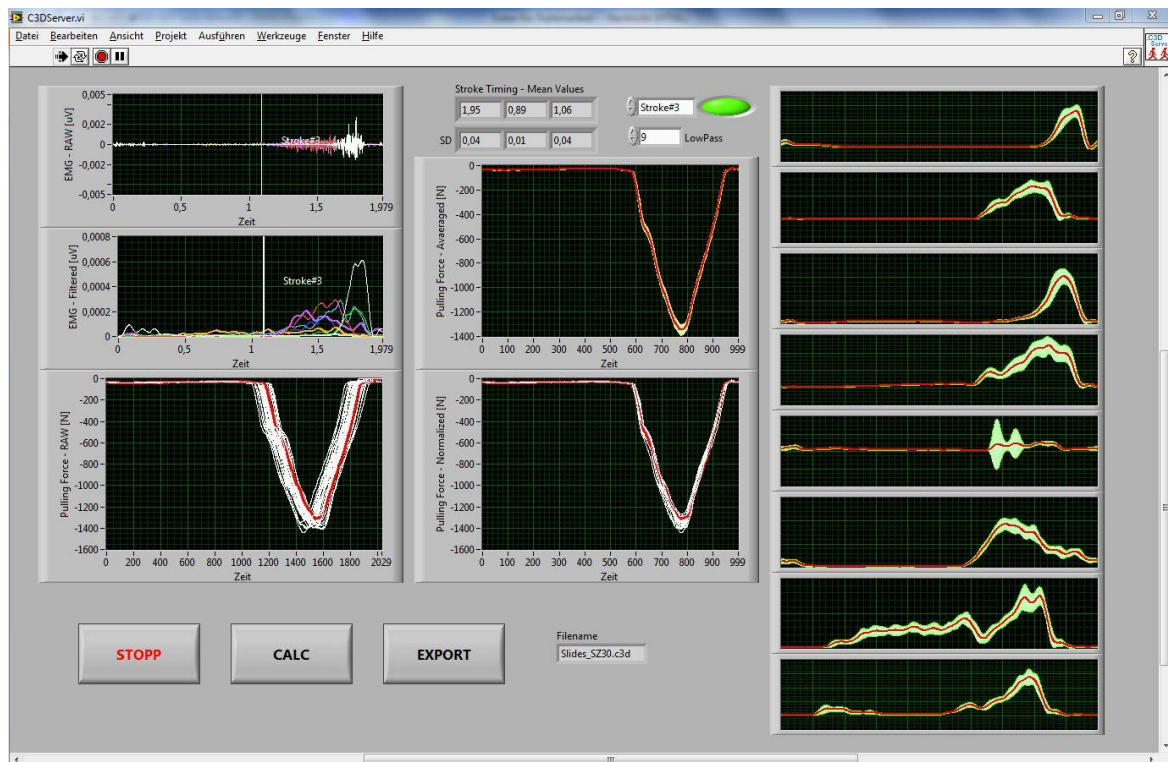


Abb. 23 Screenshot des LabVIEW®-Auswertungsprogramms

Für die Berechnung der EMG-Hüllkurven wurden die Rohdaten gemäß Empfehlung aus der Literatur mit einem Chebyshev-Tiefpass-Filter dritter Ordnung mit einer Grenzfrequenz von 9 Hz gefiltert. Hug (2011) berichtet, dass die richtige Wahl des Filters die EMG-Profile stark beeinflusst und somit eine ganz entscheidende Rolle in Bezug auf die erreichte Qualität der Daten und der Ergebnisse spielt. Die Wahl des mehr oder minder idealen Filters hängt dabei in hohem Maße vom Inhalt und den Zielsetzungen der Studie ab.

Nach Anwendung dieser Prozeduren des LabVIEW®-Programms lagen die EMG-Daten der einzelnen Muskeln sowie die Zugkraftkurven als Mittelwertkurven inklusive Standardabweichung vor, die in eine ASCII-Datei exportiert und mit denen daran anschließend die weiteren Auswertungen durchgeführt wurden.

6.6.2 Definition und Berechnung von Parametern

Um die großen Datenmengen in vernünftiger Art und Weise handhaben zu können und Fehler zu vermeiden, wurde für die Berechnung der weiter unten beschriebenen Parameter die Open Source Software Scilab® 5.3.2 (äquivalent zu MATLAB®) verwendet.

Für die Analyse der intermuskulären Koordination, also des Timings der Muskelaktivierungen, war es nicht notwendig, sich mit den Absolutwerten der EMG-Amplituden ausei-

inanderzusetzen. Es wurde daher auch auf eine Messung der isometrischen maximalen willkürlichen Muskelkontraktion (isometric maximal voluntary contraction – IMVC) verzichtet. Hug (2011) empfiehlt für die angesprochenen Zwecke eine Normalisierung der EMG-Profile auf die maximal erreichten Amplituden (peak dynamic method), weist jedoch darauf hin, dass dadurch sämtliche Informationen über den Grad der Muskelaktivierung verloren gehen. Nach der Anwendung der *peak dynamic method* lagen die Daten als Mittelwertkurven mit Amplituden zwischen 0 % und 100 % des Amplitudenmaximums vor, die anschließend in Diagrammen visualisiert wurden (Kapitel 7.1.1 und 7.2.1).

Um die maximal absolut erreichten EMG-Werte hinsichtlich der beiden Ergometer-Varianten und der beiden Intensitäten sowie die Integrale der EMG-Kurven während der Antriebsphase miteinander vergleichen zu können, wurden die EMG-Kurven auf die durchschnittlich erbrachte Leistung in der Durchzugsphase normalisiert, da nicht alle Messungen mit exakt derselben Leistung, sondern nur mit vorgegebener Schlagzahl absolviert wurden. Hug, Laplaud, Savin und Grélot (2003) sowie Sarre, Lepers, Maffiuletti, Millet und Martin (2003) haben unter anderem gezeigt, dass sowohl bei Ausbelastungstests als auch bei mehreren Messreihen mit unterschiedlichen konstanten Intensitäten die EMG-Aktivitäten mit zunehmender Leistung beim Radfahren ansteigen. Am Ruderergometer werden Intensitäten wie am Fahrradergometer vorwiegend über die Leistung gesteuert. Eine Normalisierung auf die durchschnittlich erbrachte Leistung wird daher auf Basis dieser Ergebnisse aus der Literatur legitimiert. Auf eine visuelle Darstellung der leistungsnormalisierten EMG-Profile der einzelnen Muskeln für alle vier Messungen und alle Probandinnen bzw. Probanden wurde aus Platzgründen verzichtet. In Kapitel 7.1.4 und 7.1.5 werden jedoch die Amplitudenmaxima und Integrale der EMG-Signale in Tabellen dokumentiert. Die zur Normalisierung verwendeten durchschnittlich erbrachten Leistungen während der Durchzugsphase sind dem Anhang zu entnehmen.

Ferner wurden nach einer optischen Beurteilung der Graphen Parameter für die weitere Analyse und statistische Prüfung definiert. Die Parameter, die in der Folge aufgelistet werden, beschreiben grundlegende, für die Beantwortung der Forschungsfragen relevante Charakteristika der gemittelten EMG-Profile und Zugkraftkurven:

1. *Zeitpunkte der Amplitudenmaxima:*

Für jede einzelne Messung (Ergometer bzw. Slides bei einer Schlagzahl von 18 bzw. 30) jedes Muskels und der Zugkraft jeder Probandin bzw. jedes Probanden wurden die Zeitpunkte in Prozent vom Ruderzyklus ermittelt, zu denen die maximalen Amplituden erreicht werden (Kapitel 7.1.1 und 7.2.1).

2. *Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zum Amplitudenmaximum:*

Für jede einzelne Messung jedes Muskels und der Zugkraft jeder Probandin bzw. jedes Probanden wurden die Zeitspannen zwischen der vorderen Bewegungsumkehr bis zum Erreichen der maximalen Amplituden in Prozent vom Ruderzyklus berechnet (Kapitel 7.1.2 und 7.2.2). Im Gegensatz zum ersten Charakteristikum, ist dieses nicht von der Dauer der Anrollphase, sondern lediglich von der Gestaltung der Durchzugsphase abhängig, wodurch die zeitliche Varianz reduziert wird.

3. *Muskelvoraktivierungen:*

Um ein Maß für die Voraktivierungen eines Muskels zu erhalten, wurden für jede einzelne Messung jedes Muskels und jeder Probandin bzw. jedes Probanden die Amplituden zum Zeitpunkt der vorderen Bewegungsumkehr ermittelt (Kapitel 7.1.3).

4. *Maxima der leistungsnormalisierten EMG-Kurven in der Antriebsphase*

Um die Absolutwerte der maximal erreichten EMG-Werte zwischen den beiden Ergometer-Varianten und Intensitäten miteinander vergleichen zu können, wurden die EMG-Kurven auf die Durchschnittsleistung während der Antriebsphase normalisiert (7.1.4).

5. *Integrale der leistungsnormalisierten EMG-Kurven in der Antriebsphase*

Als Maß für die gesamte Muskelaktivität während der Antriebsphase wurde das Integral unter der EMG-Kurve für jeden Muskel und jede Probandin bzw. jeden Probanden berechnet (Kapitel 7.1.5).

6. *Verhältnisse von Anrollphase zu Schlaglänge:*

Für die Überprüfung der Konsistenz der Verhältnisse von Anrollphase (Erholungsphase) zu Schlaglänge (Anrollphase plus Durchzugsphase) wurden für jede Messung (Ergometer bzw. Slides bei einer Schlagzahl von 18 bzw. 30) und jeder Probandin bzw. jedes Probanden die Längen der Erholungsphasen durch die gesamten Schlaglängen dividiert (Kapitel 7.3.1).

6.6.3 Statistische Hypothesenprüfung

Um Unterschiede zwischen den beiden Betriebsmodalitäten des Ruderergometers, nämlich dem am Boden stehenden Ergometer und dem Ergometer auf Slides, zu identifizieren, wurden paarweise die Stichproben der Parameter der Messungen bei den beiden Betriebsmodalitäten und den beiden verschiedenen Intensitäten miteinander verglichen. Konkret bedeutet das, dass für die Parameter *Zeitpunkte der Amplitudenmaxima*, *Zeiten*

von der vorderen Bewegungsumkehr bis zum Amplitudenmaximum, Voraktivierungen, Maxima der leistungsnormalisierten EMG-Kurven in der Antriebsphase und Integrale der leistungsnormalisierten EMG-Kurven in der Antriebsphase 32 Variablen definiert wurden (vier Messungen mal acht Muskeln). Für den Parameter *Konsistenz der Verhältnisse von Anrollphase zu Schlaglänge* wurden vier Variablen definiert (vier Messungen).

Die Stichprobengrößen ergaben sich aus der Anzahl der Probandinnen und Probanden ($n=7$). Aufgrund der kleinen Stichprobengröße hat man sich dazu entschieden, zur Überprüfung von Mittelwertunterschieden anstatt eines t-Tests ein nichtparametrisches Testverfahren heranzuziehen. Der t-Test reagiert zwar relativ robust auf eine Verletzung der Voraussetzungen (Bortz, 2005), allerdings ist bei einer derartig kleinen Stichprobengröße nicht von einer Normalverteilung auszugehen.

Da es sich bei den zu vergleichenden Stichproben um abhängige Stichproben handelt, war also der Wilcoxon-Test als Ersatzverfahren die Methode der Wahl.

Das Signifikanzniveau wurde mit $\alpha=0,05$ festgesetzt. Die statistische Prüfung wurde mit Hilfe der Software IBM SPSS Statistics 19 durchgeführt. Dabei wurden folgende Abkürzungen für die Muskeln und die einzelnen Messungen gewählt:

Bic Biceps brachii	Bif Biceps femoris
Tri Triceps brachii	Gas Gastrocnemius medialis
Del Deltoideus posterior	_E18... stehendes Ergometer Schlagzahl 18
Ter Teres major	_E30... stehendes Ergometer Schlagzahl 30
Ere Erector spinae	_S18... Ergometer auf Slides Schlagzahl 18
Vas Vastus lateralis	_S30... Ergometer auf Slides Schlagzahl 30

7 Ergebnisse

7.1 EMG-Signale

7.1.1 EMG-Mittelwertkurven, Zeitpunkte der EMG-Amplitudenmaxima

Die EMG-Mittelwertkurven der einzelnen Muskeln wurden für jede der vier Messungen am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 18 bzw. 30 (Ergo18 bzw. Ergo30) und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18 bzw. 30 (Slides18 bzw. Slides30) für jede bzw. jeden der sieben Probandinnen bzw. Probanden in ein Diagramm integriert.

Auf der x-Achse der Diagramme ist die Zeit in Prozent vom Ruderzyklus aufgetragen, wobei 0 % bzw. 100 % der hinteren Bewegungsumkehr des Ruderzyklus entsprechen. Auf der y-Achse sind die normalisierten EMG-Amplitudenwerte in Prozent der maximalen Amplitude des Zyklus abzulesen. Die vertikale Linie kennzeichnet jeweils die vordere Bewegungsumkehr und unterteilt den Ruderzyklus in die Antriebsphase (drive), die von der vorderen bis zur hinteren Bewegungsumkehr reicht, und in die Erholungsphase (recovery), die von der hinteren bis zur vorderen Bewegungsumkehr dauert.

Bei der ersten Probandin (Abb. 24, Abb. 25, Abb. 26, Abb. 27, Tab. 4) variiert die intermuskuläre Koordination in der Durchzugsphase je nach Betriebsmodalität des Ergometers und Intensität leicht. Man kann erkennen, dass bei allen vier Messungen der *m. vastus lateralis*, der speziell für die Extension im Kniegelenk verantwortlich ist, vor allen anderen Muskeln seine maximale EMG-Amplitude erreicht. Daran anschließend arbeiten der *m. erector spinae*, der *m. teres major*, der *m. gastrocnemius medialis*, der *m. triceps brachii* und der *m. biceps femoris* im Durchzug relativ synchron, erreichen aber in unterschiedlichen Reihenfolgen ihre Maxima. Durch diese Muskeln werden die Wirbelsäule aufgerichtet und der Armzug eingeleitet. Im Endzug erreichen der *m. biceps brachii* und der *m. deltoideus posterior*, die an der Retroversion der Arme und Beugung der Ellbogengelenke vorrangig beteiligt sind, ihre Maxima.

Am Ende der Anrollphase nehmen aufgrund der Notwendigkeit des Haltens der antevertierten Armposition und der flektierten Position der Wirbelsäule vor allem die Aktivitäten des *m. deltoideus posterior* und des *m. erector spinae* zu.

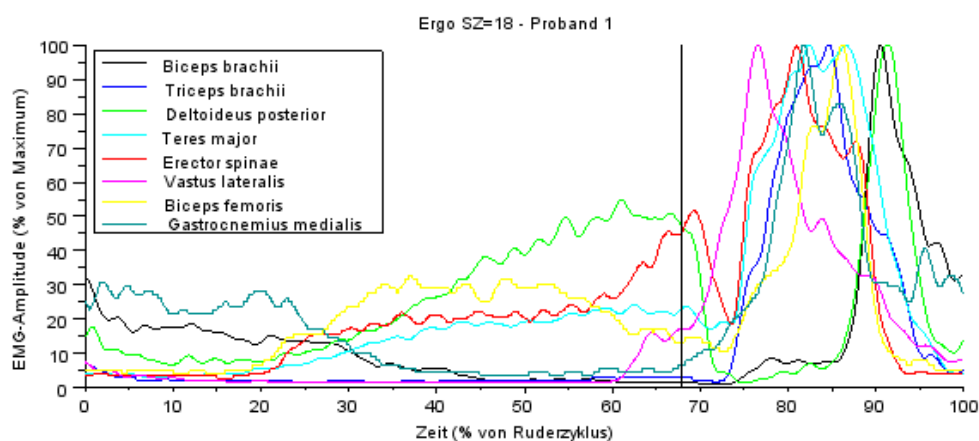


Abb. 24 EMG-Mittelwertkurven der ersten Probandin am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 18

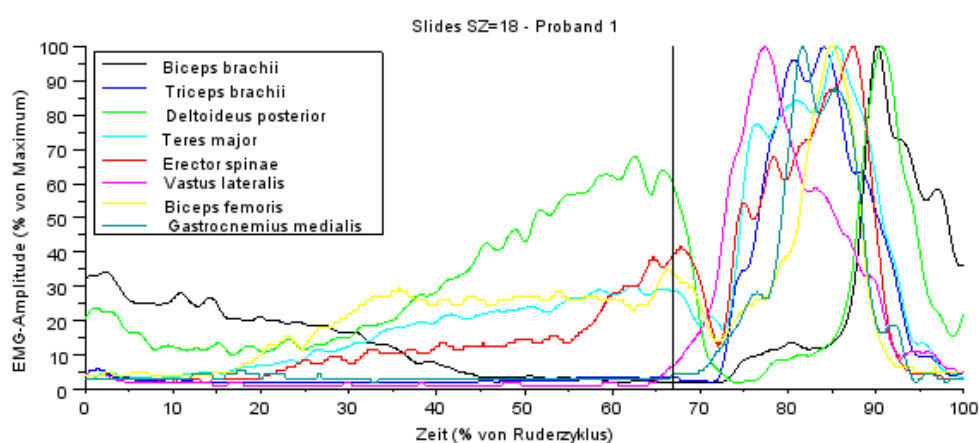


Abb. 25 EMG-Mittelwertkurven der ersten Probandin am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18

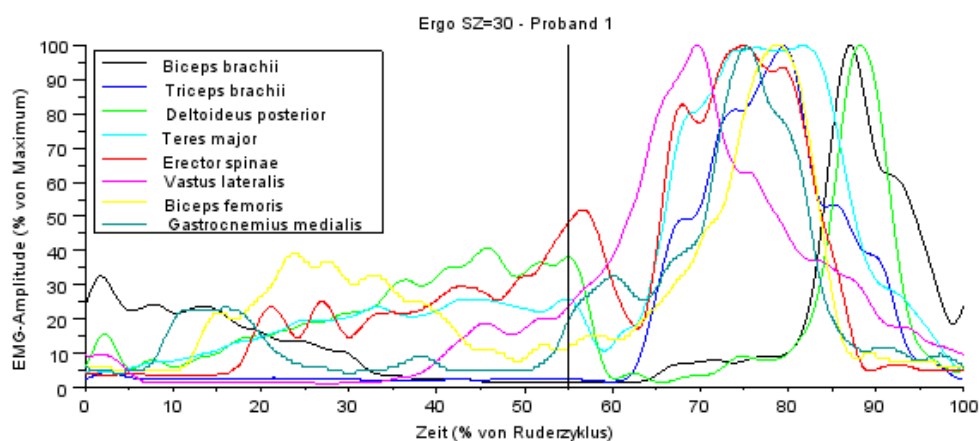


Abb. 26 EMG-Mittelwertkurven der ersten Probandin am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 30

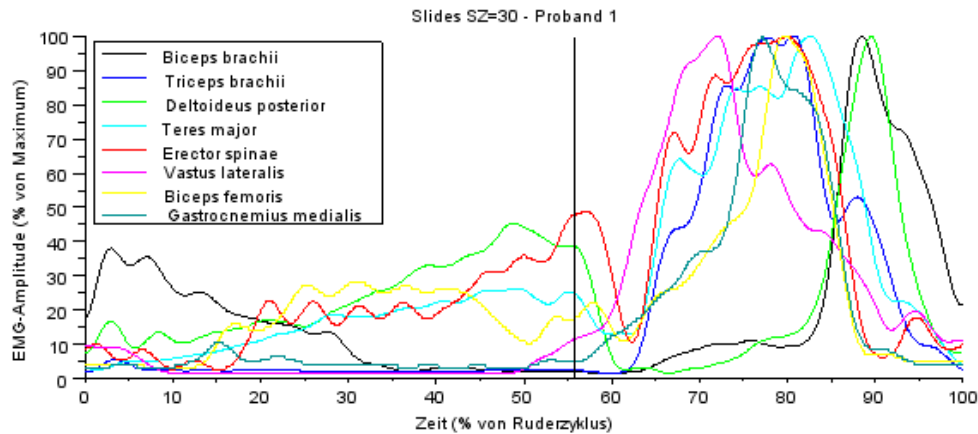


Abb. 27 EMG-Mittelwertkurven der ersten Probandin am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30

Tab. 4 Zeitpunkte der EMG-Amplitudenmaxima der einzelnen Muskeln der ersten Probandin in Prozent vom Ruderzyklus

<i>Probandin 1</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	90,60%	90,20%	87,10%	88,50%
Triceps brachii	84,70%	84,20%	79,60%	80,80%
Deltoideus posterior	91,40%	90,70%	88,30%	89,60%
Teres major	82,50%	85,70%	81,70%	82,70%
Erector spinae	81,00%	87,50%	75,00%	80,10%
Vastus lateralis	76,60%	77,40%	69,70%	72,10%
Biceps femoris	86,20%	85,00%	78,80%	79,80%
Gastrocnemius medialis	81,90%	81,70%	75,40%	77,20%

Der zweite Proband (Abb. 28, Abb. 29, Abb. 30, Abb. 31, Tab. 5) weist hinsichtlich der intermuskulären Koordination sehr konstante Muskelaktivierungsmuster auf. Die EMG-Amplituden der einzelnen Muskeln erreichen in der folgenden Reihenfolge ihre Maxima: *m. vastus lateralis*, *m. triceps brachii*, *m. biceps femoris*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. erector spinae*, *m. teres major* und *m. biceps brachii* bzw. *m. deltoideus posterior*, wobei die Maxima der beiden letzten Muskeln beinahe zeitgleich erreicht werden.

Die Muskelaktivitäten während der gesamten Anrollphase sind ziemlich gering. Lediglich die EMG-Amplitude des *m. erector spinae* steigt gegen Ende der Anrollphase leicht an.

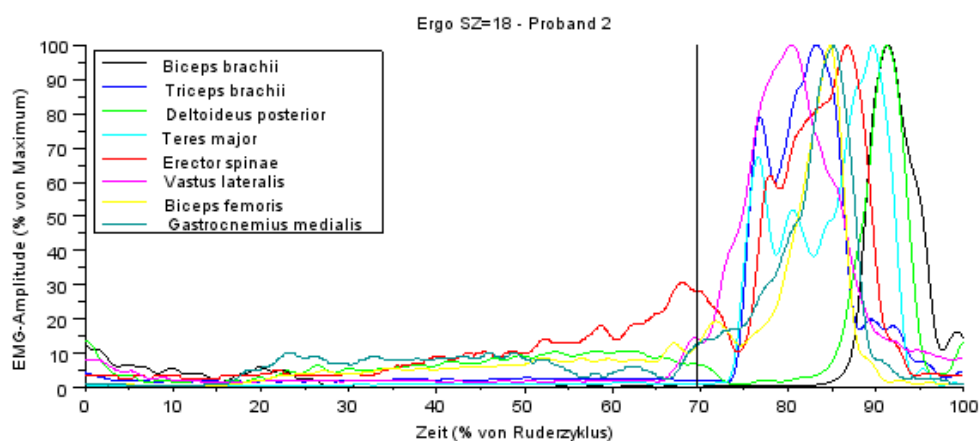


Abb. 28 EMG-Mittelwertkurven des zweiten Probanden am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 18

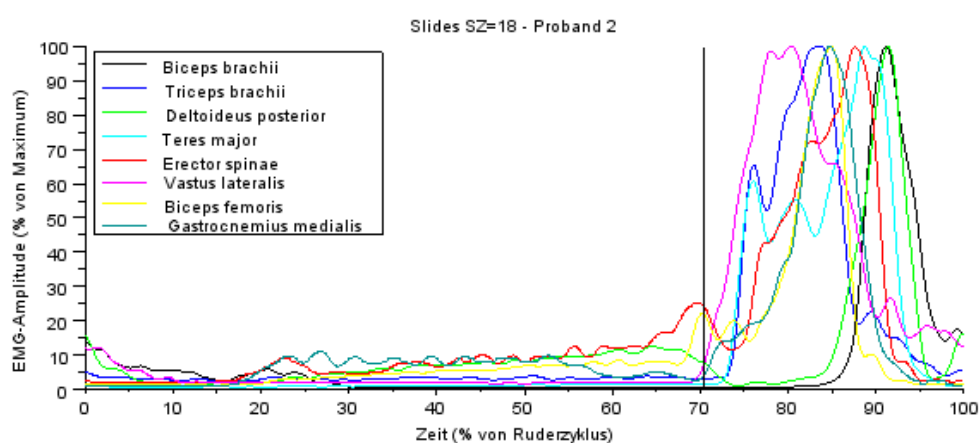


Abb. 29 EMG-Mittelwertkurven des zweiten Probanden am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18

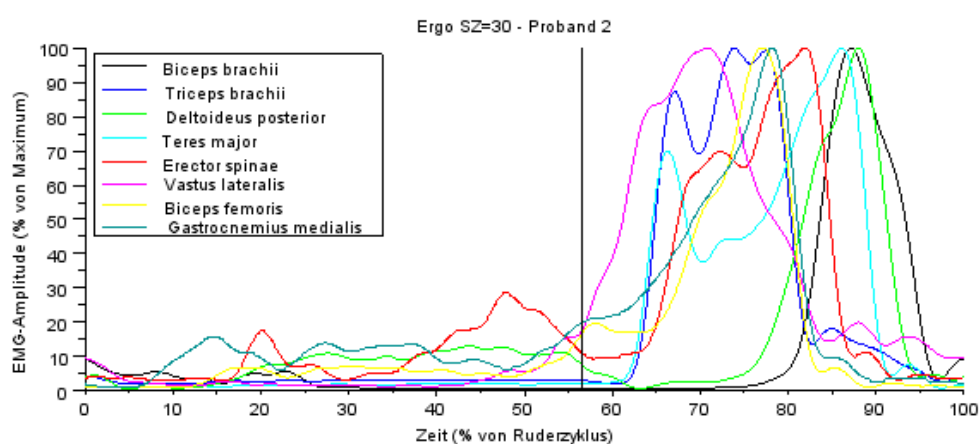


Abb. 30 EMG-Mittelwertkurven des zweiten Probanden am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 30

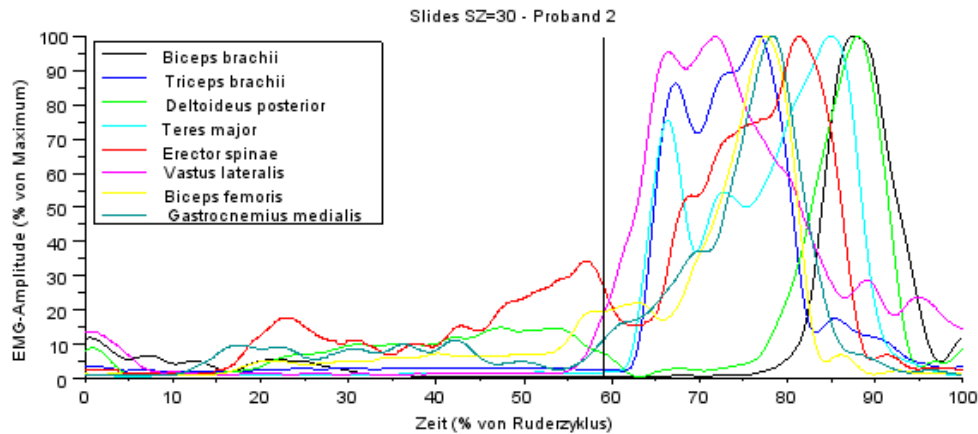


Abb. 31 EMG-Mittelwertkurven des zweiten Probanden am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30

Tab. 5 Zeitpunkte der EMG-Amplitudenmaxima der einzelnen Muskeln des zweiten Probanden in Prozent vom Ruderzyklus

Proband 2	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	91,50%	91,20%	87,20%	87,70%
Triceps brachii	83,30%	83,60%	73,90%	76,80%
Deltoideus posterior	91,30%	91,50%	88,10%	88,10%
Teres major	89,70%	88,70%	86,20%	85,00%
Erector spinae	86,80%	87,70%	82,00%	81,40%
Vastus lateralis	80,50%	80,40%	70,90%	71,90%
Biceps femoris	84,80%	85,00%	77,10%	77,60%
Gastrocnemius medialis	85,20%	84,80%	78,20%	78,40%

Die Beurteilung der intermuskulären Koordination beim dritten Probanden (Abb. 32, Abb. 33, Abb. 34, Abb. 35, Tab. 6) ist nur in eingeschränktem Maße möglich, da zwei Muskeln, nämlich der *m. erector spinae* und der *m. biceps femoris* aufgrund von Artefakten von der weiteren Analyse ausgeschlossen werden mussten. Bei den verbleibenden Muskeln zeigt sich ein gleichartiges Koordinationsmuster: Der *m. vastus lateralis* erreicht bei allen vier Messungen vor dem *m. gastrocnemius medialis*, *m. triceps brachii*, *m. teres major*, *m. deltoideus posterior* und *m. biceps brachii* sein Maximum. Die Synchronität des *m. deltoideus posterior* und des *m. biceps brachii* ist bei weitem nicht so stark ausgeprägt wie bei den ersten beiden ProbandInnen. Der *m. deltoideus posterior* erreicht deutlich vor dem *m. biceps brachii* sein Maximum.

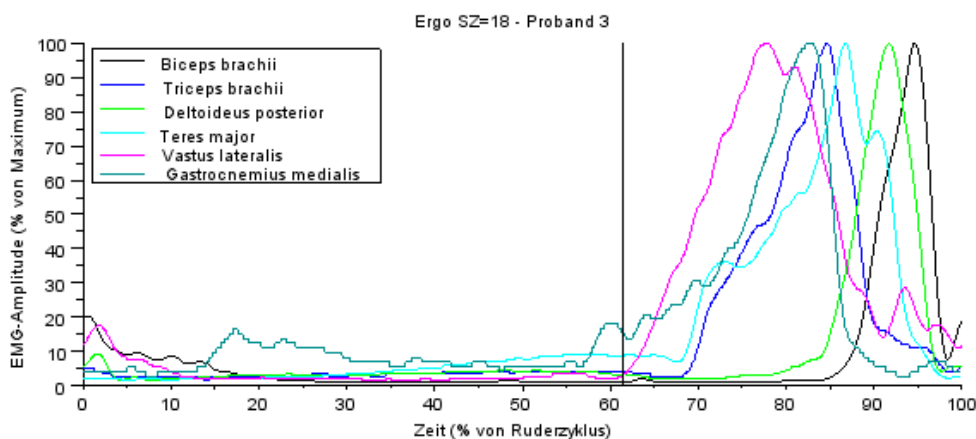


Abb. 32 EMG-Mittelwertkurven des dritten Probanden am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 18

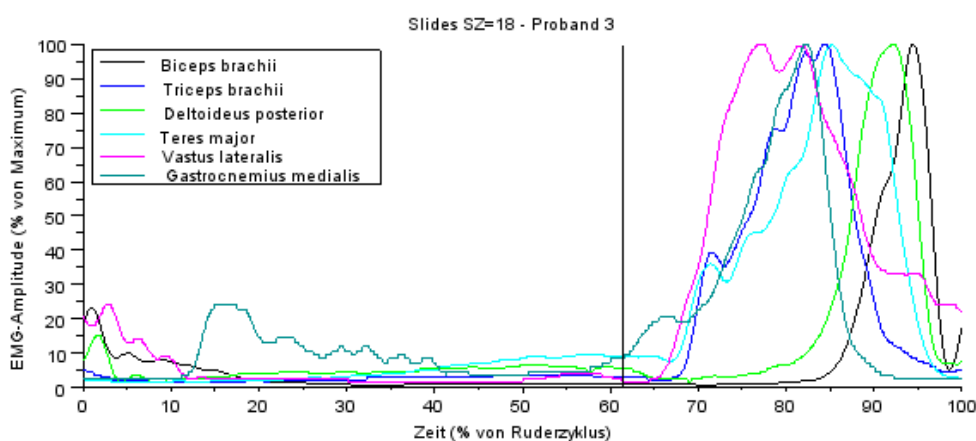


Abb. 33 EMG-Mittelwertkurven des dritten Probanden am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18

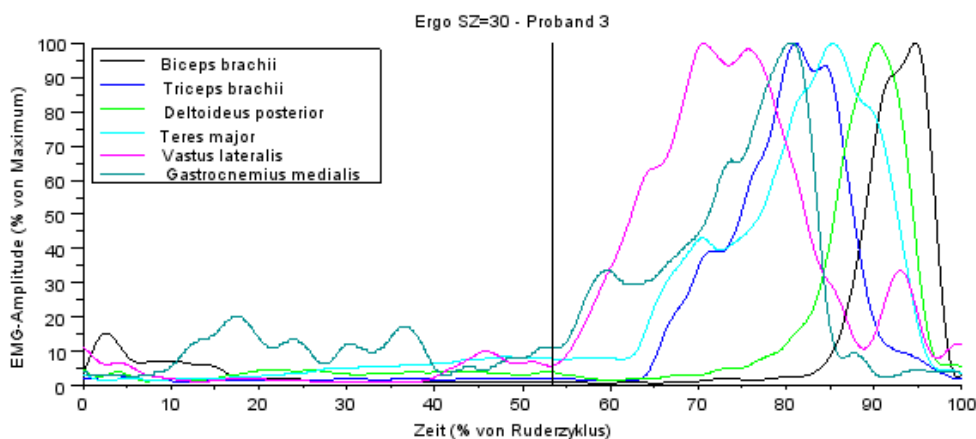


Abb. 34 EMG-Mittelwertkurven des dritten Probanden am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 30

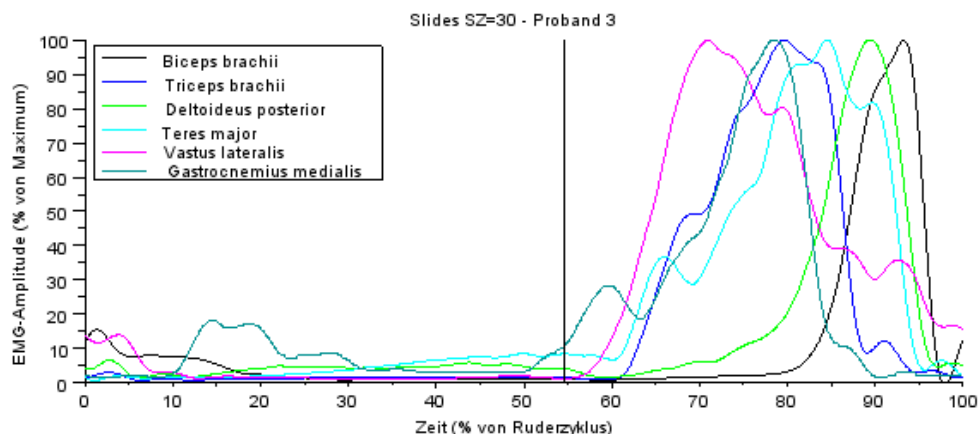


Abb. 35 EMG-Mittelwertkurven des dritten Probanden am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30

Tab. 6 Zeitpunkte der EMG-Amplitudenmaxima der einzelnen Muskeln des dritten Probanden in Prozent vom Ruderzyklus

Proband 3	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	94,70%	94,50%	94,70%	93,30%
Triceps brachii	84,70%	84,50%	81,10%	79,70%
Deltoideus posterior	91,80%	92,30%	90,40%	89,50%
Teres major	86,80%	85,30%	85,40%	84,60%
Erector spinae				
Vastus lateralis	77,90%	77,20%	70,70%	71,00%
Biceps femoris				
Gastrocnemius medialis	82,80%	82,30%	80,60%	78,50%

Die intermuskuläre Koordination beim vierten Probanden (Abb. 36, Abb. 37, Abb. 38, Abb. 39, Tab. 7) hängt wiederum von der Betriebsmodalität des Ergometers und der Intensität ab. Bei allen vier Messungen erreicht der *m. vastus lateralis* als erster Muskel sein Maximum. Der *m. erector spinae*, der *m. gastrocnemius medialis* und der *m. triceps brachii* arbeiten wie auch schon bei der ersten Probandin großteils synchron, wechseln aber die Reihenfolgen der erreichten EMG-Maxima je nach Messung. Der *m. teres major* und der *m. deltoideus posterior* erreichen etwas später gegen den Endzug hin relativ zeitgleich (vor allem bei einer Schlagzahl von 30) ihre Maxima. Der *m. biceps brachii* erlangt im Endzug seine maximale Aktivität und weist bei einer Schlagzahl von 30 zwei deutliche Spitzen auf.

Während der Anrollphase ist die Aktivität aller Muskeln bis auf den *m. erector spinae*, dessen Aktivität hin zur vorderen Bewegungsumkehr zunimmt, relativ gering.

Die Beurteilung des *m. biceps femoris* ist aufgrund der Exklusion wegen bei den Messungen aufgetretener Artefakte beim vierten Probanden nicht möglich.

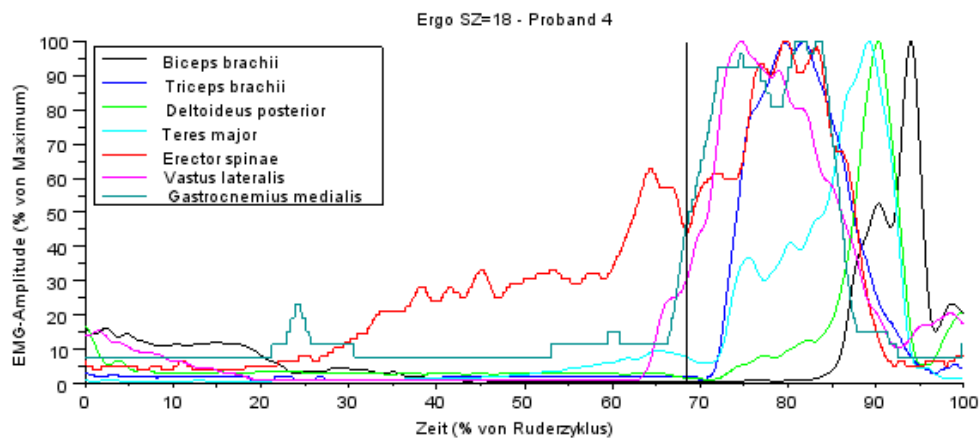


Abb. 36 EMG-Mittelwertkurven des vierten Probanden am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 18

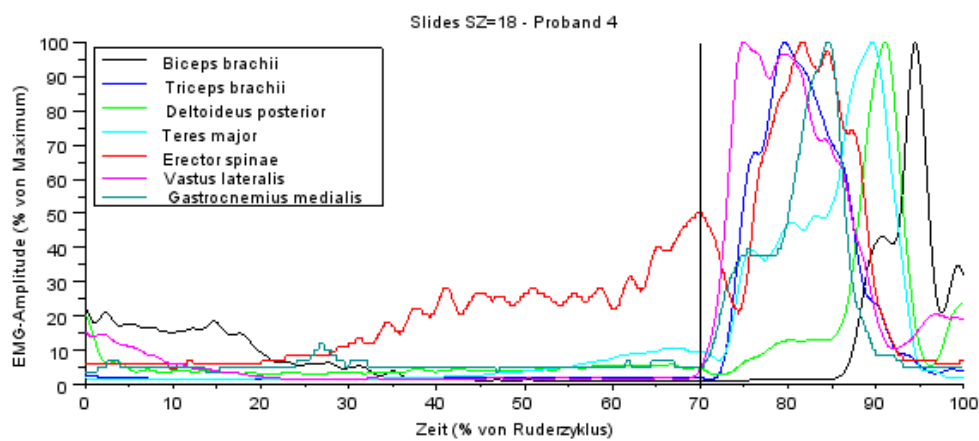


Abb. 37 EMG-Mittelwertkurven des vierten Probanden am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18

Ergebnisse

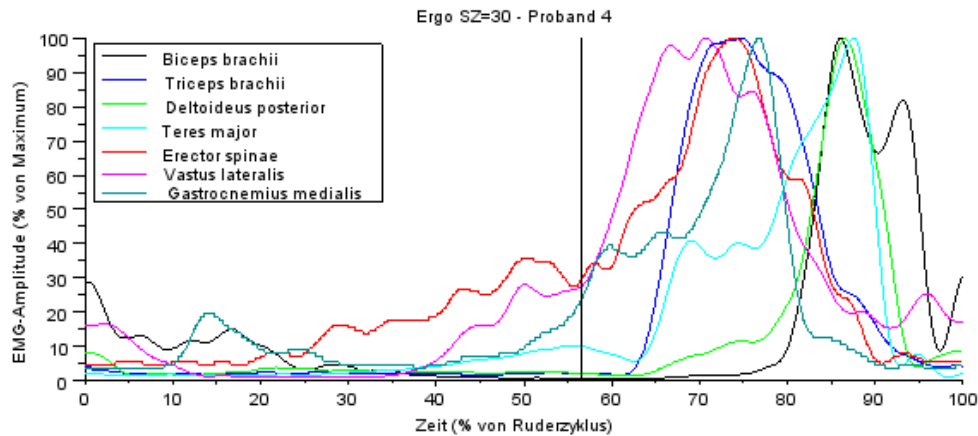


Abb. 38 EMG-Mittelwertkurven des vierten Probanden am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 30

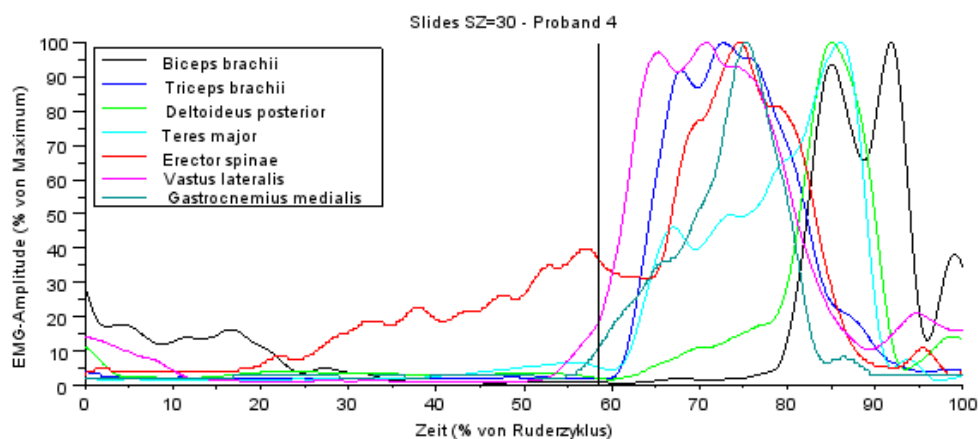


Abb. 39 EMG-Mittelwertkurven des vierten Probanden am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30

Tab. 7 Zeitpunkte der EMG-Amplitudenmaxima der einzelnen Muskeln des vierten Probanden in Prozent vom Ruderzyklus

Proband 4	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	94,00%	94,50%	86,10%	91,90%
Triceps brachii	81,90%	79,70%	74,80%	72,80%
Deltoideus posterior	90,30%	91,10%	86,60%	85,10%
Teres major	89,30%	89,60%	87,60%	86,10%
Erector spinae	79,80%	81,70%	74,00%	74,60%
Vastus lateralis	74,80%	75,00%	70,80%	70,80%
Biceps femoris				
Gastrocnemius medialis	81,60%	84,60%	76,80%	75,40%

Beim fünften Probanden (Abb. 40, Abb. 41, Abb. 42, Abb. 43, Tab. 8) arbeiten der *m. vastus lateralis* und der *m. triceps brachii* synchron, wobei die EMG-Profile beider Muskeln teilweise mehrere aneinandergereihte Spitzen aufweisen. Danach erreichen der *m. biceps femoris* und der *m. gastrocnemius medialis* annähernd zeitgleich ihre EMG-Amplitudenmaxima, wobei die Maxima des *m. gastrocnemius medialis* jenen des *m. biceps femoris* leicht vorgelagert sind. Der *m. teres major*, der *m. deltoideus posterior* und der *m. biceps brachii* erreichen daran anschließend bei allen vier Messungen in identer Reihenfolge hintereinander jeweils ihre Maxima. Exakt dasselbe intermuskuläre Koordinationsmuster der letzten drei Muskeln findet sich ebenso beim dritten und sechsten Probanden.

Während der Anrollphase sind die Muskelaktivitäten gering. Der *m. vastus lateralis* zeigt jedoch speziell bei einer Schlagzahl von 30 eine starke Voraktivierung am Ende der Anrollphase.

Der *m. erector spinae* wurde beim fünften Probanden aufgrund von Artefakten von der Beurteilung ausgeschlossen.

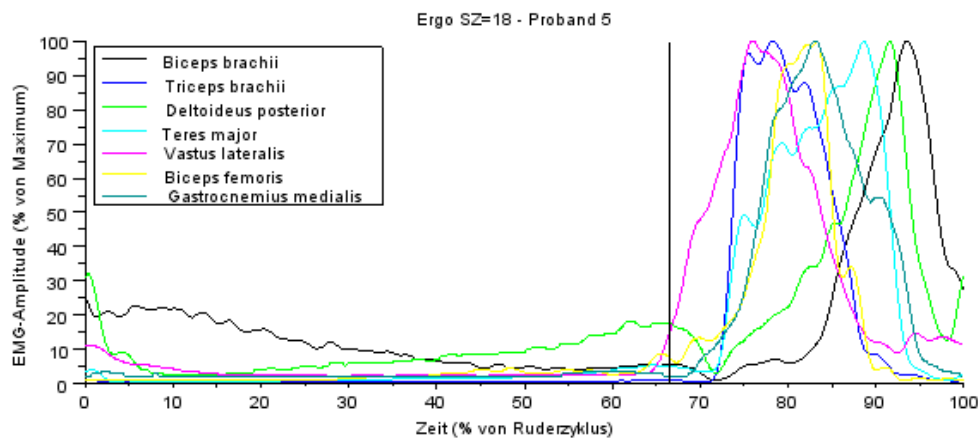


Abb. 40 EMG-Mittelwertkurven des fünften Probanden am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 18

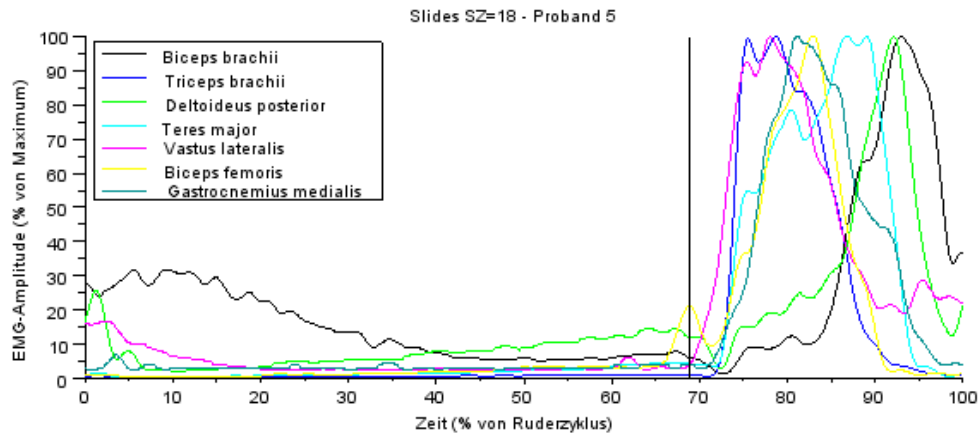


Abb. 41 EMG-Mittelwertkurven des fünften Probanden am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18

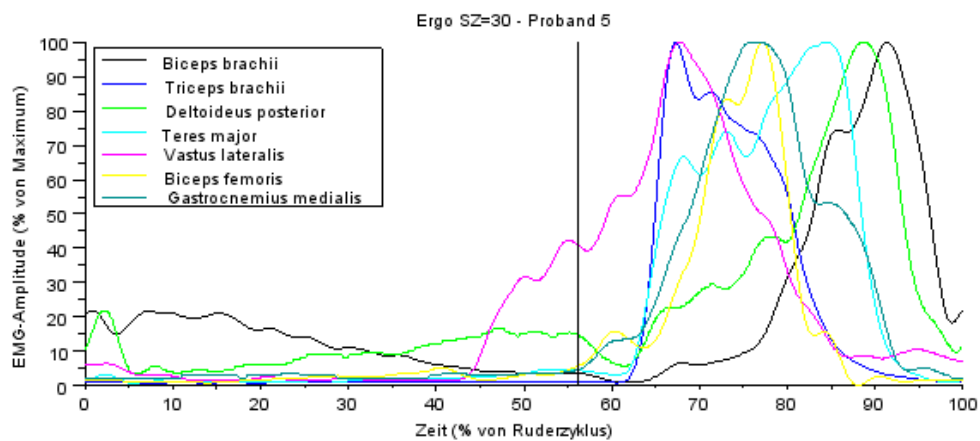


Abb. 42 EMG-Mittelwertkurven des fünften Probanden am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 30

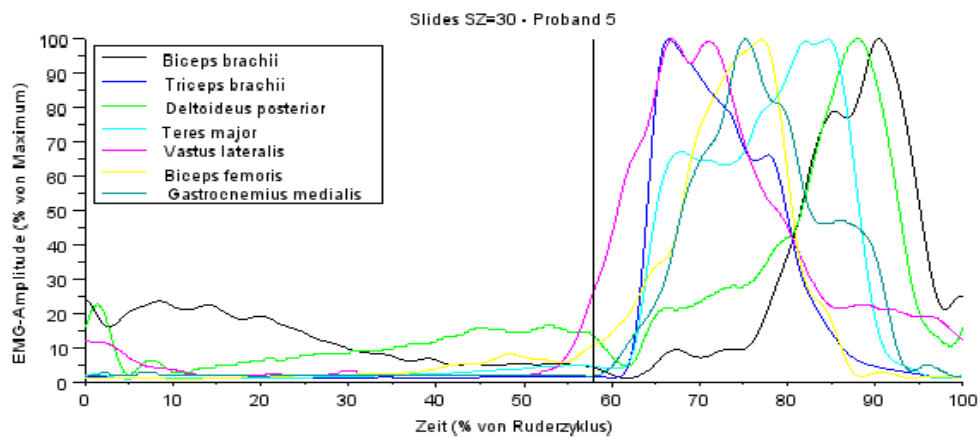


Abb. 43 EMG-Mittelwertkurven des fünften Probanden am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30

Tab. 8 Zeitpunkte der EMG-Amplitudenmaxima der einzelnen Muskeln des fünften Probanden in Prozent vom Ruderzyklus

<i>Proband 5</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	93,60%	93,10%	91,40%	90,50%
Triceps brachii	78,20%	78,80%	67,30%	66,50%
Deltoides posterior	91,60%	92,20%	88,70%	88,10%
Teres major	88,70%	86,80%	84,50%	84,70%
Erector spinae				
Vastus lateralis	76,00%	78,10%	67,80%	66,90%
Biceps femoris	83,30%	82,90%	77,20%	77,10%
Gastrocnemius medialis	83,20%	81,20%	76,50%	75,30%

Beim sechsten Probanden (Abb. 44, Abb. 45, Abb. 46, Abb. 47, Tab. 9) unterscheiden sich die Muster der intermuskulären Koordination bei den vier Messungen kaum. Am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 18 sowie am Ergometer auf Slides bei beiden Intensitäten erreichen die Muskeln in der Reihenfolge *m. vastus lateralis*, *m. biceps femoris*, *m. gastrocnemius medialis* und *m. erector spinae* ihre EMG-Amplitudenmaxima. Am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 30 erreicht der *m. erector spinae* direkt nach dem *m. vastus lateralis* sein Maximum.

Während der Anrollphase sind die Muskelaktivitäten bis auf jene des *m. teres major* relativ gering. Am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 30 ist auch die EMG-Amplitude des *m. erector spinae* erhöht und der *m. gastrocnemius medialis* sowie der *m. biceps femoris* zeigen eine deutliche Voraktivierung am Ende der Anrollphase.

Der *m. triceps brachii* wurde beim sechsten Probanden von der Analyse ausgeschlossen.

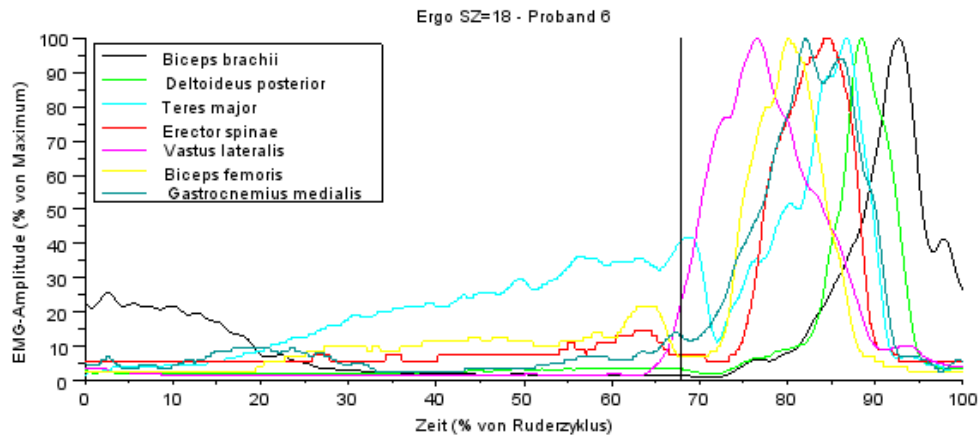


Abb. 44 EMG-Mittelwertkurven des sechsten Probanden am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 18

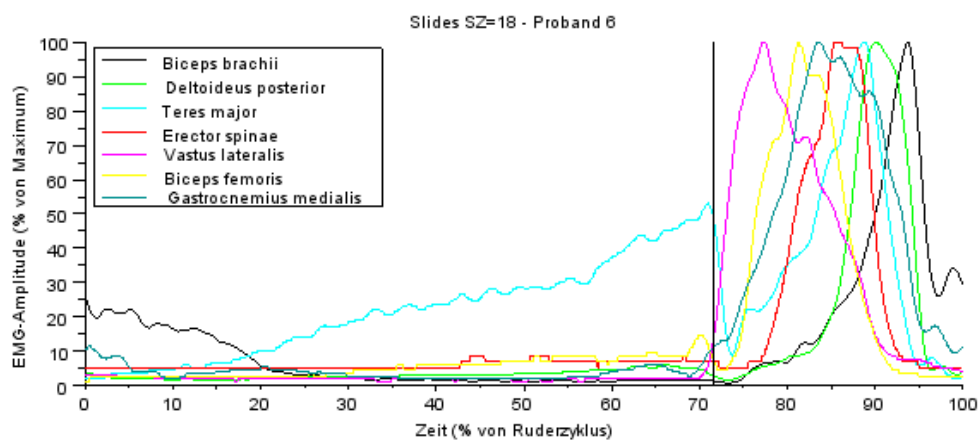


Abb. 45 EMG-Mittelwertkurven des sechsten Probanden am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18

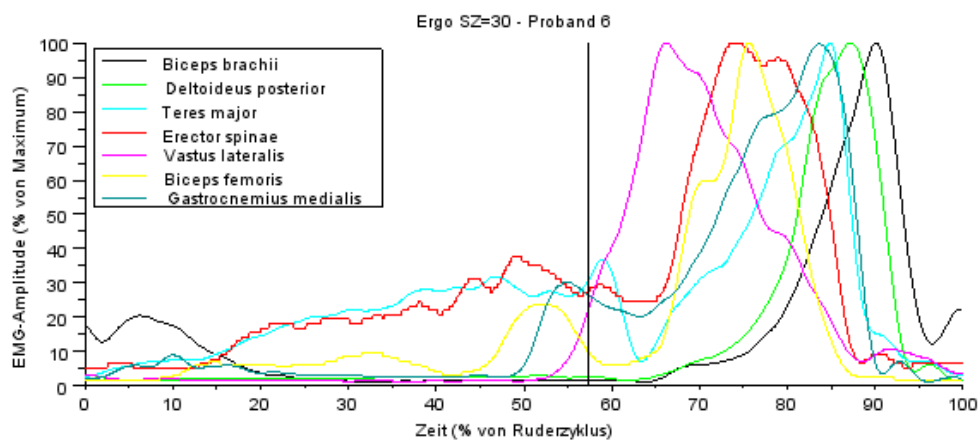


Abb. 46 EMG-Mittelwertkurven des sechsten Probanden am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 30

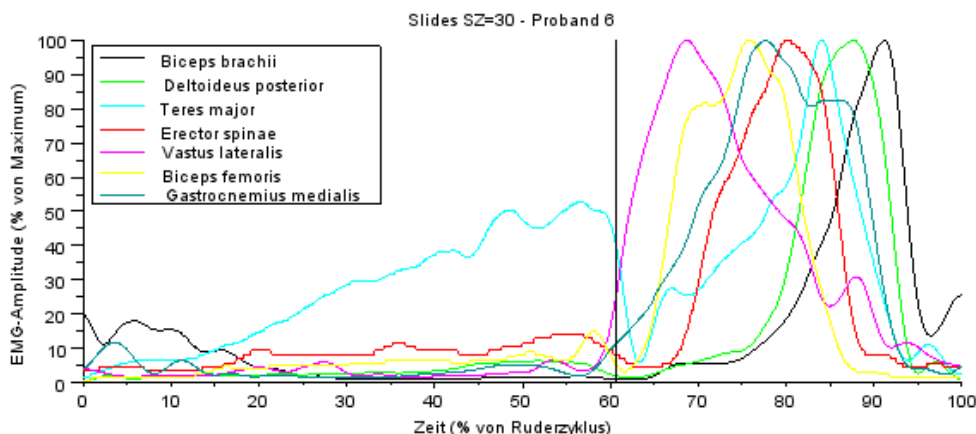


Abb. 47 EMG-Mittelwertkurven des sechsten Probanden am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30

Tab. 9 Zeitpunkte der EMG-Amplitudenmaxima der einzelnen Muskeln des sechsten Probanden in Prozent vom Ruderzyklus

Proband 6	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	92,70%	93,80%	90,20%	91,20%
Triceps brachii				
Deltoideus posterior	88,50%	90,10%	87,30%	87,80%
Teres major	86,80%	88,80%	84,90%	84,10%
Erector spinae	84,60%	85,90%	74,20%	80,20%
Vastus lateralis	76,60%	77,40%	66,20%	68,80%
Biceps femoris	80,20%	81,40%	75,70%	75,90%
Gastrocnemius medialis	82,10%	83,60%	83,70%	77,70%

Die muskulären Aktivierungsmuster der siebten Probandin (Abb. 48, Abb. 49, Abb. 50, Abb. 51, Tab. 10) weichen je nach Betriebsmodalität des Ergometers und Intensität wieder etwas stärker voneinander ab. Bei allen vier Messungen erreicht der *m. vastus lateralis* wiederum als erster Muskel sein Aktivitätsmaximum. Am Ergometer auf Slides folgen daran anschließend die Maxima des *m. triceps brachii*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. erector spinae* und *m. biceps femoris*. Am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 18 tauschen die Maxima des *m. biceps femoris* und des *m. erector spinae* die Plätze in der Reihenfolge. Bei einer Schlagzahl von 30 schiebt sich das Maximum des *m. erector spinae* vor jenes des *m. triceps brachii*, *m. gastrocnemius medialis* und *m. biceps femoris*. Im Endzug maximieren sich die Aktivitäten des *m. teres major*, *m. biceps brachii* und des *m. deltoideus posterior* in dieser Reihenfolge. Am Ergometer auf Slides bei einer Schlag-

zahl von 18 verschiebt sich das Maximum des *m. biceps brachii* an die letzte Stelle der Reihenfolge.

Während der Anrollphase sind – abweichend von den restlichen Probandinnen und Probanden – hauptsächlich die EMG-Amplituden des *m. deltoideus posterior* und des *m. biceps femoris* leicht erhöht. Die Aktivität des *m. erector spinae* nimmt bei allen Messungen erst gegen Ende der Anrollphase zu.

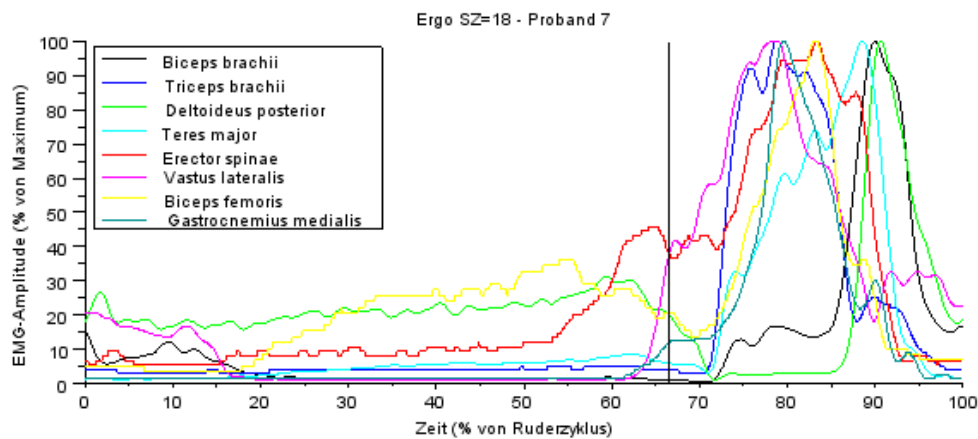


Abb. 48 EMG-Mittelwertkurven der siebten Probandin am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 18

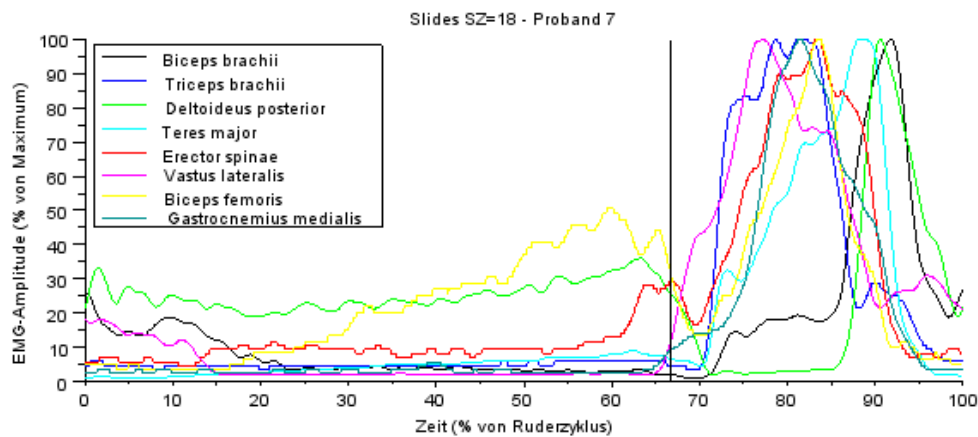


Abb. 49 EMG-Mittelwertkurven der siebten Probandin am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18

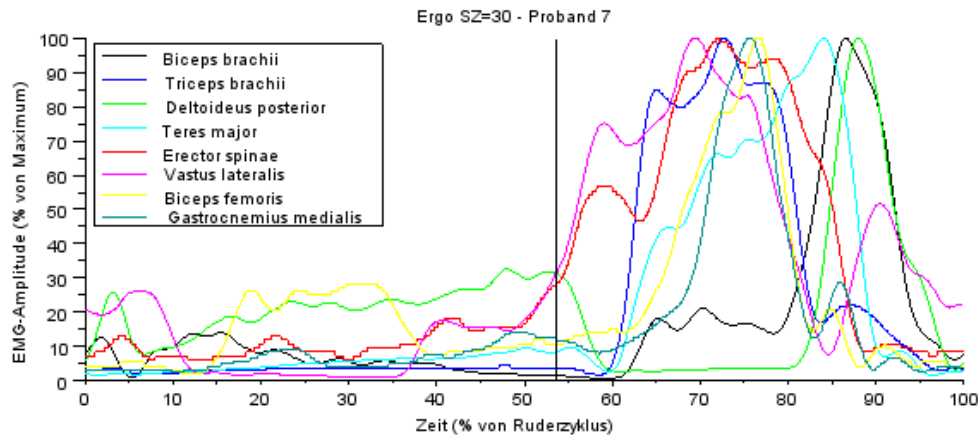


Abb. 50 EMG-Mittelwertkurven der siebten Probandin am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 30

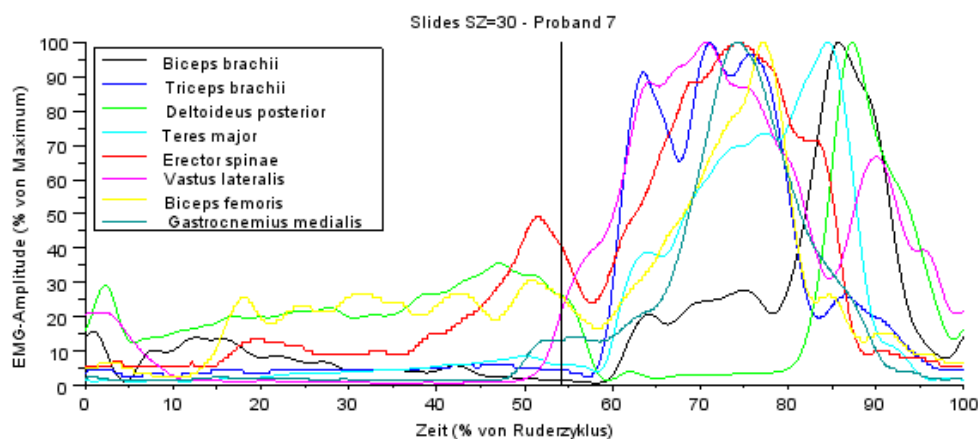


Abb. 51 EMG-Mittelwertkurven der siebten Probandin am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30

Tab. 10 Zeitpunkte der EMG-Amplitudenmaxima der einzelnen Muskeln der siebten Probandin in Prozent vom Ruderyklus

Proband 7	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	90,10%	91,90%	86,60%	85,80%
Triceps brachii	78,90%	78,80%	72,80%	71,20%
Deltoideus posterior	90,70%	90,70%	88,10%	87,30%
Teres major	88,60%	88,30%	84,10%	84,60%
Erector spinae	83,40%	83,50%	72,10%	74,40%
Vastus lateralis	78,60%	77,30%	69,50%	70,70%
Biceps femoris	83,20%	83,60%	76,70%	77,20%
Gastrocnemius medialis	79,70%	81,50%	75,70%	74,30%

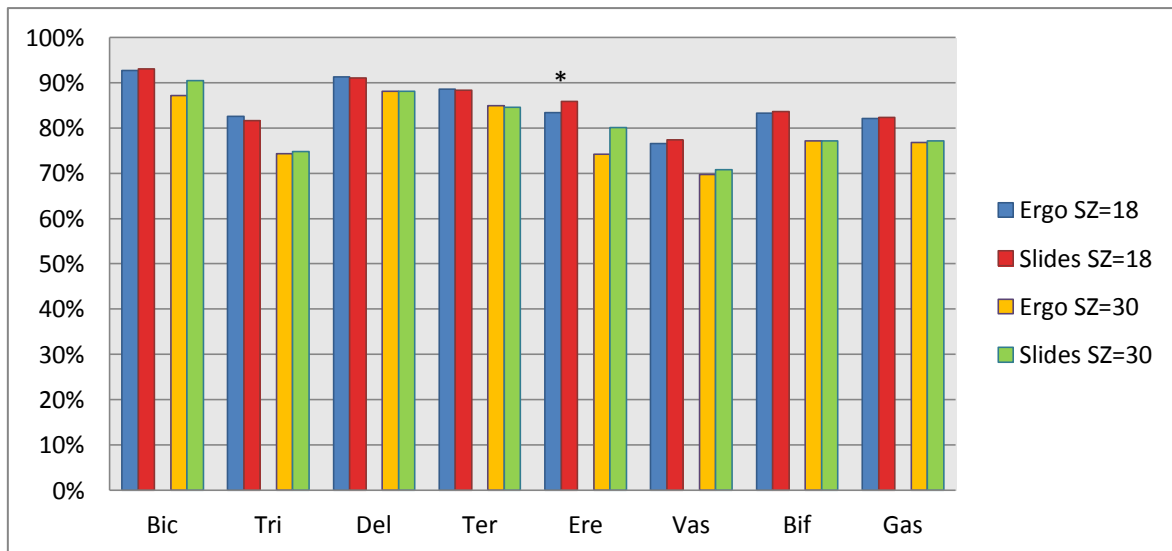
In der Folge wurden die Unterschiede zwischen den Amplitudenmaxima am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18 sowie bei einer Schlagzahl von 30 paarweise mittels Wilcoxon-Test auf Signifikanz getestet (Tab. 11) und die Mediane zur Interpretation der Ergebnisse herangezogen (Tab. 12).

Tab. 11 p-Werte der statistischen Prüfung der Unterschiede der Zeitpunkte der EMG-Amplitudenmaxima der einzelnen Muskeln

<i>Wilcoxon-Test</i>	Ergo vs. Slides SZ=18	Ergo vs. Slides SZ=30
	p-Wert (* <0,05)	p-Wert (* <0,05)
Biceps brachii	0,553	0,553
Triceps brachii	0,600	0,600
Deltoideus posterior	0,173	0,345
Teres major	0,933	0,310
Erector spinae	0,043 *	0,104
Vastus lateralis	0,498	0,075
Biceps femoris	0,892	0,078
Gastrocnemius medialis	0,735	0,176

Tab. 12 Mediane der Zeitpunkte der EMG-Amplitudenmaxima der einzelnen Muskeln in Prozent vom Ruderzyklus

<i>Mediane</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	92,70%	93,10%	87,20%	90,50%
Triceps brachii	82,60%	81,65%	74,35%	74,80%
Deltoideus posterior	91,30%	91,10%	88,10%	88,10%
Teres major	88,60%	88,30%	84,90%	84,60%
Erector spinae	83,40%	85,90%	74,20%	80,10%
Vastus lateralis	76,60%	77,40%	69,70%	70,80%
Biceps femoris	83,30%	83,60%	77,10%	77,20%
Gastrocnemius medialis	82,10%	82,30%	76,80%	77,20%



Es ergaben sich im Wesentlichen keine Unterschiede zwischen den Zeitpunkten der erreichten Amplitudenmaxima bei den vier unterschiedlichen Messungen. Lediglich die Unterschiede zwischen den Zeitpunkten der Aktivitätsmaxima des *m. erector spinae* am stehenden Ergometer (Median bei 83,4 % des Ruderzyklus) und dem Ergometer auf Slides (Median bei 85,9 % des Ruderzyklus) bei einer Schlagzahl von 18 waren signifikant ($p=0,043$). Allerdings muss man dabei bedenken, dass bei diesem Muskel nur fünf Wertepaare vorliegen, die in die statistische Prüfung miteinbezogen wurden.

Bei allen anderen geprüften Variablenpaaren wurde die Nullhypothese, nämlich dass keine Unterschiede existieren, beibehalten.

7.1.2 Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den EMG-Amplitudenmaxima

Um ein Maß für die Steilheit des Anstiegs der EMG-Amplitude während der Durchzugsphase zu generieren, wurden die Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den jeweiligen Zeitpunkten, zu denen die Muskeln ihre EMG-Amplitudenmaxima erreichen, berechnet. Es wird damit aufgezeigt, wie lange es dauert, bis der Muskel sein höchstes Aktivitätsniveau erreicht, und es lässt sich dadurch überprüfen, ob und wie sich die muskuläre Ansteuerung zwischen den beiden Betriebsmodalitäten, dem stehenden Ergometer und dem Ergometer auf Slides, bzw. den beiden verschiedenen Schlagzahlen unterscheidet.

Die folgenden Tabellen (Tab. 13 bis Tab. 19) beinhalten die Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zum Erreichen der maximalen Amplituden aller acht Muskeln bei den vier verschiedenen Messungen und den sieben Probandinnen bzw. Probanden in Prozent vom gesamten Ruderzyklus.

Die leeren Zeilen resultieren aus der Exklusion einzelner Muskeln bei manchen Probandinnen und Probanden, bei denen während der Messungen Artefakte aufgetreten sind.

Tab. 13 Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den EMG-Amplitudenmaxima der ersten Probandin in Prozent vom Ruderzyklus

<i>Probandin 1</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	22,80%	23,20%	32,20%	32,70%
Triceps brachii	16,90%	17,20%	24,70%	25,00%
Deltoideus posterior	23,60%	23,70%	33,40%	33,80%
Teres major	14,70%	18,70%	26,80%	26,90%
Erector spinae	13,20%	20,50%	20,10%	24,30%
Vastus lateralis	8,80%	10,40%	14,80%	16,30%
Biceps femoris	18,40%	18,00%	23,90%	24,00%
Gastrocnemius medialis	14,10%	14,70%	20,50%	21,40%

Tab. 14 Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den EMG-Amplitudenmaxima des zweiten Probanden in Prozent vom Ruderzyklus

<i>Proband 2</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	21,80%	20,80%	30,60%	28,60%
Triceps brachii	13,60%	13,20%	17,30%	17,70%
Deltoideus posterior	21,60%	21,10%	31,50%	29,00%
Teres major	20,00%	18,30%	29,60%	25,90%
Erector spinae	17,10%	17,30%	25,40%	22,30%
Vastus lateralis	10,80%	10,00%	14,30%	12,80%
Biceps femoris	15,10%	14,60%	20,50%	18,50%
Gastrocnemius medialis	15,50%	14,40%	21,60%	19,30%

Tab. 15 Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den EMG-Amplitudenmaxima des dritten Probanden in Prozent vom Ruderzyklus

<i>Proband 3</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	33,20%	33,10%	41,20%	38,80%
Triceps brachii	23,20%	23,10%	27,60%	25,20%
Deltoideus posterior	30,30%	30,90%	36,90%	35,00%
Teres major	25,30%	23,90%	31,90%	30,10%
Erector spinae				
Vastus lateralis	16,40%	15,80%	17,20%	16,50%
Biceps femoris				
Gastrocnemius medialis	21,30%	20,90%	27,10%	24,00%

Tab. 16 Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den EMG-Amplitudenmaxima des vierten Probanden in Prozent vom Ruderzyklus

<i>Proband 4</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	25,50%	24,50%	29,50%	33,40%
Triceps brachii	13,40%	9,70%	18,20%	14,30%
Deltoideus posterior	21,80%	21,10%	30,00%	26,60%
Teres major	20,80%	19,60%	31,00%	27,60%
Erector spinae	11,30%	11,70%	17,40%	16,10%
Vastus lateralis	6,30%	5,00%	14,20%	12,30%
Biceps femoris				
Gastrocnemius medialis	13,10%	14,60%	20,20%	16,90%

Tab. 17 Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den EMG-Amplitudenmaxima des fünften Probanden in Prozent vom Ruderzyklus

<i>Proband 5</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	27,10%	24,20%	35,30%	32,60%
Triceps brachii	11,70%	9,90%	11,20%	8,60%
Deltoideus posterior	25,10%	23,30%	32,60%	30,20%
Teres major	22,20%	17,90%	28,40%	26,80%
Erector spinae				
Vastus lateralis	9,50%	9,20%	11,70%	9,00%
Biceps femoris	16,80%	14,00%	21,10%	19,20%
Gastrocnemius medialis	16,70%	12,30%	20,40%	17,40%

Tab. 18 Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den EMG-Amplitudenmaxima des sechsten Probanden in Prozent vom Ruderzyklus

<i>Proband 6</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	24,90%	22,10%	32,80%	30,60%
Triceps brachii				
Deltoideus posterior	20,70%	18,40%	29,90%	27,20%
Teres major	19,00%	17,10%	27,50%	23,50%
Erector spinae	16,80%	14,20%	16,80%	19,60%
Vastus lateralis	8,80%	5,70%	8,80%	8,20%
Biceps femoris	12,40%	9,70%	18,30%	15,30%
Gastrocnemius medialis	14,30%	11,90%	26,30%	17,10%

Tab. 19 Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den EMG-Amplitudenmaxima der siebten Probandin in Prozent vom Ruderzyklus

<i>Probandin 7</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	23,60%	25,20%	33,00%	31,50%
Triceps brachii	12,40%	12,10%	19,20%	16,90%
Deltoideus posterior	24,20%	24,00%	34,50%	33,00%
Teres major	22,10%	21,60%	30,50%	30,30%
Erector spinae	16,90%	16,80%	18,50%	20,10%
Vastus lateralis	12,10%	10,60%	15,90%	16,40%
Biceps femoris	16,70%	16,90%	23,10%	22,90%
Gastrocnemius medialis	13,20%	14,80%	22,10%	20,00%

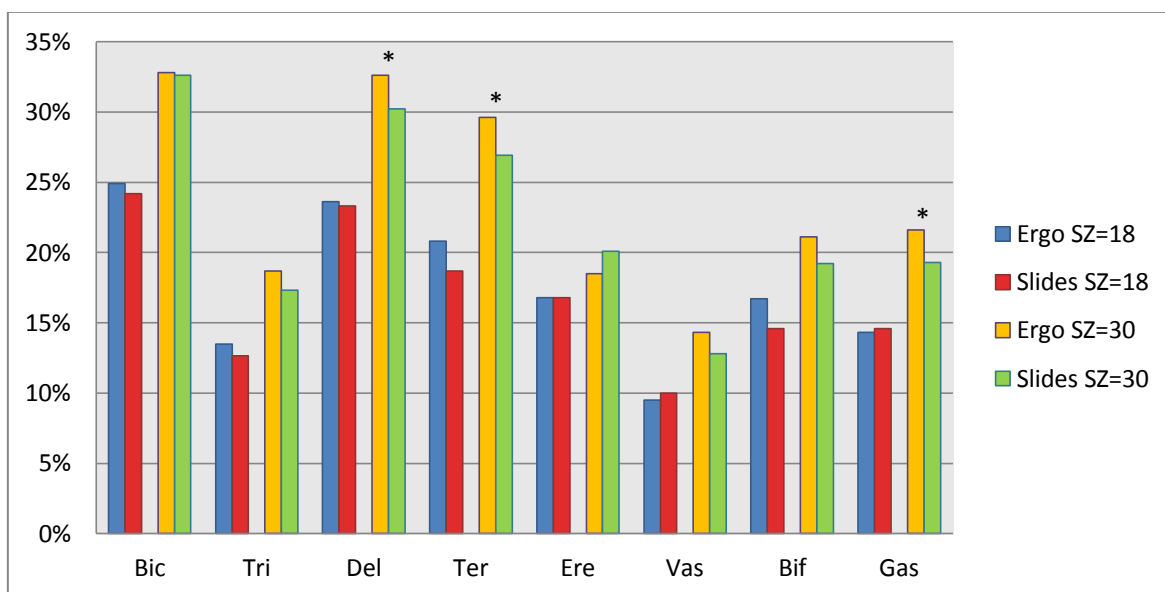
In weiterer Folge wurden die Unterschiede zwischen den Zeiten am stehenden Ergometer und jenen am Ergometer auf Slides bei den beiden Schlagzahlen 18 und 30 paarweise auf Signifikanz getestet. Es wurden dazu der Wilcoxon-Test bei einem Signifikanzniveau von $\alpha=0,05$ verwendet (Tab. 20) und die Mediane zur Interpretation der Ergebnisse herangezogen (Tab. 21).

Tab. 20 p-Werte der statistischen Prüfung der Unterschiede der Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den EMG-Amplitudenmaxima der einzelnen Muskeln

<i>Wilcoxon-Test</i>	Ergo vs. Slides SZ=18	Ergo vs. Slides SZ=30
	p-Wert (* <0,05)	p-Wert (* <0,05)
Biceps brachii	0,236	0,310
Triceps brachii	0,093	0,116
Deltoideus posterior	0,128	0,028 *
Teres major	0,176	0,028 *
Erector spinae	0,500	0,500
Vastus lateralis	0,176	0,150
Biceps femoris	0,080	0,080
Gastrocnemius medialis	0,612	0,028 *

Tab. 21 Mediane der Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den EMG-Amplitudenmaxima der einzelnen Muskeln in Prozent vom Ruderzyklus

<i>Mediane</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	24,90%	24,20%	32,80%	32,60%
Triceps brachii	13,50%	12,65%	18,70%	17,30%
Deltoideus posterior	23,60%	23,30%	32,60%	30,20%
Teres major	20,80%	18,70%	29,60%	26,90%
Erector spinae	16,80%	16,80%	18,50%	20,10%
Vastus lateralis	9,50%	10,00%	14,30%	12,80%
Biceps femoris	16,70%	14,60%	21,10%	19,20%
Gastrocnemius medialis	14,30%	14,60%	21,60%	19,30%



Es ergaben sich bezüglich der Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zum Erreichen der EMG-Amplitudenmaxima ausschließlich Unterschiede zwischen dem stehenden Ergometer und dem Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30.

Statistisch signifikante Unterschiede zeigten sich erstens beim *m. deltoideus posterior* mit einem Median von 32,6 % am stehenden Ergometer im Vergleich zu einem Median von 30,2 % des gesamten Ruderzyklus am Ergometer auf Slides. Es dauert daher am Ergometer auf Slides um 2,4 % kürzer ($p=0,028$), bis das EMG-Amplitudenmaximum des *m. deltoideus posterior* erreicht wird.

Zweitens ergaben sich beim *m. teres major* Unterschiede mit einem Median von 29,6 % am stehenden Ergometer im Vergleich zu einem Median von 26,9 % des gesamten Ruderzyklus am Ergometer auf Slides. Es dauert daher am Ergometer auf Slides um 2,7 % kürzer ($p=0,028$), bis das EMG-Amplitudenmaximum des *m. teres major* erreicht wird.

Der *m. gastrocnemius medialis* ist der dritte Muskel, bei dem sich bei einer Schlagzahl von 30 Unterschiede ergeben. Der Median der Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zum Erreichen des EMG-Amplitudenmaximums beträgt am stehenden Ergometer 21,6 % und am Ergometer auf Slides 19,3 %. Es dauert daher am Ergometer auf Slides um 2,3 % kürzer ($p=0,028$), bis das EMG-Amplitudenmaximum des *m. gastrocnemius medialis* erreicht wird.

Bei allen anderen geprüften Variablenpaaren wurde die Nullhypothese, nämlich dass keine Unterschiede existieren, beibehalten.

7.1.3 Muskelvoraktivierungen

Aufgrund der Tatsache, dass eine Athletin bzw. ein Athlet am stehenden Ergometer ihre bzw. seine eigene Körpermasse beschleunigen muss und am Ergometer auf Slides lediglich die Masse des Ergometers auf der Schiene von der Athletin bzw. dem Athleten beschleunigt wird, ergeben sich unterschiedliche wirkende Kräfte. Diese könnten sich möglicherweise speziell zum Zeitpunkt der vorderen Bewegungsumkehr bemerkbar machen, weil genau dann die eigene Körpermasse bzw. die Masse des Ergometers auf eine Geschwindigkeit von Null abgebremst und daran anschließend wieder maximal beschleunigt werden muss.

Es liegt daher die Vermutung nahe, dass aufgrund der unterschiedlichen Masseverhältnisse die Muskeln am stehenden Ergometer schon bereits kurz vor der Beschleunigung zum Zeitpunkt der vorderen Bewegungsumkehr aktiviert werden, was auch Voraktivierung

genannt wird, um in der Folge eine größere Kraft entfalten zu können und die höhere eigene Körpermasse rasch genug beschleunigen zu können.

Aus diesem Grund wurden die EMG-Amplituden der einzelnen Muskeln zum Zeitpunkt der vorderen Bewegungsumkehr bei den vier verschiedenen Messungen miteinander verglichen.

Die folgenden Tabellen (Tab. 22 bis Tab. 28) zeigen genau diese EMG-Amplituden in Prozent vom im Ruderzyklus maximal erreichten Wert bei der vorderen Bewegungsumkehr bei allen vier Messungen für alle acht Muskeln und alle sieben Probandinnen und Probanden.

Tab. 22 EMG-Amplituden der einzelnen Muskeln bei der vorderen Bewegungsumkehr der ersten Probandin in Prozent der EMG-Amplitudenmaxima

<i>Probandin 1</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	1,39%	2,31%	1,78%	1,95%
Triceps brachii	2,96%	3,40%	2,59%	2,81%
Deltoideus posterior	47,64%	59,35%	38,04%	38,95%
Teres major	22,82%	28,73%	25,93%	24,88%
Erector spinae	44,83%	39,81%	47,53%	47,52%
Vastus lateralis	17,26%	7,33%	23,27%	11,82%
Biceps femoris	13,16%	33,77%	11,39%	18,00%
Gastrocnemius medialis	6,82%	4,44%	18,81%	4,90%

Tab. 23 EMG-Amplituden der einzelnen Muskeln bei der vorderen Bewegungsumkehr des zweiten Probanden in Prozent der EMG-Amplitudenmaxima

<i>Proband 2</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	0,32%	0,64%	0,41%	0,45%
Triceps brachii	2,34%	3,25%	2,95%	2,57%
Deltoideus posterior	7,03%	7,85%	7,41%	7,43%
Teres major	1,27%	1,55%	1,89%	1,95%
Erector spinae	28,06%	24,36%	11,05%	26,83%
Vastus lateralis	14,57%	7,00%	17,82%	18,86%
Biceps femoris	12,55%	22,06%	16,93%	19,69%
Gastrocnemius medialis	12,67%	4,17%	19,54%	11,70%

Tab. 24 EMG-Amplituden der einzelnen Muskeln bei der vorderen Bewegungsumkehr des dritten Probanden in Prozent der EMG-Amplitudenmaxima

<i>Proband 3</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	1,15%	1,22%	1,03%	0,94%
Triceps brachii	4,31%	3,08%	1,90%	1,39%
Deltoideus posterior	3,24%	5,49%	4,15%	3,88%
Teres major	8,60%	9,14%	7,53%	8,61%
Erector spinae				
Vastus lateralis	3,52%	1,67%	6,20%	1,06%
Biceps femoris				
Gastrocnemius medialis	15,28%	8,43%	11,29%	10,14%

Tab. 25 EMG-Amplituden der einzelnen Muskeln bei der vorderen Bewegungsumkehr des vierten Probanden in Prozent der EMG-Amplitudenmaxima

<i>Proband 4</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	0,48%	1,07%	0,73%	1,02%
Triceps brachii	2,03%	2,27%	2,22%	2,27%
Deltoideus posterior	1,81%	4,58%	2,01%	2,14%
Teres major	7,76%	9,89%	10,14%	5,23%
Erector spinae	44,00%	50,00%	29,27%	36,97%
Vastus lateralis	30,53%	4,37%	27,65%	18,40%
Biceps femoris				
Gastrocnemius medialis	46,15%	5,17%	24,42%	10,99%

Tab. 26 EMG-Amplituden der einzelnen Muskeln bei der vorderen Bewegungsumkehr des fünften Probanden in Prozent der EMG-Amplitudenmaxima

<i>Proband 5</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	5,54%	6,31%	3,54%	4,08%
Triceps brachii	1,08%	1,08%	0,93%	1,33%
Deltoideus posterior	17,45%	12,18%	15,07%	13,79%
Teres major	5,25%	4,22%	4,39%	4,47%
Erector spinae				
Vastus lateralis	14,90%	4,35%	41,24%	26,00%
Biceps femoris	7,52%	21,15%	5,65%	10,55%
Gastrocnemius medialis	2,17%	3,97%	4,73%	1,56%

Tab. 27 EMG-Amplituden der einzelnen Muskeln bei der vorderen Bewegungsumkehr des sechsten Probanden in Prozent der EMG-Amplitudenmaxima

<i>Proband 6</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	1,55%	1,21%	1,57%	1,09%
Triceps brachii				
Deltoideus posterior	3,47%	2,56%	2,57%	1,90%
Teres major	40,32%	47,41%	31,00%	41,10%
Erector spinae	7,41%	7,02%	27,27%	8,24%
Vastus lateralis	22,03%	15,03%	22,56%	24,23%
Biceps femoris	7,14%	7,32%	9,52%	5,83%
Gastrocnemius medialis	13,16%	11,56%	26,40%	11,05%

Tab. 28 EMG-Amplituden der einzelnen Muskeln bei der vorderen Bewegungsumkehr der siebten Probandin in Prozent der EMG-Amplitudenmaxima

<i>Probandin 7</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	1,21%	2,36%	1,54%	1,49%
Triceps brachii	4,04%	4,76%	3,85%	4,42%
Deltoideus posterior	20,40%	25,69%	31,41%	26,05%
Teres major	6,17%	6,60%	8,63%	6,12%
Erector spinae	37,84%	29,41%	27,71%	40,23%
Vastus lateralis	37,06%	11,52%	31,36%	22,22%
Biceps femoris	20,69%	32,20%	10,87%	25,64%
Gastrocnemius medialis	11,67%	9,43%	12,61%	13,29%

In der Folge wurden die Unterschiede zwischen den Amplitudenmaxima am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18 bzw. 30 mittels Wilcoxon-Test paarweise auf Signifikanz getestet (Tab. 29). Das Signifikanzniveau wurde mit $\alpha=0,05$ festgesetzt. Zur Interpretation der Ergebnisse wurden die Mediane herangezogen (Tab. 30).

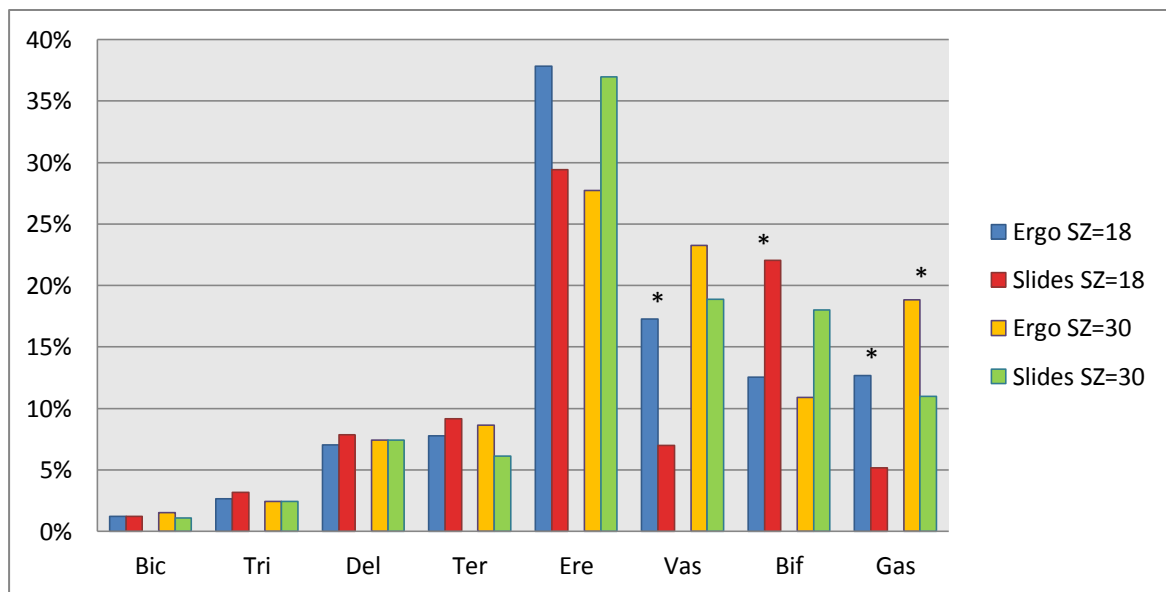
Ergebnisse

Tab. 29 p-Werte der statistischen Prüfung der Unterschiede der EMG-Amplituden der einzelnen Muskeln bei der vorderen Bewegungsumkehr

<i>Wilcoxon-Test</i>	Ergo vs. Slides SZ=18	Ergo vs. Slides SZ=30
	p-Wert (* <0,05)	p-Wert (* <0,05)
Biceps brachii	0,063	0,612
Triceps brachii	0,345	0,600
Deltoideus posterior	0,237	0,310
Teres major	0,091	1,000
Erector spinae	0,345	0,686
Vastus lateralis	0,018 *	0,063
Biceps femoris	0,043 *	0,138
Gastrocnemius medialis	0,043 *	0,028 *

Tab. 30 Mediane der EMG-Amplituden der einzelnen Muskeln bei der vorderen Bewegungsumkehr in Prozent der EMG-Amplitudenmaxima

<i>Mediane</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	1,21%	1,22%	1,54%	1,09%
Triceps brachii	2,65%	3,16%	2,41%	2,42%
Deltoideus posterior	7,03%	7,85%	7,41%	7,43%
Teres major	7,76%	9,14%	8,63%	6,12%
Erector spinae	37,84%	29,41%	27,71%	36,97%
Vastus lateralis	17,26%	7,00%	23,27%	18,86%
Biceps femoris	12,55%	22,06%	10,87%	18,00%
Gastrocnemius medialis	12,67%	5,17%	18,81%	10,99%



Unterschiede hinsichtlich der EMG-Amplituden zum Zeitpunkt der vorderen Bewegungsumkehr als Maß für die Voraktivierung der einzelnen Muskeln existieren zwischen dem stehenden Ergometer und dem Ergometer auf Slides sowohl bei einer Schlagzahl von 18 als auch bei einer Schlagzahl von 30.

Beim *m. vastus lateralis* ist der Median am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 18 (Median bei 17,26 % des EMG-Amplitudenmaximums) um 10,26 % gegenüber dem Median am Ergometer auf Slides (Median bei 7 % des EMG-Amplitudenmaximums) signifikant ($p=0,018$) erhöht.

Beim *m. biceps femoris* ist der Median am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 18 (Median bei 12,55 % des EMG-Amplitudenmaximums) um 9,51 % gegenüber dem Median am Ergometer auf Slides (Median bei 22,06 % des EMG-Amplitudenmaximums) signifikant ($p=0,043$) niedriger.

Beim *m. gastrocnemius medialis* unterscheiden sich die EMG-Amplituden zum Zeitpunkt der vorderen Bewegungsumkehr bei beiden Intensitäten. Bei einer Schlagzahl von 18 ist die EMG-Amplitude am stehenden Ergometer (Median 12,67 %) gegenüber dem Ergometer auf Slides (Median 5,17 %) um 7,50 % signifikant ($p=0,043$) erhöht. Bei einer Schlagzahl von 30 ist die EMG-Amplitude am stehenden Ergometer (Median 18,81 %) gegenüber dem Ergometer auf Slides (Median 10,99 %) um 7,82 % signifikant ($p=0,028$) erhöht.

7.1.4 Maxima der leistungsnormalisierten EMG-Kurven in der Antriebsphase

Um zu überprüfen, wie stark die Muskeln beim Rudern am stehenden Ergometer bzw. am Ergometer auf Slides maximal aktiviert werden, wurden die EMG-Kurven auf die während der Antriebsphase durchschnittlich erbrachte Leistung normalisiert und die maximalen Amplitudenwerte ermittelt.

In den folgenden Tabellen (Tab. 31 bis Tab. 37) seien die Maxima der leistungsnormalisierten EMG-Kurven für jede Messung, jede Probandin bzw. jeden Probanden und jeden Muskel dargestellt.

Tab. 31 Maxima der leistungsnormalisierten EMG-Kurven (Antriebsphase) der ersten Probandin in $\mu\text{V/W}$

<i>Probandin 1</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	0,73	0,54	0,65	0,51
Triceps brachii	0,34	0,30	0,32	0,29
Deltoideus posterior	0,55	0,44	0,57	0,44
Teres major	0,42	0,37	0,36	0,34
Erector spinae	0,29	0,21	0,27	0,23
Vastus lateralis	0,40	0,31	0,45	0,33
Biceps femoris	0,15	0,16	0,13	0,16
Gastrocnemius medialis	0,18	0,19	0,17	0,17

Tab. 32 Maxima der leistungsnormalisierten EMG-Kurven (Antriebsphase) des zweiten Probanden in $\mu\text{V/W}$

<i>Proband 2</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	1,22	1,16	1,27	1,12
Triceps brachii	0,28	0,30	0,32	0,31
Deltoideus posterior	0,79	0,79	0,79	0,69
Teres major	0,91	0,87	0,83	0,83
Erector spinae	0,18	0,19	0,18	0,17
Vastus lateralis	0,39	0,32	0,39	0,30
Biceps femoris	0,33	0,34	0,33	0,32
Gastrocnemius medialis	0,19	0,21	0,18	0,19

Tab. 33 Maxima der leistungsnormalisierten EMG-Kurven (Antriebsphase) des dritten Probanden in $\mu\text{V/W}$

<i>Proband 3</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	0,66	0,71	0,64	0,51
Triceps brachii	0,18	0,19	0,29	0,28
Deltoideus posterior	0,28	0,24	0,26	0,20
Teres major	0,28	0,27	0,26	0,23
Erector spinae				
Vastus lateralis	0,22	0,17	0,26	0,18
Biceps femoris				
Gastrocnemius medialis	0,11	0,12	0,14	0,13

Tab. 34 Maxima der leistungsnormalisierten EMG-Kurven (Antriebsphase) des vierten Probanden in $\mu\text{V/W}$

<i>Proband 4</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	0,85	0,73	0,70	0,60
Triceps brachii	0,20	0,23	0,19	0,18
Deltoideus posterior	0,37	0,31	0,36	0,33
Teres major	0,49	0,46	0,43	0,42
Erector spinae	0,10	0,11	0,13	0,12
Vastus lateralis	0,31	0,27	0,32	0,21
Biceps femoris				
Gastrocnemius medialis	0,04	0,08	0,09	0,09

Tab. 35 Maxima der leistungsnormalisierten EMG-Kurven (Antriebsphase) des fünften Probanden in $\mu\text{V/W}$

<i>Proband 5</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	0,66	0,49	0,64	0,56
Triceps brachii	0,70	0,68	0,64	0,55
Deltoideus posterior	0,23	0,23	0,17	0,18
Teres major	0,75	0,73	0,65	0,65
Erector spinae				
Vastus lateralis	0,32	0,24	0,33	0,24
Biceps femoris	0,34	0,38	0,34	0,33
Gastrocnemius medialis	0,21	0,19	0,20	0,23

Tab. 36 Maxima der leistungsnormalisierten EMG-Kurven (Antriebsphase) des sechsten Probanden in $\mu\text{V/W}$

<i>Proband 6</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	0,70	0,60	0,61	0,58
Triceps brachii				
Deltoideus posterior	0,47	0,40	0,47	0,39
Teres major	0,22	0,20	0,24	0,17
Erector spinae	0,10	0,08	0,09	0,09
Vastus lateralis	0,32	0,22	0,32	0,20
Biceps femoris	0,13	0,12	0,15	0,13
Gastrocnemius medialis	0,21	0,21	0,24	0,20

Tab. 37 Maxima der leistungsnormalisierten EMG-Kurven (Antriebsphase) der siebten Probandin in $\mu\text{V/W}$

<i>Probandin 7</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	0,91	0,71	0,82	0,66
Triceps brachii	0,22	0,18	0,23	0,19
Deltoideus posterior	0,87	0,75	0,84	0,78
Teres major	0,71	0,63	0,67	0,64
Erector spinae	0,16	0,18	0,15	0,14
Vastus lateralis	0,43	0,40	0,40	0,40
Biceps femoris	0,13	0,12	0,17	0,13
Gastrocnemius medialis	0,26	0,22	0,21	0,23

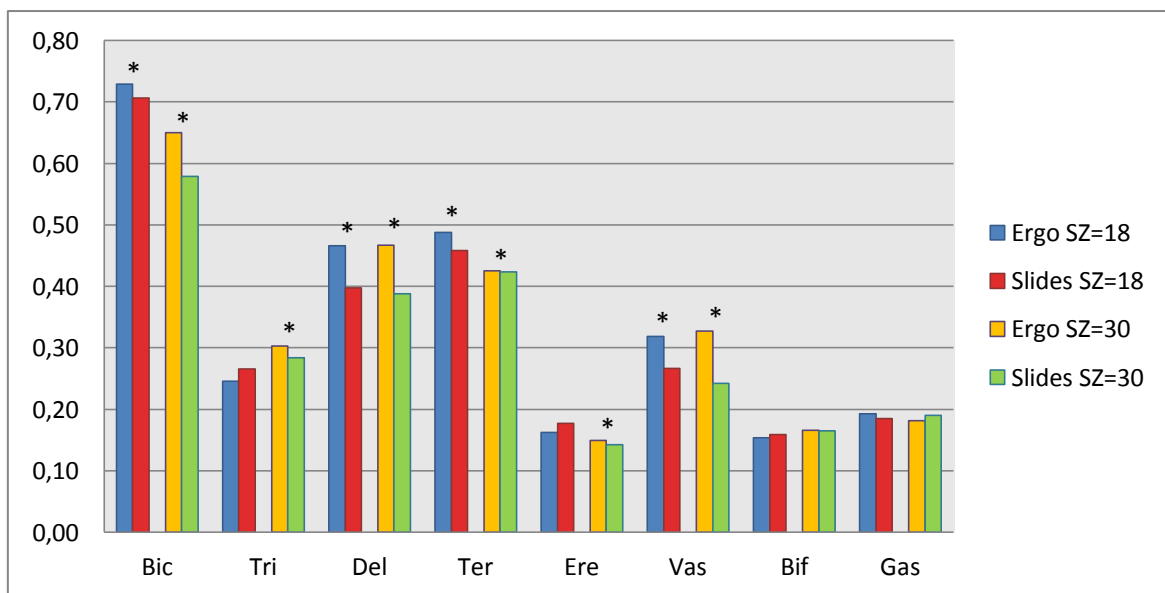
In weiterer Folge wurden die Unterschiede zwischen den Amplitudenmaxima der leistungsnormalisierten EMG-Kurven am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei den beiden Schlagzahlen 18 und 30 paarweise auf Signifikanz getestet. Es wurde dazu der Wilcoxon-Test bei einem Signifikanzniveau von $\alpha=0,05$ verwendet (Tab. 38) und die Mediane zur Interpretation der Ergebnisse herangezogen (Tab. 39).

Tab. 38 p-Werte der statistischen Prüfung der Unterschiede der Maxima der leistungsnormalisierten EMG-Kurven (Antriebsphase)

<i>Wilcoxon-Test</i>	Ergo vs. Slides SZ=18	Ergo vs. Slides SZ=30
	p-Wert (* <0,05)	p-Wert (* <0,05)
Biceps brachii	0,028 *	0,018 *
Triceps brachii	0,600	0,028 *
Deltoideus posterior	0,043 *	0,028 *
Teres major	0,018 *	0,018 *
Erector spinae	0,893	0,043 *
Vastus lateralis	0,018 *	0,028 *
Biceps femoris	0,345	0,345
Gastrocnemius medialis	0,735	0,398

Tab. 39 Mediane der Maxima der leistungsnormalisierten EMG-Kurven (Antriebsphase) in $\mu\text{V/W}$

Mediane	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	0,73	0,71	0,65	0,58
Triceps brachii	0,25	0,27	0,30	0,28
Deltoideus posterior	0,47	0,40	0,47	0,39
Teres major	0,49	0,46	0,43	0,42
Erector spinae	0,16	0,18	0,15	0,14
Vastus lateralis	0,32	0,27	0,33	0,24
Biceps femoris	0,15	0,16	0,17	0,16
Gastrocnemius medialis	0,19	0,19	0,18	0,19



Hinsichtlich der Maxima der leistungsnormalisierten EMG-Kurven bestehen zwischen den beiden Betriebsmodalitäten sowohl bei einer Schlagzahl von 18 als auch bei einer Schlagzahl von 30 Unterschiede.

Das Maximum des *m. biceps brachii* ist bei einer Schlagzahl von 18 am Ergometer auf Slides um 2,99 % ($p=0,028$) und bei einer Schlagzahl von 30 um 10,95 % ($p=0,018$) gegenüber dem stehenden Ergometer reduziert.

Das Maximum des *m. triceps brachii* ist am Ergometer auf Slides lediglich bei einer Schlagzahl von 30 um 6,18 % ($p=0,028$) gegenüber dem stehenden Ergometer geringer.

Die Reduktion des Amplitudenmaximums beim *m. deltoideus posterior* beträgt bei einer Schlagzahl von 18 am Ergometer auf Slides gegenüber dem stehenden Ergometer 14,68 % ($p=0,043$) und bei einer Schlagzahl von 30 16,96 % ($p=0,028$).

Das Maximum des *m. teres major* ist bei einer Schlagzahl von 18 am Ergometer auf Slides um 6,11 % ($p=0,018$) und bei einer Schlagzahl von 30 um 0,38 % ($p=0,018$) gegenüber dem stehenden Ergometer verringert.

Beim *m. erector spinae* ist das Maximum am Ergometer auf Slides nur bei einer Schlagzahl von 30 um 4,49 % ($p=0,043$) gegenüber dem stehenden Ergometer reduziert.

Beim *m. vastus lateralis* beträgt die Reduktion bei einer Schlagzahl von 18 am Ergometer auf Slides gegenüber dem stehenden Ergometer 16,27 % ($p=0,018$) und bei einer Schlagzahl von 30 26,03 % ($p=0,028$).

7.1.5 Integrale der leistungsnormalisierten EMG-Kurven in der Antriebsphase

Die Integrale der leistungsnormalisierten EMG-Kurven in der Antriebsphase sind ein Maß für den Grad der gesamten Muskelaktivität während des Durchzugs. Die entsprechenden Werte für alle Messungen, Probandinnen bzw. Probanden und Muskeln sind den nachfolgenden Tabellen (Tab. 40 bis Tab. 46) zu entnehmen.

Tab. 40 Integrale der leistungsnormalisierten EMG-Kurven in der Antriebsphase der ersten Probandin in $\mu V/W$

<i>Probandin 1</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	6,01	5,30	7,58	6,15
Triceps brachii	4,35	4,21	5,81	5,71
Deltoideus posterior	4,54	4,31	5,96	4,78
Teres major	6,86	6,14	8,69	7,66
Erector spinae	4,30	3,10	5,75	5,34
Vastus lateralis	5,14	4,12	9,36	6,63
Biceps femoris	1,59	1,74	2,04	2,44
Gastrocnemius medialis	2,40	2,01	2,83	2,56

Tab. 41 Integrale der leistungsnormalisierten EMG-Kurven in der Antriebsphase des zweiten Probanden in $\mu\text{V/W}$

<i>Proband 2</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	8,16	7,65	12,42	10,71
Triceps brachii	3,01	3,38	5,14	5,01
Deltoideus posterior	4,97	5,01	8,25	6,91
Teres major	10,36	10,73	14,17	14,74
Erector spinae	2,21	2,23	2,94	2,79
Vastus lateralis	4,98	4,54	7,73	6,32
Biceps femoris	2,42	2,74	4,06	3,77
Gastrocnemius medialis	1,71	1,92	2,55	2,37

Tab. 42 Integrale der leistungsnormalisierten EMG-Kurven in der Antriebsphase des dritten Probanden in $\mu\text{V/W}$

<i>Proband 3</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	4,36	4,84	5,61	4,62
Triceps brachii	2,18	2,64	4,34	4,76
Deltoideus posterior	2,26	2,21	2,78	2,31
Teres major	4,08	4,51	5,07	4,74
Erector spinae				
Vastus lateralis	3,88	3,39	5,84	3,97
Biceps femoris				
Gastrocnemius medialis	1,43	1,47	2,23	2,01

Tab. 43 Integrale der leistungsnormalisierten EMG-Kurven in der Antriebsphase des vierten Probanden in $\mu\text{V/W}$

<i>Proband 4</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	5,27	4,38	8,14	7,26
Triceps brachii	2,74	2,76	3,31	3,24
Deltoideus posterior	2,68	2,30	3,68	3,68
Teres major	5,67	5,44	6,56	7,04
Erector spinae	1,63	1,50	2,47	2,15
Vastus lateralis	4,98	4,04	7,28	4,61
Biceps femoris				
Gastrocnemius medialis	0,59	0,73	1,30	1,19

Tab. 44 Integrale der leistungsnormalisierten EMG-Kurven in der Antriebsphase des fünften Probanden in $\mu\text{V/W}$

<i>Proband 5</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	6,86	5,52	9,21	8,37
Triceps brachii	8,33	7,94	9,32	8,26
Deltoideus posterior	2,63	2,42	2,99	2,79
Teres major	10,66	10,85	12,96	12,81
Erector spinae				
Vastus lateralis	4,61	3,55	5,91	4,97
Biceps femoris	3,49	4,15	4,13	4,92
Gastrocnemius medialis	2,93	2,51	3,70	3,99

Tab. 45 Integrale der leistungsnormalisierten EMG-Kurven in der Antriebsphase des sechsten Probanden in $\mu\text{V/W}$

<i>Proband 6</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	6,65	5,02	7,03	6,44
Triceps brachii				
Deltoideus posterior	3,67	3,27	5,50	4,58
Teres major	2,74	2,12	3,59	2,47
Erector spinae	1,10	0,81	1,74	1,28
Vastus lateralis	4,46	2,72	5,71	3,69
Biceps femoris	1,30	1,22	1,86	1,89
Gastrocnemius medialis	2,84	3,21	4,09	3,92

Tab. 46 Integrale der leistungsnormalisierten EMG-Kurven in der Antriebsphase der siebten Probandin in $\mu\text{V/W}$

<i>Probandin 7</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	8,53	7,18	10,51	9,59
Triceps brachii	3,03	2,68	4,43	3,80
Deltoideus posterior	6,90	6,55	8,76	8,69
Teres major	9,21	8,57	12,60	12,34
Erector spinae	2,85	2,84	3,68	3,32
Vastus lateralis	7,81	6,93	10,10	11,15
Biceps femoris	1,57	1,54	2,38	2,15
Gastrocnemius medialis	2,86	2,95	2,69	3,78

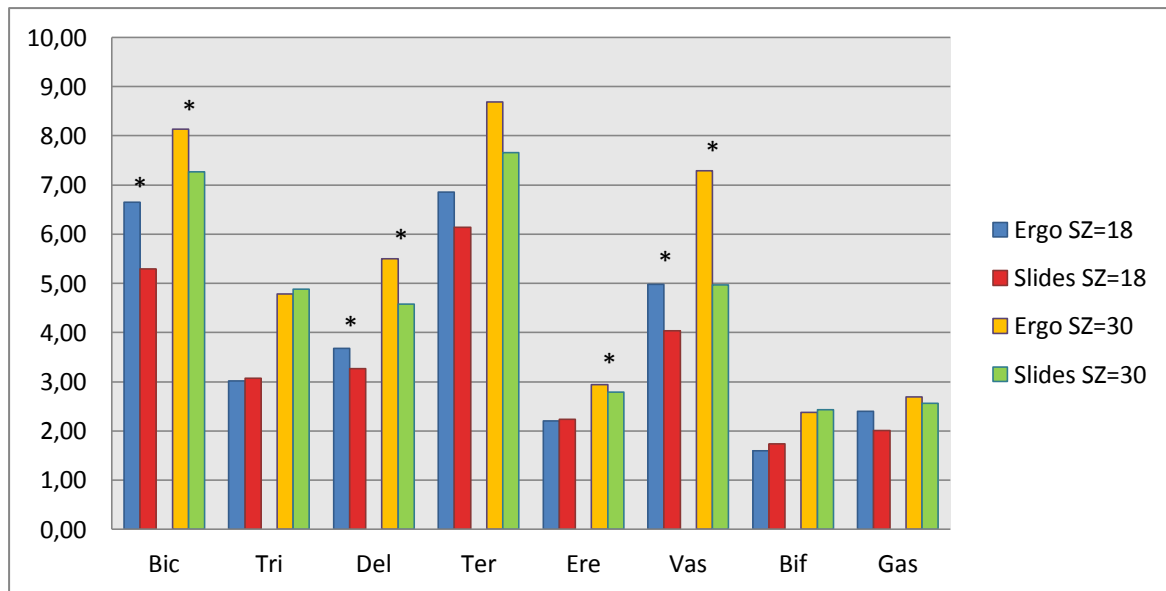
Um zu überprüfen, ob sich die Gesamtaktivität der Muskeln während der Antriebsphase hinsichtlich der verwendeten Ergometer-Variante und der beiden Intensitäten unterscheidet, wurden die Werte mittels Wilcoxon-Test paarweise auf Signifikanz getestet (Tab. 47). Das Signifikanzniveau wurde mit $\alpha=0,05$ festgesetzt. Zur Interpretation der Ergebnisse wurden die Mediane herangezogen (Tab. 48).

Tab. 47 p-Werte der statistischen Prüfung der Unterschiede der Integrale der leistungsnormalisierten EMG-Kurven in der Antriebsphase

<i>Wilcoxon-Test</i>	Ergo vs. Slides SZ=18	Ergo vs. Slides SZ=30
	p-Wert (* <0,05)	p-Wert (* <0,05)
Biceps brachii	0,028 *	0,018 *
Triceps brachii	0,917	0,173
Deltoideus posterior	0,028 *	0,028 *
Teres major	0,310	0,398
Erector spinae	0,138	0,043 *
Vastus lateralis	0,018 *	0,043 *
Biceps femoris	0,225	0,500
Gastrocnemius medialis	0,866	0,866

Tab. 48 Mediane der Integrale der leistungsnormalisierten EMG-Kurven in der Antriebsphase in $\mu\text{V/W}$

<i>Mediane</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Biceps brachii	6,65	5,30	8,14	7,26
Triceps brachii	3,02	3,07	4,78	4,88
Deltoideus posterior	3,67	3,27	5,50	4,58
Teres major	6,86	6,14	8,69	7,66
Erector spinae	2,21	2,23	2,94	2,79
Vastus lateralis	4,98	4,04	7,28	4,97
Biceps femoris	1,59	1,74	2,38	2,44
Gastrocnemius medialis	2,40	2,01	2,69	2,56



Hinsichtlich der Integrale der leistungsnormalisierten EMG-Kurven in der Antriebsphase bestehen wiederum zwischen den beiden Betriebsmodalitäten sowohl bei einer Schlagzahl von 18 als auch bei einer Schlagzahl von 30 Unterschiede.

Das Integral der EMG-Kurve des *m. biceps brachii* ist bei einer Schlagzahl von 18 am Ergometer auf Slides um 20,34 % ($p=0,028$) und bei einer Schlagzahl von 30 um 10,71 % ($p=0,018$) gegenüber dem stehenden Ergometer reduziert.

Beim *m. deltoideus posterior* ist das Integral der EMG-Kurve bei einer Schlagzahl von 18 am Ergometer auf Slides gegenüber dem stehenden Ergometer um 11,13 % ($p=0,028$) und bei einer Schlagzahl von 30 um 16,81 % ($p=0,028$) geringer.

Beim *m. erector spinae* ist das Integral der EMG-Kurve am Ergometer auf Slides lediglich bei einer Schlagzahl von 30 um 5,06 % ($p=0,043$) gegenüber dem stehenden Ergometer reduziert.

Die Reduktion des Integrals der EMG-Kurve des *m. vastus lateralis* beträgt bei einer Schlagzahl von 18 am Ergometer auf Slides gegenüber dem stehenden Ergometer 18,80 % ($p=0,018$) und bei einer Schlagzahl von 30 31,72 % ($p=0,043$).

7.2 Zugkraft

7.2.1 Zugkraft-Mittelwertkurven, Zeitpunkte der Zugkraft-Maxima

Die folgenden Diagramme (Abb. 52 bis Abb. 65) zeigen jeweils die beiden Zugkraftkurven der einzelnen Probandinnen und Probanden der Messungen am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18 bzw. 30 inklusive der Stan-

dardabweichungen. Die vertikalen Linien kennzeichnen die Zeitpunkte der vorderen Bewegungsumkehr, die den Ruderzyklus in die Erholungs- und Antriebsphase unterteilen.

Auf der x-Achse ist wieder die Zeit in Prozent vom gesamten Ruderzyklus und auf der y-Achse die Zugkraft in Prozent vom maximal während des Ruderzyklus erreichten Wert aufgetragen.

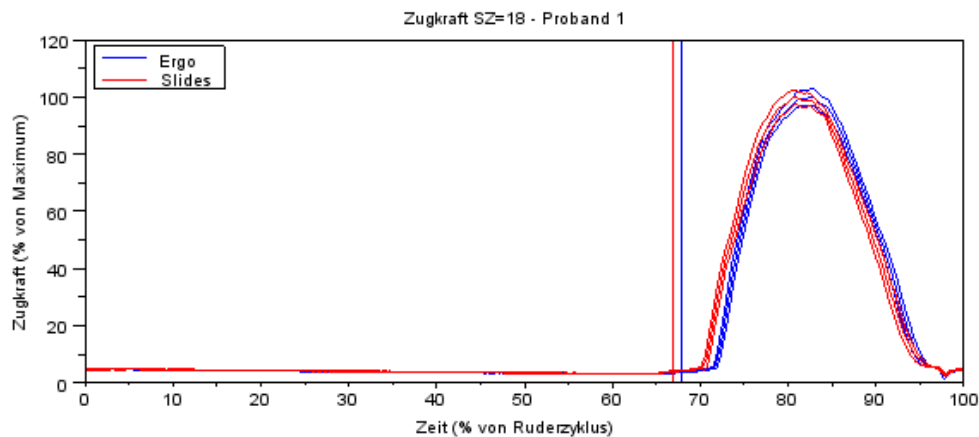


Abb. 52 Zugkraft-Mittelwertkurven (+/- Standardabweichung) der ersten Probandin am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18

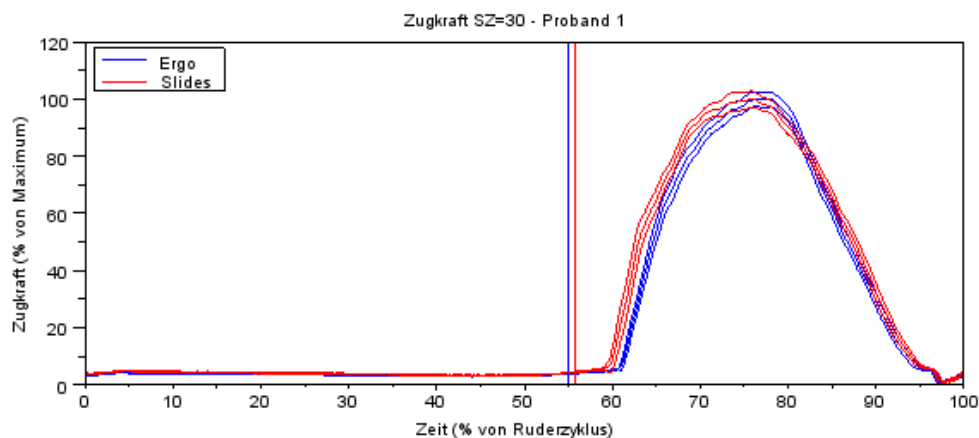


Abb. 53 Zugkraft-Mittelwertkurven (+/- Standardabweichung) der ersten Probandin am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30

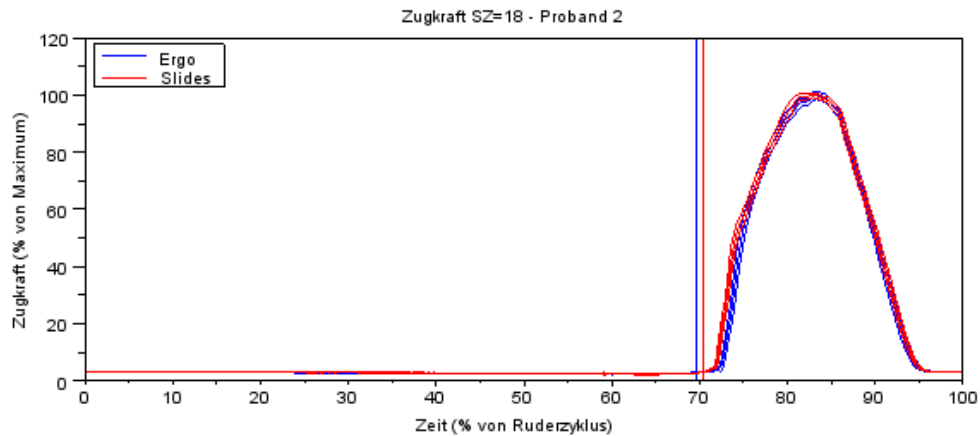


Abb. 54 Zugkraft-Mittelwertkurven (+/- Standardabweichung) des zweiten Probanden am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18

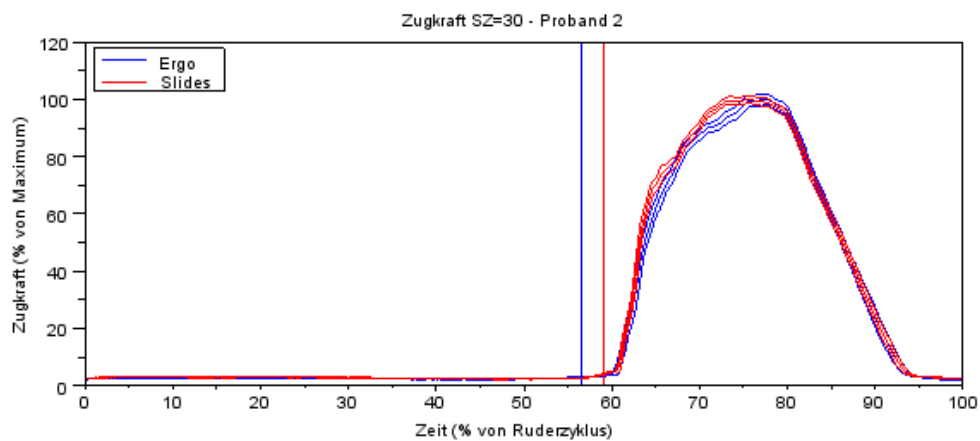


Abb. 55 Zugkraft-Mittelwertkurven (+/- Standardabweichung) des zweiten Probanden am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30

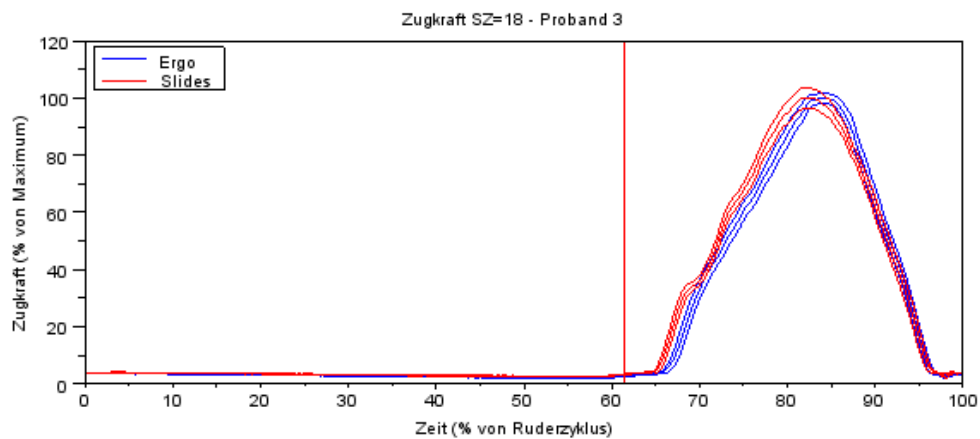


Abb. 56 Zugkraft-Mittelwertkurven (+/- Standardabweichung) des dritten Probanden am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18

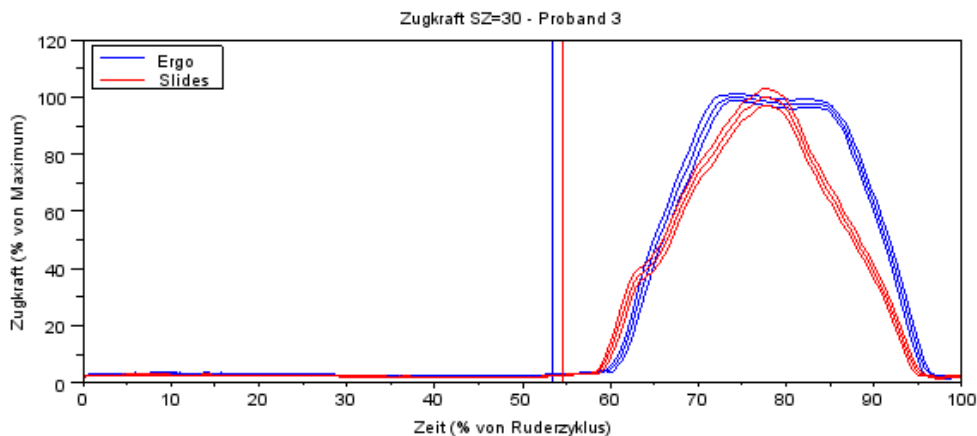


Abb. 57 Zugkraft-Mittelwertkurven (+/- Standardabweichung) des dritten Probanden am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30

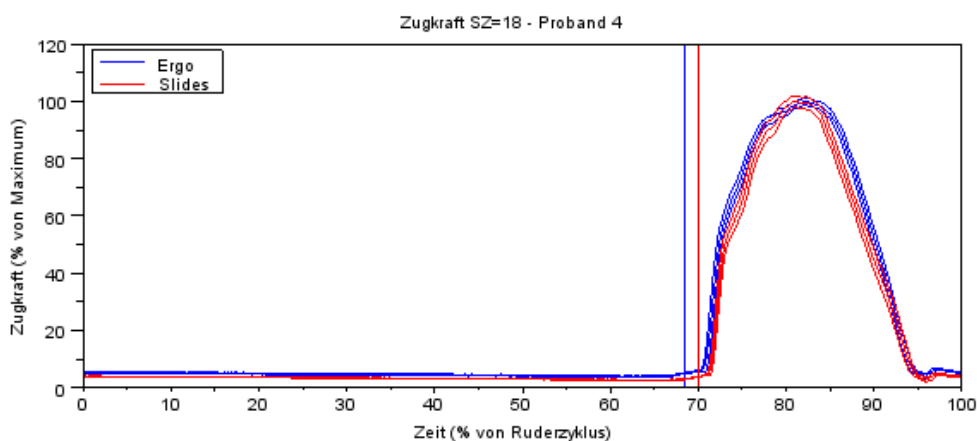


Abb. 58 Zugkraft-Mittelwertkurven (+/- Standardabweichung) des vierten Probanden am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18

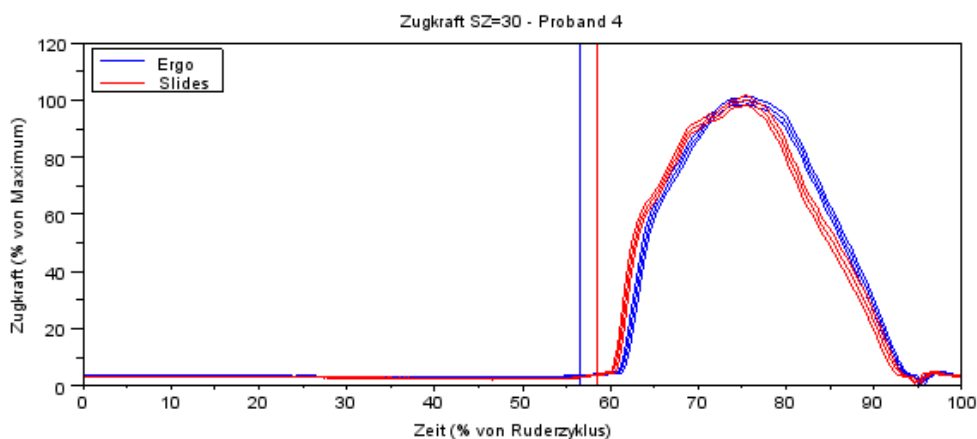


Abb. 59 Zugkraft-Mittelwertkurven (+/- Standardabweichung) des vierten Probanden am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30

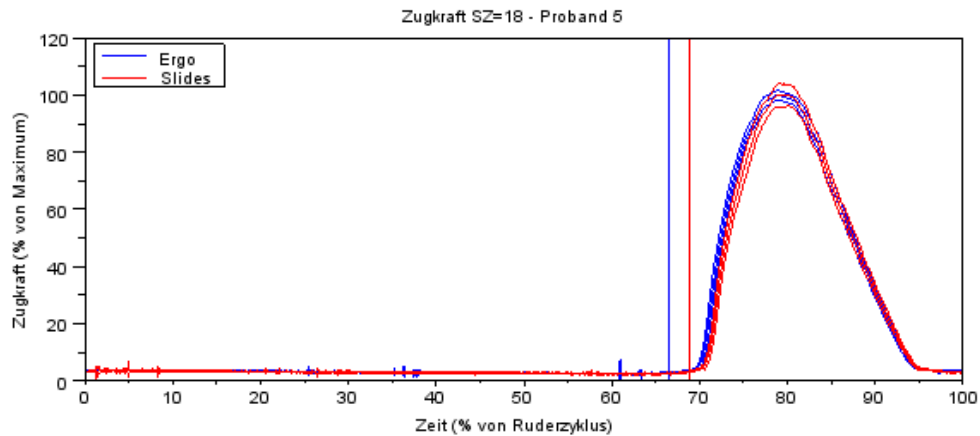


Abb. 60 Zugkraft-Mittelwertkurven (+/- Standardabweichung) des fünften Probanden am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18

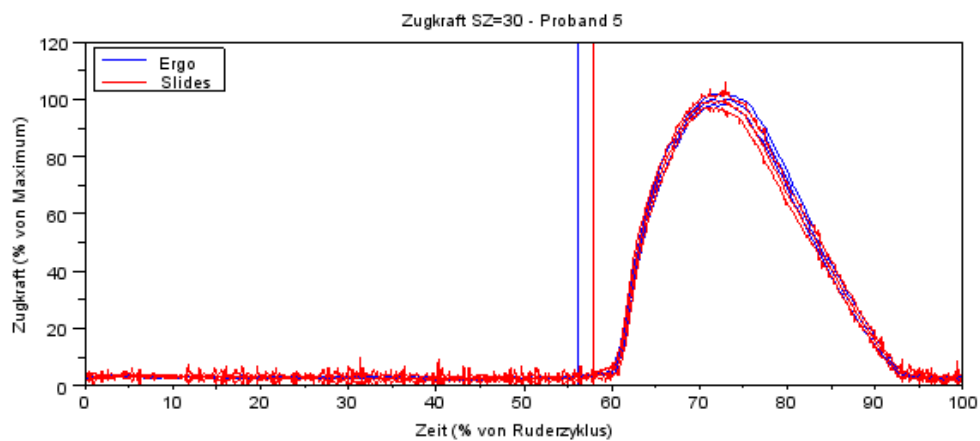


Abb. 61 Zugkraft-Mittelwertkurven (+/- Standardabweichung) des fünften Probanden am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30

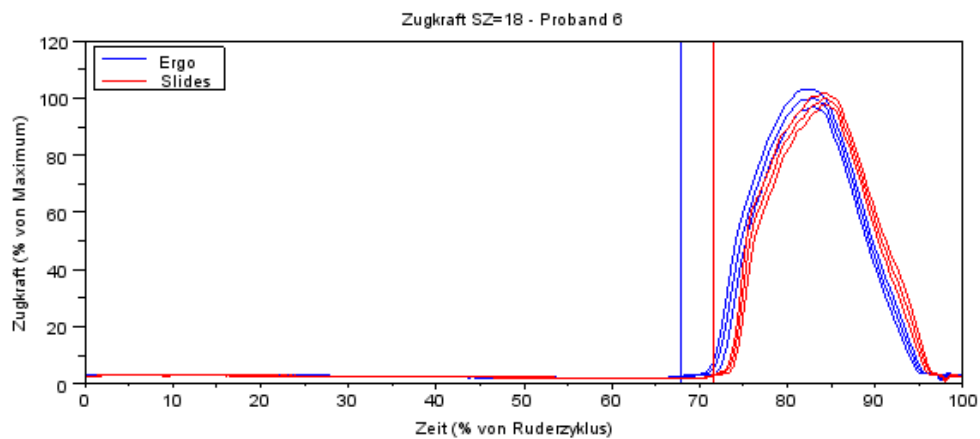


Abb. 62 Zugkraft-Mittelwertkurven (+/- Standardabweichung) des sechsten Probanden am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18

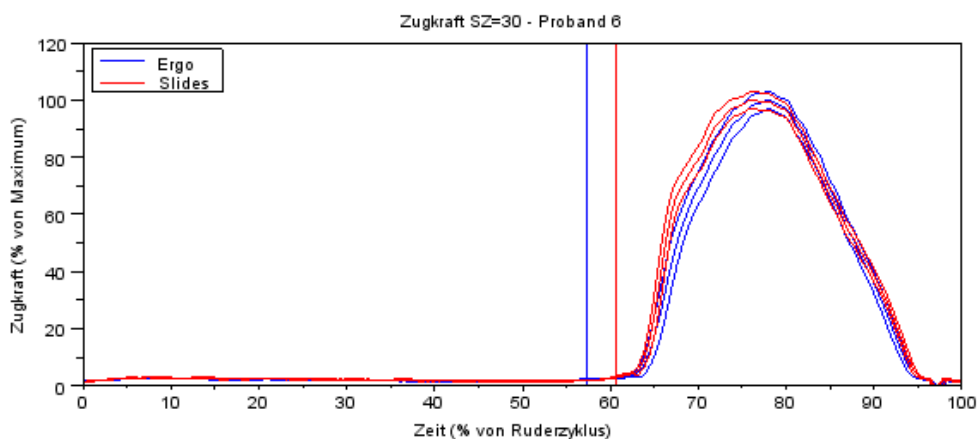


Abb. 63 Zugkraft-Mittelwertkurven (+/- Standardabweichung) des sechsten Probanden am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30

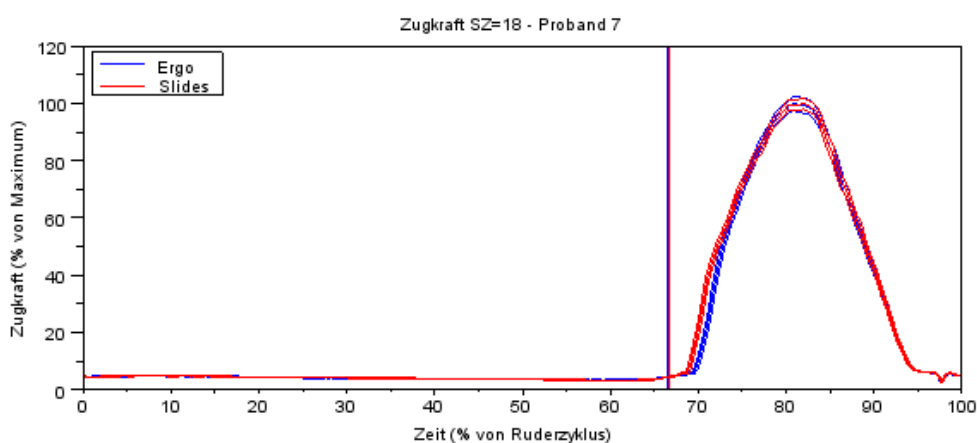


Abb. 64 Zugkraft-Mittelwertkurven (+/- Standardabweichung) der siebten Probandin am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18

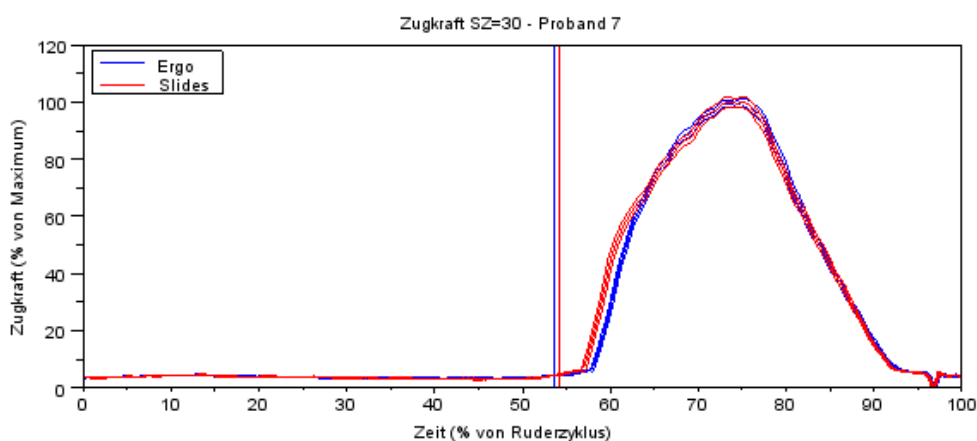


Abb. 65 Zugkraft-Mittelwertkurven (+/- Standardabweichung) der siebten Probandin am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30

Wie aus den Abbildungen zu erkennen ist, sind die Standardabweichungen hinsichtlich der an der Hantel aufgebrauchten Zugkraft sehr gering. Es wird dadurch das hohe Leistungsniveau der in die Studie miteinbezogenen Ruderinnen und Ruderer aufgezeigt und bestätigt.

Beim fünften Probanden erkennt man bei der Zugkraftkurve speziell am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30 eine Überlagerung des Signals durch ein starkes Rauschen, das jedoch im Zuge der Mittelung der Zugkraftkurven größtenteils herausgerechnet wurde und somit die Interpretation der Kurven nicht maßgeblich beeinflusst.

Die Zeitpunkte der maximal erreichten Zugkraftwerte in Prozent vom gesamten Ruderzyklus sind für alle Probandinnen und Probanden und alle vier Messungen aus der Tab. 49 abzulesen.

Tab. 49 Zeitpunkte der Zugkraft-Maxima der einzelnen ProbandInnen in Prozent vom Ruderzyklus

	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Probandin 1	82,70%	80,80%	78,00%	76,00%
Proband 2	83,30%	82,90%	77,40%	75,50%
Proband 3	84,30%	82,60%	74,10%	77,70%
Proband 4	82,20%	81,10%	75,60%	75,50%
Proband 5	79,10%	78,90%	73,10%	73,00%
Proband 6	83,00%	84,30%	78,10%	76,10%
Probandin 7	81,00%	81,90%	75,20%	73,40%

Die Unterschiede zwischen den Zeitpunkten der aufgetretenen Zugkraft-Maxima am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides wurden für beide Schlagzahlen mit Hilfe eines Wilcoxon-Tests auf statistische Signifikanz geprüft (Tab. 50).

Tab. 50 p-Werte der statistischen Prüfung der Unterschiede der Zeitpunkte der Zugkraft-Maxima

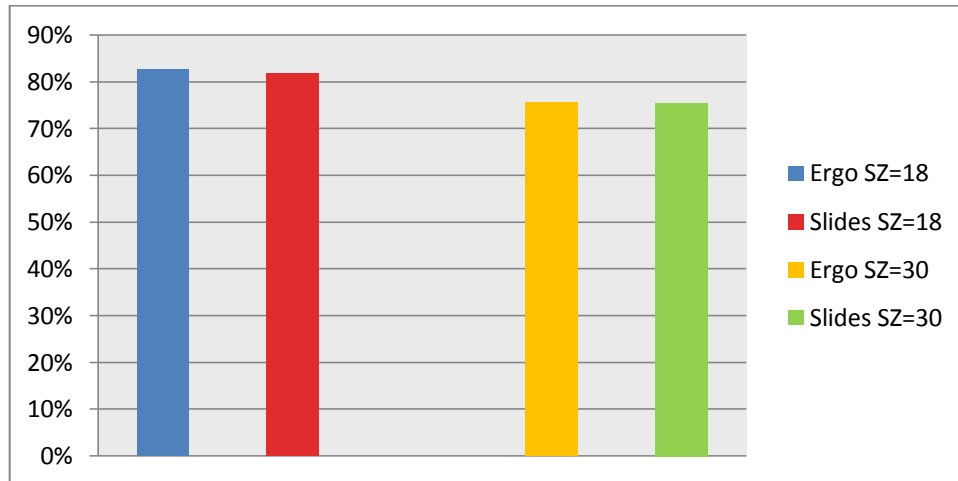
<i>Wilcoxon-Test</i>	Ergo vs. Slides SZ=18	Ergo vs. Slides SZ=30
	p-Wert (* <0,05)	p-Wert (* <0,05)
Zugkraft	0,310	0,235

Es ergaben sich bei einem Signifikanzniveau von 0,05 keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Betriebsmodalitäten des Ruderergometers hinsichtlich der Zeitpunkte der maximal erreichten Zugkraftwerte.

Die Mediane seien trotzdem der Vollständigkeit halber in der Tab. 51 dargestellt.

Tab. 51 Mediane der Zeitpunkte der Zugkraft-Maxima in Prozent vom Ruderzyklus

Mediane	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Zugkraft	82,70%	81,90%	75,60%	75,50%



7.2.2 Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den Zugkraft-Maxima

Um die Zugkraftkurven quantitativ zu beurteilen, wurden wiederum die Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den Zeitpunkten der maximal erreichten Zugkraftwerte berechnet (Tab. 52).

Tab. 52 Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den Zugkraft-Maxima der einzelnen ProbandInnen in Prozent vom Ruderzyklus

	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Probandin 1	14,90%	13,80%	23,10%	20,20%
Proband 2	13,60%	12,50%	20,80%	16,40%
Proband 3	22,80%	21,20%	20,60%	23,20%
Proband 4	13,70%	11,10%	19,00%	17,00%
Proband 5	12,60%	10,00%	17,00%	15,10%
Proband 6	15,20%	12,60%	20,70%	15,50%
Probandin 7	14,50%	15,20%	21,60%	19,10%

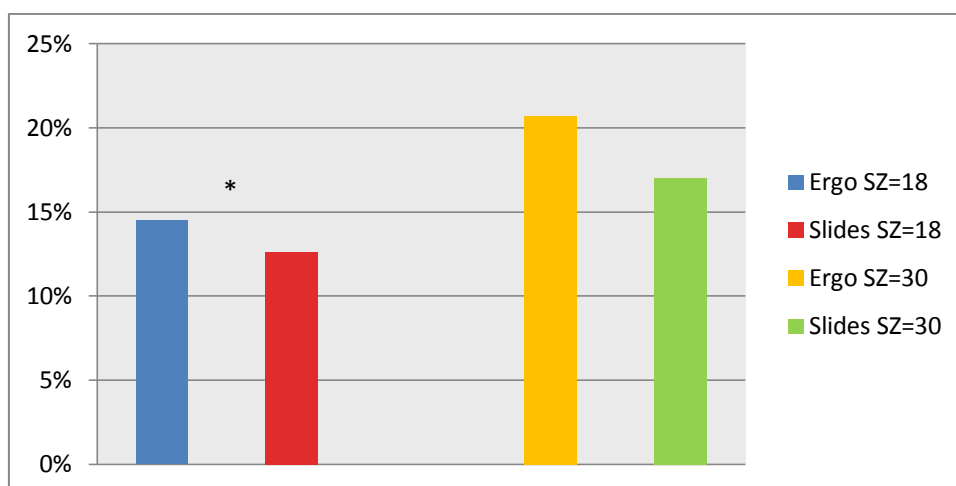
Die Unterschiede der Werte zwischen den Messungen am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei den beiden Intensitäten (Schlagzahl 18 und 30) wurden anschließend mit Hilfe des Wilcoxon-Tests paarweise auf Signifikanz geprüft (Tab. 53). Für die Interpretation der Ergebnisse wurden die Mediane der Zugkraft bei den vier verschiedenen Messungen herangezogen (Tab. 54).

Tab. 53 p-Werte der statistischen Prüfung der Unterschiede der Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den Zugkraft-Maxima

<i>Wilcoxon-Test</i>	Ergo vs. Slides SZ=18	Ergo vs. Slides SZ=30
	p-Wert (* <0,05)	p-Wert (* <0,05)
Zugkraft	0,027 *	0,091

Tab. 54 Mediane der Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den Zugkraft-Maxima in Prozent vom Ruderzyklus

<i>Mediane</i>	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Zugkraft	14,50%	12,60%	20,70%	17,00%



Statistisch signifikante Unterschiede bei den Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den Zugkraft-Maxima ergaben sich lediglich beim Vergleich der Werte am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18 ($p=0,027$), wobei am Ergometer auf Slides die Dauer von der vorderen Bewegungsumkehr bis zum Erreichen des Maximums um 1,9 % vom Ruderzyklus kürzer als am stehenden Ergometer ist. Bei einer Schlagzahl von 30 waren die Unterschiede nicht signifikant.

7.3 Schlagstruktur

7.3.1 Verhältnisse von Anrollphase zu Schlaglänge

Um Unterschiede in der Schlagstruktur aufzuzeigen, wurden die Verhältnisse von Anrollphase zu Schlaglänge (Anrollphase plus Durchzugsphase), also die Quotienten aus der Länge der Anrollphase zur gesamten Schlaglänge, berechnet.

Tabelle 55 zeigt die Dauern des gesamten Ruderschlags (stroke), der Antrieb- bzw. Durchzugsphase (drive) sowie der Erholungs- bzw. Anrollphase (recovery) in Sekunden

für die unterschiedlichen Betriebsmodalitäten des Ruderergometers – am Boden stehend (E) und auf Slides (S) – für jeweils beide Schlagzahlen (18 und 30) und alle sieben Probandinnen und Probanden. Außerdem sind die Verhältnisse von Anrollphase zu Schlaglänge in Prozent für die vier verschiedenen Messungen angegeben.

Tab. 55 Schlaglängen, Längen der Antriebs- bzw. Erholungsphase in Sekunden sowie Verhältnisse von Anrollphase zu Schlaglänge in Prozent der einzelnen ProbandInnen

	P 1	P 2	P 3	P 4	P 5	P 6	P 7
Stroke_E18 [s]	3,29	3,33	3,06	3,31	3,27	3,25	3,26
Drive_E18 [s]	1,06	1,01	1,18	1,04	1,10	1,05	1,09
Recovery_E18 [s]	2,23	2,32	1,88	2,27	2,17	2,21	2,17
Stroke_S18 [s]	3,15	3,25	2,73	3,30	3,17	3,21	3,03
Drive_S18 [s]	1,04	0,96	1,05	0,99	0,99	0,91	1,01
Recovery_S18 [s]	2,11	2,29	1,68	2,31	2,18	2,30	2,02
Stroke_E30 [s]	1,96	1,91	2,04	1,98	2,03	2,04	2,02
Drive_E30 [s]	0,88	0,83	0,95	0,86	0,89	0,87	0,94
Recovery_E30 [s]	1,08	1,08	1,09	1,12	1,14	1,17	1,09
Stroke_S30 [s]	1,97	1,98	1,95	1,97	2,00	2,02	1,96
Drive_S30 [s]	0,87	0,81	0,89	0,82	0,84	0,79	0,90
Recovery_S30 [s]	1,10	1,17	1,06	1,15	1,16	1,22	1,06
Rec/Stroke_E18	67,80%	69,70%	61,50%	68,50%	66,50%	67,80%	66,50%
Rec/Stroke_S18	67,00%	70,40%	61,40%	70,00%	68,90%	71,70%	66,70%
Rec/Stroke_E30	54,90%	56,60%	53,50%	56,60%	56,10%	57,40%	53,60%
Rec/Stroke_S30	55,80%	59,10%	54,50%	58,50%	57,90%	60,60%	54,30%

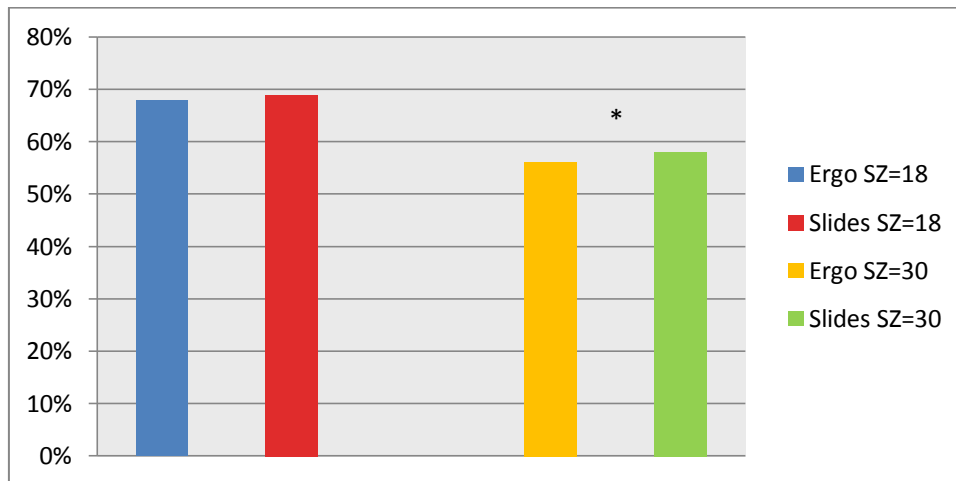
Die Unterschiede zwischen den Verhältnissen von Anrollphase zu Schlaglänge am stehenden Ergometer bzw. am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18 bzw. 30, die Unterschiede zwischen den beiden Messungen am stehenden Ergometer sowie die Unterschiede zwischen den beiden Messungen am Ergometer auf Slides wurden in weiterer Folge mittels Wilcoxon-Test auf statistische Signifikanz geprüft (Tab. 56). Die Mediane wurden zur Interpretation der Ergebnisse berechnet (Tab. 57).

Tab. 56 p-Werte der statistischen Prüfung der Unterschiede der Verhältnisse von Anrollphase zu Schlaglänge

Wilcoxon-Test	E18 vs. S18	E30 vs. S30	E18 vs. E30	S18 vs. S30
	p-Wert (* <0,05)	p-Wert (* <0,05)	p-Wert (* <0,05)	p-Wert (* <0,05)
Rec/Stroke	0,128	0,018 *	0,018 *	0,018 *

Tab. 57 Mediane der Verhältnisse von Anrollphase zu Schlaglänge in Prozent vom Ruderzyklus

Mediane	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Rec/Stroke	67,80%	68,90%	56,10%	57,90%



Es ergaben sich signifikante Unterschiede zwischen den Verhältnissen von Anrollphase zu Schlaglänge am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 18 bzw. 30 ($p=0,018$), zwischen jenen am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18 bzw. 30 ($p=0,018$) und zwischen jenen am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30 ($p=0,018$). Die Unterschiede zwischen den Verhältnissen von Anrollphase zu Schlaglänge am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18 waren hingegen nicht signifikant ($p=0,128$).

Am stehenden Ergometer verringerte sich das Verhältnis von Anrollphase zu Schlaglänge von 67,8 % bei einer Schlagzahl von 18 um 11,7 % auf 56,1 % bei einer Schlagzahl von 30.

Am Ergometer auf Slides reduzierte sich das Verhältnis von 68,9 % bei einer Schlagzahl von 18 um 11 % auf 57,9 % bei einer Schlagzahl von 30.

Das Verhältnis von Anrollphase zu Schlaglänge am Ergometer auf Slides (57,9 %) zeigte sich gegenüber jenem am stehenden Ergometer (56,1 %) um 1,8 % erhöht.

8 Diskussion

8.1 EMG-Signale, Zugkraft und Schlagstruktur

Bis dato gibt es nur wenige Studien, die sich dem Vergleich der Bewegung, der auftretenden Kräfte und der Muskelaktivitäten beim Rudern auf einem statischen und einem dynamischen Ruderergometer widmen. Es ist daher nur in beschränktem Ausmaß möglich, die im Zuge dieser Messungen ermittelten Parameter mit jenen in anderen Studien zu vergleichen.

Nichtsdestotrotz ist zu betonen, dass es von enormer Wichtigkeit ist, etwaige Unterschiede zwischen verschiedenen Betriebsmodalitäten eines Ergometers aufzudecken, weil die Wahl einer bestimmten Ergometer-Variante maßgeblich die physiologischen Adaptierungsprozesse der beteiligten Muskeln, die Rekrutierungsmuster und die intermuskuläre Koordination beeinflusst (Colloud et al., 2006). Erst wenn man weiß, ob und inwiefern sich die Bewegungen und die Muskelaktivitäten bei den unterschiedlichen Ergometer-Varianten unterscheiden, kann man Schlüsse betreffend eine Optimierung des Rudertrainings ziehen und sich für eine geeignete Betriebsmodalität des Ergometers entscheiden.

In der folgenden Studie wurden zur Beschreibung der EMG-Signale und Zugkraftkurven die folgenden Parameter definiert: Einerseits wurden die Zeitpunkte der maximalen Amplituden am stehenden Ergometer mit jenen am Ergometer auf Slides bei einem Ausdauer- und einem Rennschlag verglichen. Andererseits waren die Zeiten zwischen der vorderen Bewegungsumkehr und den maximalen Amplituden bei den jeweiligen Ergometer-Varianten und Intensitäten von Interesse. Zusätzlich wurden bei den EMG-Kurven auch noch die Amplituden zum Zeitpunkt der vorderen Bewegungsumkehr als Maß der Voraktivierung der Muskeln und die absoluten Maxima sowie die Integrale der leistungsnormalisierten EMG-Signale während der Antriebsphase miteinander verglichen. Schlussendlich wurde noch die Schlagstruktur, also das Verhältnis von Anrollphase zu Schlaglänge (Anrollphase plus Durchzugsphase), berechnet und etwaige Unterschiede aufgezeigt.

Statistisch signifikante Unterschiede zeigten sich hinsichtlich der Zeitpunkte der erreichten EMG-Amplitudenmaxima bei folgenden Messungen: Der *m. erector spinae* erreichte bei einer Schlagzahl von 18 als einziger Muskel sein Maximum am stehenden Ergometer um 2,5 % vom Ruderzyklus früher als am Ergometer auf Slides. Die Maxima der anderen sieben Muskeln traten statistisch zur gleichen Zeit auf, was auf ein ähnliches Aktivierungsmuster zwischen den beiden Betriebsmodalitäten bei beiden Intensitäten hindeutet.

Beim zweiten Parameter, nämlich bei den Zeiten zwischen der vorderen Bewegungsumkehr und den EMG-Amplitudenmaxima, zeigten sich statistisch signifikante Unterschiede ausschließlich bei einer Schlagzahl von 30 beim *m. deltoideus posterior*, *m. teres major* und *m. gastrocnemius medialis*. Bei diesen drei Muskeln waren die Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zum EMG-Amplitudenmaximum am Ergometer auf Slides im Vergleich zum stehenden Ergometer um 2,3 % bis 2,7 % vom Ruderzyklus kürzer. Dies geht mit der statistischen Prüfung auf Unterschiede hinsichtlich der Schlagstruktur konform, die zeigt, dass nur bei einer Schlagzahl von 30 die Anrollphase im Vergleich zur gesamten Schlaglänge am Ergometer auf Slides länger als am stehenden Ergometer dauert. Somit reduziert sich die Dauer der Durchzugsphase und die Amplitudenmaxima werden nach der vorderen Bewegungsumkehr schneller erreicht.

Interessant ist auch die Betrachtung der Amplituden zum Zeitpunkt der vorderen Bewegungsumkehr. Da der entscheidende Unterschied zwischen dem statischen Betrieb eines Ergometers am Boden und dem dynamischen Betrieb auf Slides darin liegt, dass die Athletin bzw. der Athlet entweder ihre bzw. seine gesamte Körpermasse am stehenden Ergometer oder nur die Masse des Ergometers auf den Slides beschleunigen und abbremsen muss, wirken wegen der unterschiedlichen Masseverhältnisse speziell bei der vorderen Umkehr andere Brems- und Beschleunigungskräfte, die die Ruderin bzw. der Ruderer zu bewältigen hat. Aufgrund der erforderlichen intermuskulären Koordination, wonach im Groben die unteren Extremitäten vor dem Rumpf und den oberen Extremitäten aktiviert werden, um eine technisch saubere Ausführung eines Ruderschlags zu ermöglichen, liegt die Vermutung nahe, dass speziell die Beinmuskulatur von einer Voraktivierung betroffen sein könnte. Durch diese Voraktivierung schafft es der Muskel, ein größeres Kraftpotenzial zu entfalten.

Signifikante Unterschiede hinsichtlich der Voraktivierung zeigten sich bei einer Schlagzahl von 18 beim *m. vastus lateralis*, *m. biceps femoris* sowie beim *m. gastrocnemius medialis* und bei einer Schlagzahl von 30 ausschließlich beim *m. gastrocnemius medialis*. Beim *m. vastus lateralis* reduzierte sich die muskuläre Voraktivierung am Ergometer auf Slides um 10,26 %. Beim *m. gastrocnemius medialis* nahm die muskuläre Voraktivierung am Ergometer auf Slides gegenüber dem stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 18 um 7,5 % und bei einer Schlagzahl von 30 um 7,82 % vom Ruderzyklus signifikant ab. Beim *m. biceps femoris* nahm die muskuläre Voraktivierung am Ergometer auf Slides jedoch im Vergleich zum stehenden Ergometer um 9,51 % vom Ruderzyklus zu. Die Reduktion der Voraktivierung beim *m. vastus lateralis* und *m. gastrocnemius medialis* zeigt, dass sich die geringe abzubremsende bzw. zu beschleunigende Masse des Ergometers im Vergleich zur Körpermasse der Probandin bzw. des Probanden zum Zeitpunkt der vorderen Bewe-

gungsumkehr tatsächlich auch auf die Ansteuerung dieser beiden Knieextensoren auswirkt. Interessanterweise geht die Voraktivierung jedoch von der vorderen Oberschenkelmuskulatur und der Wade auf die hintere Oberschenkelmuskulatur, dem *m. biceps femoris* über, der für die Streckung im Hüftgelenk verantwortlich ist. Es dürfte daher am Ergometer auf Slides aufgrund der geringeren wirkenden Kräfte bei der vorderen Bewegungsumkehr bereits die hintere Oberschenkelmuskulatur aktiviert werden, womit die an die Streckung der Kniegelenke gekoppelte Hüftextension vorbereitet werden dürfte. Möglicherweise wird durch diese Voraktivierung der hinteren Oberschenkelmuskulatur und die beginnende Hüftextension auch der Rücken und das Iliosakralgelenk etwas entlastet, wenn sich der Hüftwinkel vergrößert. Colloud et al. (2006) berichten, dass dieses Gelenk bei Ruderinnen und Ruderern aufgrund der auftretenden hohen Anfangskräfte zum Zeitpunkt der vorderen Bewegungsumkehr sehr häufig von Verletzungen betroffen ist.

Die Analyse der erreichten Amplitudenmaxima und Integrale der EMG-Signale gibt Aufschluss darüber, wie stark die einzelnen Muskeln bei den beiden Betriebsmodalitäten des Ruderergometers und den beiden Intensitäten aktiviert werden.

Bei einer Schlagzahl von 18 waren die Amplitudenmaxima am Ergometer auf Slides gegenüber dem stehenden Ergometer beim *m. biceps brachii*, *m. deltoideus posterior*, *m. teres major* und *m. vastus lateralis* um 2,99 % bis 16,27 % reduziert. Etwas deutlichere Unterschiede zeigten sich bei einer Schlagzahl von 30, wobei hier die Maxima am Ergometer auf Slides beim *m. biceps brachii*, *m. triceps brachii*, *m. deltoideus posterior*, *m. teres major*, *m. erector spinae* und *m. vastus lateralis* um 0,38 % bis 26,03 % geringer waren.

Die Unterschiede betreffend die Integrale der EMG-Kurven decken sich teilweise mit jenen betreffend die erreichten Amplitudenmaxima. Bei einer Schlagzahl von 18 waren am Ergometer auf Slides die Gesamtaktivitäten des *m. biceps brachii*, *m. deltoideus posterior* und *m. vastus lateralis* um 11,13 % bis 20,34 % und bei einer Schlagzahl von 30 beim *m. biceps brachii*, *m. deltoideus posterior*, *m. erector spinae* und *m. vastus lateralis* um 5,06 % bis 31,72 % geringer. Dies lässt den Schluss zu, dass am Ergometer auf Slides im Vergleich zum stehenden Ergometer während der Antriebsphase geringere Muskelaktivitäten notwendig sind, um dieselbe durchschnittliche Leistung zu erbringen. Auch die auftretenden Spitzen der EMG-Signale sind bei einigen Muskeln niedriger. Diese Ergebnisse sind hinsichtlich des Einflusses der gewählten Ergometer-Variante auf den erzielten Trainingsreiz und die damit verbundenen Muskeladaptationen nicht zu verachten. Es stellt sich jedoch die Frage, welche maximalen EMG-Werte beim Rudern auf dem Wasser erreicht werden und ob diese Werte eher mit jenen am Ergometer auf Slides oder

am stehenden Ergometer korrespondieren. Die Vermutung liegt jedoch auf Grund der vorliegenden Literatur nahe (Baca et al., 2006; Elliott, Lyttle & Birkett, 2002), dass das Rudern am Ergometer auf Slides dem Wasserrudern ähnlicher als das Rudern am stehenden Ergometer ist. Weitere Untersuchungen in diesem Bereich sind jedoch für eine vollständige Beantwortung der Vorteilhaftigkeit einer bestimmten Ergometer-Variante obligatorisch.

Die Zeitpunkte der maximal erreichten Zugkraft unterschieden sich zwischen den beiden Betriebsmodalitäten und Intensitäten nicht. Dieses Ergebnis geht mit jenem von Colloud et al. (2006) konform, die ebenfalls feststellten, dass der Maximalwert der anterior-posterioren Hantelzugkraft unabhängig von der gewählten Ergometer-Variante zum selben Zeitpunkt des Ruderzyklus auftritt. Die Zeit zwischen der vorderen Bewegungsumkehr und dem Zugkraftmaximum war bei einer Schlagzahl von 18 am Ergometer auf Slides gegenüber dem stehenden Ergometer um 1,9 % vom Ruderzyklus reduziert. Generell kann man jedoch anhand der Diagramme in Kapitel 7.2.1 feststellen, dass die Zugkraftkurven abhängig von der Betriebsmodalität des Ergometers kaum voneinander abweichen.

Die Schlagstruktur unterscheidet sich – wie bereits weiter oben erwähnt – zwischen den beiden Betriebsmodalitäten des Ruderergometers bei einer Schlagzahl von 30. Geht man vom stehenden Ergometer zum Ergometer auf Slides über, so verlängert sich die Anrollphase im Verhältnis zur gesamten Schlaglänge um 1,8 % vom Ruderzyklus. Die ermittelten Verhältnisse von Baca et al. (2006) decken sich nur zum Teil mit jenen aus der aktuellen Studie, was auch darauf zurückzuführen ist, dass die niedrigere der beiden Intensitäten bei einer Schlagzahl von 20 anstatt 18 absolviert wurde. Bei einer Schlagzahl von 30 ermittelten die Autoren am stehenden Ergometer bzw. am Ergometer auf Slides eine Antriebsphasendauer von 41 % bzw. 37 %, was um 2,9 % bzw. 5,1 % kürzer als in der gegenwärtigen Studie ist.

8.2 Qualität der Ergebnisse

Hinsichtlich der Qualität der Messungen und der daraus resultierenden Ergebnisse ist zu betonen, dass das Leistungsniveau der Ruderinnen und Ruderer, die an der aktuellen Studie teilnahmen, sehr hoch zu bewerten ist. Alle Probandinnen und Probanden weisen internationale Wettkampferfahrung auf.

Weiters wurde im Zuge der Zeitnormalisierung darauf geachtet, möglichst wenig an Messgenauigkeit zu verlieren, indem nicht auf 100, sondern auf 1000 Messpunkte pro Ruderzyklus normalisiert wurde. Außerdem wurden mit Hilfe der stückweise linearen

Zeitnormalisierung (piecewise linear length normalisation – PLLN) die kinematischen Daten berücksichtigt und dadurch Ungenauigkeiten, die aus einer abweichenden Dauer der Antriebs- bzw. der Erholungsphase bei den einzelnen Probandinnen und Probanden resultiert, verringert. Durch die Anwendung dieser Methode konnte die Konsistenz der einzelnen Ruderschläge maßgeblich gesteigert und die Standardabweichungen reduziert werden.

Durch die Durchführung von Testmessungen wurde außerdem die Problematik betreffend die Schweißentwicklung während der Aufnahmen und deren Einfluss auf die Daten aufgedeckt. Es konnte daher a priori vermieden werden, dass die Ergebnisse durch die Ansammlung von Schweiß zwischen Elektrode und Haut verfälscht werden.

Kritisch ist anzumerken, dass die Anzahl der teilnehmenden Ruderinnen und Ruderer relativ gering war. Ursprünglich war vorgesehen, neben den miteinbezogenen Nachwuchsathletinnen und -athleten auch den österreichischen A-Kader für die Messungen zu rekrutieren. Aufgrund verbandsinterner Auseinandersetzungen und dem Wechsel des Nationaltrainers war dies schlussendlich jedoch leider nicht möglich. Um qualitativ hochwertige, aussagekräftige Ergebnisse zu erhalten, konnte allerdings der Anspruch an das Leistungsniveau der teilnehmenden Sportlerinnen und Sportler nicht herabgesetzt werden. Bei einer größeren ProbandInnenzahl wäre es bei Vorliegen einer Normalverteilung der Daten eventuell möglich gewesen, einen T-Test im Zuge der statistischen Hypothesenprüfung anzuwenden, der eine deutlich höhere Testmacht als der Wilcoxon-Test besitzt.

Ferner wäre es interessant, die Ergebnisse dieser Studie mit einer Analyse der Stemm- brettkräfte sowie der vollständigen Kinematik zu ergänzen, um in weiterer Folge Daten von allen messbaren Größen einer Ruderbewegung auf zwei verschieden verwendeten Ergometern vorliegen zu haben und die Interpretationsmöglichkeiten auszuweiten.

9 Zusammenfassung

Ziel dieser Studie war es, die Ruderbewegung am stehenden Ergometer mit jener am Ergometer auf Slides bei zwei verschiedenen Intensitäten zu vergleichen und zu überprüfen, ob und welche Unterschiede hinsichtlich der Muskelaktivitäten, der Zugkraft und der Schlagstruktur existieren. Dazu wurden die Zeitpunkte der auftretenden EMG- und Zugkraft-Maxima, die Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den Maxima, die Muskelvoraktivierungen, die leistungsnormalisierten EMG-Amplitudenmaxima sowie EMG-Integrale und die Verhältnisse von Anrollphase zur Schlaglänge analysiert.

An der Untersuchung nahmen sieben Ruderinnen und Ruderer teil. Die EMG-Messungen des *m. biceps brachii*, *m. triceps brachii*, *m. deltoideus posterior*, *m. teres major*, *m. erector spinae*, *m. vastus lateralis*, *m. biceps femoris* und *m. gastrocnemius medialis* wurden mit einem drahtlosen System der Fa. Delsys® (Bagnoli™ DesktopEMG, 8 CH) auf der rechten Körperseite durchgeführt. Für die kinematische Analyse wurde ein Vicon®-MX-Motion-Capturing-System mit acht Infrarot-Kameras verwendet. Die Zugkraft wurde mit einem Zugkraftsensor der Firma HBM (U9B, 2000 N) gemessen.

Im Zuge der Auswertungen wurden die EMG- und Zugkraft-Signale mit den kinematischen Daten synchronisiert sowie die EMG-Signale gleichgerichtet, gefiltert und in einzelne Ruderzyklen unterteilt. In der Folge wurden die Zyklen unter Verwendung der Methode der stückweise linearen Zeitnormalisierung, wodurch die interindividuell abweichenden Zeitpunkte der vorderen Umkehr berücksichtigt und somit die Standardabweichungen reduziert wurden, auf eine einheitliche Länge von 1000 Messpunkten pro Ruderzyklus normalisiert und die Mittelwertkurven berechnet. Die Amplituden wurden je nach untersuchtem definierten Parameter entweder auf den im Ruderzyklus maximal erreichten Wert oder die in der Antriebsphase durchschnittlich erbrachte Leistung normalisiert. Für die statistische Hypothesenprüfung hat man sich aufgrund der geringen ProbandInnenzahl für den Wilcoxon-Test bei einem Signifikanzniveau von $\alpha=0,05$ entschieden.

Statistisch signifikante und relevante Unterschiede zeigten sich vor allem bei der Voraktivierung, den Maxima sowie den Integralen der EMG-Signale. Die Ergebnisse machen deutlich, dass die Wahl der Betriebsmodalität eines Ruderergometers einen entscheidenden Einfluss auf die Aktivitäten ausgewählter Muskeln haben und die muskulären Adaptationen an die Trainingsreize dadurch beeinflusst werden. Um jedoch eindeutige Aussagen bezüglich der Überlegenheit einer der beiden Betriebsmodalitäten treffen zu können, sind in der Zukunft neben den Messungen am Ruderergometer auch Messungen beim Rudern auf dem Wasser mit einem vergleichbaren Mess-Setup anzustreben.

10 Literaturverzeichnis

- Altenburg, D., Mattes, K. & Steinacker, J. (2008). *Handbuch Rudertraining. Technik – Leistung – Planung*. Wiebelsheim: Limpert.
- Baca A., Kornfeind P. & Heller M. (2006). Comparison of foot stretcher force profiles between on-water and ergometer rowing. *Proceedings of XXIV International Symposium on Biomechanics in Sports 2006, Salzburg, Austria*, 347-350.
- Basmajian, J. V. & De Luca, C. J. (1985). *Muscles alive. Their function revealed by electromyography* (5. Aufl.). Baltimore: Williams and Wilkins.
- Bernstein, N. A. (1987). *Bewegungsphysiologie* (2., durchgesehene und erweiterte Aufl.). (Sportmedizinische Schriftenreihe, 9). Leipzig: Barth.
- Bortz, J. (2005). *Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler*. (6. Aufl.). Heidelberg: Springer.
- Caldwell, J. S., McNair, P. J., & Williams, M. (2003). The effects of repetitive motion on lumbar flexion and erector spinae muscle activity in rowers. *Clinical Biomechanics*, 18 (8), 704-711.
- Colloud, F., Bahuaud, P., Doriot, N., Champely, S. & Chèze, L. (2006). Fixed versus free-floating stretcher mechanism in rowing ergometers. Mechanical aspects. *Journal of Sports Sciences*, 24 (5), 479-493.
- Concept2™ (2010). Understanding Drag Factor. Zugriff am 29. Dezember 2010 unter <http://www.concept2.com/us/training/advanced/dragfactor.asp>
- De Luca, C.J. (2006). Electromyography. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation* (John G. Webster, Ed.) John Wiley Publisher, 98-109. Zugriff am 14. September 2010 unter [http://www.delsys.com/Attachments_pdf/Electromyography Medical Encyclopedia.pdf](http://www.delsys.com/Attachments_pdf/Electromyography_Medical_Encyclopedia.pdf)
- De Luca, C.J. (2003). De Luca, C.J. (2003). Fundamental concepts in EMG signal acquisition. Zugriff am 08. Juni 2011 unter http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_Sampling1-4.pdf
- De Luca, C.J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13 (3), 135-163.
- Elliott, B., Lyttle, A. & Birkett, O. (2002). The RowPerfect ergometer. A training aid for on-water single scull rowing. *Sports Biomechanics*, 1 (2), 123-134.
- Fritsch, W. (2005). *Das große Buch vom Rennrudern* (2., überarbeitete Aufl.). Aachen: Meyer und Meyer.
- Fritsch, W. (2008). *Rudern. Basics* (3., überarbeitete Aufl. des Titels „Tipps für Rudern“). Aachen: Meyer und Meyer.
- Helwig, N.E., Hong, S., Hsiao-Wecksler, E.T. & Polk, J.D. (2011). Methods to temporally align gait cycle data. *Journal of Biomechanics*, 44 (3), 561-566.
- Hill, H. & Fahrig, S. (2009). The impact of fluctuations in boat velocity during the rowing cycle on race time. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 19 (4), 585-594.
- Hochmuth, G. (1981). *Biomechanik sportlicher Bewegungen* (4., stark überarbeitete Aufl.). Berlin: Sportverlag.
- Hohmann, A., Lames, M. & Letzelter, M. (2010). *Einführung in die Trainingswissenschaft* (5., unveränderte Aufl.). Wiebelsheim: Limpert.
- Hug, F. (2011). Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21 (1), 1-12.

- Hug, F., Laplaud, D., Savin, B. & Grélot, L. (2003). Occurrence of electromyographic and ventilatory thresholds. *European Journal of Applied Physiology*, 90 (5-6), 643-646.
- Janshen, L., Mattes, K. & Tidow, G. (2009). Muscular coordination of the lower extremities of oarsmen during ergometer rowing. *Journal of Applied Biomechanics*, 25 (2), 156-164.
- Konrad, P. (2005). EMG-Fibel. Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologyische Elektromyographie. Zugriff am 14. September 2010 unter <http://www.velamed.com/downloads/booklets.php>
- Löllgen, H., Erdmann, E. & Gitt, A. K. (2010). *Ergometrie. Belastungsuntersuchungen in Klinik und Praxis* (3. Auflage). Heidelberg: Springer.
- Martin, D., Carl, K. & Lehnertz, K. (1991). *Handbuch Trainingslehre*. (Beiträge zur Lehre und Forschung im Sport, 100). Schorndorf: Hofmann.
- Meinel, K. & Schnabel, G. (Hrsg.) (2007). *Bewegungslehre – Sportmotorik. Abriss einer Theorie der sportlichen Motorik unter pädagogischem Aspekt* (11., überarbeitete und erweiterte Aufl.). Aachen: Meyer und Meyer.
- Neumaier, A. (1997). Trainingswissenschaftlicher Ansatz zum Techniktraining. In J. R. Nitsch, A. Neumaier, H. de Marées & J. Mester (Hrsg.), *Techniktraining. Beiträge zu einem interdisziplinären Ansatz* (Schriftenreihe des Bundesinstituts für Sportwissenschaft, 94, S. 173-225). Schorndorf: Hofmann.
- Pfeifer, K., Vogt, L. & Banzer, W. (2003). Kinesiologische Elektromyographie (EMG). *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 54 (11), 331-332.
- Pollock, C. L., Jenkyn, T. R., Jones, I. C., Ivanova, T. D. & Garland, S. J. (2009). Electromyography and Kinematics of the Trunk during Rowing in Elite Female Rowers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41 (3), 628-636.
- RowPerfect™ (2010). At last, learn good rowing technique off water. Zugriff am 30. Dezember 2010 unter http://www.RowPerfect.com.au/rowing_machine_technique.html
- Sarre, G., Lepers, R., Maffiuletti, N., Millet, G. & Martin, A. (2003). Influence of cycling cadence on neuromuscular activity of the knee extensors in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 88 (4-5), 476-479.
- Schmidt, R. F. (Hrsg.) (2007). *Physiologie des Menschen* (30., neu bearbeitete und aktualisierte Aufl.) Heidelberg: Springer.
- Schünke, M., Schulte, E. & Schumacher, U. (2007). *Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem* (Prometheus. LernAtlas der Anatomie, Bd.1). Stuttgart, New York: Thieme.
- Smith, R. M, Loschner, C. (2002). Biomechanics feedback for rowing. *Journal of Sports Science*, 20 (10), 783-791.
- So, R. C. H., Tse, M. A. und Wong, S. C. W. (2007). Application of surface electromyography in assessing muscle recruitment patterns in a six-minute continuous rowing effort. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21 (3), 724-730.
- Soper, C. & Hume, P. A. (2004). Towards an ideal rowing technique for performance. The contributions from biomechanics. *Sports Medicine*, 34 (12), 825-848.
- Weineck, J. (2007). *Optimales Training. Leistungsphysiologische Trainingslehre unter besonderer Berücksichtigung des Kinder- und Jugendtrainings* (15. Aufl.). Balingen: Spitta.
- Wick, D. (Hrsg.) (2009). *Biomechanik im Sport. Lehrbuch der biomechanischen Grundlagen sportlicher Bewegungen*. (2., überarbeitete und erweiterte Aufl.). Balingen: Spitta.
- Wollny, R. (2002). Bewegung und Koordination. In K. Moegling (Hrsg.), *Integrative Bewegungslehre. Teil III. Lehren und Lernen von Bewegungen*. (Schriftenreihe Bewegungslehre & Bewegungsforschung, 15, S. 156-189). Immenhausen: Prolog.

11 Tabellenverzeichnis

Tab. 1	Einflussfaktoren auf die Ruderleistung (adaptiert nach Martin et al. 1991, S. 25)	9
Tab. 2	Positionierung der EMG-Elektroden gemäß SENIAM-Empfehlungen (Hermens, 1999)	35
Tab. 3	Daten zu den Probandinnen und Probanden	36
Tab. 4	Zeitpunkte der EMG-Amplitudenmaxima der einzelnen Muskeln der ersten Probandin in Prozent vom Ruderzyklus	48
Tab. 5	Zeitpunkte der EMG-Amplitudenmaxima der einzelnen Muskeln des zweiten Probanden in Prozent vom Ruderzyklus	50
Tab. 6	Zeitpunkte der EMG-Amplitudenmaxima der einzelnen Muskeln des dritten Probanden in Prozent vom Ruderzyklus	52
Tab. 7	Zeitpunkte der EMG-Amplitudenmaxima der einzelnen Muskeln des vierten Probanden in Prozent vom Ruderzyklus	54
Tab. 8	Zeitpunkte der EMG-Amplitudenmaxima der einzelnen Muskeln des fünften Probanden in Prozent vom Ruderzyklus	57
Tab. 9	Zeitpunkte der EMG-Amplitudenmaxima der einzelnen Muskeln des sechsten Probanden in Prozent vom Ruderzyklus	59
Tab. 10	Zeitpunkte der EMG-Amplitudenmaxima der einzelnen Muskeln der siebten Probandin in Prozent vom Ruderzyklus	61
Tab. 11	p-Werte der statistischen Prüfung der Unterschiede der Zeitpunkte der EMG-Amplitudenmaxima der einzelnen Muskeln	62
Tab. 12	Mediane der Zeitpunkte der EMG-Amplitudenmaxima der einzelnen Muskeln in Prozent vom Ruderzyklus	62
Tab. 13	Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den EMG-Amplitudenmaxima der ersten Probandin in Prozent vom Ruderzyklus	64
Tab. 14	Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den EMG-Amplitudenmaxima des zweiten Probanden in Prozent vom Ruderzyklus	64
Tab. 15	Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den EMG-Amplitudenmaxima des dritten Probanden in Prozent vom Ruderzyklus	65
Tab. 16	Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den EMG-Amplitudenmaxima des vierten Probanden in Prozent vom Ruderzyklus	65
Tab. 17	Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den EMG-Amplitudenmaxima des fünften Probanden in Prozent vom Ruderzyklus	65
Tab. 18	Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den EMG-Amplitudenmaxima des sechsten Probanden in Prozent vom Ruderzyklus	66
Tab. 19	Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den EMG-Amplitudenmaxima der siebten Probandin in Prozent vom Ruderzyklus	66
Tab. 20	p-Werte der statistischen Prüfung der Unterschiede der Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den EMG-Amplitudenmaxima der einzelnen Muskeln	67

Tab. 21	Mediane der Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den EMG-Amplitudenmaxima der einzelnen Muskeln in Prozent vom Ruderzyklus	67
Tab. 22	EMG-Amplituden der einzelnen Muskeln bei der vorderen Bewegungsumkehr der ersten Probandin in Prozent der EMG-Amplitudenmaxima	69
Tab. 23	EMG-Amplituden der einzelnen Muskeln bei der vorderen Bewegungsumkehr des zweiten Probanden in Prozent der EMG-Amplitudenmaxima	69
Tab. 24	EMG-Amplituden der einzelnen Muskeln bei der vorderen Bewegungsumkehr des dritten Probanden in Prozent der EMG-Amplitudenmaxima	70
Tab. 25	EMG-Amplituden der einzelnen Muskeln bei der vorderen Bewegungsumkehr des vierten Probanden in Prozent der EMG-Amplitudenmaxima	70
Tab. 26	EMG-Amplituden der einzelnen Muskeln bei der vorderen Bewegungsumkehr des fünften Probanden in Prozent der EMG-Amplitudenmaxima	70
Tab. 27	EMG-Amplituden der einzelnen Muskeln bei der vorderen Bewegungsumkehr des sechsten Probanden in Prozent der EMG-Amplitudenmaxima	71
Tab. 28	EMG-Amplituden der einzelnen Muskeln bei der vorderen Bewegungsumkehr der siebten Probandin in Prozent der EMG-Amplitudenmaxima	71
Tab. 29	p-Werte der statistischen Prüfung der Unterschiede der EMG-Amplituden der einzelnen Muskeln bei der vorderen Bewegungsumkehr	72
Tab. 30	Mediane der EMG-Amplituden der einzelnen Muskeln bei der vorderen Bewegungsumkehr in Prozent der EMG-Amplitudenmaxima	72
Tab. 31	Maxima der leistungsnormalisierten EMG-Kurven (Antriebsphase) der ersten Probandin in $\mu\text{V/W}$	74
Tab. 32	Maxima der leistungsnormalisierten EMG-Kurven (Antriebsphase) des zweiten Probanden in $\mu\text{V/W}$	74
Tab. 33	Maxima der leistungsnormalisierten EMG-Kurven (Antriebsphase) des dritten Probanden in $\mu\text{V/W}$	74
Tab. 34	Maxima der leistungsnormalisierten EMG-Kurven (Antriebsphase) des vierten Probanden in $\mu\text{V/W}$	75
Tab. 35	Maxima der leistungsnormalisierten EMG-Kurven (Antriebsphase) des fünften Probanden in $\mu\text{V/W}$	75
Tab. 36	Maxima der leistungsnormalisierten EMG-Kurven (Antriebsphase) des sechsten Probanden in $\mu\text{V/W}$	75
Tab. 37	Maxima der leistungsnormalisierten EMG-Kurven (Antriebsphase) der siebten Probandin in $\mu\text{V/W}$	76
Tab. 38	p-Werte der statistischen Prüfung der Unterschiede der Maxima der leistungsnormalisierten EMG-Kurven (Antriebsphase)	76
Tab. 39	Mediane der Maxima der leistungsnormalisierten EMG-Kurven (Antriebsphase) in $\mu\text{V/W}$	77
Tab. 40	Integrale der leistungsnormalisierten EMG-Kurven in der Antriebsphase der ersten Probandin in $\mu\text{V/W}$	78
Tab. 41	Integrale der leistungsnormalisierten EMG-Kurven in der Antriebsphase des zweiten Probanden in $\mu\text{V/W}$	79

Tab. 42	Integrale der leistungsnormalisierten EMG-Kurven in der Antriebsphase des dritten Probanden in $\mu\text{V/W}$	79
Tab. 43	Integrale der leistungsnormalisierten EMG-Kurven in der Antriebsphase des vierten Probanden in $\mu\text{V/W}$	79
Tab. 44	Integrale der leistungsnormalisierten EMG-Kurven in der Antriebsphase des fünften Probanden in $\mu\text{V/W}$	80
Tab. 45	Integrale der leistungsnormalisierten EMG-Kurven in der Antriebsphase des sechsten Probanden in $\mu\text{V/W}$	80
Tab. 46	Integrale der leistungsnormalisierten EMG-Kurven in der Antriebsphase der siebten Probandin in $\mu\text{V/W}$	80
Tab. 47	p-Werte der statistischen Prüfung der Unterschiede der Integrale der leistungsnormalisierten EMG-Kurven in der Antriebsphase	81
Tab. 48	Mediane der Integrale der leistungsnormalisierten EMG-Kurven in der Antriebsphase in $\mu\text{V/W}$	81
Tab. 49	Zeitpunkte der Zugkraft-Maxima der einzelnen ProbandInnen in Prozent vom Ruderzyklus.....	88
Tab. 50	p-Werte der statistischen Prüfung der Unterschiede der Zeitpunkte der Zugkraft-Maxima.....	88
Tab. 51	Mediane der Zeitpunkte der Zugkraft-Maxima in Prozent vom Ruderzyklus	89
Tab. 52	Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den Zugkraft-Maxima der einzelnen ProbandInnen in Prozent vom Ruderzyklus	89
Tab. 53	p-Werte der statistischen Prüfung der Unterschiede der Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den Zugkraft-Maxima.....	90
Tab. 54	Mediane der Zeiten von der vorderen Bewegungsumkehr bis zu den Zugkraft-Maxima in Prozent vom Ruderzyklus	90
Tab. 55	Schlaglängen, Längen der Antriebs- bzw. Erholungsphase in Sekunden sowie Verhältnisse von Anrollphase zu Schlaglänge in Prozent der einzelnen ProbandInnen	91
Tab. 56	p-Werte der statistischen Prüfung der Unterschiede der Verhältnisse von Anrollphase zu Schlaglänge	91
Tab. 57	Mediane der Verhältnisse von Anrollphase zu Schlaglänge in Prozent vom Ruderzyklus.....	92
Tab. 58	Durchschnittliche Leistungen in Watt während der Durchzugsphase der einzelnen Probandinnen und Probanden bei den einzelnen Messungen	107

12 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1	Sportliche Technik (Weineck, 2007, S. 838)	12
Abb. 2	M. erector spinae (adaptiert nach Schünke et al. 2007, S. 145)	17
Abb. 3	Schultergelenksmuskulatur dorsal (adaptiert nach Schünke et al. 2007, S. 324)	17
Abb. 4	Schultergelenksmuskulatur ventral (adaptiert nach Schünke et al. 2007, S. 328)	18
Abb. 5	Hintere Oberschenkelmuskulatur (adaptiert nach Schünke et al. 2007, S. 501)	18
Abb. 6	Vordere Oberschenkelmuskulatur (adaptiert nach Schünke et al. 2007, S. 497)	19
Abb. 7	Hintere Unterschenkelmuskulatur (adaptiert nach Schünke et al. 2007, S. 506)	19
Abb. 8	Vorrollen (Fritsch, 2005, S. 248)	20
Abb. 9	Vorrollen (Fritsch, 2005, S. 250)	21
Abb. 10	Wasserfassen (Fritsch, 2005, S. 250)	21
Abb. 11	Durchzug (Fritsch, 2005, S. 251)	21
Abb. 12	Durchzug (Fritsch, 2005, S. 251)	22
Abb. 13	Endzug (Fritsch, 2005, S. 252)	22
Abb. 14	Endzug (Fritsch, 2005, S. 252)	22
Abb. 15	Endzug (Fritsch, 2005, S. 248)	22
Abb. 16	Ausheben (Fritsch, 2005, S. 248)	23
Abb. 17	Problematik der Zeitnormalisierung (Hug, 2011, S. 7)	32
Abb. 18	Zugkraftsensor in der Hantel	33
Abb. 19	PlugInGait-Markerset	34
Abb. 20	EMG-System der Fa. Delsys® (Bagnoli™ DesktopEMG, 8 CH)	35
Abb. 21	Elektrode bei Testaufnahmen	37
Abb. 22	Proband während der Aufnahmen	39
Abb. 23	Screenshot des LabVIEW®-Auswertungsprogramms	42
Abb. 24	EMG-Mittelwertkurven der ersten Probandin am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 18	47
Abb. 25	EMG-Mittelwertkurven der ersten Probandin am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18	47
Abb. 26	EMG-Mittelwertkurven der ersten Probandin am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 30	47
Abb. 27	EMG-Mittelwertkurven der ersten Probandin am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30	48
Abb. 28	EMG-Mittelwertkurven des zweiten Probanden am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 18	49
Abb. 29	EMG-Mittelwertkurven des zweiten Probanden am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18	49

Abb. 30	EMG-Mittelwertkurven des zweiten Probanden am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 30	49
Abb. 31	EMG-Mittelwertkurven des zweiten Probanden am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30	50
Abb. 32	EMG-Mittelwertkurven des dritten Probanden am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 18	51
Abb. 33	EMG-Mittelwertkurven des dritten Probanden am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18	51
Abb. 34	EMG-Mittelwertkurven des dritten Probanden am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 30	51
Abb. 35	EMG-Mittelwertkurven des dritten Probanden am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30	52
Abb. 36	EMG-Mittelwertkurven des vierten Probanden am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 18	53
Abb. 37	EMG-Mittelwertkurven des vierten Probanden am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18	53
Abb. 38	EMG-Mittelwertkurven des vierten Probanden am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 30	54
Abb. 39	EMG-Mittelwertkurven des vierten Probanden am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30	54
Abb. 40	EMG-Mittelwertkurven des fünften Probanden am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 18	55
Abb. 41	EMG-Mittelwertkurven des fünften Probanden am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18	56
Abb. 42	EMG-Mittelwertkurven des fünften Probanden am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 30	56
Abb. 43	EMG-Mittelwertkurven des fünften Probanden am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30	56
Abb. 44	EMG-Mittelwertkurven des sechsten Probanden am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 18	58
Abb. 45	EMG-Mittelwertkurven des sechsten Probanden am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18	58
Abb. 46	EMG-Mittelwertkurven des sechsten Probanden am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 30	58
Abb. 47	EMG-Mittelwertkurven des sechsten Probanden am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30	59
Abb. 48	EMG-Mittelwertkurven der siebten Probandin am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 18	60
Abb. 49	EMG-Mittelwertkurven der siebten Probandin am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18	60
Abb. 50	EMG-Mittelwertkurven der siebten Probandin am stehenden Ergometer bei einer Schlagzahl von 30	61

Abb. 51	EMG-Mittelwertkurven der siebten Probandin am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30	61
Abb. 52	Zugkraft-Mittelwertkurven (+/- Standardabweichung) der ersten Probandin am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18	83
Abb. 53	Zugkraft-Mittelwertkurven (+/- Standardabweichung) der ersten Probandin am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30	83
Abb. 54	Zugkraft-Mittelwertkurven (+/- Standardabweichung) des zweiten Probanden am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18	84
Abb. 55	Zugkraft-Mittelwertkurven (+/- Standardabweichung) des zweiten Probanden am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30	84
Abb. 56	Zugkraft-Mittelwertkurven (+/- Standardabweichung) des dritten Probanden am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18	84
Abb. 57	Zugkraft-Mittelwertkurven (+/- Standardabweichung) des dritten Probanden am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30	85
Abb. 58	Zugkraft-Mittelwertkurven (+/- Standardabweichung) des vierten Probanden am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18	85
Abb. 59	Zugkraft-Mittelwertkurven (+/- Standardabweichung) des vierten Probanden am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30	85
Abb. 60	Zugkraft-Mittelwertkurven (+/- Standardabweichung) des fünften Probanden am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18	86
Abb. 61	Zugkraft-Mittelwertkurven (+/- Standardabweichung) des fünften Probanden am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30	86
Abb. 62	Zugkraft-Mittelwertkurven (+/- Standardabweichung) des sechsten Probanden am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18	86
Abb. 63	Zugkraft-Mittelwertkurven (+/- Standardabweichung) des sechsten Probanden am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30	87
Abb. 64	Zugkraft-Mittelwertkurven (+/- Standardabweichung) der siebten Probandin am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 18	87
Abb. 65	Zugkraft-Mittelwertkurven (+/- Standardabweichung) der siebten Probandin am stehenden Ergometer und am Ergometer auf Slides bei einer Schlagzahl von 30	87

Anhang

Tab. 58 Durchschnittliche Leistungen in Watt während der Durchzugsphase der einzelnen Probandinnen und Probanden bei den einzelnen Messungen

	Ergo SZ=18	Slides SZ=18	Ergo SZ=30	Slides SZ=30
Probandin 1	495,62	485,72	605,12	595,67
Proband 2	777,37	791,91	957,78	920,53
Proband 3	656,61	692,00	916,04	1018,49
Proband 4	739,89	736,44	972,96	941,72
Proband 5	660,13	627,06	838,07	789,70
Proband 6	555,85	602,29	833,24	884,08
Probandin 7	456,67	478,36	555,77	603,48

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Veronika Schöllauf, Bakk.

Geburtsdatum: 31. August 1986

Familienstand: ledig

Nationalität: Österreich

Ausbildung

1992 - 1996	Volksschule Haugsdorf
1996 - 2004	Bundesrealgymnasium Hollabrunn
Oktober 2004 - Jänner 2006	Diplomstudium Physik an der Universität Wien
Oktober 2004 - Jänner 2007	Bakkalaureatsstudium Instrumental- und Gesangspädagogik Klavier an der Universität für Musik und darstellende Kunst
März 2006 - Dezember 2008	Bakkalaureatsstudium Gesundheitssport an der Universität Wien
März 2009 - Oktober 2011	Magisterstudium Sportwissenschaften an der Universität Wien
Oktober 2008 - dato	Bakkalaureatsstudium Wirtschafts- und Sozialwissenschaften an der Wirtschaftsuniversität Wien

Sonstige Tätigkeiten

Frühjahr 2008, 2009	Nordic-Walking-Trainerin im Rahmen der betrieblichen Gesundheitsförderung der Erste Bank
März - April 2008	Praktikum im Orthopädischen Spital Speising
Juni 2008	Praktikum im IMSB Südstadt
April - Juli 2009	Studienassistentin am Institut für Sportwissenschaft der Universität Wien, Abteilung Biomechanik / Bewegungswissenschaft und Sportinformatik

Jänner - April 2010	Leitung von Seniorenturnstunden
Februar 2010 - April 2011	Assistenz im Bereich Finanzen, Personalwesen und Controlling in der schluder architektur ZT GmbH
April 2010 - April 2011	Praktikantin am Institut für Sportwissenschaft der Universität Wien, Abteilung Biomechanik / Bewegungswissenschaft und Sportinformatik
April 2011 - dato	Referentin bei der Österreichischen Bundes-Sportorganisation (BSO)