

***Die Auswirkungen differentieller Ermüdungskonzepte
(Synergisten, Agonisten, Antagonisten) der unteren
Extremitäten auf Parameter der sportlichen Leistung und
der intermuskulären Koordination***

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
doctor philosophiae (Dr. phil.)

vorgelegt dem Rat der Fakultät für Sozial- und Verhaltenswissenschaften
der Friedrich-Schiller-Universität Jena
von Lutz Hoffmann
geboren am 16.12.1971 in Vacha

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	4
2	VORÜBERLEGUNGEN UND THEORETISCHE GRUNDLAGEN	7
2.1	Ermüdung	7
2.1.1	Periphere Ermüdung	10
2.1.2	Zentrale Ermüdung.....	11
2.2	Belastungsmethodische Ermüdungskonzepte.....	12
2.3	Die Elektromyographie	15
2.3.1	Physiologie des Elektromyogramms.....	15
2.3.2	EMG und Ermüdung	18
3	ZIELSTELLUNG.....	21
4	HYPOTHESEN.....	24
5	METHODIK	28
5.1	Probanden und Versuchsplan	28
5.2	Versuchsanordnung und Messdurchführung.....	32
5.2.1	Ermüdungstrainer.....	32
5.2.1.1	Ermüdungstrainer I.....	32
5.2.1.2	Ermüdungstrainer II	36
5.2.2	Elektromyographische Untersuchungen.....	38
5.2.2.1	EMG – Messapparatur	38
5.2.2.2	Auswahl der untersuchten Muskeln	39
5.2.2.3	Lokalisation der Oberflächenelektroden.....	42
5.2.3	Erhebung der Parameter der sportlichen Leistung.....	46
5.2.4	Erhebung der Kinematik-Daten.....	47
5.2.4.1	Modellierung der Probanden	47
5.2.4.2	Wahl der Dimensionalität.....	49
5.2.4.3	Positionierung der Marker und Definition der Körperwinkel	49
5.2.4.4	Aufnahme der kinematischen Daten	50
5.3	Datenauswertung	51
5.3.1	Datenauswertung EMG	51
5.3.2	Datenauswertung – Parameter der sportlichen Leistung	55
5.3.3	Kinematik.....	55
5.3.4	Statistik	58
6	ERGEBNISSE	58
6.1	Gruppenanalyse	58
6.1.1	Parameter der sportlichen Leistung	58
6.1.1.1	Nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae.....	59

6.1.1.2	Nach dynamischer Vorerermüdung des M. triceps surae.....	63
6.1.1.3	Nach isometrischer Vorerermüdung des M. quadriceps femoris ..	67
6.1.1.4	Nach dynamischer Vorerermüdung des M. quadriceps femoris ..	71
6.1.2	EMG-Daten.....	75
6.1.2.1	Veränderungen des IEMG nach isometrischer Vorerermüdung des M. triceps surae	76
6.1.2.2	Veränderungen des IEMG nach dynamischer Vorerermüdung des M. triceps surae	79
6.1.2.3	Veränderungen des IEMG nach isometrischer Vorerermüdung des M. quadriceps femoris	81
6.1.2.4	Veränderungen des IEMG nach dynamischer Vorerermüdung des M. quadriceps femoris	83
6.1.3	Kinematik.....	85
6.1.3.1	Veränderungen der kinematischen Daten nach isometrischer Vorerermüdung des M. triceps surae	85
6.1.3.2	Veränderungen der kinematischen Daten nach dynamischer Vorerermüdung des M. triceps surae	88
6.1.3.3	Veränderungen der kinematischen Daten nach isometrischer Vorerermüdung des M. quadriceps femoris.....	91
6.1.3.4	Veränderungen der kinematischen Daten nach dynamischer Vorerermüdung des M. quadriceps femoris.....	94
6.2	Einzelanalyse.....	97
6.2.1	Parameter der sportlichen Leistung	97
6.2.1.1	Veränderungen der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach isometrischer Vorerermüdung des M. triceps surae.....	97
6.2.1.1.1	Proband A.....	97
6.2.1.1.2	Proband B.....	97
6.2.1.1.3	Proband C.....	98
6.2.1.1.4	Vergleich der Probanden	99
6.2.1.2	Veränderungen der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach dynamischer Vorerermüdung des M. triceps surae.....	100
6.2.1.2.1	Proband A.....	100
6.2.1.2.2	Proband B.....	101
6.2.1.2.3	Proband C.....	101
6.2.1.2.4	Vergleich der Probanden	102
6.2.1.3	Veränderungen der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach isometrischer Vorerermüdung des M. quadriceps femoris	104
6.2.1.3.1	Proband A.....	104
6.2.1.3.2	Proband B.....	105
6.2.1.3.3	Proband C.....	105
6.2.1.3.4	Vergleich der Probanden	106

6.2.1.4	Veränderungen der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	108
6.2.1.4.1	Proband A.....	108
6.2.1.4.2	Proband B.....	108
6.2.1.4.3	Proband C.....	109
6.2.1.4.4	Vergleich der Probanden.....	109
6.2.2	EMG-Daten.....	112
6.2.2.1	Proband A	112
6.2.2.2	Proband B	114
6.2.2.3	Proband C	116
6.2.2.4	Vergleich der Probanden nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae	117
6.2.2.5	Vergleich der Probanden nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae	120
6.2.2.6	Vergleich der Probanden nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	122
6.2.2.7	Vergleich der Probanden nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	124
6.2.3	Kinematik-Daten	127
6.2.3.1	Proband A	127
6.2.3.2	Proband B	129
6.2.3.3	Proband C	131
6.2.3.4	Vergleich der Probanden.....	133
7	DISKUSSION	137
7.1	Gruppenanalyse	137
7.2	Einzelanalyse.....	142
8	ZUSAMMENFASSUNG	144
9	LITERATUR.....	150
10	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS.....	164
11	ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	166
12	TABELLENVERZEICHNIS	170
13	ANHANG.....	siehe CD

1 *Einleitung*

Der heutige Leistungssport wird durch finanzielle und kommerzielle Interessen zu immer höheren Leistungen und neuen Rekorden getrieben. Aktuelle und bewährte Trainingmethoden sowie auch die Weiterentwicklung von speziellen Trainings- und Sportgeräten zeichnen erste Grenzen für die weitere Leistungsentwicklung auf.

Um diesem Konflikt zu entgehen und dem steigenden Leistungsdruck gerecht zu werden, überwinden einige Sportler die natürlichen Schranken durch illegale Mittel, wie z.B. Pharmakamissbrauch.

Das dieses Mittel nicht die Ausnahme ist bzw. war, verdeutlicht das aktuelle Geschehen. Deutschland als große Sportnation, die sich aktiv dem Kampf für einen „sauberen Sport“ verschrieben hat, muss große Erfolgseinbußen in vielen Sportarten hinnehmen. Selbstverständlich haben dabei auch Versäumnisse in der Sichtung und Förderung junger Talente ihren Anteil. Höchstleistungen scheinen in der heutigen Zeit nur noch am Rande der Legalität möglich zu sind.

Der Hochleistungssport im Rahmen international abgestimmter Regeln, stellt damit an die Sportwissenschaft besondere Anforderungen.

Dies sind z.B.:

- die Erarbeitung und Überprüfung von Hypothesen und Modellen sportlicher Leistungen,
- die Erarbeitung von Trainingshypothesen, Trainingsmodellen und –systemen
- die Erarbeitung und Überprüfung von Trainingskonzeptionen in unmittelbarer Zusammenarbeit mit der Trainingspraxis (SCHNABEL / HARRE / BORDE 1997),
- Auswertung und sportartspezifische Aufbereitung von Erkenntnissen der so genannten Basiswissenschaften

Die Trainingswissenschaft konzentrierte sich in Verbindung mit anderen sportwissenschaftlichen Disziplinen in den vergangenen Jahren gewinnbringend auf die Schaffung komplexer, sportartspezifischer Mess- und Trainingsgeräte. Seit einiger Zeit besteht auch ein verstärktes Interesse an differenziellen Trainingskonzepten mit disziplinspezifischen Programmen (THORHAUER / CARL / TÜRCK-NOACK 2001).

Einen aussichtsreichen konzeptionellen Ansatz stellt die differenzielle Ansteuerung und Regelung des muskulären Bewegungssystems dar. Dabei spielen Fragen der Ermüdungsvorgänge, der Regenerationsprozesse und Adaptationen in den neuromuskulären Strukturen eine tragende Rolle (FRICK 1991, STRASS 1994).

Die in einem hohen Maße anwendungsorientierte trainingswissenschaftliche Forschung setzt vorwiegend auf Mess- und Objektivierungsverfahren, die den hohen Ansprüchen einer Feldforschung gerecht werden. Diese bezogen sich bis dato auf vorwiegend dynamografische und kinematische Methoden.

Durch die stetige Weiterentwicklung im IT – Bereich ist es mittlerweile realisierbar, transportabel auf geringstem Platz maximale Rechenleistung abzufordern. Diese Optionen ermöglichen der Trainingswissenschaft neue Verfahren zur Messung und Objektivierung heranzuziehen, die den Ansprüchen der Feldforschung noch besser gerecht werden. Sie stellen ferner eine wichtige Voraussetzung für den Einsatz neuer konzeptioneller Ansätze in der Trainingswissenschaft dar.

Als Beispiel der Einbeziehung neuer Messverfahren sei die Elektromyographie (EMG) genannt. Durch eine Reihe negativer Eigenschaften, wie z.B. Einschränkungen in der Reproduzierbarkeit der Messungen sowie ein hoher technischer Aufwand, wurde sie in den vergangenen Jahrzehnten nur ansatzweise in der Sportwissenschaft eingesetzt. Dank der oben genannten Entwicklung der Rechentechnik in Verbindung mit Arbeiten zur EMG (z.B. SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER 1985, BÜHRLE 1985 GOLLHOFER 1987, WOLLNY 1993) wurde auch in der Sportwissenschaft die Elektromyographie „hoffähig“. Sie wurde vermehrt zur Klärung von Fragen von Belastungs-, Ermüdungs- und Adaptationsvorgängen eingesetzt.

Man unterscheidet in Oberflächen- und Nadelelektromyographie. Wobei die Nadelelektromyographie zur Untersuchung von sportwissenschaftlichen Fragestellungen nur bedingt geeignet ist.

Die Oberflächenelektromyographie findet bevorzugt Einsatz in der Sportwissenschaft zur Klärung von Fragen zur dynamischen Muskelarbeit. Sie ermöglicht Aussagen über die durchschnittliche Aktivität von oberflächlich liegenden Muskeln. Dagegen lässt die Nadelelektromyographie nur Aussagen über Aktionspotentiale der zu einer motorischen Einheit gehörenden Muskelfaser zu.

Besonders geeignet ist die Oberflächenelektromyographie zur Ermittlung der inter- und intramuskulären Koordination bei speziellen Fragestellungen im Kraft- und Techniktraining. Eine spezielle Form der Elektromyographie, das EMG – Mapping, bietet Möglichkeiten zur Ermittlung der Quantität und der Topographie von Muskelaktivitäten in einem Muskel (intramuskuläre Koordination).

Diese besonderen Eigenschaften der Elektromyographie machten sich einige Forschungsgruppen in der Sportwissenschaft zu Nutze, um das Gebiet der Ermüdungsforschung näher zu beleuchten. Dabei wurden z.B. Fragestellungen zur Reaktion von Sportlern auf bestimmte Belastungen untersucht. Erste vorliegende Ergebnisse zeigen, dass die Reaktion des Sportlers individuell unterschiedlich ausfällt und z.B. abhängig von der Belastungsart, -dauer und -intensität ist. Jedoch sind diese Studien fast ausschließlich auf isometrische Kontraktionen beschränkt (FREUND et. al. 1975, BRODY 1976, BECHER et. al. 1983, STRASS 1994).

Erst in der jüngeren Zeit wählten einige Forschungsgruppen bei exemplarischen Studien in der Ermüdungsforschung zu Fragestellungen mit dynamischen Kontraktionen die Oberflächenelektromyographie als Hauptmethode speziell zur Ermittlung der intra- und intermuskulären Koordination.

Auch TÜRK-NOACK / THORHAUER (2001) nutzen die Oberflächenelektromyographie bei ihren ersten Studien zu dem von ihnen entwickelten Vor-Ermüdungskonzept. Dieses Konzept stellt einen Forschungsansatz zur Entwicklung neuer Trainingskonzepte im Kraft- Techniktraining dar. Erste veröffentlichte Ergebnisse haben interessante Phänomene aufgezeigt, die jedoch weiterer Klärung bedürfen.

2 Vorüberlegungen und theoretische Grundlagen

2.1 Ermüdung

Eine einheitliche Definition des Begriffs Ermüdung lässt sich in der Literatur nicht finden. Daraus kann abgeleitet werden, dass das seit Jahrzehnten aktuelle Problem Ermüdung relativ komplex ist und noch keine umfassenden und fundierten Erkenntnisse vorliegen. Dies wird ebenfalls durch ein zunehmend stärkeres Interesse in der Ermüdungsforschung belegt.

In den folgenden Definitionen geht es ausschließlich um den organischen Bereich. Somit ist eine im anorganischen Bereich vorkommende Materialermüdung ausgeschlossen.

Mit der Suche nach Ermüdungstoxinen machte die physiologische Ermüdungsforschung ihre ersten Schritte. Definitionen aus dieser Zeit waren meist kausal-funktional orientiert (SCHMIDTKE 1965). Es festigte sich die Annahme, dass Stoffwechselprodukte mit steigender Konzentration in Einzelorganen oder im Blutkreislauf sowie eine mangelnde Sauerstoffzufuhr für Organ- oder Allgemeiner müdung verantwortlich sind (SCHENCK 1911). Als das entscheidende Ermüdungsmerkmal wurde der Milchsäurespiegel des Blutes erkannt. Für HILL, LONG und LUPTON war Ermüdung ein fortschreitender Leistungsabfall infolge erhöhter Milchsäurekonzentration im Blut. Dabei nahmen sie an, dass die erhöhte Milchsäurekonzentration im gesamten menschlichen Organismus die gleiche Wirkung zeige wie in einem isolierten Muskel (nach Simonson 1930).

Diese Auffassung wurde in der Folgezeit schnell in Frage gestellt. Für die Erklärung von ermüdungsbedingten zentralnervösen Funktionsdefiziten mussten komplizierte Zusatzhypothesen gefunden werden. Mit einem besseren Verständnis für die chemischen Prozesse des Stoffwechsels wurden die auf „Ermüdungssubstanzen“ aufbauenden Definitionen aufgegeben.

So z.B. DURIG (1927). Er sah zwar in der Milchsäurekonzentration eine Ursache für Ermüdung, richtete aber seine Definition mehr phänomenologisch-deskriptiv aus. DURIG (1927) definiert Ermüdung: „...als Zustand, in welchem eine vorher ohne Schwierigkeiten geleistete Arbeit mit immer größerem Gefühl von Anstrengung und immer geringerem Erfolg durchgeführt wird“ (S.86). Diese phänomenologisch angelehnten Definitionen aus der Physiologie wiesen keine Unterschiede gegenüber Definitionen der psychologischen Literatur auf. OFFNER

(1928) erklärt Ermüdung als: „... einen Zustand unseres Organismus, der durch längere Arbeit herbeigeführt wird und neben anderen Merkmalen vor allem durch Abnahme der Arbeitsfähigkeit und Arbeitsfreudigkeit gekennzeichnet ist“ (nach SCHMIDTKE 1965, S.17). Ähnlich lautet die Definition von SCHMIDTKE (1965): Ermüdung ist ein periodischer Vorgang des Verlusts an Leistungsfähigkeit, „der durch ausreichende Erholung wieder ausgeglichen wird und der, soweit es sich um Arbeitsermüdung handelt, kein anormaler Zustand ist“ (nach SCHMIDTKE, S. 17).

Eine erste Zusammenfassung verschiedener Definitionen gibt BORNEMANN (1952). Für ihn ist Ermüdung ein Vorgang „der Leistungsminderung auf Grund vorausgegangener Tätigkeit des Organismus, dessen Ursache in einer physikochemischen Schwächung des Gewebes beruhen und dessen Wirkungen sich nicht nur in einzelnen Funktionsminderungen, sondern ebenso sehr auch in der Veränderung des Funktionsgefüges des Organismus äußert“ (nach SCHMIDTKE 1965, S.17).

BARTLEY (1957) definiert Ermüdung erstmals unter Berücksichtigung von psychischen und physischen Faktoren. So stellt er Störungen in Steuerung und Wechselwirkung von Organen als Ursache der Ermüdung dar und diagnostiziert ebenfalls Störungen im Gesamtverhalten des Menschen, die psychischer Natur sein können. LEHMANN (1962) betont in seiner Definition die reversible Herabsetzung der Funktionsfähigkeit eines Organs oder Organismus als Folge von Tätigkeit. Einfacher definiert BARTLETT (1953) den Begriff Ermüdung. Dies sei ein Zustand, der zu einer Reduzierung der Tätigkeit oder zu unerwünschten Änderungen dieser führt. Einen ersten qualitativen Gesichtspunkt bringt VON BRACKEN (1952) in seiner Definition ein. Demnach ist Ermüdung eine reversible Störung der Funktionen des Organismus, die eine Senkung des Funktionsniveaus und eine Störung des Funktionsgefüges ausdrückt.

Die Definition von HOLLMANN / HETTINGER (2000) stützt sich auf LEHMANN. So definieren sie Ermüdung als reversible Herabsetzung der Funktionsfähigkeit infolge muskulärer Tätigkeit. Sie unterscheiden die Ermüdung in akute und chronische Formen, aber nicht speziell in zentral und periphere. Dafür geben Sie eine 14 Punkte umfassende Kette an, wo sich theoretisch Ermüdung bei einer willkürlich ausgelösten Muskelkontraktion zeigen kann. Diese Aufzählung umfasst sowohl zentrale als auch periphere Punkte.

RÖTHIG et. al. (1983) sieht Ermüdung als eine Verminderung der Funktionsfähigkeit des Organismus als Folge psychophysischer Beanspruchungen.

BIGLAND-RITCHIE (1983) gibt für Ermüdung eine „Verminderung der Leistungsfähigkeit des neuromuskulären Systems, bei anhaltend intensiven Muskelbelastungen Kraft zu entfalten oder Arbeit auszuführen“ (S. 85) als Begriffsbestimmung an. Diese Definition wurde in der Folgezeit öfter in der Literatur aufgegriffen.

In der Definition von MARTIN (1987) wird versucht, die bisher bekannten Ansätze zu berücksichtigen. Für ihn ist Ermüdung „ein besonderer physischer und psychischer Zustand als Resultat von Belastungen. Sie drückt sich in einer Diskoordination der Funktionen des Organismus und in einer zeitweiligen Leistungsminderung aus. Der Ermüdungszustand ist vorübergehend und reversibel und stellt unter besonderen Bedingungen der vorausgegangenen Belastungen ein komplexes Geschehen dar, das physische und psychische Vorgänge umfasst“ (S. 390). Er plädiert aus praktikablen Gründen für eine Unterscheidung in zentraler und peripherer Ermüdung. Diese Unterscheidung wird auch von u. a. KÜCHLER 1983 und HOLLMANN 1986 getroffen. DE MARÉES (1979) räumt aber ein, dass bei schwerer Arbeit beide Formen der Ermüdung auftreten können und dadurch eine eindeutige Trennung nicht möglich ist.

Dieser Meinung ist auch PLATONOV (1999). Für ihn ist Ermüdung „...als ein komplizierter Vorgang anzusehen, der alle Tätigkeitsebenen des Organismus (molekular, subzellular, zellular, organisch, systemisch, ganzheitlich) erfasst. Sie äußert sich in Veränderungen der Homöostase, der regulierenden Systeme sowie in der Entwicklung eines Müdigkeitsgefühls und einer zeitweiligen Verminderung der Leistungsfähigkeit“ (S.35).

Zusammenfassend kann man sagen, dass in der Literatur „Ermüdung“ als ein reversibler Vorgang beschrieben wird, der die Leistungsfähigkeit temporär mindert. Sie stellt ein komplexes Geschehen dar, das physische und psychische Vorgänge umfasst. Es ist praktikabel, in zentrale und periphere Ermüdung zu unterscheiden.

2.1.1 Periphere Ermüdung

Diese Art der Ermüdung ist durch eine Abnahme der körperlichen Leistungsfähigkeit und Koordinationsstörungen gekennzeichnet. Es liegt eine Vielzahl von Untersuchungen vor, die Möglichkeiten der Ursachen aufzeigen. Jedoch konnten die genauen Mechanismen noch nicht definiert werden. Im Folgenden sollen einige Ergebnisse aus Untersuchungen dargestellt werden. So könnten als Ursache für die muskuläre Ermüdung wahrscheinlich ein Sauerstoffmangel, eine Substratverarmung oder biochemische Veränderungen genannt werden.

Häufig wiederholte Muskelkontraktionen führen zu einer Herabsetzung des Drehmoments bzw. der Muskelspannung durch:

- Verminderung des ATP – bzw. KP – Gehaltes (COSTILL et al. 1979; KARLSSON et al. 1981);
- Anstieg der ADP – Konzentration, welche bei einer Verminderung der Muskelspannung von 50 % auf das 6 –7fache erhöht war (SAHLIN et al. 1981);
- Drastische Glykogenabnahme in den Muskelfasern mit einer Verminderung der maximalen Muskelkraft bzw. einer deutlichen Zunahme der Ermüdbarkeit bei nachfolgenden Kontraktionsserien (JACOBS et al. 1981);
- Verminderung der Durchblutung bei statischen und dynamischen Kontraktionen. Bei statischen Kontraktionen ist die Durchblutung zwischen 30 und 50% der maximalen Kraft unzureichend, darüber tritt eine völlige Durchblutungsunterbrechung ein (DONALD et al. 1957). Bei dynamisch rhythmischer Kontraktion wird die Durchblutung während der Kontraktion mehr oder weniger gemindert, steigt aber in der Erschlaffungsintervallen weit über den mittleren Wert an. Selbst bei rhythmischen Kontraktionen mit hoher Muskelspannung reicht die kontraktionsbedingte Erhöhung des Muskelinnendrucks nicht aus und lässt eine unzureichende Durchblutung auftreten (SHEPHARD 1972);
- Zunahme des intrazellulären Laktats bis auf das 15fache des Ausgangswertes (SAHLIN et al. 1981), besonders bei beeinträchtigter Zirkulation;
- Anstieg der H^+ Konzentration mit einem erschöpfungsbedingten Abfall des intramuskulären pH-Wertes auf 6,7 (SAHLIN et al. 1981) bzw. sogar auf 6,3

mit einer daraus resultierenden Blockierung der Glykolyse (BASSEY / FENTEM 1981);

- Abnahme der Kaliumkonzentration in der Muskelzelle, so dass Erregungsprozesse der Membran beeinträchtigt werden können (NÖCKER 1976, MELZER et. al. 1986)

Der Anteil von Muskelfasern spielt beim Beginn der Ermüdung ebenfalls eine wichtige Rolle. Muskel mit einem höheren Anteil II – Fasern ermüden schneller als Muskeln mit höherem I – Faseranteil (MATON 1981).

Um die geforderte Kraftleistung auch bei eintretender Ermüdung zu erreichen, werden zusätzliche motorische Einheiten rekrutiert (LLOYD 1971).

2.1.2 Zentrale Ermüdung

Zentrale Ermüdung wird nach DE MARÉES (1979) vor allem durch psychische Belastung als Folge angestrenzter geistiger Tätigkeit und auch durch hohe koordinative Beanspruchung ausgelöst. MARTIN (1987) sieht zentrale Ermüdung „... möglicherweise aus einem Nachlassen der Willenskraft oder der Motivation resultieren. Dabei soll es zu einem Versagen in der Rekrutierung und einer ungenügend hohen Anzahl motorischer Einheiten oder zu einer Erregung mit nicht ausreichend hoher Frequenz kommen“ (S. 383). ULMER (1987) stellt fest, dass die zentrale Ermüdung nicht metabolisch bedingt sein kann. Er nennt Möglichkeiten eines schlagartigen Verschwindens. Z.B. verschwindet die Ermüdung, wenn einem Organismus Gefahr droht oder die Angst ihn in einen Alarmzustand versetzt.

LEHNERTZ (1986, S.7) formuliert als Ergebnis seiner theoretischen Überlegungen folgende Theorie: Als Ursache der Beeinträchtigungen ist eine Verminderung der Hemmfunktion des Kleinhirns anzunehmen. Um seine Theorie zu erhärten, diskutiert er die Rolle der GABAergen Neurone, die bei der Regulation der Motorik eine bedeutende Rolle spielen, und stellt einen Zusammenhang zwischen der durch Muskelarbeit bedingten Erhöhung der Ammoniak-Werte im Blut und einem die Koordinationsfunktion des Kleinhirns störenden GABA – Mangel her. Feststellung: muskuläre Beanspruchung führt zu einer Erhöhung des Ammoniakspiegels im Blut! WEICKER et. al. (1987, S. 401) führt Ermüdung auf ein Stoffwechselproblem zurück. Der Energiebedarf der Muskulatur ist durch freie Fettsäuren bei Langzeitausdauer ausreichend gesichert. Trotzdem kann die

Glukose – Homöostase zu dem leistungslimitierenden Faktor werden, da Koordination und zentrale Steuerung aller vitalen Funktionen bei Glukosemangel beeinträchtigt werden.

Ein weiterer Aspekt der zentralen Ermüdung bezieht sich auf die sensorische Aktivität. Dazu wurden in einer Reihe von Untersuchungen (NEUMANN/BEYER 1981; BEYER/SCHOBER/SCHUHMAN 1982; GÜNZ/KUNATH 1984) nachgewiesen, dass ein Zusammenhang zwischen dem Grad der physischen Beanspruchung und der Flimmer-Verschmelzungsfrequenz besteht. Aufgrund der Erhöhung der physischen und psychischen Aktivierung ist eine Versuchsperson in der Lage, Lichtreize mit einer höheren Frequenz zeitlich voneinander getrennt zu erkennen. Steigt die physische Belastung bis in den maximalen Bereich an, fällt die Flimmerverschmelzungsfrequenz wieder ab (MESTER 1988).

2.2 Belastungsmethodische Ermüdungskonzepte

Verschiedene Wissenschaftsbereiche, einschließlich der Sportwissenschaft, versuchen, den fortschreitenden Erkenntnisstand möglicher peripherer und zentraler Ermüdungsursachen zu nutzen und daraus Anwendungskonzepte zur Lösung bestimmter Probleme zu entwickeln.

Für die Trainingswissenschaft haben TÜRK-NOACK und THORHAUER die Idee der lokalen Muskel – Vor – Ermüdung in die Diskussion gebracht. Grundlage ist dabei eine isolierte Ermüdungsübung mit anschließender Kontrollübung. Die Kontrollübung kann eine Ziel- oder Wettkampfübung sein. Der Vorteil liegt in der genauen Kontrolle und Vergleichsmöglichkeit von Ausgang – und Endzustand nach erfolgter isolierter Muskelermüdung.

Muskuläre Ermüdungsdefizite können durch verschiedenartige inhaltliche Akzentuierungen hervorgerufen werden (nach TÜRK-NOACK / THORHAUER 2001). Eine Möglichkeit besteht in der unterschiedlichen Beanspruchung. Dabei sind folgende belastungsmethodische Reizsetzungen zu unterscheiden:

- Geschwindigkeit der Muskelkontraktion (isometrisch, dynamisch-zügig, explosiv-ballistisch, reaktiv)
- Bewegungsweite/-amplitude (Gelenkwinkelbereich)

- Art der Übung und Ausführungstechnik (enge oder weite Griffhaltung/Beinstellung)
- Anzahl der Wiederholungen in der Belastungsserie
- Geführte oder freie Bewegungen (Kraftmaschine oder Freihantel)
- Größe der äußeren zu überwindenden Last
- Pause zwischen Isolationsübung und Komplexübung
- Konzentrische und/oder exzentrische Arbeitsweise der Muskulatur

Eine weitere Möglichkeit zielt auf die Anzahl und den Anteil einbezogener Muskeln ab. In der Abbildung 2 sind Ermüdungsvorgänge nach der Funktion der Muskeln klassifiziert worden.

Als dritte Möglichkeit wird das diagnostische Konzept genannt. Es zielt auf die Analyse des Ermüdungsverlaufs ab, um Veränderungen von Leistungsparametern erfassen und um gegebenenfalls Änderungen im Bewegungsablauf darstellen zu können (siehe Abbildung 1).

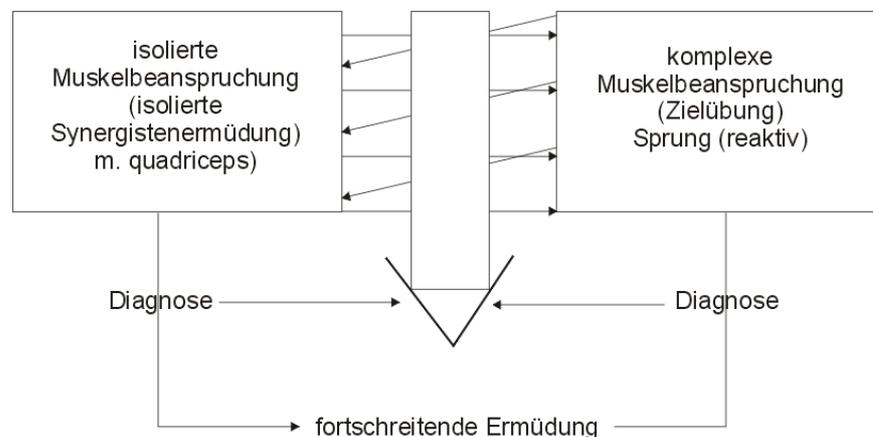
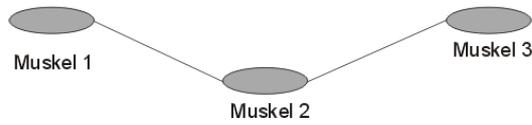


Abb. 1: Diagnostisches Konzept am Beispiel einer isolierten Synergistenermüdung (nach TÜRK-NOACK/THORHAUER 2001)

1. komplexe Muskelermüdung

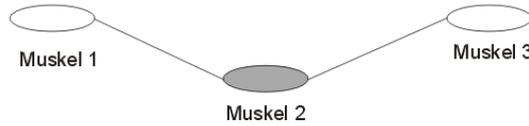
Muskelfunktionsschlinge = Hauptkinetor beim komplexen Bewegungsvollzug



=> Wirkung: komplex ermüdete Streckschlinge

2. isolierte Synergisten-Ermüdung

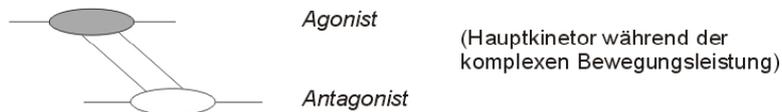
Muskelfunktionsschlinge = Hauptkinetor beim komplexen Bewegungsvollzug



=> Wirkung: lokal/isoliert ermüdeter Muskel innerhalb der Streckschlinge

3. isolierte Agonisten-Ermüdung

Einzelner Muskel = Hauptkinetor beim komplexen Bewegungsvollzug

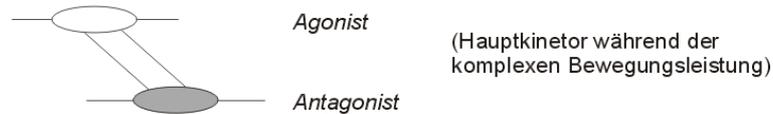


(Hauptkinetor während der komplexen Bewegungsleistung)

=> Wirkung: Agonist lokal/isoliert ermüdet

4. isolierte Antagonisten-Ermüdung

Einzelner Muskel = Hauptkinetor beim komplexen Bewegungsvollzug

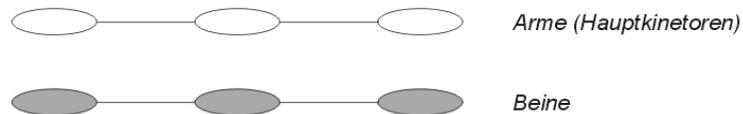


(Hauptkinetor während der komplexen Bewegungsleistung)

=> Wirkung: Agonist lokal/isoliert ermüdet

5. Ermüdung parallel agierender Muskelgruppen

Muskelfunktionsschlinge = Hauptkinetor beim komplexen Bewegungsvollzug



=> Wirkung: Hauptkinetoren als Muskelgruppe ermüdet

Abb. 2: Varianten vorermüdeter Muskulatur im muskulären Funktionsgefüge (nach TÜRK-NOACK/THORHAUER 2001)

2.3 Die Elektromyographie

Die Elektromyographie (myos gr. = Muskel, graphie gr. = Aufzeichnung) beschäftigt sich mit der Erfassung und Aufzeichnung bioelektrischer Signale.

1929 war es ADRIAN und BRONK erstmals gelungen, mit Nadelelektroden elektrische Aktivität intramuskulär abzuleiten. Durch technische und wissenschaftliche Weiterentwicklungen ist die Elektromyographie leistungsfähiger geworden und hat sich dadurch in vielen Forschungsbereichen etabliert.

Durch eine Analyse der Muskelaktivität der Katze während des freien Laufens gaben ENGBERG und LUNDBERG 1969 mit ihrer Arbeit Anstoß, die Elektromyographie auch zur Untersuchung komplexer Bewegungsabläufe beim Menschen einzusetzen. Seitdem wird die Elektromyographie in der Sportwissenschaft eingesetzt, z.B. zur Untersuchung des Erregungs- und Kontraktionszustandes der Skelettmuskulatur (Pfeifer et al. 2003), zur Ermittlung von inter- und intramuskulären Koordination der Muskulatur bei Bewegungen und zur Bestimmung von Qualität und Quantität von Muskelaktivitäten.

Es wird zwischen Oberflächen- und Nadelelektromyographie unterschieden. Bei der Nadelelektromyographie erfolgt die Ableitung über Nadelelektroden, die in den Muskel gestochen werden. Bei der Oberflächenelektromyographie werden Elektroden auf die Haut über den abzuleitenden Muskel geklebt.

2.3.1 Physiologie des Elektromyogramms

Zur Klärung der Physiologie des Elektromyogramms ist es sinnvoll, einige wichtige neuroanatomische und neurophysiologische Grundlagen aufzuzeigen.

Die Quelle der elektromyographischen Aktivität liegt in den Muskelfasern der Skelettmuskeln. Diese sind Teil einer funktionellen Einheit, der motorischen Einheit. Sie besteht aus Alpha – Motoneuronen, sein Axon, motorische Endplatte und die hierüber erreichten Muskelfasern und stellt die elementare Funktionseinheit für alle willkürlichen und reflektorischen Bewegungsabläufe dar (HOLLMANN / HETTINGER 2000). Die Anzahl der Muskelfasern einer motorischen Einheit ist unterschiedlich. Sie variiert stark je nach Muskel und Muskelfunktion. Motorische Einheiten von Muskeln mit feinmotorischen Aufgaben enthalten wenig Muskelfasern (5-10; Handmuskeln, Augenmuskeln). Bei grobmotorischen Muskeln (Bein) wurden mehrere hundert Muskelfasern gezählt.

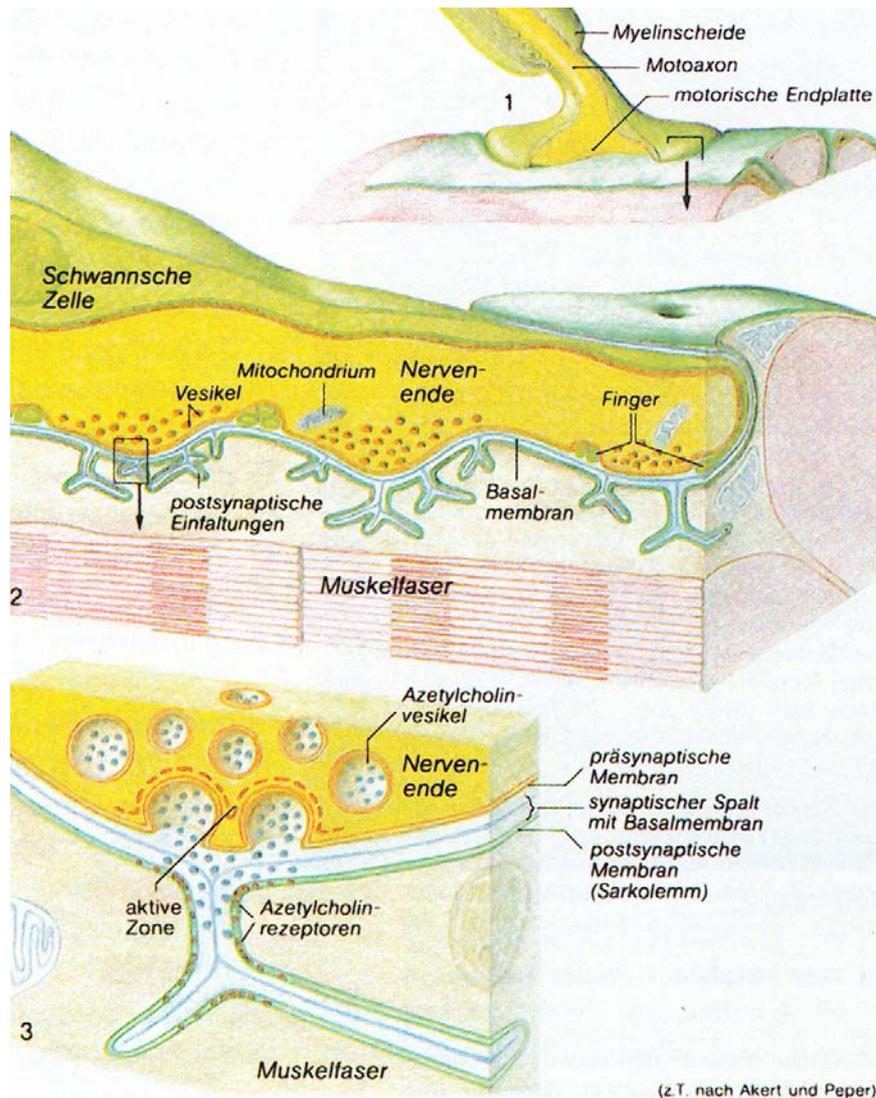


Abb. 3: Motorische Endplatte (vgl. Silbernagel 1991)

Die Erregungsleitung von Alpha – Motoneuron zu den Muskelfasern erfolgt über das Axon. Hier wird das Aktionspotential (AP) entsprechend dem „Alles oder Nichts“ – Gesetz elektrisch fortgeleitet. Dieses AP bewirkt in der motorischen Endplatte (siehe Abbildung 3) eine Ausschüttung von Transmitterflüssigkeit (Acetylcholin) in den synaptischen Spalt, was zu einer Depolarisierung der postsynaptischen Membran führt. Diesen Zustand nennt man Endplattenpotential (EPP). Überschreitet das EPP eine bestimmte Schwelle, wird in der entsprechenden motorischen Einheit ein AP erzeugt. Dieses wird als elektrische Erregung von der Endplattenregion aus in beide Richtungen fortgeleitet (Aktive Leitung). Die Leitungsgeschwindigkeit beträgt für Fasern des M. biceps brachii ca. 4,7 m/s (WILLIMCZIK 1983). Die Endladungsrate der motorischen Endplatte (oder auch Frequenzierung) liegt zwischen 7 Hz und 50 Hz. Sie ist abhängig von

der Stärke der Kontraktion des Muskels. Neben der Aktiven Leitung findet auch eine passive Volumenleitung statt. Das bedeutet, dass auch durch das umgebende Gewebe (wenn auch nur in abgeschwächter Form) AP nach außen und innen geleitet werden. Die biochemischen Vorgänge, die zwischen der aktiven Leitung eines AP und der Kontraktion der Muskelfaser ablaufen, werden elektromechanische Kopplung genannt.

Für die Entstehung des EMG – Signals ist das Phänomen der passiven Volumenleitung verantwortlich. Da im Organismus ein hoher Anteil elektrolythaltiger Flüssigkeiten vorhanden ist, können die interzellulären AP durch das angrenzende Gewebe gut weitergeleitet werden. Dies geschieht durch die gewöhnliche elektrische Leitfähigkeit. Mit geeigneter Messtechnik ist es möglich, auf der Hautoberfläche diese geringen elektrischen Spannungen zu messen.

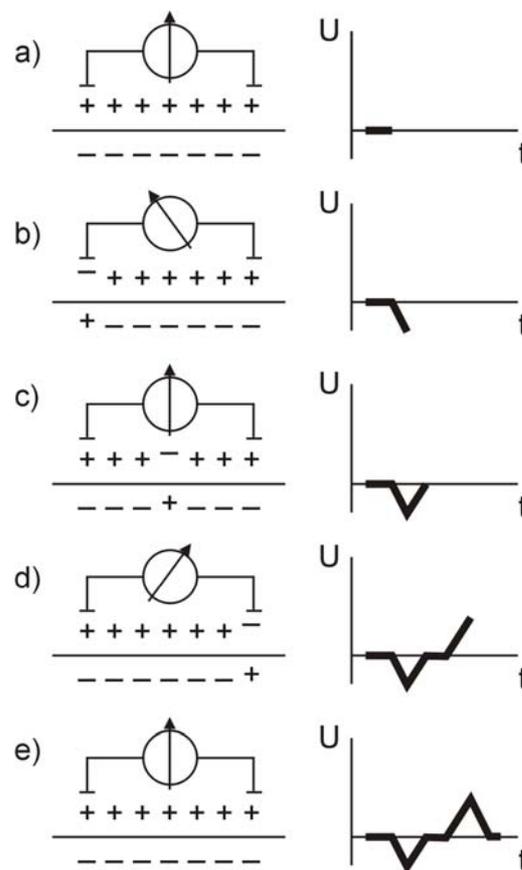


Abb. 4: Entstehung des „biphasischen APs“ aus der Potentialdifferenz an zwei Ableitungselektroden (nach WILLIMCZIK 1983)

Aus der Abbildung 4 geht das methodische Grundprinzip der Elektromyographie hervor. Wenn auf der Hauptoberfläche zwei Elektroden aufgelegt werden und die Potentialdifferenz gemessen wird, ergibt sich folgendes Bild. a) im Ruhezustand wird keine Spannungsdifferenz messbar sein; b) bei Ausbreitung eines AP wird eine Spannungsdifferenz beim Passieren der ersten Elektrode messbar sein; c) liegt das AP zwischen den beiden Elektroden ist keine Spannungsdifferenz messbar; d) Passiert das AP die zweite Elektrode wird eine Spannungsdifferenz mit umgekehrten Vorzeichen messbar.

Da es in einem Muskel eine bestimmte Anzahl von motorischen Einheiten gibt, besteht das abgeleitete EMG – Signal nicht aus einem einzigen AP, sondern aus einer Vielzahl von überlagerten AP. Diese additive Überlagerung einzelner AP verschiedener gleichzeitig abgeleiteten motorischen Einheiten wird auch als „Interferenzmuster“ des Elektromyogramms genannt. Dabei wird davon ausgegangen, dass die Form und die Höhe der Amplitude der einzelnen AP ähnlich sind. Aber durch die unterschiedliche Entfernung von der Elektrode verschieden gedämpft werden. Eine wichtige Rolle für das „Interferenzmuster“ spielt ebenfalls die Synchronisation der motorischen Einheiten. Einige Untersuchungen konnten belegen, dass es keine Synchronisation zwischen zwei motorischen Einheiten gibt und die Alpha – Motoneuronen ein unterschiedliches Entladungsverhalten aufweisen (NOTH 1993).

Das EMG – Signal kann als extrazellulär abgeleitetes Summensignal aller in der Umgebung der Elektroden liegenden motorischen Einheiten bezeichnet werden. Dabei ist der Anteil der entfernt liegenden motorischen Einheiten am Summenpotential natürlich geringer.

2.3.2 EMG und Ermüdung

Eine muskuläre Ermüdung lässt sich auch im EMG verfolgen. In verschiedenen Untersuchungen wurde eine Vielzahl von Phänomenen entdeckt. Im folgenden Abschnitt sollen die Ergebnisse aus einigen Arbeiten zu diesem Thema zusammengetragen werden.

Schon nach einer ersten Literatursichtung fällt auf, dass sich die meisten Arbeiten, die das EMG in der Ermüdungsforschung einsetzen, sich mit Fragestellungen in Verbindung mit isometrischen Kontraktionen beschäftigen. Literatur, die bei Untersuchungen mit dynamischen Kontraktionen das EMG einsetzte, ist nur sehr spärlich vorhanden. Deshalb werden sich die folgenden

Aussagen vorwiegend auf Erkenntnisse bei isometrischen Kontraktionen beschränken.

DIETZ (1978) hat während maximalen isometrischen Kontraktionen mit Abnahme der Kraft eine fast parallele Reduzierung der Anzahl der Umkehrpunkte und Abnahme der mittleren Amplitude festgestellt.

LAWRENCE / DE LUCA (1983) beobachteten während ihrer Untersuchungen eine weitgehende lineare Beziehung zwischen Kraft und EMG – Anstieg.

BIGLAND – RITCHIE et. al (1983) fand einen Abfall der Entladungsfrequenzen von α - Motoneuronen während maximalen isometrischen Kontraktionen.

HÄKKINEN / KOMI (1983) geben eine EMG - Frequenz Reduzierung und eine Zunahme der EMG- Amplitude bei submaximalen Kontraktionen an.

BIGLAND-RITCHIE / WOODS (1984) beobachteten eine Reduzierung der Entladungsrate der motorischen Einheiten bei Ermüdung.

WITTEKOPF / RÜHL (1984) dokumentieren ein Ansteigen der EMG – Amplitude, welches auf die Erhöhung der Entladungsfrequenz zurückzuführen ist. Sie leiten daraus ab, dass weitere motorische Einheiten zugeschaltet werden, die zur Kraftsicherung beitragen sollen.

WOODS et. al (1987) diagnostizierte eine reflektorische Hemmung von α - Motoneuronen in der Ermüdungsphase.

NOTH (1993) gibt als Ermüdungsanzeichen eine Abnahme der Amplituden der Aktionspotentiale sowie der Leitgeschwindigkeit einzelner Fasern an.

AHONEN (1994) stellte typische Veränderungen des EMG im ermüdeten Muskel fest. Die Amplituden vergrößern sich und die Frequenz wird geringer.

LUTTMANN et. al (1996) konstatierte als Ermüdungszeichen bei isometrischer Muskularbeit eine abnehmende Medianfrequenz und eine Zunahme der abgeleiteten Amplituden.

DE LUCA (1997) belegte, dass die Anzahl der aktiven und abgeleiteten motorischen Einheiten, Einfluss auf die EMG-Amplitude hat. Dabei ist die Anzahl der abgeleiteten motorischen Einheiten vom Durchmesser der Elektroden und der rekrutierten motorischen Einheiten abhängig.

ANDERS (1998) wies elektromyographisch Veränderungen der intermuskulären Koordination in Folge starker muskulärer Ermüdung nach.

GOLLHOFER (2000) wies bei lokalen Muskelermüdungen deutliche Veränderungen in den EMG – Ableitungen nach. Diese äußerten sich in einer Frequenzverringerng und Amplitudenzunahme, als Zeichen einer zusätzlichen Rekrutierung motorischer Einheiten, die höhere Ladungsamplituden besitzen.

SCHOLLE et. al (2001) hat muskuläre Ermüdung im EMG bei willkürlichen oder elektrisch ausgelösten maximalen Kontraktionen durch verminderte EMG – Frequenz (Median- und Mittelwert) mit nahezu konstanten oder abnehmenden Signalamplituden nachgewiesen.

3 Zielstellung

Wie in der Einleitung begründet, spielt die Ermüdungsforschung in der Sportwissenschaft zunehmend eine tragende Rolle bei der Entwicklung von Trainingskonzepten. Die Mehrzahl der Untersuchungen beschränkt sich allerdings auf isometrische Kontraktionsformen. Zu dieser Kontraktionsform sind erste fundierte Aussagen möglich. Da im Leistungssport aber vorwiegend dynamische Kontraktionsformen vorherrschen, ist es notwendig auch zu dieser Kontraktionsart umfassende Ermüdungsstudien durchzuführen. Nur so kann die Ermüdungsforschung weitere Gebiete der Sportwissenschaft durchdringen und angestrebte neue trainingstheoretische und –konzeptionelle Ansätze zur weiteren Leistungssteigerung begründen helfen.

Aus früheren Erkenntnissen der Ermüdungsforschung in der Sportwissenschaft, theoretischen Vorüberlegungen und der schon von DJACKOV (1972) geforderte Strategie einer stärkeren Verknüpfung von Kraft- und Techniktraining entwickelten THORHAUER/TÜRK-NOACK (1997) ein Konzept der „lokalen Muskel – Vorermüdung“ mit folgender Annahme.

„Gezielte lokale/isolierte neuromuskuläre Ermüdung („Vorermüdungsprinzip“) bewirkt neuromuskuläre Kompensationsmechanismen, die zu einer Leistungsverbesserung des agierenden neuromuskulären Systems im nicht ermüdeten Zustand führt“

TÜRK-NOACK/THORHAUER (2001)

Diesem Konzept liegt die Theorie zugrunde, dass eine gezielte isolierte/lokale Muskelermüdung neuromuskuläre Adaptationsmechanismen auslöst, die Veränderungen im Steuer- und Regelprozess von Bewegungsabläufen herbeiführt. Die vermuteten Adaptationsmechanismen auf inter- und intramuskulärer Ebene sollen im nicht ermüdeten Zustand schließlich eine Erhöhung der muskulären Antriebe und somit eine Steigerung der sportlichen Leistung herbeiführen. Diese Annahmen konnten bisher nur z. T. durch Einzelstudien von TÜRK-NOACK/THORHAUER (2001) und MICHEL (2003) untermauert werden.

Aufbauend auf diese Einzelstudien folgte durch eine Forschungsgruppe um THORHAUER et al. (2000) ein Pilotprojekt, mit der Zielstellung Ermüdungsphänomene aufzudecken. Erste Versuche zeigten, dass es Anpassungsregulationen des Bewegungssystems gibt, die dazu dienen, Leistungseinschränkungen des muskulären Systems hinauszuzögern, auf einem

geringen Niveau zu halten oder sogar zu kompensieren (THORHAUER et al. 2001). Diese Studie war eine Einzelfallstudie. Zur Fundierung der Erkenntnisse zur Wirkungsweise neuromuskulärer Adaptationsmechanismen, ist es jedoch geboten, Untersuchungen mit einer größeren Zahl von Probanden durchzuführen. Mit der vorliegenden Arbeit soll der Forderung nach vertiefenden Studien Rechnung getragen werden.

Im ersten Teil der Untersuchung besteht das Ziel darin, mit einer Gruppe von n=14 Probanden 4 verschiedene Vorer müdungsstrategien hinsichtlich ihrer Wirkung bei einer isolierten Muskelermüdung der Hauptkinetoren M. triceps surae und M. quadriceps femoris zu beschreiben und die entsprechenden Ermüdungsphänomene anhand einer bestimmten Kontrollbewegung aufzudecken.

Als Kontrollbewegung wird eine Sprungserie, bestehend aus einem Squat- und zwei Drop – Jumps gewählt. Die Wahl der Bewegung führt auf die Pilotstudie von TÜRK-NOACK/THORHAUER (2001) zurück, die ebenfalls einen Drop – Jump als Kontrollbewegung einsetzten.

Um Veränderungen in der muskulären Ansteuerung (intermuskuläre Koordination) festzustellen, wird die Oberflächenelektromyographie als Hauptmethode eingesetzt. Dazu werden alle oberflächigen Muskeln der Muskelstreckschlinge und deren Antagonisten, die an der Kontrollbewegung beteiligt sind, abgeleitet.

Es kann natürlich auch Änderungen in der Technikstruktur der Kontrollbewegung zur Erhaltung der sportlichen Leistung geben. Um dies zu überprüfen, wird eine zweidimensionale Bewegungsanalyse von der Kontrollbewegung durchgeführt.

Die Kontrolle der Parameter der sportlichen Leistung erfolgt mit dem optischen Messsystem OPTOJUMP. Dieses Messsystem ist in der Lage, die Flug- und Bodenkontaktzeiten der Kontrollbewegung online zu erfassen.

Durch den gleichzeitigen Einsatz der drei Messsysteme ist es möglich, den Verlauf der Parameter der sportlichen Leistung (hier Flug- und Bodenkontaktzeit) zu verfolgen, mögliche Veränderungen der Sprungtechnik oder Veränderungen der neuromuskulären Ansteuerung zu erfassen.

Im zweiten Teil der Arbeit soll jeweils ein Vertreter aus dem Ausdauerbereich, dem Schnellkraftbereich und dem Sportspielbereich miteinander verglichen werden. Dabei werden erste Hinweise erwartet, ob diese Vertreter der

verschiedenen Sportartengruppen die gleichen Reaktionen auf die gezielte isolierte/lokale Muskelermüdung zeigen, oder ob mögliche Ermüdungsphänomene bestimmten Gruppen von Sportlern vordergründig zugeordnet werden können. Diese Vorgehensweise soll erste Abschätzungen zu muskulären Strukturen (Faserverteilung) erlauben, da muskelbiologische Untersuchungen ausgeschlossen worden.

4 Hypothesen

Aus ersten Einzelstudien (z.B. TÜRK-NOACK/THORHAUER 2001, THORHAUER et. al. 2001, MICHEL 2001 und MICHEL 2003) ist bekannt, dass nach einer lokalen Vorermüdung Anpassungsregulationen des Bewegungssystems einsetzen, die die Leistungseinschränkungen des muskulären Systems hinauszögern, oder kompensieren. Es ist jedoch anzunehmen, dass verschiedene Vorermüdungskonzepte unterschiedliche Kompensationsstrategien des Bewegungssystems hervorrufen.

H1: Das Bewegungssystem reagiert auf unterschiedliche Vorermüdungskonzepte mit verschiedenartigen Anpassungsregulationen auf neuromuskulärer und kinematischer Ebene.

Wenn Anpassungsregulationen nach lokaler Vorermüdung einsetzen, dürften die Parameter der sportlichen Leistung nahezu unverändert bleiben.

H 2: Eine isolierte/lokale Muskelvorermüdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris führt zu keinem starken Verlust (>15% gegenüber der Ausgangsleistung) in der sportlichen Leistung.

H 2a: Eine isolierte/lokale Muskelvorermüdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris führt zu keiner signifikanten Änderung der Flugzeit.

H 2b: Eine isolierte/lokale Muskelvorermüdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris führt zu keiner signifikanten Änderung der Schnellkoordination (Bodenkontaktzeit).

Anpassungsregulationen nach einer lokalen Muskelvorermüdung finden auch auf neuromuskulärer Ebene statt. Es liegt nahe, zu prüfen, wie sich die Muskelaktionspotentiale (MAP) mit zunehmender Ermüdung ändern. So konnte ANDERS et. al. (1998) nach starker Ermüdung eine veränderte intermuskuläre Koordination bei Sportlern elektromyographisch nachweisen. In Anlehnung daran lässt sich als Erwartung formulieren:

H 3: Eine isolierte/lokale Muskelvorermdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris fñhrt zu einer signifikanten Änderung der Muskelaktionspotentiale (MAP) im EMG und somit zu einer veränderten intermuskulären Koordination.

H 3a: Änderungen der MAP äußern sich in einer Erhöhung des IEMG.

H 3b: Änderungen der MAP äußern sich in einer Reduzierung des IEMG.

In der Literatur gibt es unterschiedliche Aussagen über mögliche Änderungen des EMG bei Ermüdung. Z.B. geben AHONEN (1994) und HÄKKINEN/KOMI (1983) an, dass sich mit zunehmender Ermüdung die Amplituden der EMG erhöhen. SCHOLLE et. al. (2001) haben jedoch gleich bleibende oder sinkende Amplituden beobachtet.

Ein Hinauszögern oder Kompensieren von Leistungseinschränkungen des Systems ist auf der muskulären Ebene durch erhöhte Aktivität von Synergisten erklärbar.

Eine Bewegung in einer hohen Bewegungsgüte ist nur durch ein harmonisches Zusammenspiel von Agonist und Antagonist (gute intermuskuläre Koordination) möglich. Dabei besteht die Hauptaufgabe des Antagonisten darin, ein Überschießen der Bewegungen durch „Abbremsen“ zu verhindern. Wenn der vorermdete Muskel einen Leistungsverlust aufweist, kann der Antagonist durch eine autonome Aktivitätshemmung das resultierende Moment kompensatorisch ausgleichen.

Daraus ergibt sich:

H 4: Eine isolierte/lokale Muskelvorermdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris fñhrt zu einer signifikanten Änderung der Muskelaktionspotenziale (MAP) des Agonisten, Synergisten und Antagonisten.

H 4a Eine isolierte/lokale Muskelvorermdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris fñhrt zu einer signifikanten Änderung der Muskelaktionspotenziale (MAP) des lokal vorermdeten Kinetors.

H 4b: Eine isolierte/lokale Muskelvorermüdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris führt zu einer signifikanten Änderung der Muskelaktionspotentiale (MAP) von Synergisten im Sinne der Leistungskompensation des muskulären Systems.

H 4c: Eine isolierte/lokale Muskelvorermüdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris führt zu einer autonomen Hemmung der Antagonisten und somit zu einer signifikanten Änderung der Muskelaktionspotentiale (MAP).

Über das Verhalten der kinematische Parameter nach einer lokalen Ermüdung werden in der themenspezifischen Literatur zum Teil recht unterschiedliche Aussagen getroffen. THORHAUER et. al. (2001) sehen z.B. mit einer zunehmenden Muskelermüdung eine Erhöhung der Gelenkversteifung als einen Kompensationsmechanismus lokale ermüdungsbedingte Muskeldefizite auszugleichen. Dagegen konnten SEYFAHRT / GÜNTHER / BLICKHAN (2001) und MICHEL (2003) bei reaktiven Bewegungen mit zunehmender Ermüdung ein sinkendes Vermögen, Gelenksteifigkeit aufrecht zu halten, nachweisen. Es wurde eine größere Flexion im Sprung- und Kniegelenkwinkel dokumentiert. FRIEDRICHS et. al. (1999) gibt eine Stützzeitverlängerung als Kompensationsstrategie für Energieeinbußen des ermüdeten Kinetors an. Diese unterschiedlichen Aussagen zur Gelenksteifigkeit bzw. Gelenkversteifung bei Ermüdung sollen überprüft werden.

H 5: Eine isolierte/lokale Muskelvorermüdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris führt zu einer signifikanten Änderung der kinematischen Parameter.

H 5a: Eine isolierte/lokale Muskelvorermüdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris führt zu einer signifikanten Änderung des Kniegelenkwinkels.

H 5b: Eine isolierte/lokale Muskelvorermüdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris führt zu einer signifikanten Änderung des Hüftgelenkwinkels.

H 5c: Eine isolierte/lokale Muskelvoreremüdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris führt zu einer signifikanten Änderung des Körperschwerpunktes (KSP).

Jeder Proband bringt individuelle Grundvoraussetzungen (z.B. Konstitution, Muskelfaserspektrum, Muskelhypertrophie, motorischer Fertigkeiten) mit. Somit ist davon auszugehen, dass typische Vertreter aus dem Ausdauerbereich, dem Schnellkraftbereich und dem Sportspielbereich auch unterschiedlich auf eine isolierte/lokale Muskelvoreremüdung reagieren.

H 6: Eine isolierte/lokale Muskelvoreremüdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris führt zu verschiedenartigen Anpassungsregulationen bei Vertretern aus dem Ausdauerbereich, dem Schnellkraftbereich und dem Sportspielbereich.

H 6a: Eine isolierte/lokale Muskelvoreremüdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris führt zu unterschiedlichen Reaktionen der Flugzeit und Bodenkontaktzeit bei Vertretern aus dem Ausdauerbereich, dem Schnellkraftbereich und dem Sportspielbereich.

H 6b: Eine isolierte/lokale Muskelvoreremüdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris führt zu verschiedenartigen Änderungen der Muskelaktionspotentiale (MAP) im EMG und somit zu einer unterschiedlichen intermuskulären Koordination bei Vertretern aus dem Ausdauerbereich, dem Schnellkraftbereich und dem Sportspielbereich.

H 6c: Eine isolierte/lokale Muskelvoreremüdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris führt zu unterschiedlichen Veränderungen der kinematischen Parametern bei Vertretern aus dem Ausdauerbereich, dem Schnellkraftbereich und dem Sportspielbereich.

5 Methodik

5.1 Probanden und Versuchsplan

Die Probandengruppe setzt sich aus 14 männlichen Sportstudenten (n=14) des 2. – 7. Fachsemesters zusammen. Alle haben zum Zeitpunkt der Untersuchungen aktiv ihre Spezialsportart betrieben und nahmen an der praktisch-methodischen Ausbildung teil.

Tab. 1: Anthropometrische Daten und Trainingshäufigkeit der Probanden

Proband	Alter in Jahren	Größe in cm	Gewicht in kg	Körper- fettgehalt in %	Sportart	Trainings- häufigkeit pro Woche
A	27	179	71	9,5	Triathlon	5
B	22	174	69,6	16	Karate	3
C	30	176	72	15	Fußball	10
D	22	172	73,9	19	Fußball	3
E	28	181	76,8	13	Fußball	6
F	22	180	78,3	15	Judo, Laufen	4
G	23	172	70	16	Tennis	1
H	27	180	83,3	20	Fußball	8
I	31	179	76	15	Handball	3
J	22	173	61,1	11	Tennis	3
K	23	182	66,5	10	Fußball	3
L	28	177	65	13	Fußball	10
M	26	180	79,2	13	Fußball	4
N	21	193	89,2	20	Fußball	4
<i>MW</i>	<i>25,1</i>	<i>178</i>	<i>73,7</i>	<i>14,7</i>		<i>4,8</i>

Die Tabelle 1 verdeutlicht, dass es sich bei allen Probanden um durchschnittliche Vertreter aus Ausdauer-, Schnellkraft- und Sportspielarten handelt.

Für den Einzelvergleich wurde Proband A, B und C ausgewählt. Proband A stellt einen Ausdauer-, Proband B einen Kraft- und Proband C einen Sportspielvertreter dar. Die Zuordnung wurde durch persönliche Befragungen und einem Eingangsfragebogen bestätigt.

Alle Untersuchungen wurden in den Laboren des Institutes für Sportwissenschaft der Friedrich – Schiller – Universität Jena im Zeitraum August 2002 bis Mai 2003 durchgeführt.

Jeder Proband hatte vier Tests mit einer unterschiedlichen Vorermüdungsübung (siehe Tabelle 2) zu absolvieren. Zwischen den Tests musste jeweils mindestens eine Woche liegen, um der beanspruchten Muskulatur und dem Körper eine ausreichende Regeneration zu ermöglichen. Damit eine möglichst hohe lokale Ermüdung in einem Kinetor der Muskelstreckschlinge erreicht wurde, kam aus

den Ermüdungskonzepten die isolierte Synergisten – Ermüdung zum Einsatz. Die Kinetoren M. quadriceps femoris und M. triceps surae sind jeweils in dynamischer und isometrischer Kontraktionsform vorermüdet worden.

Der schematische Versuchsablauf ist in Abbildung 6 dargestellt. Er wurde bei allen Experimenten streng eingehalten.

Tab. 2: Darstellung der verschiedenen Vorermüdungsstrategien

Test	Zu ermüdende Muskel	Ermüdungsart	Ermüdungstrainer (ET)
1	M. triceps surae	isometrisch	Hantelgleitgerät (ET I)
2	M. triceps surae	dynamisch	Hantelgleitgerät (ET I)
3	M. quadriceps femoris	isometrisch	Beinstreckgerät (ET II)
4	M. quadriceps femoris	dynamisch	Beinstreckgerät (ET II)

Die allgemeinen Vorbereitungen bestanden aus der Demonstration der Ermüdungsübung, der Kontrollübung (Sprungserie siehe Abbildung 5), dem Erproben der Ermüdungsübung ohne Gewicht und der Kontrollübung und dem Einstellen des Ermüdungstrainers auf die Körpergröße des Probanden. Vor jedem isometrischen Test wurde nach einer individuellen spezifischen Erwärmung der isometrische Maximalkraftwert ermittelt. Dazu wurden maximal 4 Tests mit ausreichenden Pausen durchgeführt. Diese Werte dienten zum einen als Kontrolle für die Kraftverlauf während des Vorermüdungstestes und zum anderen als Ausgangswert für die dynamischen Tests. Im Anschluss erfolgten die Präparation der Haut des Probanden, das Kleben der EMG – Elektroden und das Anbringen der Trigger. Alle Probanden führten eine 10minütige standardisierte Erwärmung auf dem Ergometer durch. Zur Ermittlung der Ausgangsparameter schloss sich umgehend die Kontrollbewegung (Sprungserie) bei 3 Bewegungswiederholungen mit einer 1minütigen Pause an. Der Hauptversuch folgte unmittelbar nach den Eingangssprungserien. Dazu wurde bei isometrischer Kontraktionsweise auf ein akustisches Signal hin 10 Sekunden gegen den Widerstand gedrückt. Bei dynamischer Kontraktion wurden ebenfalls auf ein akustisches Startzeichen 8 Wiederholungen mit der Frequenz von ca. 1 Hertz durchgeführt. Zur Orientierung wurde der Takt per Taktgeber und lautem Zählen vorgegeben. Nach der Vorermüdung erfolgte sofort die Kontrollbewegung (Sprungserie). Anschließend

folgte ohne Pause eine weitere Vorermüdungsserie mit anschließender Kontrollbewegung. So sollte sichergestellt werden, dass sich ein stetig wachsendes Ermüdungspotential in den entsprechenden Muskeln aufbaut. Dieser Ablauf wurde bis zum Ermüdungsabbruch durchgeführt. Ein Ermüdungsabbruch fand nach Eintritt einer der folgenden Kriterien statt:

- Gesundheitliche Einschränkungen des Probanden
- Abbruch des Probanden
- Nichterreichen von 80% der Ausgangsleistung (bei isometrischer Vorermüdung)
- Nichterreichen der geforderten Wiederholungszahl (bei dynamischer Vorermüdung)

Zwischen Vorermüdung und Kontrollbewegung wurden die Pausen so gering als möglich gehalten. Nach Abbruch des Vorermüdungsversuches folgte eine 5minütige Pause und im Anschluss noch jeweils 3 Kontrollbewegungen mit 1minütiger Pause (vgl. Abbildung 6).

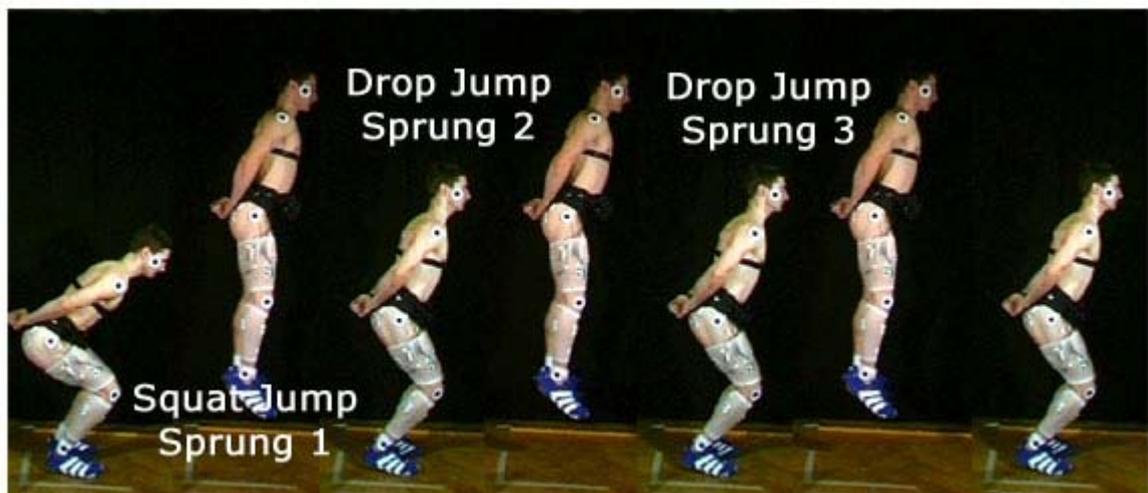


Abb. 5: Darstellung der Kontrollübung (Sprungserie)

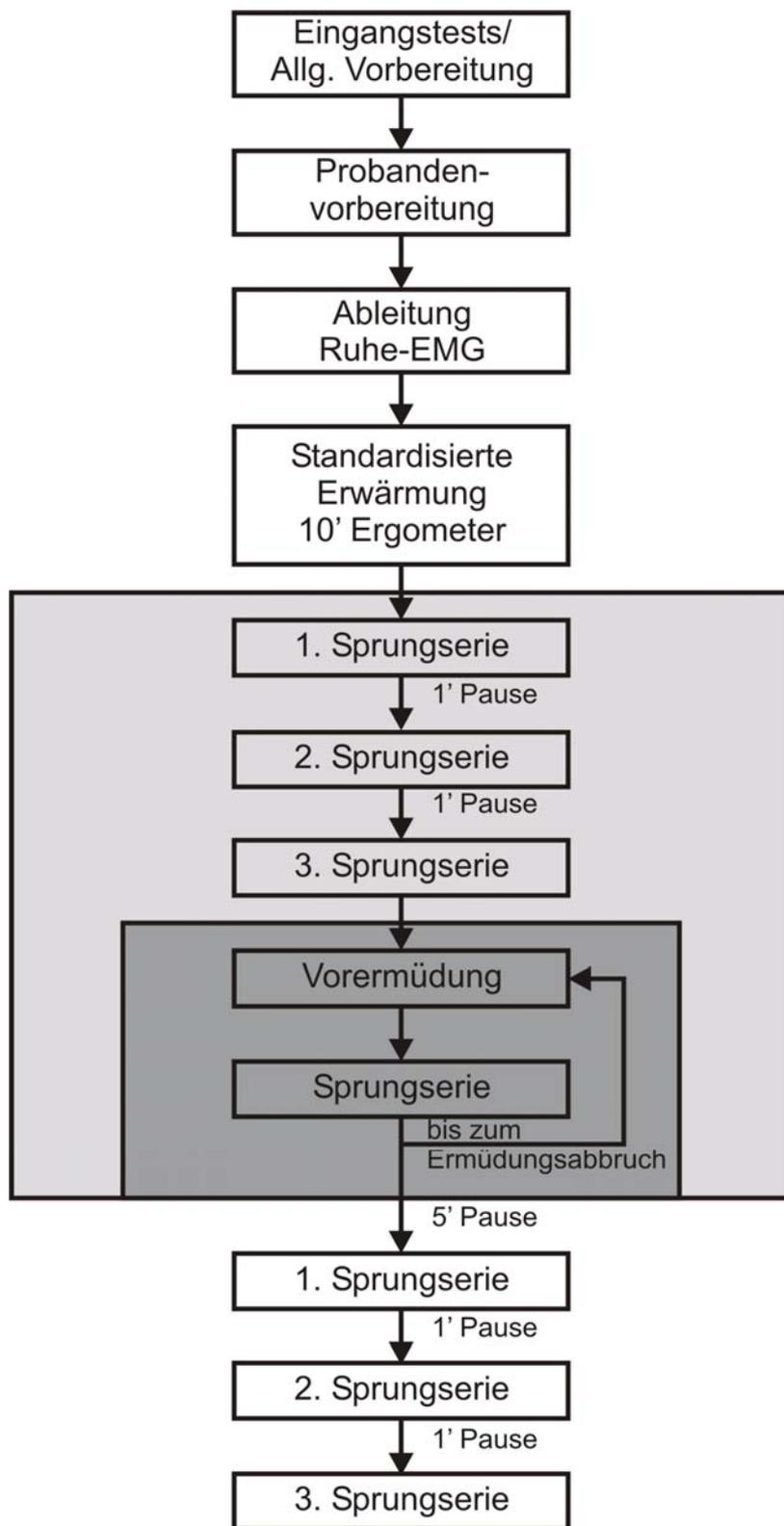


Abb. 6: Schematische Darstellung
des Versuchsablaufes

5.2 Versuchsanordnung und Messdurchführung

5.2.1 Ermüdungstrainer

Für eine isolierte Vorermüdung der ausgewählten Muskeln (M. triceps surae; M. quadriceps femoris) mussten Untersuchungsgeräte gefunden/geschaffen werden, die folgenden Ansprüchen gerecht wurden:

- Weitgehend isolierte Beanspruchung des zu ermüdeten Muskels
- Möglichkeiten zum Anbau von Kontroll- und Messsystemen zur Aufnahme von Kräften sowie zur Registrierung von Parametern zur Kontrolle der Güte der Bewegungsausführung
- Beherrschbarer materieller Aufwand bei Beschaffung und Anpassung
- Leichte Verstellbarkeit der Parameter zur Gewährleistung der Reproduzierbarkeit und somit Berücksichtigung der Größe der Versuchspersonen

5.2.1.1 Ermüdungstrainer I

Bei der Auswahl des Ermüdungstrainers I (Ermüdung des m. triceps surae) wurde auf die Erfahrungen von TÜRK-NOACK (2001) und eigenen Voruntersuchungen zurückgegriffen. TÜRK-NOACK setzte für die isolierte Vorermüdung des M. triceps surae eine Hackenschmidt – Kniebeugemaschine ein. Durch Selbsttests und Vorversuchen mit unterschiedlichen Probanden konnte diese Maschine Schritt für Schritt den Bedürfnissen angepasst werden. Letztlich hat sich folgende Konfiguration als besonders brauchbar erwiesen (Abb. 7).

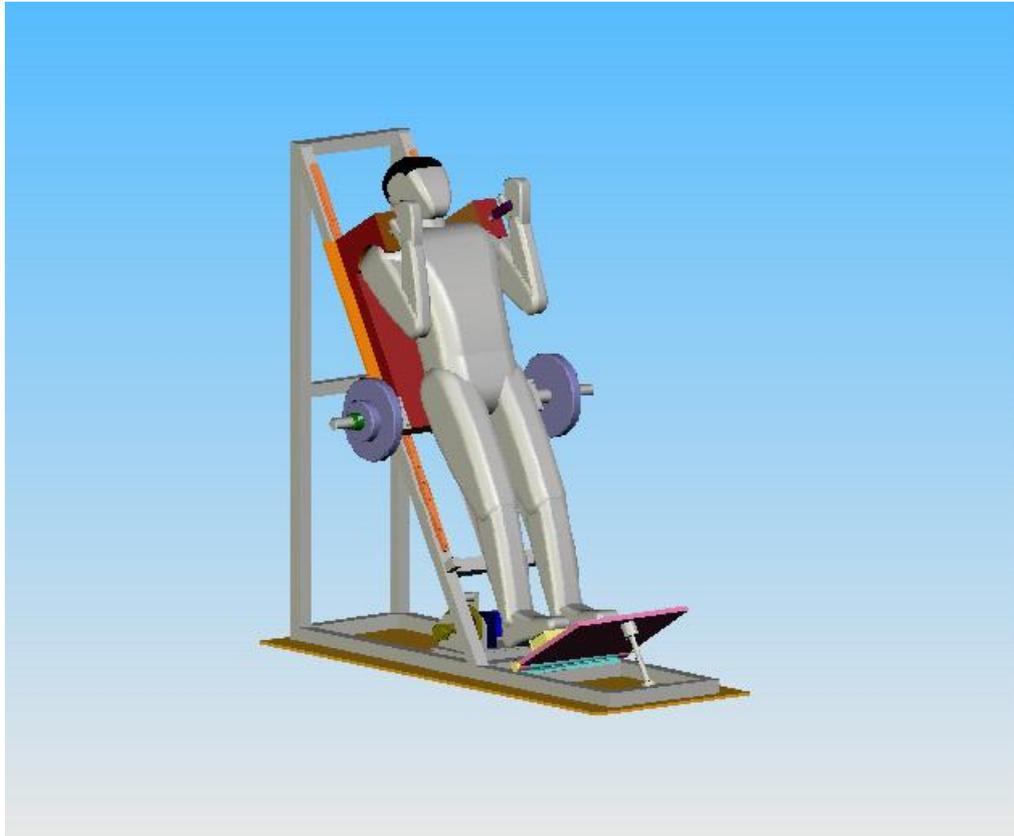


Abb. 7: Schematische Darstellung des Ermüdungstrainers I

Zur Erfassung der isometrischen Kräfte während der Voreremüdung wurde ein Zugkraftmesser (U9B der Firma HBM) eingesetzt. Er wurde parallel zur Verlaufe ebene des Gewichtschlittens mittels Stahlkette installiert und gegen eine Haltevorrichtung mit Hilfe eines Spannschlusses auf 120 N vorgespannt. Die Aufnahmesoftware UNIMESS registrierte Werte mit einer Messfrequenz von 200 Hz und einer Messdauer von 10 Sekunden (siehe Abbildung 11). Diese wurden über einen Messverstärker der Firma HBM weiterverarbeitet.



Abb. 8: Zugkraftmessgerät U9B der Firma HBM

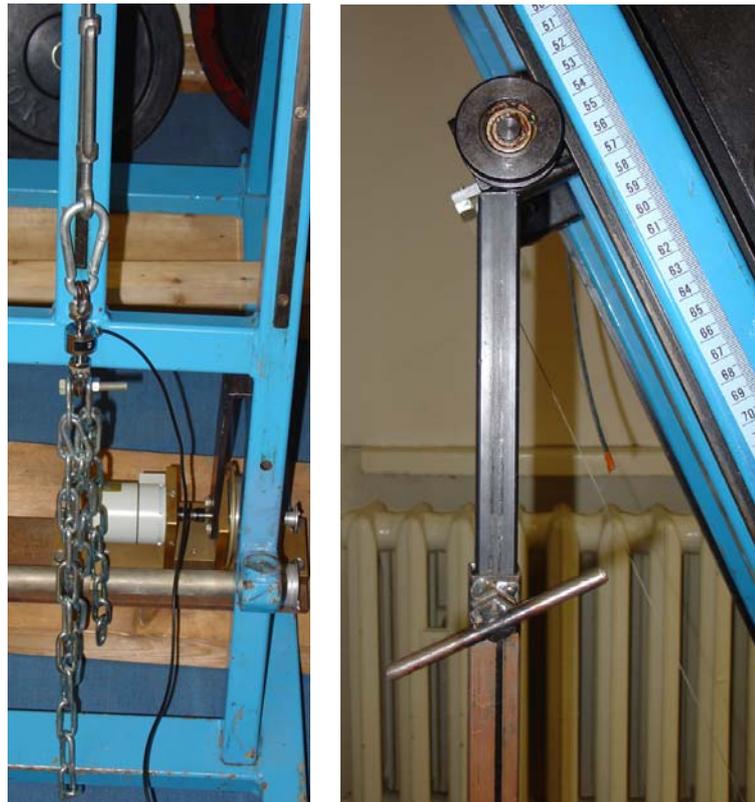


Abb. 9: Spann- und Haltevorrichtung für Zugkraftmessgerät U9B am Ermüdungstrainer I

Für den dynamischen Einsatz wurde ein Inkrementaler Geber (IGR 500 CARL ZEISS JENA) über ein Seilzug- und Spulensystem an den Gewichtschlitten installiert (Abbildung 10), so dass der Verlauf der Bewegungsamplitude und entsprechende Geschwindigkeiten ermittelt werden konnten. Der IGR liefert 3000 Werte pro Sekunde. Die Aufzeichnung der Daten erfolgte über einen A/D-Wandler und anschließend durch eine haus eigene Software (LEGP) des Bereiches Biomechanik (siehe Abbildung 12).

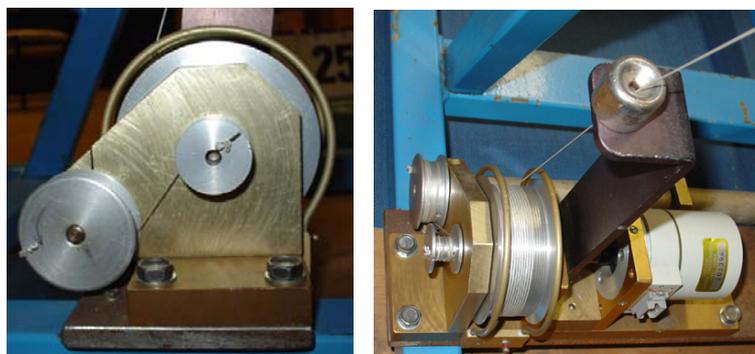


Abb. 10: Seilzug- und Spulensystem am Ermüdungstrainer I

Für beide Tests wurde ein Holzblock auf dem Fußteil verschraubt. Dies ermöglichte dem Probanden eine optimale Aufstellfläche für den Ballen bei Test 1 und zusätzlich eine gleitende Plantar- und Dorsalflexion beim dynamischen Test 2.

Tab. 3: Messeinrichtungen am Ermüdungstrainer I und II

Messsystem	Erfassung von Bewegungsparametern	Bei Arbeitsweise der Muskulatur
Zugkraftmesser (HBM U9B)	Kraftverlauf	Isometrischer Ermüdung (Test 1/3)
Inkrementaler Geber (IGR 500)	Qualität / Quantität der Bewegung	Dynamischer Ermüdung (Test 2/4)

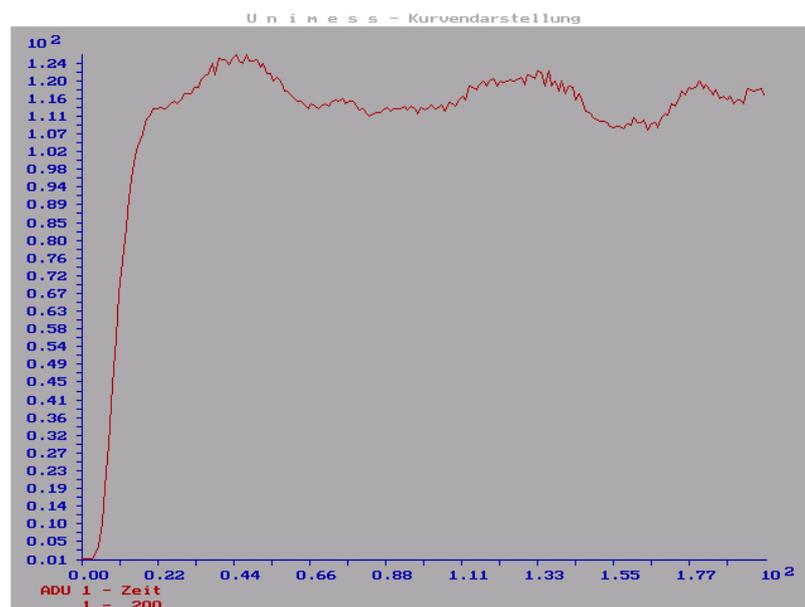


Abb. 11: Beispiel Kraftverlauf bei isometrischen Tests (Unimess)

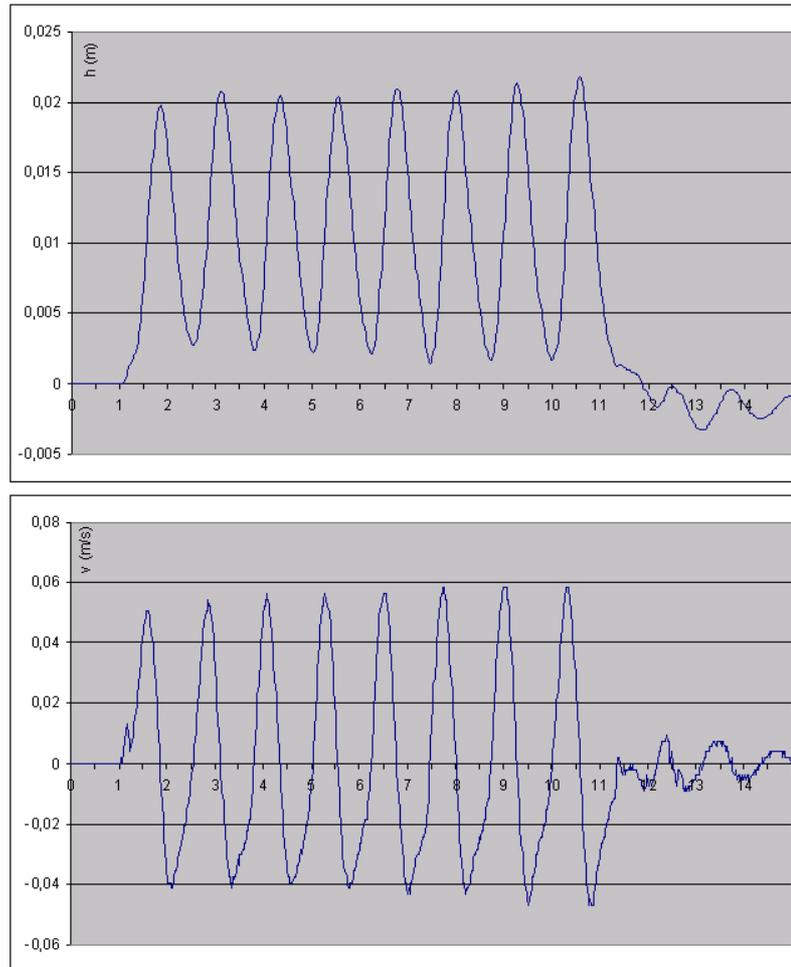


Abb. 12: Beispiel Bewegungsverlauf bei dynamischen Tests (LEGP)

5.2.1.2 Ermüdungstrainer II

Als Ermüdungstrainer II (Ermüdung des M. quadriceps femoris) wurde eine Beinstreckmaschine der Firma SCHNELL ausgewählt und entsprechend der geschilderten Aufgabenstellung leicht modifiziert. Der Vorteil dieser Maschine besteht zum einen in der isolierten Beanspruchung des Muskels (M. quadriceps femoris) und zum anderen in der gleichzeitigen Nutzung der in Tabelle 3 dargestellten Messsysteme. Der genaue Aufbau ist aus Abbildung 14 zu entnehmen. Die Kraftmomente bei Test 3 wurden mit Hilfe des Zugkraftmessers (U9B) ermittelt. Der Zugkraftmesser wurde so angebracht, dass es immer möglich war, in einem Winkel von 90° zu dem Lastarm zu messen. Zur Markierung wurde ein Laserpointer verwendet. Mit einem Winkelmesser wurde jeweils ein Kniewinkel von 120° eingestellt. Dieser Kniewinkel geht aus Untersuchungen von HEGER (1999) hervor. Bei diesem Winkel soll der M. quadriceps femoris seine optimale biomechanische Winkelstellung und somit Arbeitsposition haben.

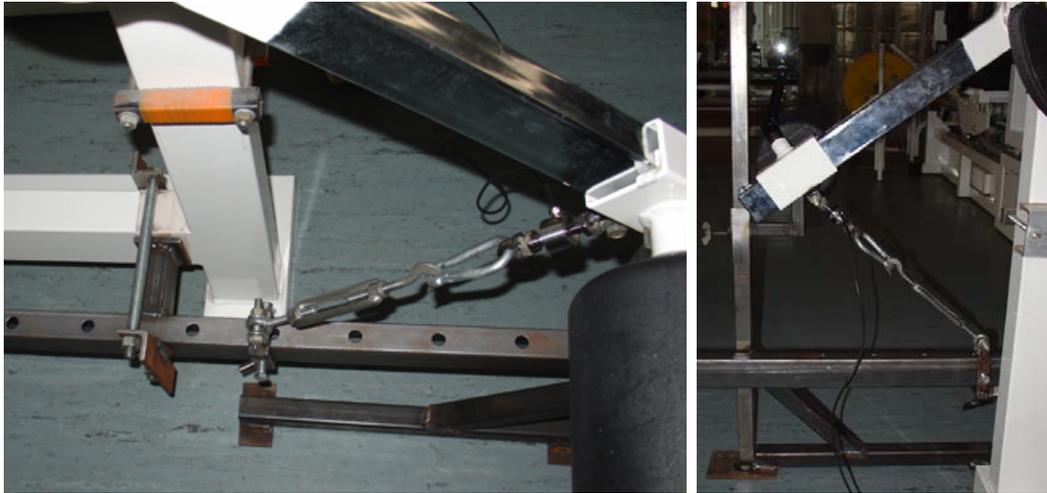


Abb. 13: Spann- und Haltevorrichtung für Zugkraftmessgerät U9B am Ermüdungstrainer II

Bei Test 4 sind die Bewegungsverläufe und Geschwindigkeiten ebenfalls mit dem IGR gemessen worden. Der IGR wurde mit einer Halterung über einen Adapter direkt an die Drehachse der Beinstreckmaschine aufgeschraubt. Die Erfassung erfolgte gleichfalls mit der Software LEGP.

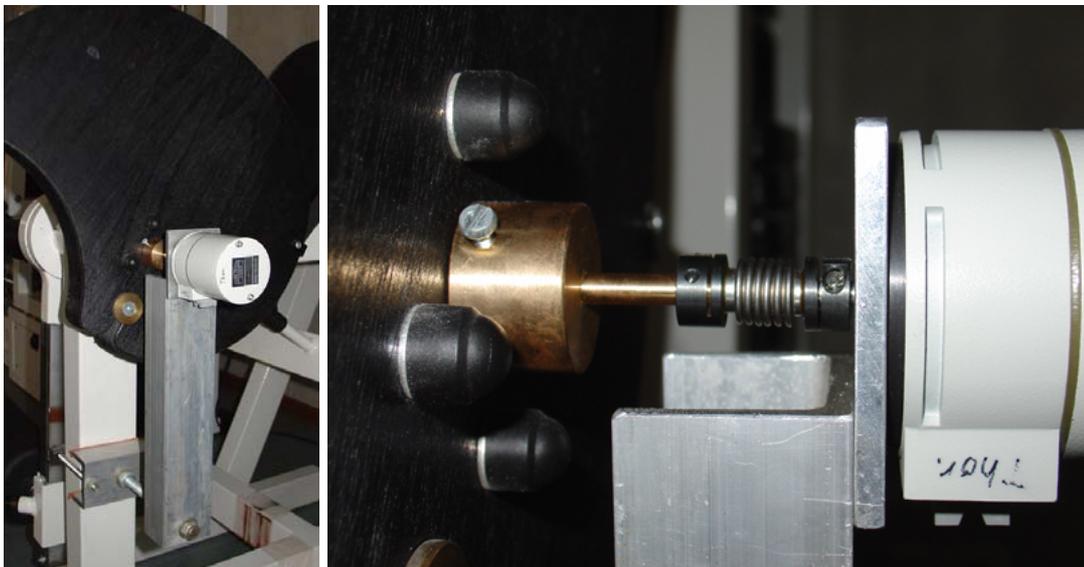


Abb. 14: Haltevorrichtung und Kupplungssystem für IGR am Ermüdungstrainer II

Die Einstellung der Auflagerrolle und der Sitzposition erfolgte nach den Empfehlungen des Herstellers.

Die Kraft- und Amplitudenverläufe entsprachen denen von Abbildung 11 und 12.

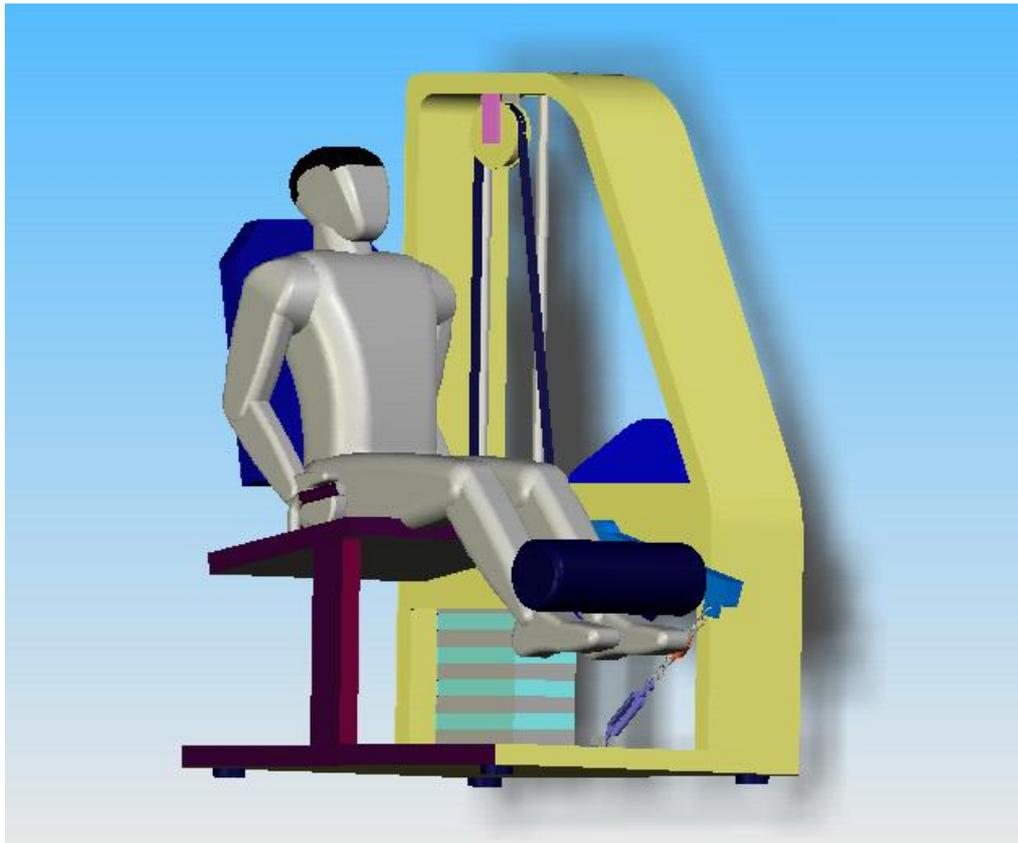


Abb. 15: Schematische Darstellung des Ermüdungstrainers II

5.2.2 Elektromyographische Untersuchungen

5.2.2.1 EMG – Messapparatur

Zur Erfassung des Innervationsverhaltens ausgewählter Muskeln während Voreremüdung und Kontrollbewegung wurde ein 16-Kanal EMG der Firma BIOVISION eingesetzt. Als Vorverstärker kamen Elektroden mit 1000facher Verstärkung der Firma BIOVISION zum Einsatz. Als A/D-Wandler fungiert eine PCMCIA-DAQ16-Karte der Firma QUATECH. Die Registrierung der Daten erfolgte mit Hilfe der Messsoftware DASYLAB mit einer Messfrequenz von 2000Hz. Die Rohdaten wurden ungefiltert aufgezeichnet.

Um die erfassten EMG – Daten der Bewegung zuzuordnen, wurden zwei Trigger eingesetzt. Der Druckaufnehmer wurde unter den Fußballen und der Beschleunigungsaufnehmer in Höhe des Sprunggelenks angebracht. Der Vorteil bestand darin, dass bei Ausfall eines Triggers trotzdem die Daten zugeordnet werden konnten. Die Abbildung 16 verdeutlicht, dass die Signale beider Trigger identisch sind.

Eine automatische Synchronisation der EMG – Daten mit dem Videobild war nicht möglich.

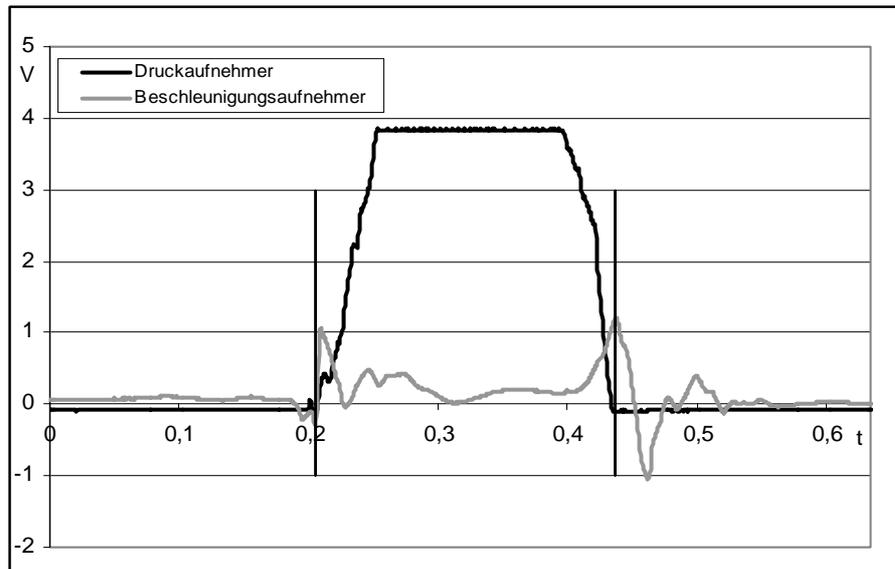


Abb. 16: Vergleich Trigger Druckaufnehmer und Beschleunigungsaufnehmer

5.2.2.2 Auswahl der untersuchten Muskeln



Abb. 17: Muskelschlinge der Streck- und Beugemuskulatur der unteren Extremitäten (vgl. TITTEL 2000)

Die Auswahl der zu untersuchenden Muskeln stand unter folgenden Zwängen. In Betracht kamen nur oberflächliche Agonisten, Synergisten und Antagonisten der Muskelstreckschlinge der unteren Extremitäten und der Hüfte, die per

Oberflächen – EMG ableitbar sind. Die maximale Anzahl der zu untersuchenden Muskeln betrug 10, da die Vorverstärker limitiert waren. Die ausgewählten Muskeln sollten nach Möglichkeit ein vollständiges Bild der Aktivitäten der unteren Extremitäten bei der Vorer müdung und bei der Kontrollbewegung bieten. In Tabelle 4 sind die 10 Muskeln dargestellt, die aus anatomischen und funktionellen Aspekten den Anforderungen entsprachen.

Tab. 4: Abgeleitete Muskeln und Kanalbelegung

Kanal:	Muskel:
0	M. tibialis anterior (TA)
1	M. soleus (SO)
2	M. gastrocnemius caput laterale (GL)
3	M. gastrocnemius caput mediale (GM)
4	M. vastus medialis (VM)
5	M. rectus femoris (RF)
6	M. vastus lateralis (VL)
7	M. biceps femoris (BF)
8	M. gluteus maximus (GMa)
9	M. erector spinae (ES)
10	Druckaufnehmer
11	Beschleunigungsaufnehmer

Ansatz, Ursprung und Funktion der ausgewählten Muskeln sind in der folgenden Tabelle (Tabelle 5) zusammengefasst dargestellt.

Tab. 5: Ansatz, Ursprung und Funktion der abgeleiteten Muskeln

Muskel	Ansatz	Ursprung	Hauptfunktion	
M. tibialis anterior	plantare Fläche des Os cuneiforme, mediale und plantar, Os metatarsale I, an der Basis	Tibia: Condylus lateralis und obere 2/3 der Facies lateralis, Membrana interossea cruris, Fascia cruris	Oberes Sprunggelenk: Unteres Sprunggelenk:	Dorsalflexion Supination ein- /zweigelenkig
M. soleus	über die Achillessehne am Tuber calcanei	Fibula: Dorsalseite von Caput und oberen Drittel des Collum, Tibia: von der Linea musculi solei Arcus tendineus	Oberes Sprunggelenk: Unteres Sprunggelenk:	Plantarflexion Supination eingelenkig
M. gastrocnemius lateralis	über die Achillessehne am Tuber calcanei	Dorsalseite des Femur: Proximal des Condylus lateralis femoris	Kniegelenk: Oberes Sprunggelenk: Unteres Sprunggelenk:	Flexion Plantarflexion Supination zweigelenkig
M. gastrocnemius medialis	über die Achillessehne am Tuber calcanei	Dorsalseite des Femur: Proximal des Condylus medialis femoris	Kniegelenk: Oberes Sprunggelenk: Unteres Sprunggelenk:	Flexion Plantarflexion Supination zweigelenkig
M. vastus medialis		Labium mediale der Linea aspera	Kniegelenk:	Extension eingelenkig
M. rectus femoris	Über das Lig. Patellae mit der eingelagerten Patella, an der Tuberositas tibiae und über die Retinacula patellae beidseitig mediale und laterale der Tuberositas tibiae	Spinea iliaca anterior inferior, Oberrand des Acetabulums	Hüftgelenk: Kniegelenk:	Flexion Extension zweigelenkig

M. vastus lateralis		laterale Fläche des Trochanter majors, Linea interochanterica, Tuberositas glutea, Labium laterale der Linea aspera	Kniegelenk:	Extension eingelenkig
M. biceps femoris	Caput fibulae	Caput longum: Tuber ischiadicum, Caput breve: Linea aspera, Labium laterale im mittleren Drittel des Femur	Hüftgelenk: Kniegelenk:	Extension (Außenrotation, Adduktion) Flexion, Außenrotation zweigelenkig
M. gluteus maximus	Cranialer Teil: über Tractus iliotibialis am Condylus lateralis tibiae, Caudaler Teil: Tuberositas glutea, Septum intermusculare femoris laterale	Os ilium: Crista iliaca, Spina iliaca posterior superior, Fascia thoracolumbalis, Ale ossis ilii dorsal der Linea glutea posterior, Lig. Sacrotuberale, Os sacrum: Facies dorsalis und Oscoccygis	Hüftgelenk: Cranialer Teil: Caudaler Teil:	Extension, Außenrotation Abduktion Adduktion eingelenkig
M. erector spinae	2.-12. Rippe, Proc. Transversi Th1-Th12. Proc. Costarii L1 – L5	Os sacrum – Crista iliaca – Proc. Transversi (mamillaris)	Hüftgelenk:	Extension

5.2.2.3 Lokalisation der Oberflächenelektroden

Bei der Lokalisation der Ableitpunkte (siehe Tabelle 6), der Hauptvorbereitung und dem Anbringen der Elektroden wurden die Vorgaben des SENIAM-Projekts (HERMES et. al 1999) streng eingehalten. Zuerst wurden die Ableitpunkte gesucht und mit einem schwarzen Fasermarker gekennzeichnet. Anschließend wurden die Ableitbareale rasiert, gezippt und mit Alkohol entfettet. Diese Prozedur diente der Reduzierung des Kontaktwiderstandes zwischen Haut und Elektroden. Geklebt wurden Einwegelektroden Ag/AgCl der Firma ARBO (H 93 SG) im Abstand von 3 cm im Bezug auf die Durchmesser. Die Referenzelektrode wurde in der Nähe der Tibia aufgebracht. Die Elektroden und die Kabel zu den Vorverstärkern und zur Inputbox wurden mittels Netzschlauerbandes am Probanden fixiert. Die

Probandenvorbereitung (Lokalisation der Ableitpunkte, Hautvorbereitung, Kleben der Elektroden, Verkabelung) wurde jeweils vom Versuchsleiter durchgeführt.

Tab. 6: Lokalisation der Elektroden

Muskel	Position der Elektroden	
M. tibialis anterior	auf der Verbindungslinie zwischen dem unteren Patellarand und Malleolus lateralis, bei ca. 1/3 der Gesamtstrecke unterhalb der Patella	
M. soleus	auf der Verbindungslinie zwischen Kniekehle und dem Calcaneus, unterhalb Caput mediale und laterale des m. gastrocnemius	
M. gastrocnemius lateralis	auf der Verbindungslinie zwischen dem Capitulum fibulae und dem Calcaneus, bei ca. 1/3 der Gesamtstrecke unterhalb des Capitulum fibulae	

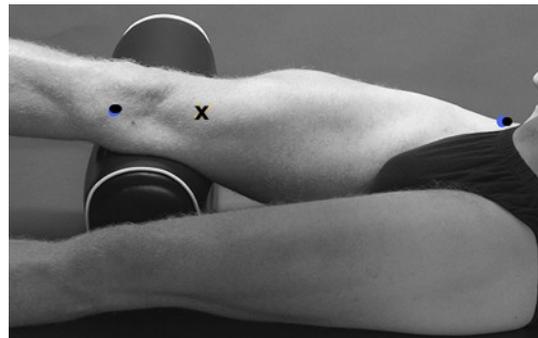
M. gastrocnemius
medialis

auf der
Verbindungsline
zwischen Condylus
medialis tibiae und
Calcaneus, bei
ca. 1/3 der
Gesamtstrecke
unterhalb des
Condylus medialis
tibiae



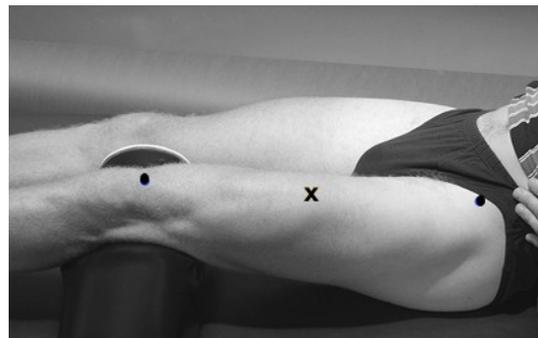
M. vastus medialis

auf der
Verbindungsline
zwischen dem
Articulatio genus
(medial) und Spina
iliaca anterior
superior, bei
ca. 1/5 der
Gesamtstrecke
oberhalb des
Articulatio genus



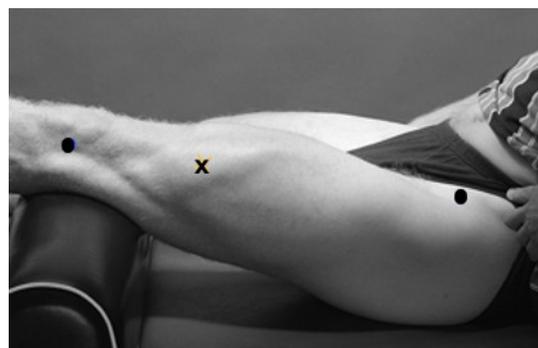
M. rectus femoris

auf der
Verbindungsline
zwischen
Trochanter major
und Patella, bei
ca. 1/3 der
Gesamtstrecke
unterhalb des
Trochanter major



M. vastus lateralis

lateral der
Verbindungsline
zwischen Articulatio
genus (lateral) und
Spina iliaca anterior
superior, bei
ca. 2/5 der
Gesamtstrecke
oberhalb des
Articulatio genus



M. biceps femoris

in der Mitte der
Verbindungsline
zwischen
Epicondylus
lateralis und Tuber
ischiadicum



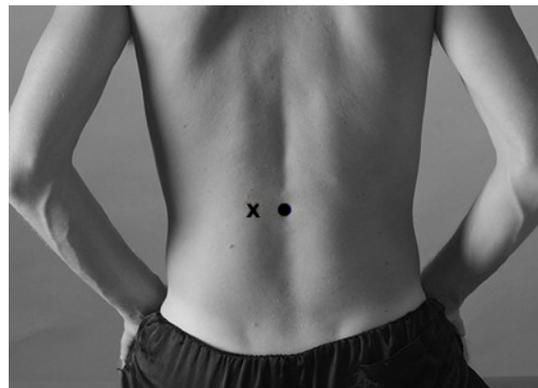
M. gluteus
maximus

in der Mitte der
Verbindungsline
zwischen dem spina
iliaca anterior
superior und Os
coccygis



M. erector spinae I.

vom Zentrum L1 2
Fingerbreite lateral



5.2.3 Erhebung der Parameter der sportlichen Leistung

Zu den Parametern der sportlichen Leistung zählt man bei Sprüngen in der vertikalen Ebene die Sprunghöhe bei Sprüngen in der Horizontalen die Weite

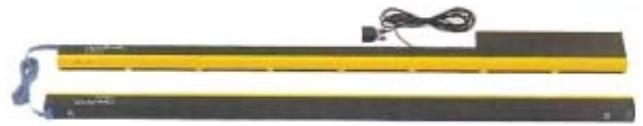


Abb. 18: Optojump

sowie die Bodenkontaktzeiten. Da es sich bei der Kontrollbewegung um Sprünge in der vertikalen Ebene handelte, sind für die Untersuchungen nur zwei Parameter relevant. Zum einen spielt die Sprunghöhe als grundlegender Leistungsfaktor eine entscheidende Rolle und zum anderen ist die Bodenkontaktzeit ein Faktor für die muskuläre Koordination des Sprunges. Messen kann man beide Parameter am exaktesten über eine Kraftplattform. Da eine Kraftplattform nicht zur Verfügung stand, wurde auf das optoelektronische Meßsystem „OPTOJUMP“ der Firma MICROGATE Italien zurückgegriffen. Das OPTOJUMP ist eine optoelektronische Meßmethode, die über Lichtschranken ein Sprungfeld von ca. 100 cm Länge und ca. 80 cm Breite überwacht und mit einer Genauigkeit von 1/1000s Kontakt- und Flugzeiten misst. Die Zeiten werden mit einer firmeneigenen Software gespeichert und verwaltet. Die Software errechnet automatisch aus der Flugzeit die Sprunghöhe. Für die weitere Auswertung wurde die Flugzeit (FZ) und die Bodenkontaktzeit (BKZ) als Parameter der sportlichen Leistung ausgewählt.

Die Beurteilung der Parameter der sportlichen Leistung (Flugzeit und Bodenkontaktzeit) erfolgt in Anlehnung an den Bewertungsmaßstab von BAUERSFELD / VOß (1992).

Tab. 7: Bewertungsmaßstab nach BAUERSFELD / VOß (1992)

>15,1%	starker Leistungsverlust bzw. Leistungszuwachs
7,6% – 15%	mäßiger Leistungsverlust bzw. Leistungszuwachs
0,1% - 7,5%	geringer Leistungsverlust bzw. Leistungszuwachs
0%	keine Leistungsänderung

5.2.4 Erhebung der Kinematik-Daten

Die kinematische Analyse ist eine biomechanische Untersuchungsmethode, die Bewegungsabläufe aus rein geometrischer Sicht betrachtet. Dabei werden die verursachenden Kräfte der Bewegung vernachlässigt. Bei der Untersuchung wird die Bewegung in einzelnen Gelenken, ihr Beitrag zum Vortrieb des Rumpfes und zum Höhenausgleich bestimmt.

Von besonderem Interesse bei der kinematischen Untersuchung sind Fragen nach translatorischen und rotatorischen Veränderungen wie Geschwindigkeit und Beschleunigung, Veränderungen bei der Betrachtung verschiedener Winkelpositionen und des Körperschwerpunktes, der sich aus den verschiedenen Körpersegmenten über die entsprechende Gewichtung berechnen lässt. Diese Untersuchungen sind für die Betrachtungen sehr wichtig, um mögliche Kompensationsmechanismen (Veränderungen in der Bewegungsstruktur, Ausweichbewegungen usw.) mit zunehmender Ermüdung zu erkennen. Des Weiteren können für jeden Probanden, Besonderheiten ermittelt und eventuell zur Auswertung herangezogen werden.

5.2.4.1 Modellierung der Probanden

Aussagen über das Gesamtsystem des sich bewegenden Körpers, wurde mit der Annahme getroffen, dass sich die Gesamtmasse des menschlichen Körpers in einem Punkt vereinigt. Dieser theoretische Punkt ist der interessierende Körperschwerpunkt (KSP), der bei bestimmten Bewegungen auch außerhalb des Körpers liegen kann. Bedingungen für die Berechnung des KSP sind:

- die Körperteile stehen in einem festen Verhältnis zum Gesamtgewicht
- die Schwerpunkte der Extremitäten liegen fast genau auf ihren Längsachsen
- der Schwerpunkt hat einen interindividuell gleiche Entfernung von den beteiligten Gelenkpunkten

Verfahren zur Bestimmung des KSP sind:

- das „grafische“ Verfahren nach DÄHNE (vgl. 1966)
- das „grafisch-analytische“ Verfahren nach KNOLL-EGGERS (zitiert nach HOCHMUTH, 1981)
- das „analytische“ Verfahren (vgl. DICKWACH, 1967).

In der heutigen Bewegungsforschung wird auf das analytische Verfahren zurückgegriffen. Grundlage hierfür sind Erkenntnisse aus der Statik, dass die im Schwerpunkt eines Körperteils angreifende Kraft F_0 ersetzt werden kann durch zwei fiktive, in den angrenzenden Gelenkmittelpunkten angreifende Kräfte F_1 und F_2 , und zwar derart, dass die Kraft für den jeweiligen Schwerpunkt der Summe der Kräfte für die beiden fiktiven Schwerpunkte gleich ist (ROTH/WILLIMCZIK 1999), (vgl. Abb. 19). Auf der

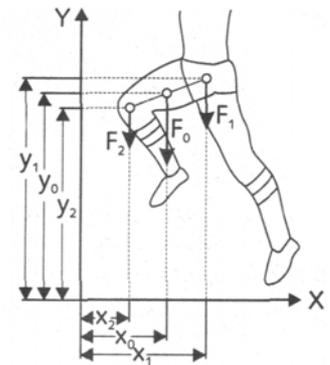


Abb. 19: Grafische Darstellung für die Aufteilung der relativen Gewichtung einzelner Körperteile auf die angrenzenden Gelenkpunkte (aus ROTH/WILLIMCZIK 1999)

Grundlage der relativen Gewichte und Schwerpunktradien der Körperteile nach FISCHER (HOCHMUTH, 1967, S. 144) ergibt sich durch Anwendung des beschriebenen Verfahrens für die relativen Gewichte der Gelenkpunkte folgende Werte:

Tab. 8: Gewichtung der einzelnen Körperteile

Körperteil	nach FISCHER	eigene Anpassung
Kopf	7,0 %	7,0%
Hand	1,0 %	
Handgelenk	0,8 %	
Ellenbogengelenk	2,6 %	
Schultergelenk	13,6 %	32,4%
Hüftgelenk	16,2 %	36,0%
Kniegelenk	8,2 %	16,4%
Fußgelenk	2,1 %	8,2%

Die Berechnung des KSP erfolgte über die Koordinaten x und y der Teilschwerpunkte/Gelenkpunkte. Dafür wurden die relativen Gewichte der Gelenke R_i eingesetzt. Für die eigenen Untersuchungen mussten die relativen Gewichte den konkreten Bedingungen angepasst werden, da die Arme während der Sprünge auf dem Rücken fixiert anlagen Sie mussten so auf die auf die Gewichtung des Schulter- und Hüftgelenks angerechnet werden. Die restlichen Gewichtungen wurden übernommen.

5.2.4.2 Wahl der Dimensionalität

Bei einer Bewegungsaufzeichnung muss zuerst die Entscheidung der Dimensionalität der durchzuführenden Bewegungsanalyse getroffen werden. Man unterscheidet in 2D oder 3D Bewegungen. Bei genauer Betrachtung stellt man fest, dass es weder zweidimensionale Hominoidbewegung noch zweidimensionale Bewegungsanalyse gibt (HATZE 1986), da so genannte 2D-Bewegungen in Wirklichkeit Projektionen von 3D-Bewegungen auf einer Ebene sind. Dabei wird angenommen, dass Bewegungen normal zu dieser Ebene vernachlässigbar gering sind. Selbst bei derartigen Annahmen müssen wir streng genommen von einer dreidimensionalen Analyse ausgehen, da die Ebenen der Markierungspunkte des aufzuzeichnenden, sich bewegten Objekts der Kamera näher sind als andere. Dies kann zu einem systematischen Fehler in der Auswertung führen und sollte berücksichtigt werden.

Da die technischen Voraussetzungen für eine dreidimensionale Analyse nicht gegeben waren, konnte nur eine zweidimensionale Analyse durchgeführt werden.

5.2.4.3 Positionierung der Marker und Definition der Körperwinkel

Um eine kinematische Analyse durchführen zu können, müssen zwingend Marker angebracht werden. Über die angebrachten Marker kann der Körperschwerpunkt (KSP) berechnet und es können bestimmte Körperwinkel definiert werden.

Die eingesetzten Marker bestanden aus nicht reflektierendem Material und wurden mittels Elektrodenkleber auf der Haut angebracht, um die bewegungsbedingten Verschiebungen zu minimieren.

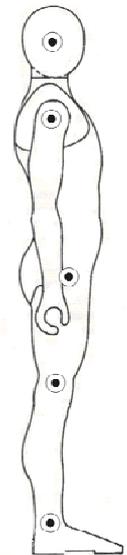


Abb. 20:
Lokalisation der
Marker

An folgenden anatomischen Punkten wurden bei den Untersuchungen geklebt (siehe Abb. 20):

Tab. 9: Anatomische Lage der Marker

Markerpunkt	Anatomische Lage
Kopf	Wangenkochen
Schulter	Acromion
Hüfte	Trochanter major
Knie	Capitulum fibulae
Fuß	Laterale Malleolus

Für die Beschreibung der Sprungtechnik bzw. Darstellung von Veränderungen der Sprungtechnik infolge der Ermüdungsbelastung war es notwendig Körperwinkel zu definieren. Unter zu Hilfenahme der Markerpunkte konnte der Hüftwinkel und der Kniewinkel in der Sagitalebene eindeutig beschrieben werden (siehe Abbildung 26).

5.2.4.4 Aufnahme der kinematischen Daten

Zur Ermittlung kinematischer Daten wurde Videomaterial der einzelnen Kontrollbewegungen benötigt. Dazu wurden die einzelnen Sprungserien mit 50 Halbbildern in der Sekunde mit einer CANON XL 1 im Mini – DV Format aufgezeichnet. Da es sich bei der Kontrollbewegung um Sprünge, also vorwiegend vertikale Bewegungen handelte, wurde, um die Bildschirmfläche optimal auszunutzen und somit eine bessere Bildauflösung zu erhalten, die Kamera um 90° gedreht. Ein horizontaler und vertikaler Maßstab in Größe 1m wurde vor jedem Versuch auf der Sagitalebene eines Probanden auf Höhe der Marker neu eingelesen. Um eine mögliche Verschiebung der Ebene, als mögliche Fehlerquelle einzuschränken, wurde ein Sprungfeld mit Kennzeichnung der Markerebene auf den Boden aufgeklebt. Zur Verbesserung der Bildqualität sind Zusatzscheinwerfer eingesetzt worden. Der Hintergrund wurde mit schwarzen Tüchern zur Kontrastförderung abgehängt. Der prinzipielle Aufbau ist aus Abbildung 21 zu entnehmen.

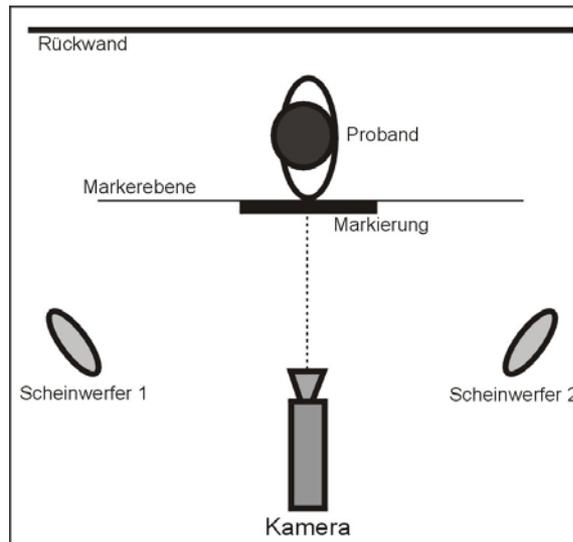


Abb. 21: Schematische Zeichnung des Video Versuchsaufbaus

5.3 Datenauswertung

5.3.1 Datenauswertung EMG

Die EMG – Daten lagen nach der Aufzeichnung in einem DASYLAbigenen Format vor. Für die weitere Bearbeitung mussten die EMG – Daten erst hinsichtlich Artefakte optisch überprüft und auf Vollständigkeit begutachtet werden.

Zur weiteren Auswertung wurden aus der Gesamtdatei die einzelnen Sprünge unter Zuhilfenahme des Triggers herausgeschnitten. Um den vollständigen Sprung mit Vor- und Nachaktivität auszuwerten, wurde der 1. Sprung (Squat – Jump) mit 0,4 Sekunden vor und 0,2 Sekunden nach dem Verlassen der Füße vom Boden ergänzt. Beim Sprung 2 und 3 (Drop – Jump) wurden entsprechend 0,2 Sekunden vor der Bodenberührung der Füße und nach dem Verlassen der Füße vom Boden hinzugefügt (siehe Abbildung 22).

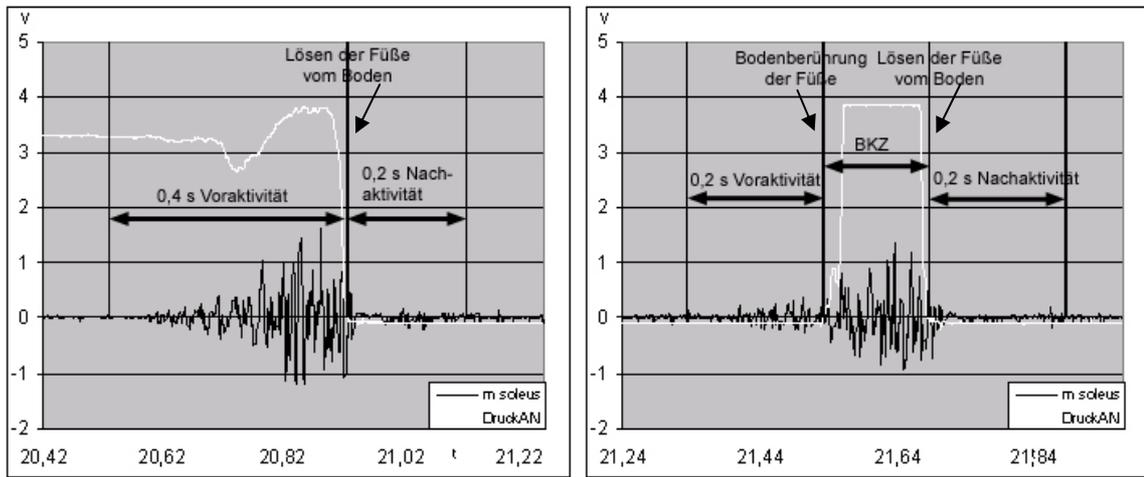


Abb. 22: Darstellung der verschiedenen Schnittvarianten Sprung 1 (links) und Sprung 2 und 3 (rechts)

Zur Auswertung der Gruppenanalyse wurden die Sprünge 2 und 3 (S2 und S3) im Zustand 0 (Z0), Zustand 1 (Z1), Zustand 2 (Z2) und im Zustand 3 (Z3) herangezogen.

Nach dem Schnitt und vor allen weiteren Auswertungen sind die EMG aller einzelnen Sprünge mit einem Tiefpassfilter (Butterworth 2 Ordnung 400 Hz) und einem Hochpassfilter (Butterworth 2 Ordnung 20 Hz) zur Reduzierung von Artefakten gefiltert worden.

Da für die Gruppenanalyse das IEMG als Auswertekriterium herangezogen wurde, erfolgte zuerst eine EMG – Gleichrichtung mit anschließender Integration (siehe Abbildung 23).

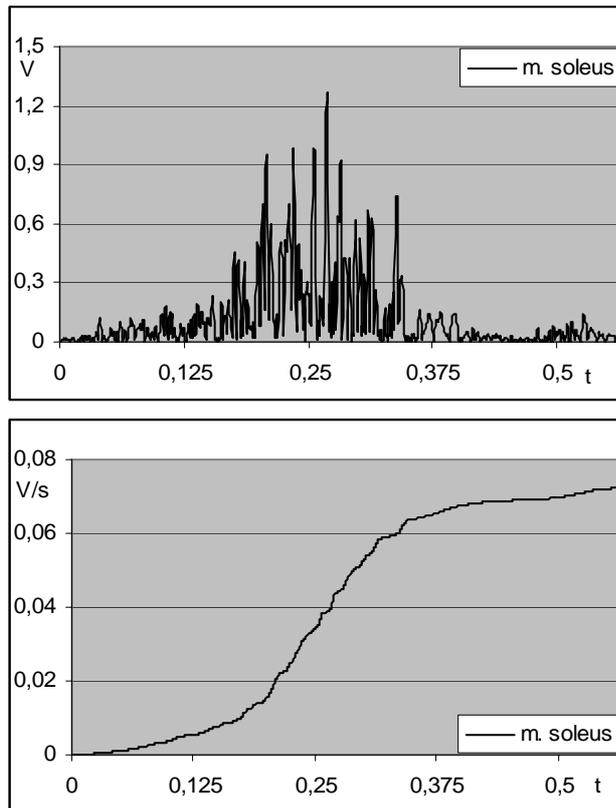
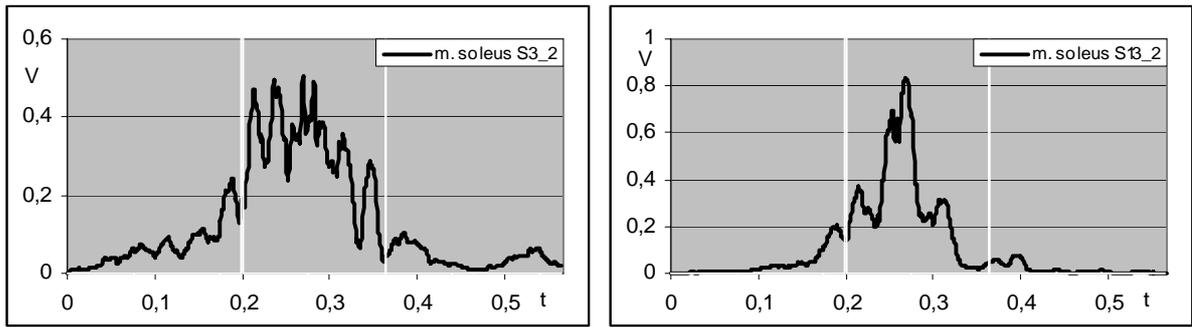


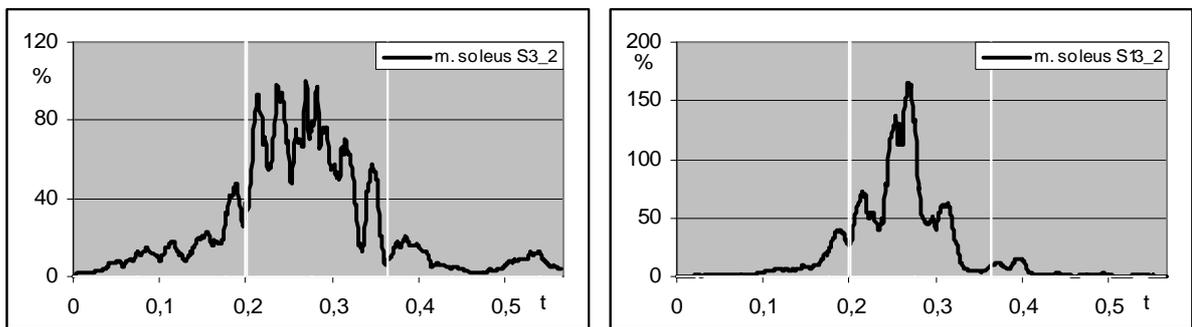
Abb. 23: Gleichgerichtetes und integriertes EMG (IEMG)

Für die Einzelbetrachtungen sollten die EMG vergleichbar dargestellt werden. Dazu wurden die EMG der einzelnen Sprünge zuerst gleichgerichtet. Für die Erstellung der Hüllkurve wurde das Moving Averageverfahren mit 31 Werten angewendet. Da die EMG nur intraindividuell vergleichbar und durch die variierende Flugzeit unterschiedlich lang sind, war es notwendig, die EMG – Hüllkurven Amplituden und die entsprechenden Zeiten zu normalisieren. Zur Amplitudennormalisierung wurde der Maximalwert der Hüllkurve des unermüdeten Sprungs (Z0) auf 100% für alle weiteren Sprünge der jeweiligen Vorermüdungsform gesetzt. Zur Zeitnormalisierung wurde die Bodenkontaktzeit jedes Sprunges auf 100% gesetzt. Die beschriebene Vorgehensweise ist in Abbildung 24 dargestellt.

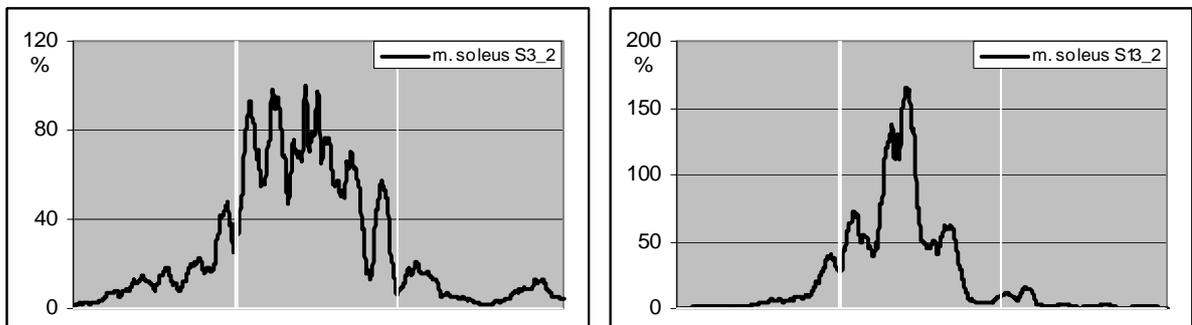
Hüllkurven



Amplitudennormalisierung



Zeitnormalisierung



Gemeinsame Darstellung

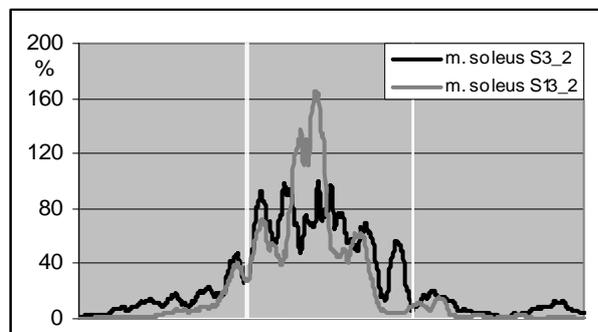


Abb. 24: Darstellung des EMG - Auswertewegs für die Einzelanalysen

Eine statistische Auswertung der EMG – Daten in der Einzelanalyse war mit den vorhandenen Möglichkeiten nicht möglich. Hier konnte nur eine vergleichende Aussage über die möglichen Veränderungen der Hüllkurven der EMG getroffen werden.

5.3.2 Datenauswertung – Parameter der sportlichen Leistung

Die Parameter der sportlichen Leistung werden mit dem Optojump – System erfasst und auf Festplatte gespeichert. Die Ausgabe erfolgt im Excelformat. Die Daten können nach Sortierung sofort graphisch dargestellt und zur weiteren Auswertung in einem Statistikprogramm verarbeitet werden. Wesentlich für die Untersuchung sind die Parameter Flugzeit (FZ) und Bodenkontaktzeit (BKZ). Die Statistische Auswertung erfolgt mit dem Programm „SPSS“. Zur Auswertung wird der exakte Vorzeichentest angewendet. Ein signifikanter Unterschied liegt ab kleiner 5 % ($p < 0,05$) ein stark signifikantem Unterschied bei kleiner 1% ($p < 0,01$) vor. Bei der grafischen Darstellung wird ergänzend dazu noch die Streuung/Standardabweichung angegeben.

5.3.3 Kinematik

Für die Ermittlung der kinematischen Parameter muss der Videofilm als AVI – File digitalisiert und auf Festplatte gespeichert werden. Anschließend wird dieser AVI – File über eine Videosoftware in Einzelbilder gecrappt. In dieser Form kann die eigentliche Auswertung mit der Software MOTIOLYSE beginnen. MOTIOLYSE ist eine Eigenentwicklung der Universität Bielefeld. Mit diesem Programm ist man in der Lage, Modellierungen vorzunehmen und entsprechende Gewichtungen der einzelnen Körpersegmente zur Berechnung des KSP zu definieren. Ebenfalls sind Berechnungen von Gelenkwinkeln möglich. Der besondere Vorteil dieses Programms liegt aber in der automatischen Markerverfolgung. Das Programm kann eindeutige Kontrastpunkte (z.B. Schwarz/Weiß Marker der Gelenkpunkte) im nachfolgenden Bild wieder finden und zentriert die Gelenkpunkte auf ihnen. Das Ergebnis dieser Auswertung ist ein TXT – File mit xy – Koordinaten aller Gelenkpunkte und des KSP sowie der Verläufe der Winkel.

Für die Untersuchungen wurde ein Modell mit fünf Gelenkpunkten mit Gewichtung (siehe Tabelle 8) für die Berechnung des KSP erstellt. Außerdem werden die Winkelverläufe der Knie und der Hüfte berechnet.

Zur Auswertung werden jeweils ein Sprung im unermüdeten Zustand (Z0), ein Sprung aus der Mitte der Ermüdungsserie (Z2) und der letzte Sprung der Ermüdungsserie (Z3) herangezogen. Eine einfache statistische Auswertung der Winkelverläufe ist nicht möglich, da unterschiedliche Flug- und Bodenkontaktzeiten mit zunehmender Ermüdung auftreten. Um trotzdem eine statistische Auswertung zu ermöglichen werden die Winkelverläufe auf die Minima (Kniewinkel: Zeitpunkt Absprung bei Sprung 1 Landung bei Sprung 2 und 3 maximale Flexion im Kniegelenk; Hüftwinkel: Zeitpunkt Absprung bei Sprung 1 Landung bei Sprung 2 und 3 maximale Flexion im Hüftwinkel) und Maxima (Kniewinkel: Zeitpunkt Flugphase maximale Extension im Kniewinkel; Hüftwinkel: Zeitpunkt Flugphase maximale Extension im Hüftwinkel) beschränkt. Durch diese Reduzierung entstehen aus einer Sprungserie jeweils 3 Minima und 3 Maxima, die mit dem exakten Vorzeichentest statistisch auf signifikante Veränderungen untersucht werden können.

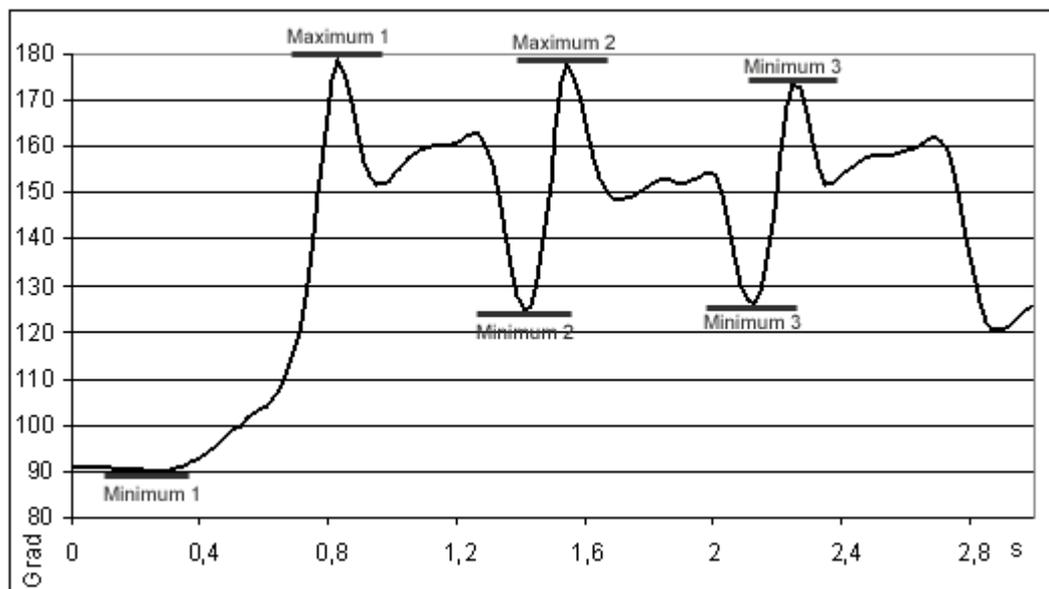


Abb. 25: Schematische Darstellung Verlauf des Kniewinkels und Erfassung der Minima und Maxima des Verlaufes

Etwas schwieriger gestaltet sich die Auswertung des KSP. Im Mittelpunkt dieser Untersuchung steht, ob sich die Position des KSP mit zunehmender Ermüdung in der Ausgangsposition und während der Sprungserie verändert. Auch in diesem Falle ist uns eine Auswertung der Verläufe durch unterschiedliche Flug- und Bodenkontaktzeiten nicht möglich. Deshalb bietet sich ebenfalls eine Reduzierung

auf die Minima und Maxima an. Jedoch muss hier in eine horizontale und eine vertikale Bewegung (2 Ebenen) unterschieden werden.

Die vertikalen Veränderungen des KSP sind von der Körpergröße eines jeden Probanden abhängig. Um diesen Fakt in diese Auswertung zu integrieren wird das Minimum und Maximum in das prozentuale Verhältnis zur Körpergröße gesetzt. Dadurch bleibt gewährleistet, dass eine standardisierte statistische Auswertung möglich ist.

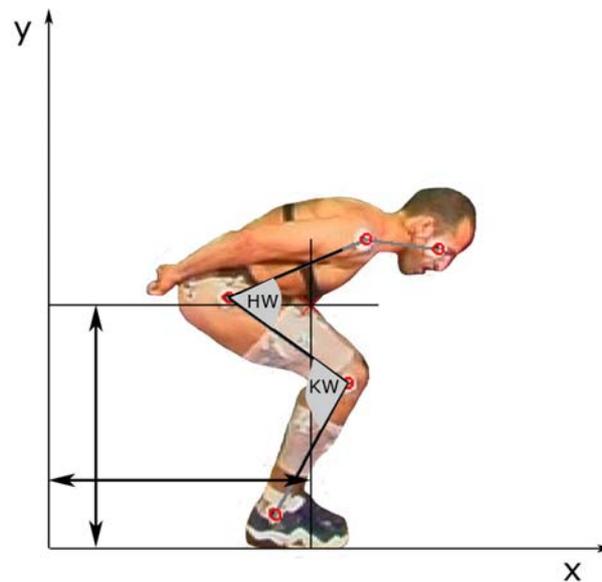


Abb. 26: Definition der Körperwinkel (HW=Hüftwinkel; KW=Kniewinkel) und Position des KSP

Die Auswertung der horizontalen Ebene wird in Bezug auf einen Fixpunkt (in diesem Falle der Marker des Fußes) erfolgen. So kann ebenfalls eine statistische Aussage getroffen werden, ob sich mit zunehmender Ermüdung der KSP in seiner Lage verändert.

5.3.4 Statistik

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte mit dem Programm SPSS (Version 11). Es wurde bei allen Auswertungen ein zweiseitiger „exakter Vorzeichentest“ durchgeführt. Das Signifikanzniveau ist in Tabelle 10 dargestellt. Eine Kennzeichnung wurde nur bei signifikanten Unterschieden vorgenommen.

Tab. 10: Beschreibung des Signifikanzniveaus

<i>Irrtumswahrscheinlichkeit</i>	<i>Beschreibung</i>	<i>Darstellung</i>
>5% ($p > 0,05$)	Kein signifikanter Unterschied	
<5% ($p < 0,05$)	Signifikanter Unterschied	*
<1% ($p < 0,01$)	Hoch signifikanter Unterschied	**
<0,1% ($p < 0,001$)	Höchst signifikanter Unterschied	***

6 Ergebnisse

Im folgenden Kapitel werden die Ergebnisse der Gruppen und Einzelanalyse dargestellt.

6.1 Gruppenanalyse

6.1.1 Parameter der sportlichen Leistung

6.1.1.1 Nach isometrischer Voreremüdung des M. triceps surae

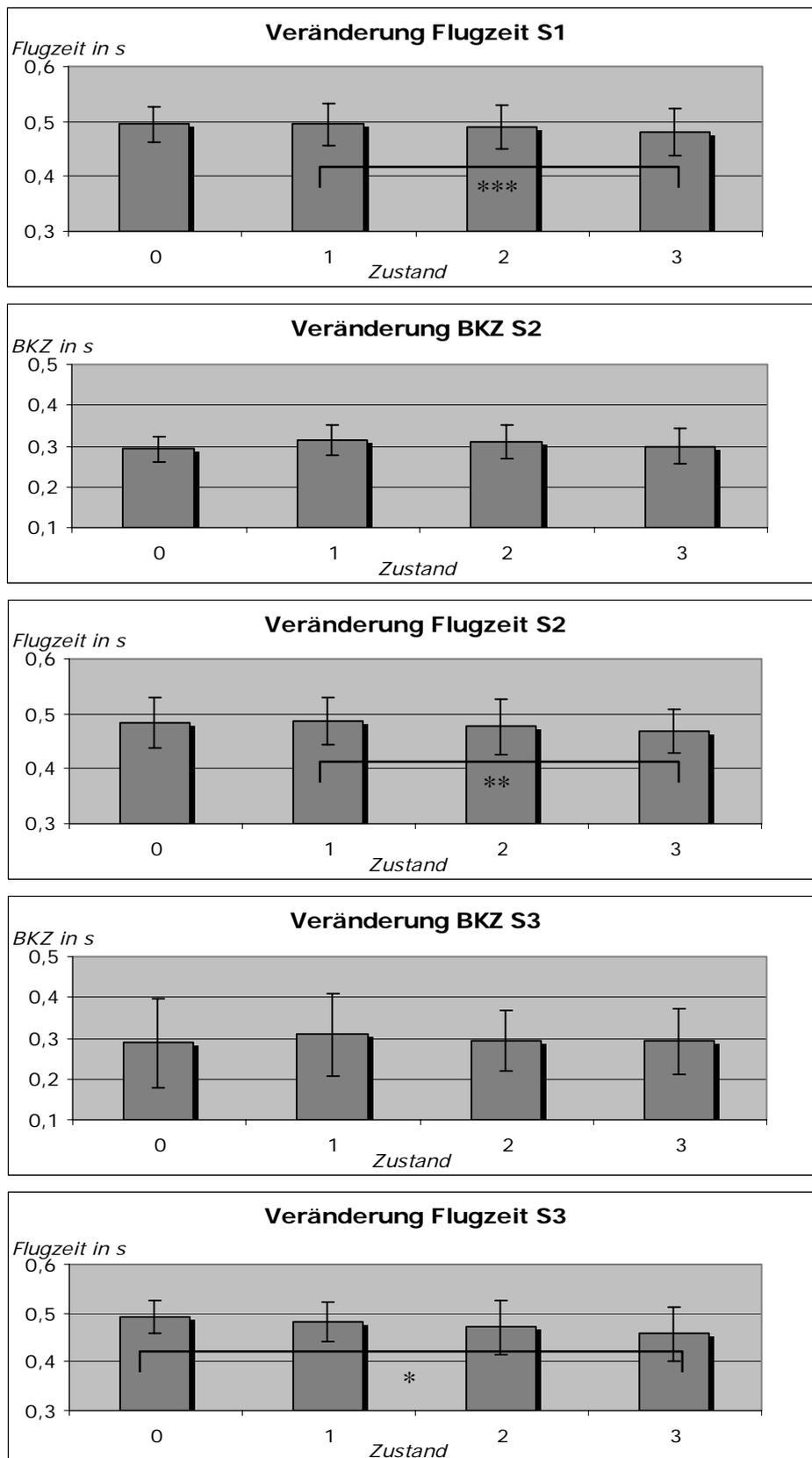


Abb. 27: Veränderungen der Flugzeiten (FZ) und Bodenkontaktzeiten (BKZ) des Mittelwertes (n=14) nach isometrischer Voreremüdung des M. triceps surae (0=ohne Voreremüdung, 1=nach 1. Serie mit Voreremüdung, 2=nach mittleren Serie mit Voreremüdung, 3=nach letzter Serie mit Voreremüdung)

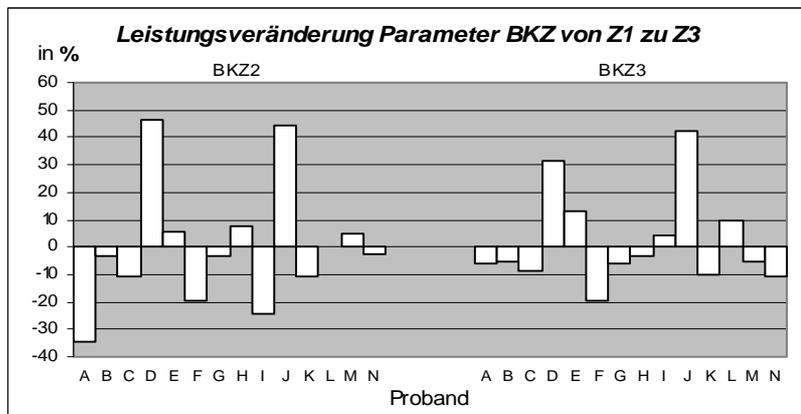
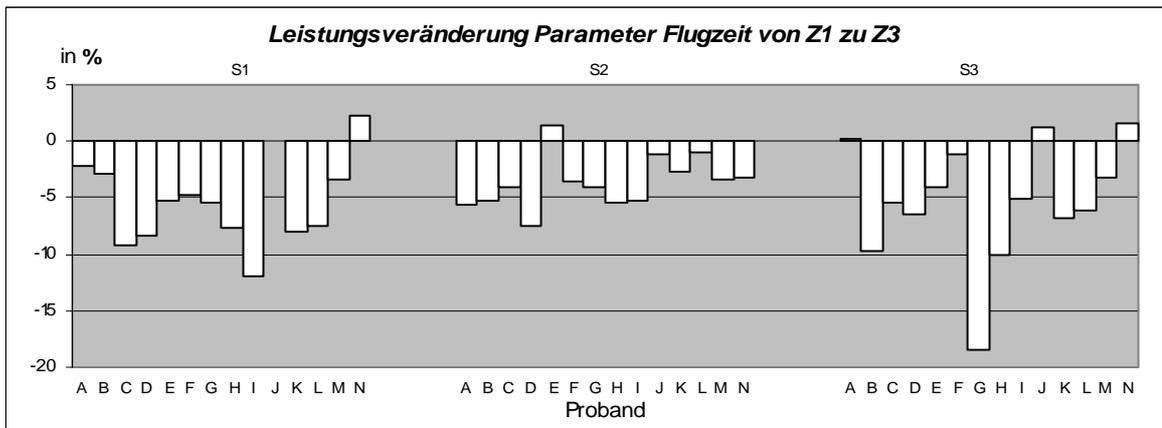
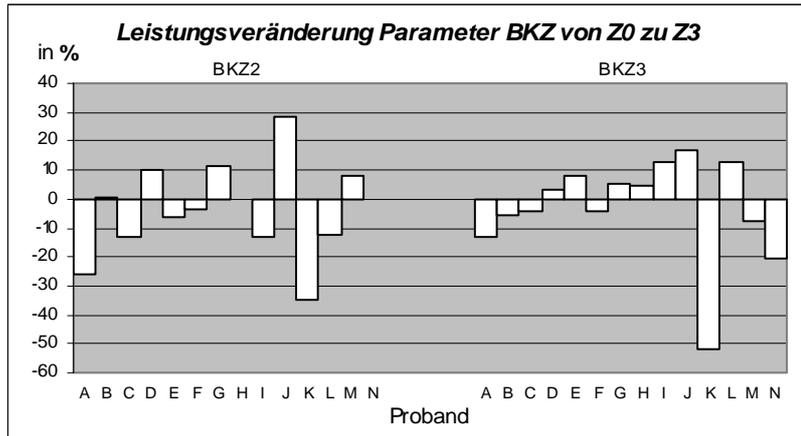
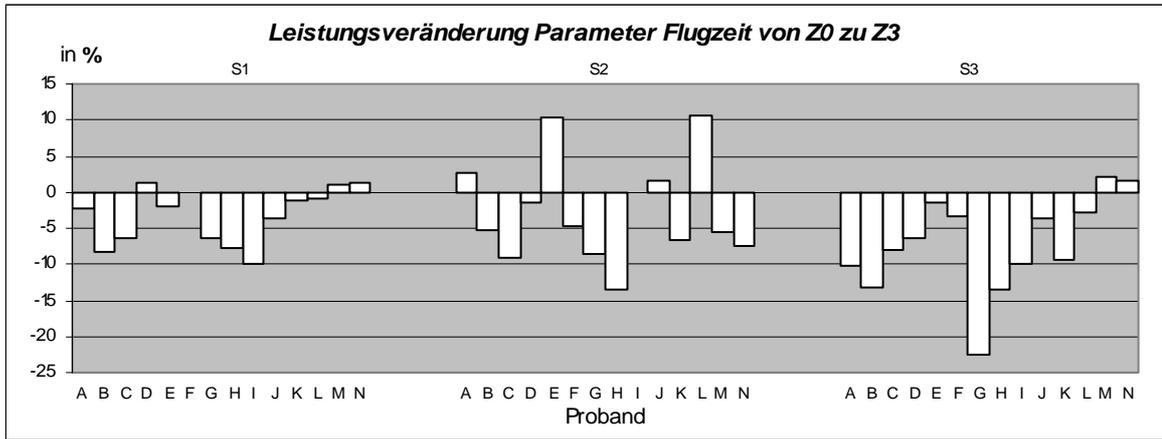


Abb. 28: Veränderung der Parameter der sportlichen Leistung der einzelnen Probanden nach isometrischer Voreremüdung des M. triceps surae

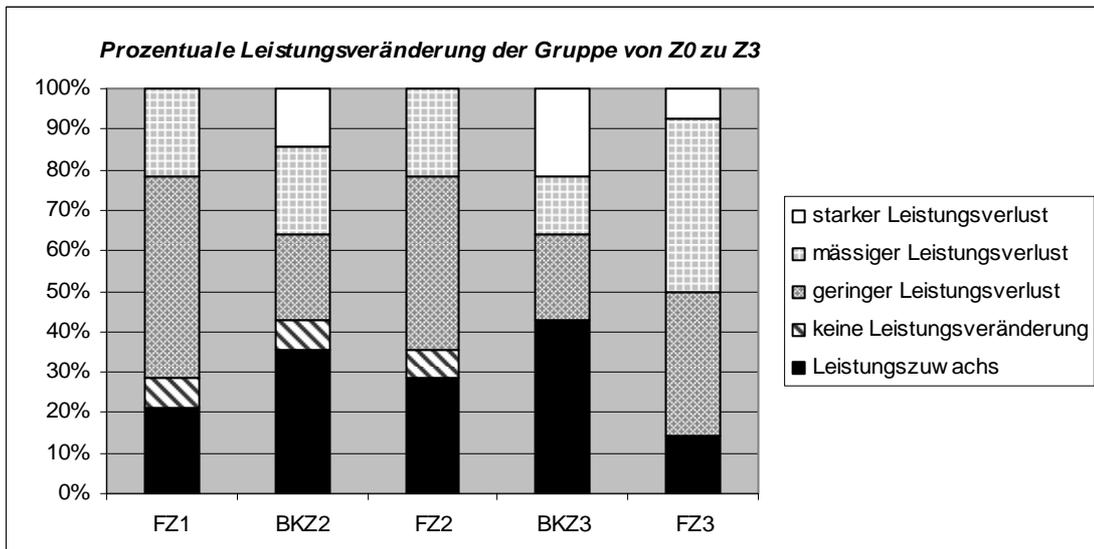


Abb. 29: Prozentuale Leistungsänderung der Gruppe von Zustand 0 zu Zustand 3 nach einer isometrischen Vorermüdung des M. triceps surae

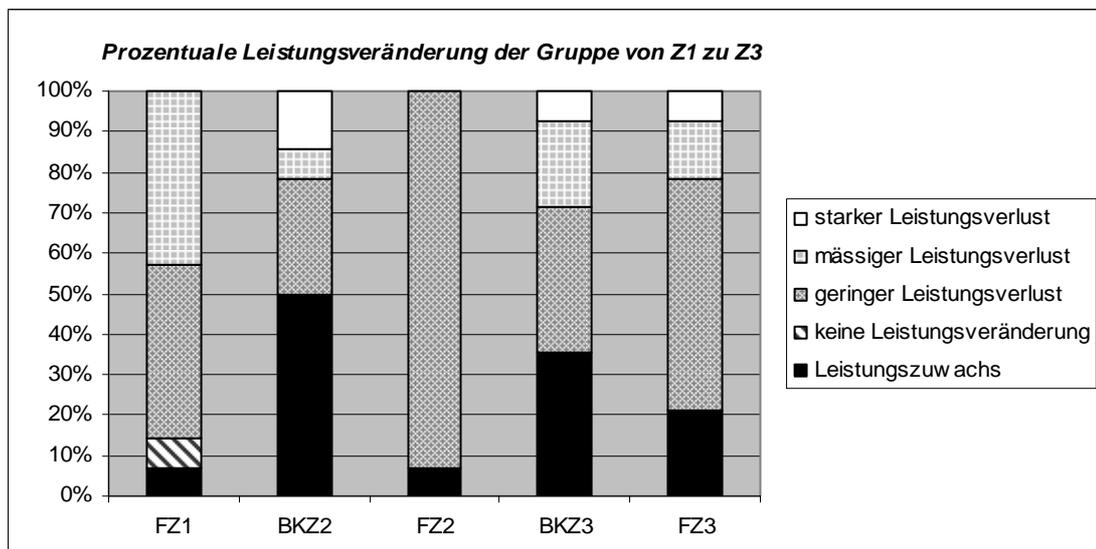


Abb. 30: Prozentuale Leistungsänderung der Gruppe von Zustand 1 zu Zustand 3 nach einer isometrischen Vorermüdung des M. triceps surae

Die Parameter der sportlichen Leistung (Flugzeit und Bodenkontaktzeit) ändern sich nach einer lokalen isometrischen Vorermüdung des M. triceps surae wie folgt:

- Flugzeit1 (FZ1)
 - von Zustand 0 zu Zustand 1, Zustand 2 und Zustand 3 konnten keine signifikanten Veränderungen festgestellt werden
 - von Zustand 1 zu Zustand 3 konnten höchst signifikante Veränderungen festgestellt werden

- Bodenkontaktzeit2 (BKZ2)
 - es konnten keine signifikanten Veränderungen festgestellt werden
- Flugzeit2 (FZ2)
 - von Zustand 0 zu Zustand 1, Zustand 2 und Zustand 3 konnten keine signifikanten Veränderungen festgestellt werden
 - von Zustand 1 zu Zustand 3 konnten hoch signifikante Veränderungen festgestellt werden
- Bodenkontaktzeit3 (BKZ3)
 - es konnten keine signifikanten Veränderungen festgestellt werden
- Flugzeit3 (FZ3)
 - von Zustand 0 zu Zustand 3 konnten signifikante Veränderungen festgestellt werden
 - von Zustand 0 zu Zustand 1, Zustand 2 und von Zustand 1 zu Zustand 2, Zustand 3 konnten keine signifikanten Veränderungen festgestellt werden

Tab. 11: Prozentuale Leistungsveränderung (geometrisches Mittel) nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae

<i>Parameter der sportlichen Leistung</i>	<i>Leistungsveränderung von Zustand 0 zu Zustand 3</i>	<i>Leistungsveränderung von Zustand 1 zu Zustand 3</i>
Flugzeit 1	geringer Leistungsverlust -3,3%	geringer Leistungsverlust -3,2%
Bodenkontaktzeit 2	geringer Leistungsverlust -2,4%	geringer Leistungszuwachs +2,9%
Flugzeit 2	geringer Leistungsverlust -2,7%	geringer Leistungsverlust -3,7%
Bodenkontaktzeit 3	geringer Leistungsverlust -1,9%	geringer Leistungszuwachs +3,5%
Flugzeit 3	geringer Leistungsverlust -7,4%	geringer Leistungsverlust -5,4%

6.1.1.2 Nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae

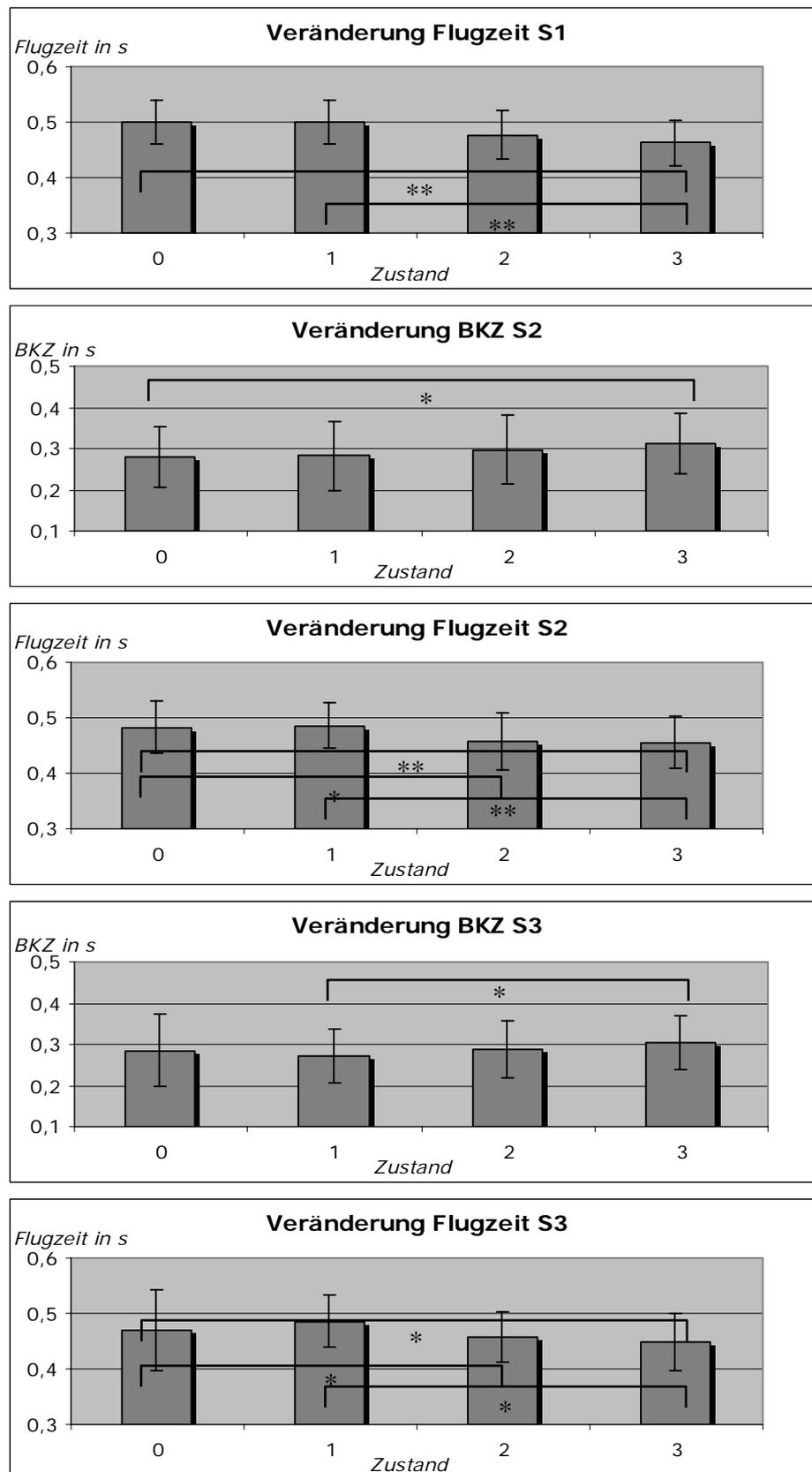


Abb. 31: Veränderungen der Flugzeiten und Bodenkontaktzeiten (BKZ) des Mittelwertes (n=14) nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae (0=ohne Vorermüdung, 1=nach 1. Serie mit Vorermüdung, 2=nach mittlern Serie mit Vorermüdung, 3=nach letzter Serie mit Vorermüdung)

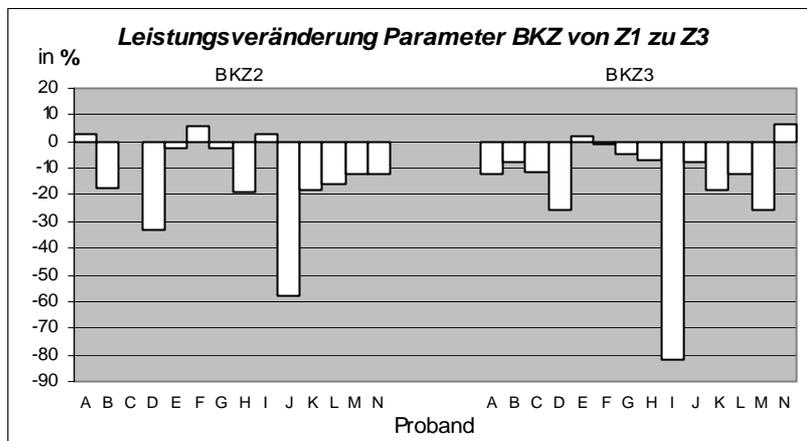
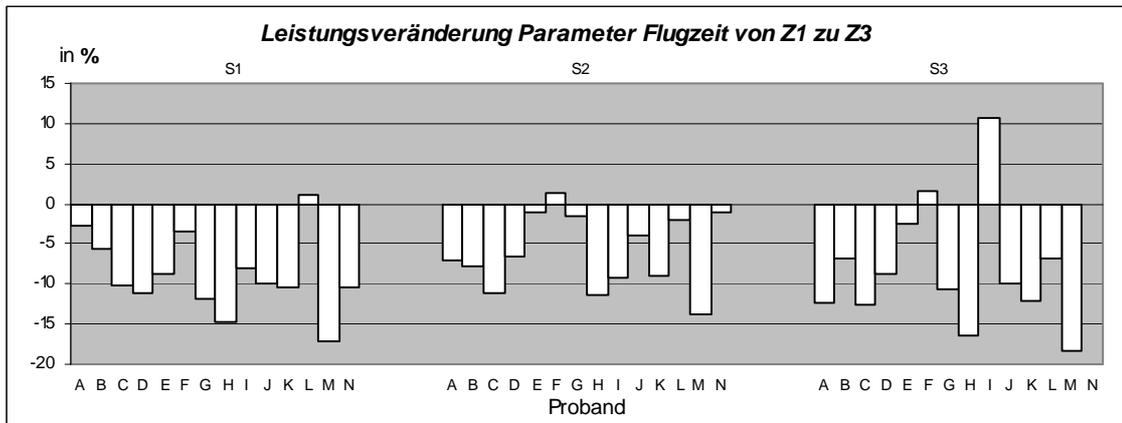
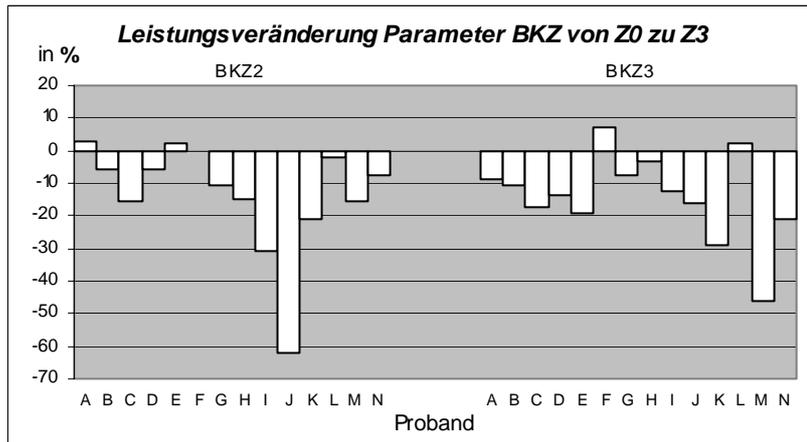
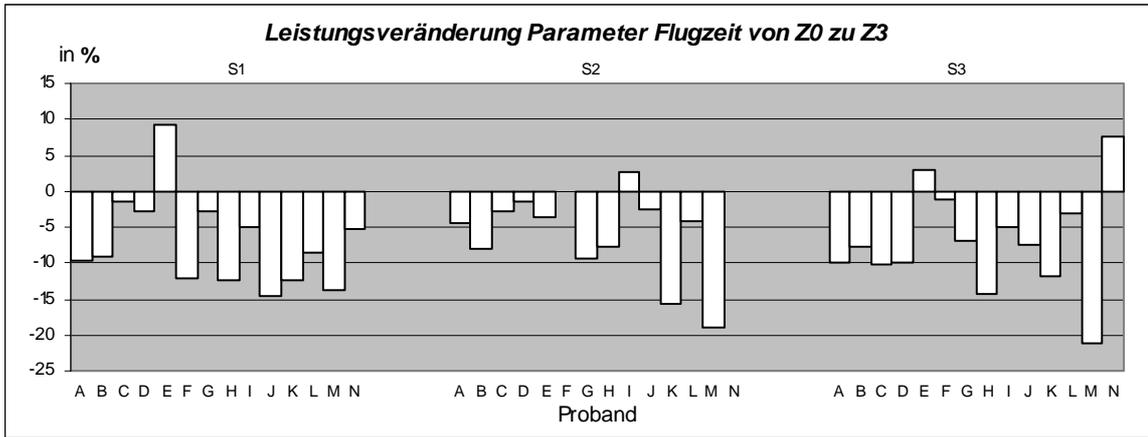


Abb. 32: Veränderung der Parameter der sportlichen Leistung nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae

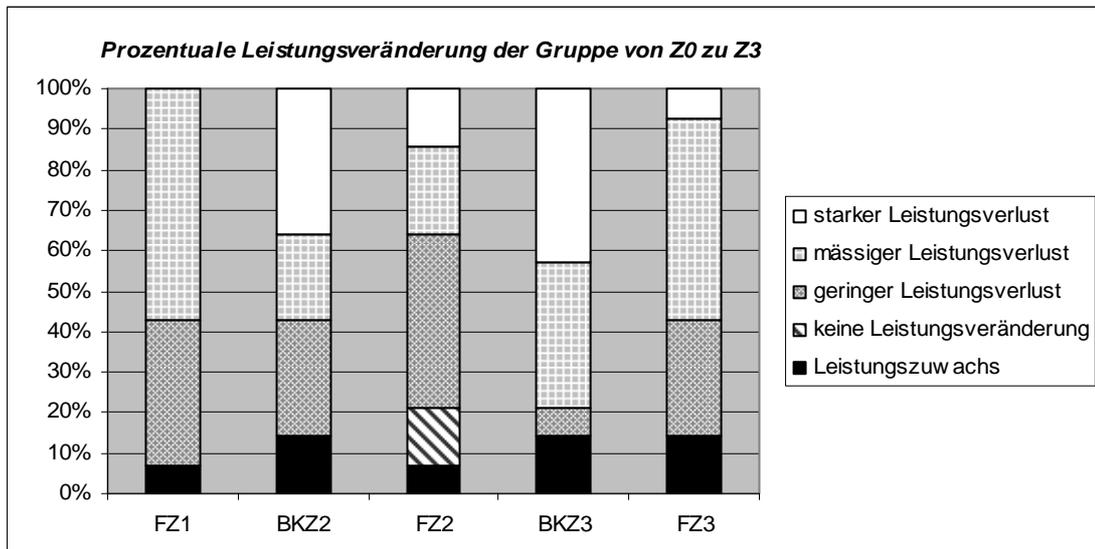


Abb. 33: Prozentuale Leistungsänderung der Gruppe von Zustand 0 zu Zustand 3 nach einer dynamischen Vorermüdung des M. triceps surae

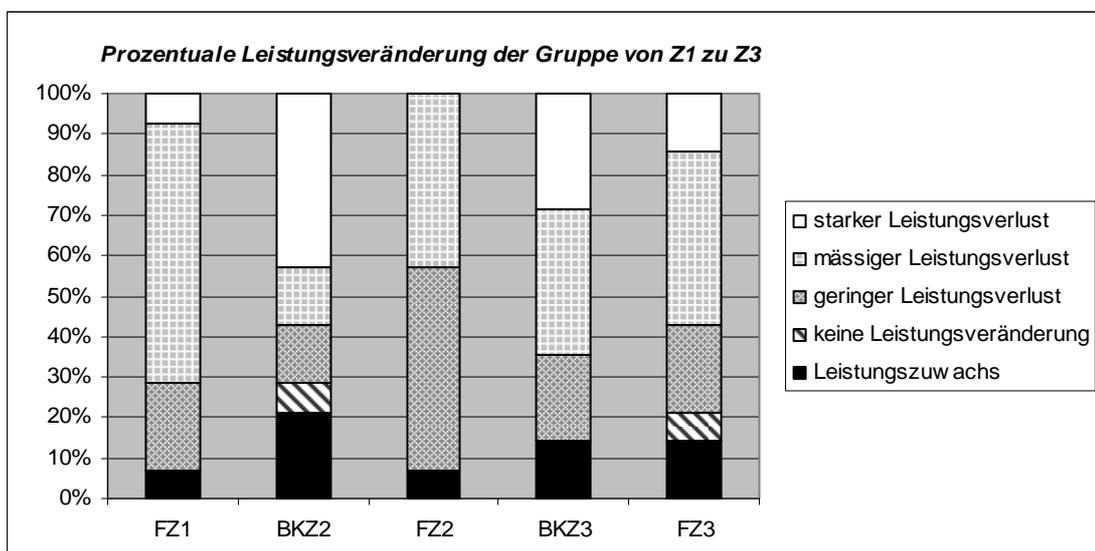


Abb. 34: Prozentuale Leistungsänderung der Gruppe von Zustand 1 zu Zustand 3 nach einer dynamischen Vorermüdung des M. triceps surae

Die Parameter der sportlichen Leistung (Flugzeit und Bodenkontaktzeit) ändern sich nach einer lokalen dynamischen Vorermüdung des M. triceps surae wie folgt:

- Flugzeit1 (FZ1)
 - von Zustand 0 zu Zustand 1, Zustand 2 und Zustand 1 zu Zustand 2 konnten keine signifikanten Veränderungen festgestellt werden
 - von Zustand 0 zu Zustand 3 und Zustand 1 zu Zustand 3 konnten hoch signifikante Veränderungen festgestellt werden

- Bodenkontaktzeit2 (BKZ2)
 - nimmt von Zustand 0 zu Zustand 1, Zustand 2 und Zustand 3 zu
 - von Zustand 0 zu Zustand 3 konnten signifikante Veränderungen festgestellt werden
- Flugzeit2 (FZ2)
 - von Zustand 0 zu Zustand 3 und von Zustand 1 zu Zustand 3 konnten hoch signifikante Veränderungen festgestellt werden
 - von Zustand 0 zu Zustand 2 konnten signifikante Veränderungen festgestellt werden
- Bodenkontaktzeit3 (BKZ3)
 - nimmt von Zustand 0 zu Zustand 1, Zustand 2 und Zustand 3 konnten keine signifikanten Veränderungen festgestellt werden
 - von Zustand 1 zu Zustand 3 konnten signifikante Veränderungen festgestellt werden
- Flugzeit3 (FZ3)
 - nimmt von Zustand 0 zu Zustand 2 und Zustand 3 und von Zustand 1 zu Zustand 3 konnten signifikante Veränderungen festgestellt werden

Tab. 12: Prozentuale Leistungsveränderung (geometrisches Mittel) nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae

<i>Parameter der sportlichen Leistung</i>	<i>Leistungsveränderung von Zustand 0 zu Zustand 3</i>	<i>Leistungsveränderung von Zustand 1 zu Zustand 3</i>
Flugzeit 1	geringer Leistungsverlust -7,4%	geringer Leistungsverlust -7,3%
Bodenkontaktzeit 2	mäßiger Leistungsverlust -12,3%	mäßiger Leistungsverlust -11,7%
Flugzeit 2	geringer Leistungsverlust -5,6%	geringer Leistungsverlust -6,2%
Bodenkontaktzeit 3	geringer Leistungsverlust -9,0%	mäßiger Leistungsverlust -13,3%
Flugzeit 3	geringer Leistungsverlust -3,6%	mäßiger Leistungsverlust -7,8%

6.1.1.3 Nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

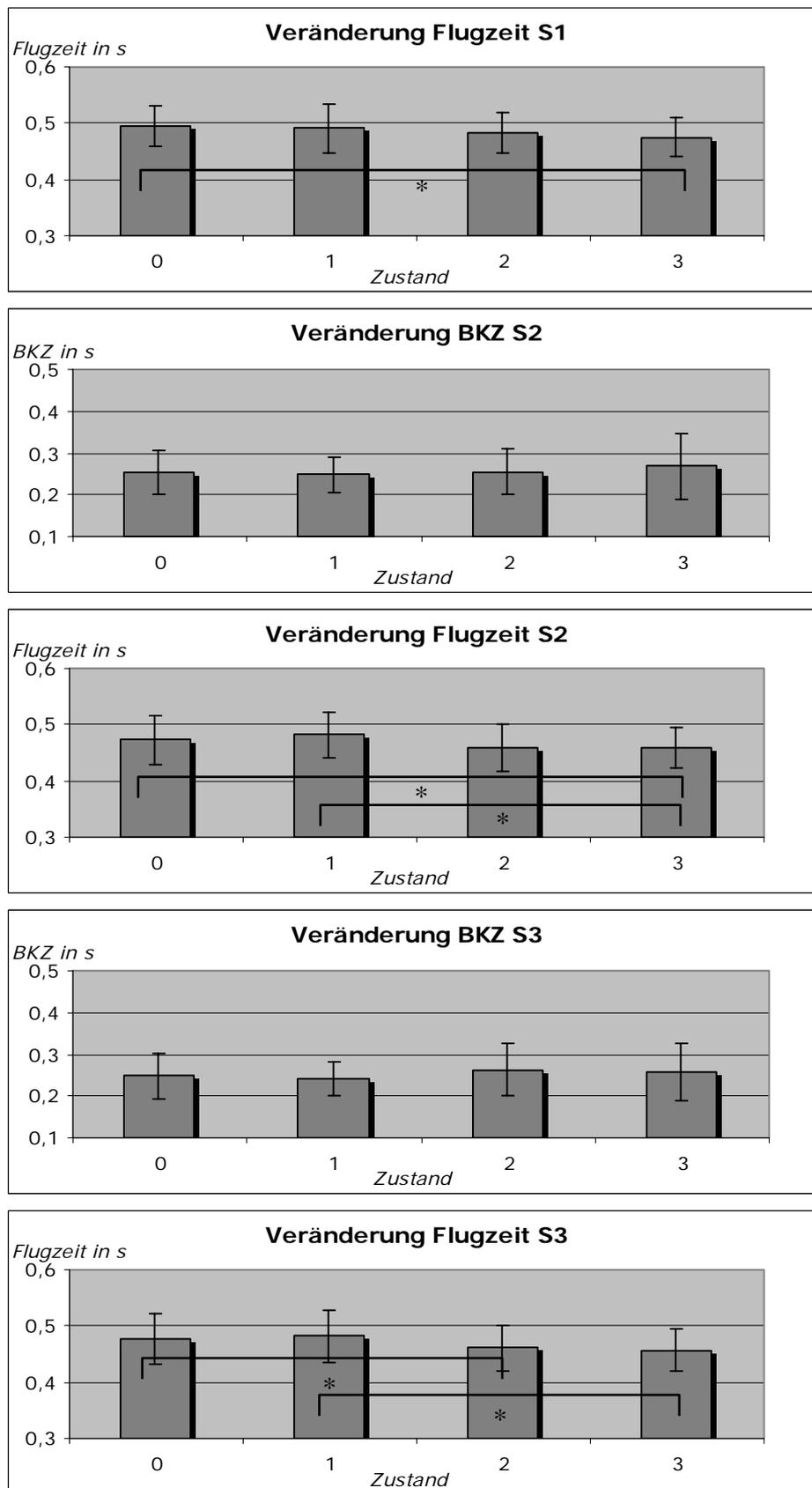


Abb. 35: Veränderungen der Flugzeiten und Bodenkontaktzeiten (BKZ) des Mittelwertes (n=14) nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris (0=ohne Vorermüdung, 1=nach 1. Serie mit Vorermüdung, 2=nach mittlern Serie mit Vorermüdung, 3=nach letzter Serie mit Vorermüdung)

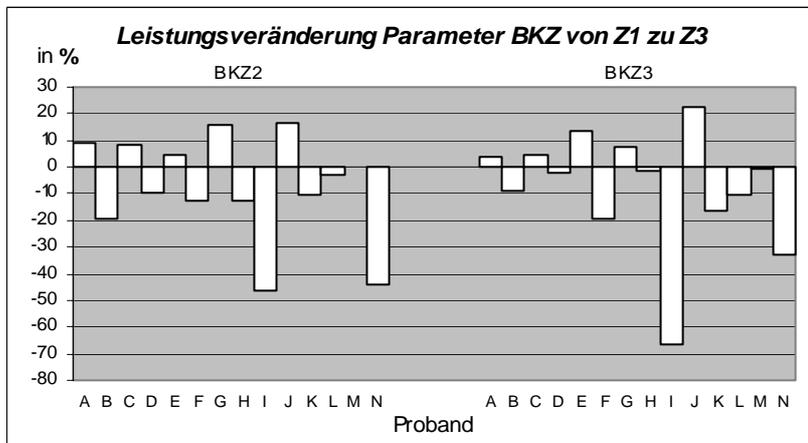
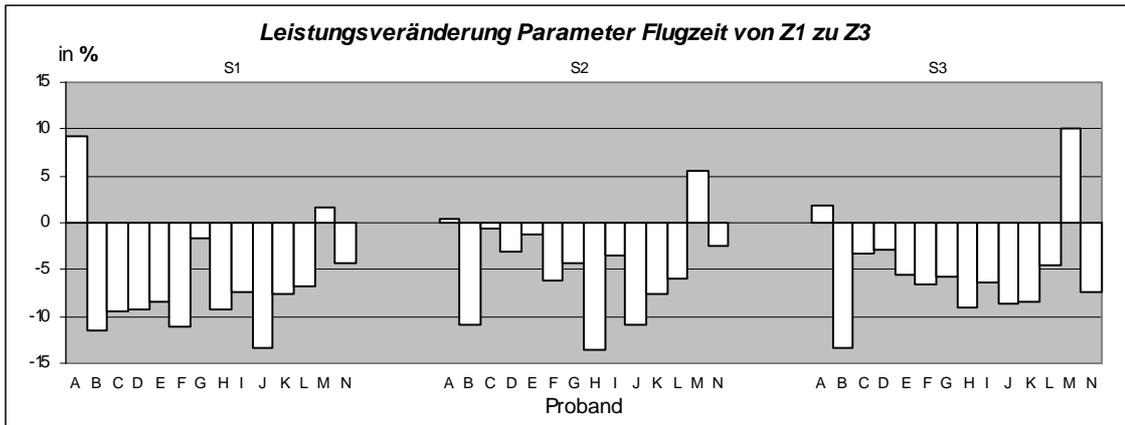
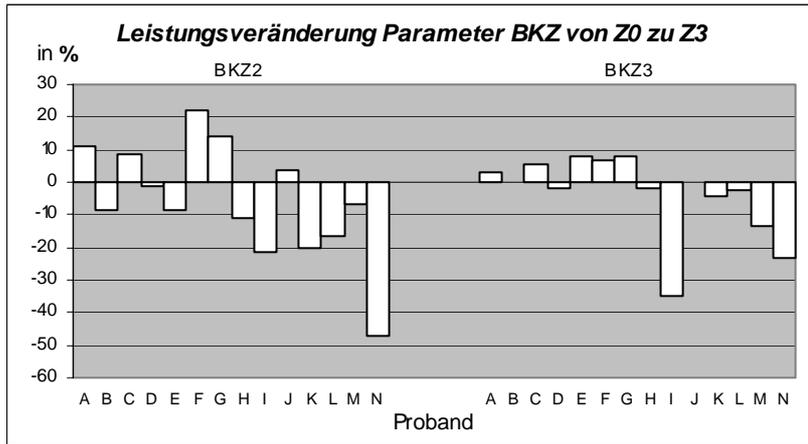
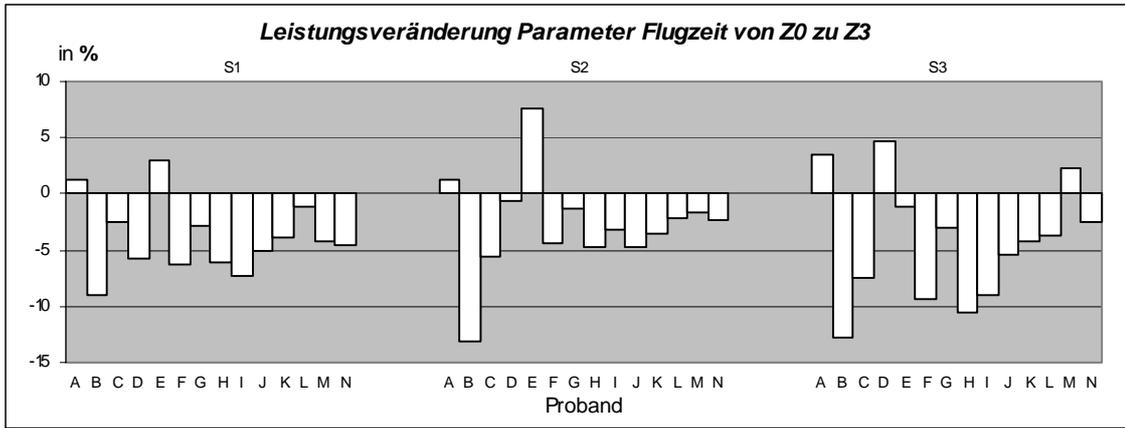


Abb. 36: Veränderung der Parameter der sportlichen Leistung nach isometrischer Vorermüdung des m. quadriceps femoris

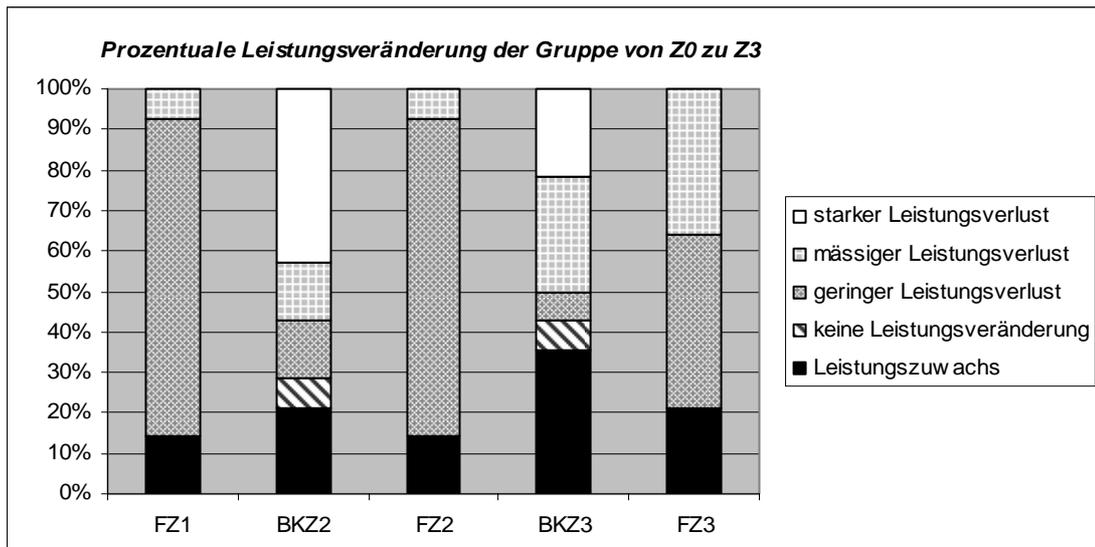


Abb. 37: Prozentuale Leistungsänderung der Gruppe von Zustand 0 zu Zustand 3 nach einer isometrischen Vorermüdung des M. quadriceps femoris

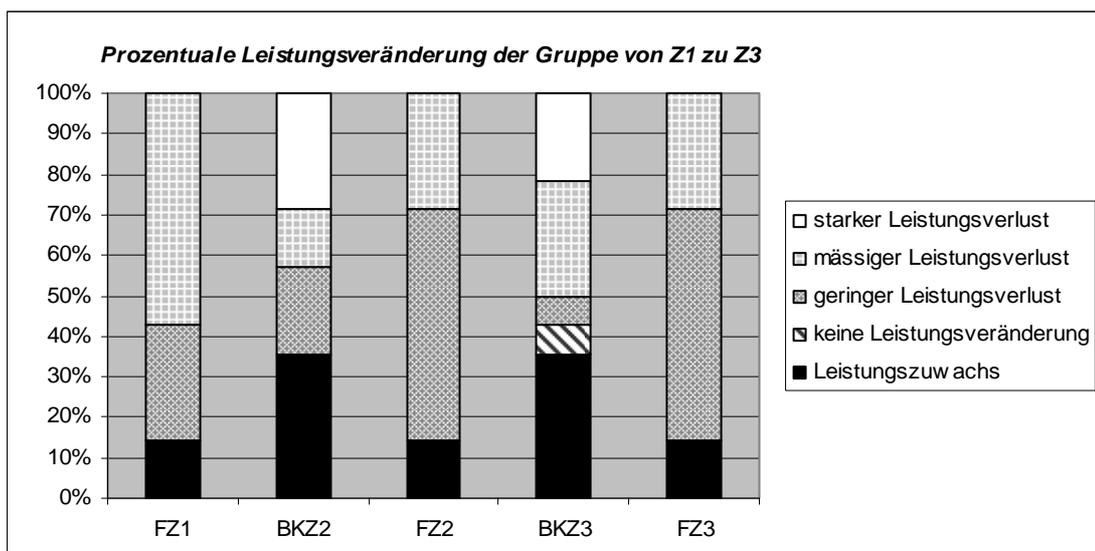


Abb. 38: Prozentuale Leistungsänderung der Gruppe von Zustand 1 zu Zustand 3 nach einer isometrischen Vorermüdung des M. quadriceps femoris

Die Parameter der sportlichen Leistung (Flugzeit und Bodenkontaktzeit) ändern sich nach einer lokalen isometrischen Vorermüdung des M. quadriceps femoris wie folgt:

- Flugzeit1 (FZ1)
 - von Zustand 0 zu Zustand 3 konnten signifikante Veränderungen festgestellt werden
 - von Zustand 0 zu Zustand 1, Zustand 2 und Zustand 1 zu Zustand 3 konnten keine signifikanten Veränderungen festgestellt werden
- Bodenkontaktzeit2 (BKZ2)
 - es konnten keine signifikanten Veränderungen festgestellt werden
- Flugzeit2 (FZ2)
 - von Zustand 0 zu Zustand 1, Zustand 2 und von Zustand 1 zu Zustand 2 konnten keine signifikanten Veränderungen festgestellt werden
 - von Zustand 0 zu Zustand 3 und von Zustand 1 zu Zustand 3 konnten signifikante Veränderungen festgestellt werden
- Bodenkontaktzeit3 (BKZ3)
 - konnten keine signifikanten Veränderungen festgestellt werden
- Flugzeit3 (FZ3)
 - von Zustand 0 zu Zustand 1, Zustand 2, Zustand 3 und von Zustand 1 zu Zustand 3 konnten keine signifikanten Veränderungen festgestellt werden

Tab. 13: Prozentuale Leistungsveränderung (geometrisches Mittel) nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

<i>Parameter der sportlichen Leistung</i>	<i>Leistungsveränderung von Z0 zu Z3</i>	<i>Leistungsveränderung von Z1 zu Z3</i>
Flugzeit 1	geringer Leistungsverlust -3,9%	geringer Leistungsverlust -3,1%
Bodenkontaktzeit 2	geringer Leistungsverlust -4,6%	geringer Leistungsverlust -5,9%
Flugzeit 2	geringer Leistungsverlust -2,9%	geringer Leistungsverlust -4,7%
Bodenkontaktzeit 3	geringer Leistungsverlust -2,9%	geringer Leistungsverlust -5,8%
Flugzeit 3	geringer Leistungsverlust -4,3%	geringer Leistungsverlust -5,1%

6.1.1.4 Nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

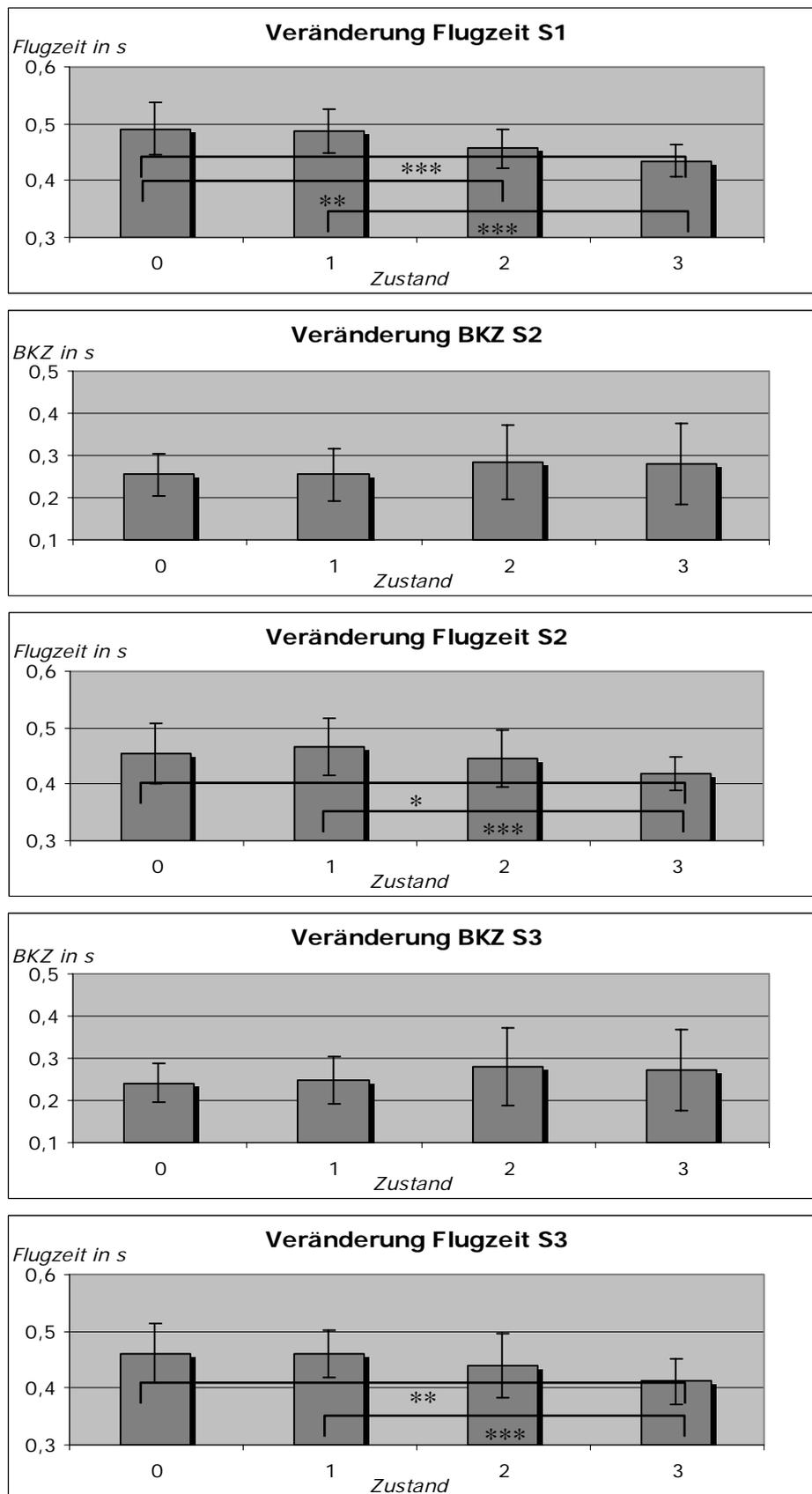


Abb. 39: Veränderungen der Flugzeiten und Bodenkontaktzeiten (BKZ) des Mittelwertes (n=14) nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris (0=ohne Vorermüdung, 1=nach 1. Serie mit Vorermüdung, 2=nach mittlern Serie mit Vorermüdung, 3=nach letzter Serie mit Vorermüdung)

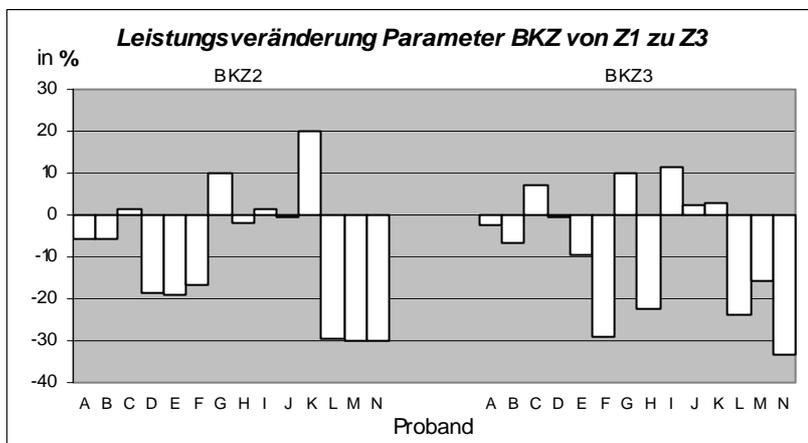
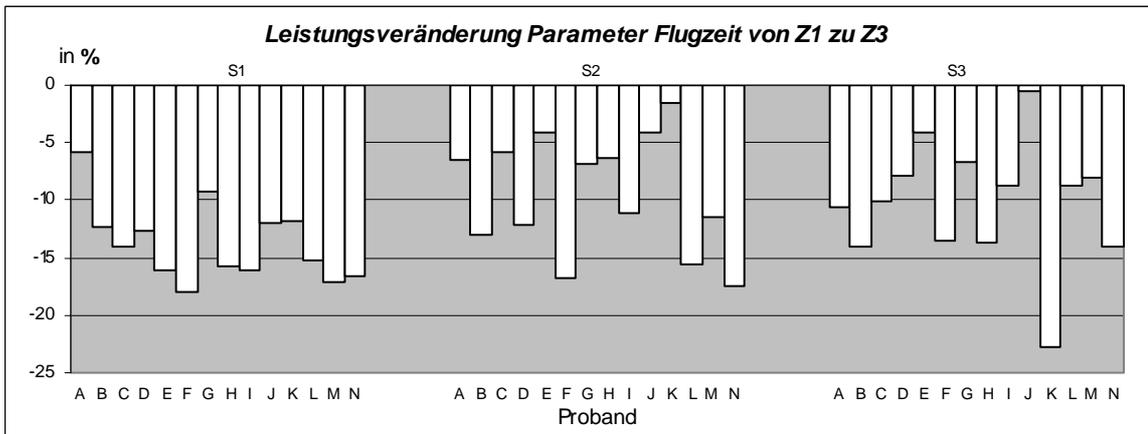
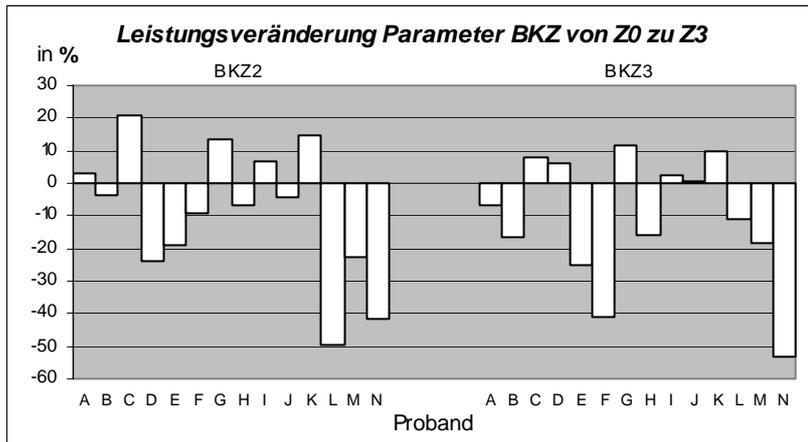
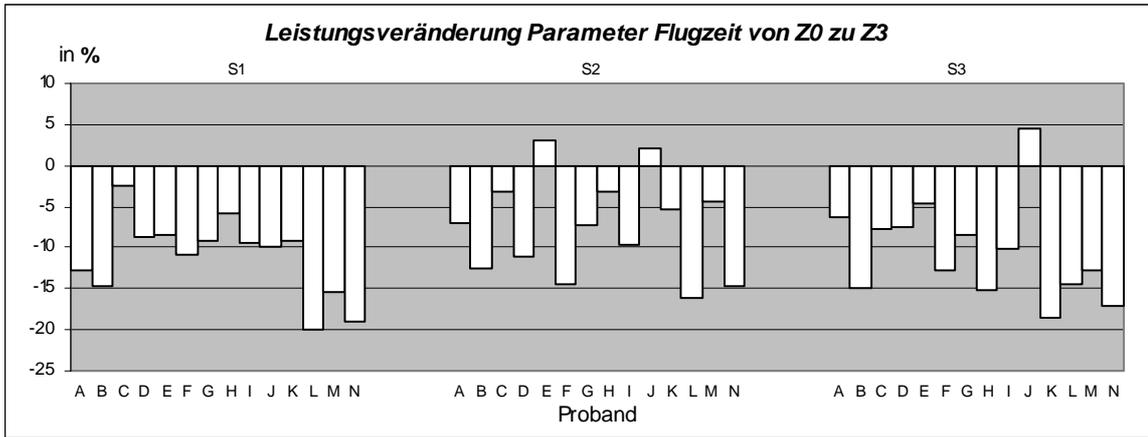


Abb. 40: Veränderung der Parameter der sportlichen Leistung nach dynamischer Vorerermüdung des m. quadriceps femoris

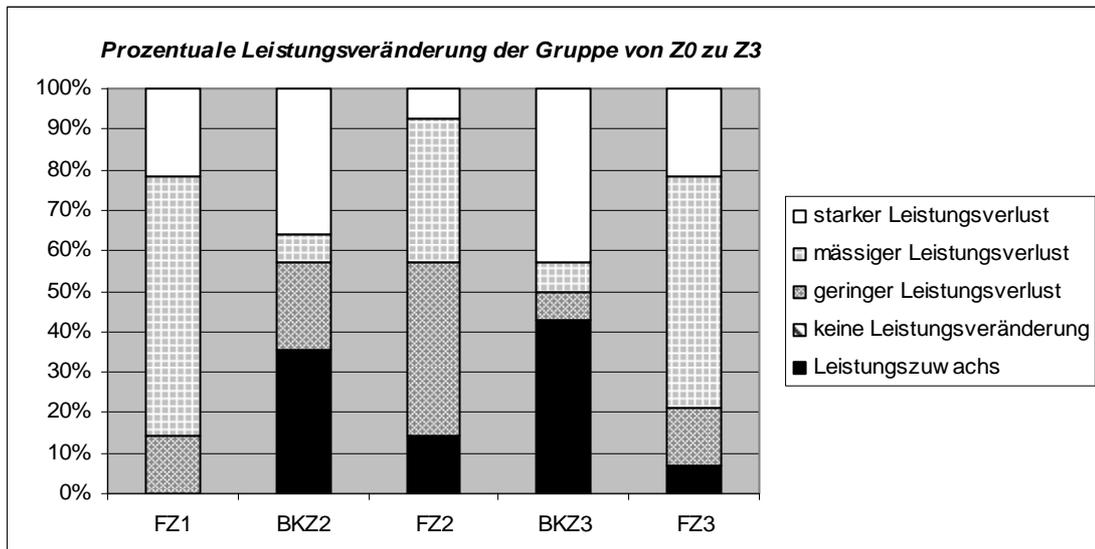


Abb. 41: Prozentuale Leistungsveränderung der Gruppe von Zustand 0 zu Zustand 3 nach einer dynamischen Vorermüdung des M. quadriceps femoris

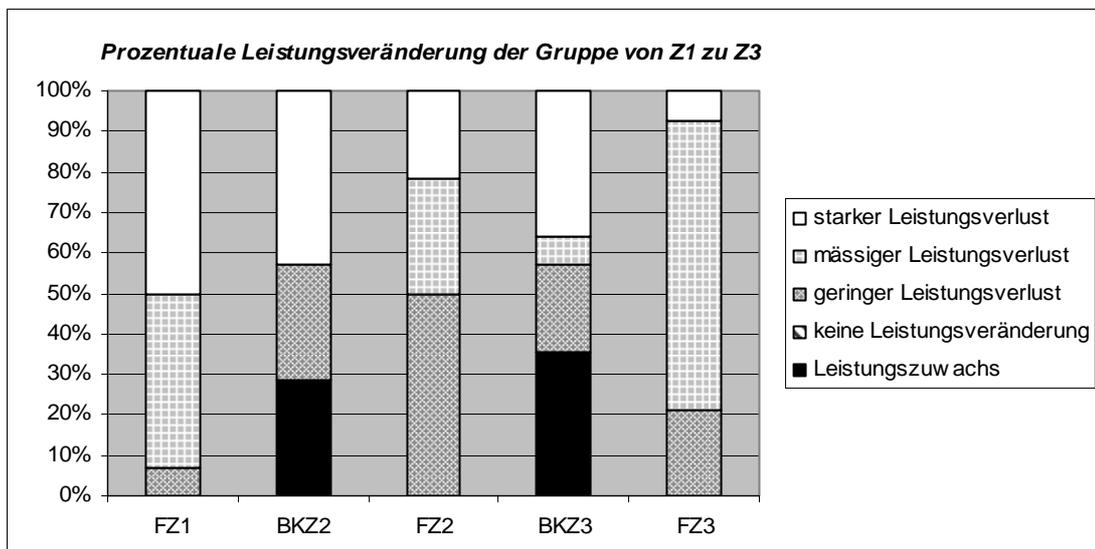


Abb. 42: Prozentuale Leistungsveränderung der Gruppe von Zustand 1 zu Zustand 3 nach einer dynamischen Vorermüdung des M. quadriceps femoris

Die Parameter der sportlichen Leistung (Flugzeit und Bodenkontaktzeit) ändern sich nach einer lokalen dynamischen Vorermüdung des M. quadriceps femoris wie folgt:

- Flugzeit1 (FZ1)
 - von Zustand 0 zu Zustand 2 konnten hoch signifikante Veränderungen festgestellt werden
 - von Zustand 0 zu Zustand 3 und Zustand 1 zu Zustand 3 konnten höchst signifikante Veränderungen festgestellt werden

- Bodenkontaktzeit2 (BKZ2)
 - es konnten keine signifikanten Veränderungen festgestellt werden
- Flugzeit2 (FZ2)
 - von Zustand 0 zu Zustand 3 konnten signifikante Veränderungen festgestellt werden
 - von Zustand 1 zu Zustand 3 konnten höchst signifikante Veränderungen festgestellt werden
- Bodenkontaktzeit3 (BKZ3)
 - es konnten keine signifikanten Veränderungen festgestellt werden
- Flugzeit3 (FZ3)
 - von Zustand 0 zu Zustand 2 und von Zustand 1 zu Zustand 2 konnten keine signifikanten Veränderungen festgestellt werden
 - von Zustand 0 zu Zustand 3 konnten hoch signifikante Veränderungen festgestellt werden
 - von Zustand 1 zu Zustand 3 konnten höchst signifikante Veränderungen festgestellt werden

Tab. 14: Prozentuale Leistungsveränderung (geometrisches Mittel) nach dynamischer Vorerermüdung des M. quadriceps femoris

<i>Parameter der sportlichen Leistung</i>	<i>Leistungsveränderung von Z0 zu Z3</i>	<i>Leistungsveränderung von Z1 zu Z3</i>
Flugzeit 1	mäßiger Leistungsverlust -11,3%	mäßiger Leistungsverlust -10,6%
Bodenkontaktzeit 2	geringer Leistungsverlust -6,9%	mäßiger Leistungsverlust -7,8%
Flugzeit 2	mäßiger Leistungsverlust -7,6%	mäßiger Leistungsverlust -9,6%
Bodenkontaktzeit 3	mäßiger Leistungsverlust -9,3%	mäßiger Leistungsverlust -10,4%
Flugzeit 3	mäßiger Leistungsverlust -10,6%	mäßiger Leistungsverlust -10,4%

6.1.2 EMG-Daten

In den folgenden Abbildungen sind die Veränderungen der IEMG der abgeleiteten Muskeln nach den verschiedenen Vorermüdungsprogrammen abgebildet. Schwarze Balken stellen den Zustand 0 (Z0) (ohne Vorermüdung), dunkelgrau den Zustand 1 (Z1) (nach 1. Serie Vorermüdung), hellgrau den Zustand 2 (Z2) nach mittlerer Serie Vorermüdung) und weiß den Zustand 3 (Z3) (nach letzter Serie Vorermüdung) dar. Ein direkter Vergleich zwischen den Zuständen bei Sprung 1 ist nicht sinnvoll. Trotz Absprung aus einer standardisierten Ausgangsposition wurde bei jedem Sprung eine andere zur Stabilisierung dienende Aktivität verschiedener Muskeln beobachtet. Ein Vergleich bei Sprung 2 und 3 ist zweckmäßig und wurde zwischen allen Zuständen (Z0, Z1, Z2 und Z3) durchgeführt.

Die Vergleiche und Größen der IEMG sind aus den entsprechenden Abbildungen zu entnehmen. Bei der Auswertung wurden nur der Trend und signifikante Veränderungen der einzelnen Muskeln in den verschiedenen Zuständen berücksichtigt.

6.1.2.1 Veränderungen des IEMG nach isometrischer Voreremüdung des M. triceps surae

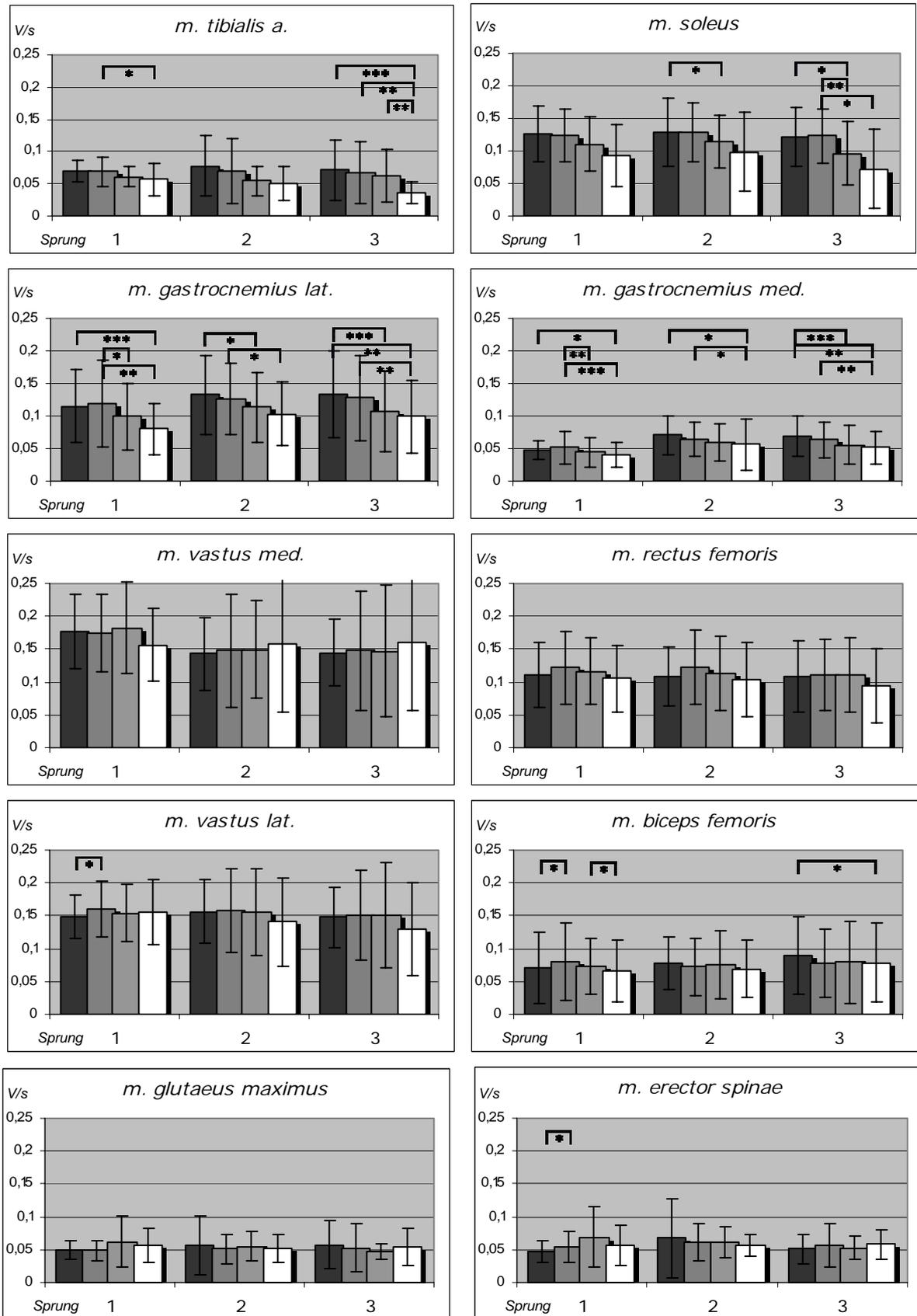


Abb. 43: Veränderungen der IEMG nach einer isometrischen Voreremüdung des M. triceps surae

■ = Zustand 0 ■ = Zustand 1 ■ = Zustand 2 □ = Zustand 3

Tab. 15: Prozentuale Veränderungen (geo. Mittel) des IEMG der Sprünge 2 und 3 nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae

<i>Muskel</i>	<i>Sprung 2 in %</i>		<i>Sprung 3 in %</i>	
	von Z0 zu Z3	von Z1 zu Z3	von Z0 zu Z3	von Z1 zu Z3
M. tibialis a.	-33,6	-22,3	-47,0	-40,8
M. soleus	-9,0	-10,5	-11,9	-13,2
M. gastrocnemius lat.	-21,8	-18,1	-24,9	-21,7
M. gastrocnemius med.	-23,5	-16,7	-23,7	-18,8
M. vastus med.	+5,1	+6,3	+2,2	+8,8
M. rectus femoris	+8,7	-10,1	+9,1	0,0
M. vastus lat.	-14,9	-13,5	-9,7	-6,7
M. biceps femoris	-17,0	-6,5	-16,3	-4,1
M. gluteus max.	-0,1	-5,3	-3,7	+0,2
M. erector spinae	-1,3	-2,2	+18,0	+10,1

Das IEMG der Synergisten (M. soleus, M. gastrocnemius lat. und M. gastrocnemius med.) des Bewegungssegmentes Unterschenkel sinkt kontinuierlich mit zunehmender Ermüdung ab. Die Veränderungen bei Sprung 3 von Zustand 1 zu Zustand 3 sind signifikant. Das IEMG geht im (geo.) Mittel bei beiden Sprüngen um etwa 10% zurück. Die Muskeln M. gastrocnemius lat. und med. weisen bei Sprung 2 von Zustand 1 zu Zustand 3 signifikante und bei Sprung 3 von Zustand 0 zu Zustand 3 hoch signifikante Änderungen auf. Bei beiden Muskeln geht das IEMG im (geo.) Mittel bei Sprung 2 und Sprung 3 um etwa 20% zurück.

Das Bewegungssegment Oberschenkel zeigt ein differenzierteres Bild. Die Änderungen der Synergisten M. vastus med., M. rectus femoris und M. vastus lat. sind nicht signifikant. Das IEMG des M. vastus med. nimmt im (geo.) Mittel bei Sprung 2 um 5,1% und im Sprung 3 um 8,8% von Zustand 0 zu Zustand 3 zu. Eine Erhöhung des IEMG im (geo.) Mittel von Zustand 0 zu Zustand 3 zeigt auch der M. rectus femoris. Diese beträgt bei Sprung 2 8,7% und bei Sprung 3 9,1%. Der M. vastus med. reduziert sein IEMG im (geo.) Mittel von Zustand 0 zu Zustand 3 bei Sprung 2 um 14,9% und bei Sprung 3 um 9,7%. Der Antagonist M.

biceps femoris zeigt einen deutlichen Rückgang im (geo.) Mittel von Zustand 0 zu Zustand 3 von 17% bei Sprung 2 und 16,3% im Sprung 3. Die Veränderungen bei Sprung 3 von Zustand 0 zu Zustand 3 sind signifikant.

Der M. gluteus max. und M. erector spinae keine signifikanten Veränderungen. Das IEMG des M. gluteus max. geht im (geo.) Mittel bei Sprung 2 von Zustand 0 zu Zustand 3 um -1,3% und bei Sprung 3 von Zustand 0 zu Zustand 3 um 2,2% zurück. Das (geo.) Mittel des IEMG beim M. erector spinae fällt bei Sprung 2 um 1,3% und steigt bei Sprung 3 um 18% jeweils von Zustand 0 zu Zustand 3 an.

6.1.2.2 Veränderungen des IEMG nach dynamischer Voreremüdung des M. triceps surae

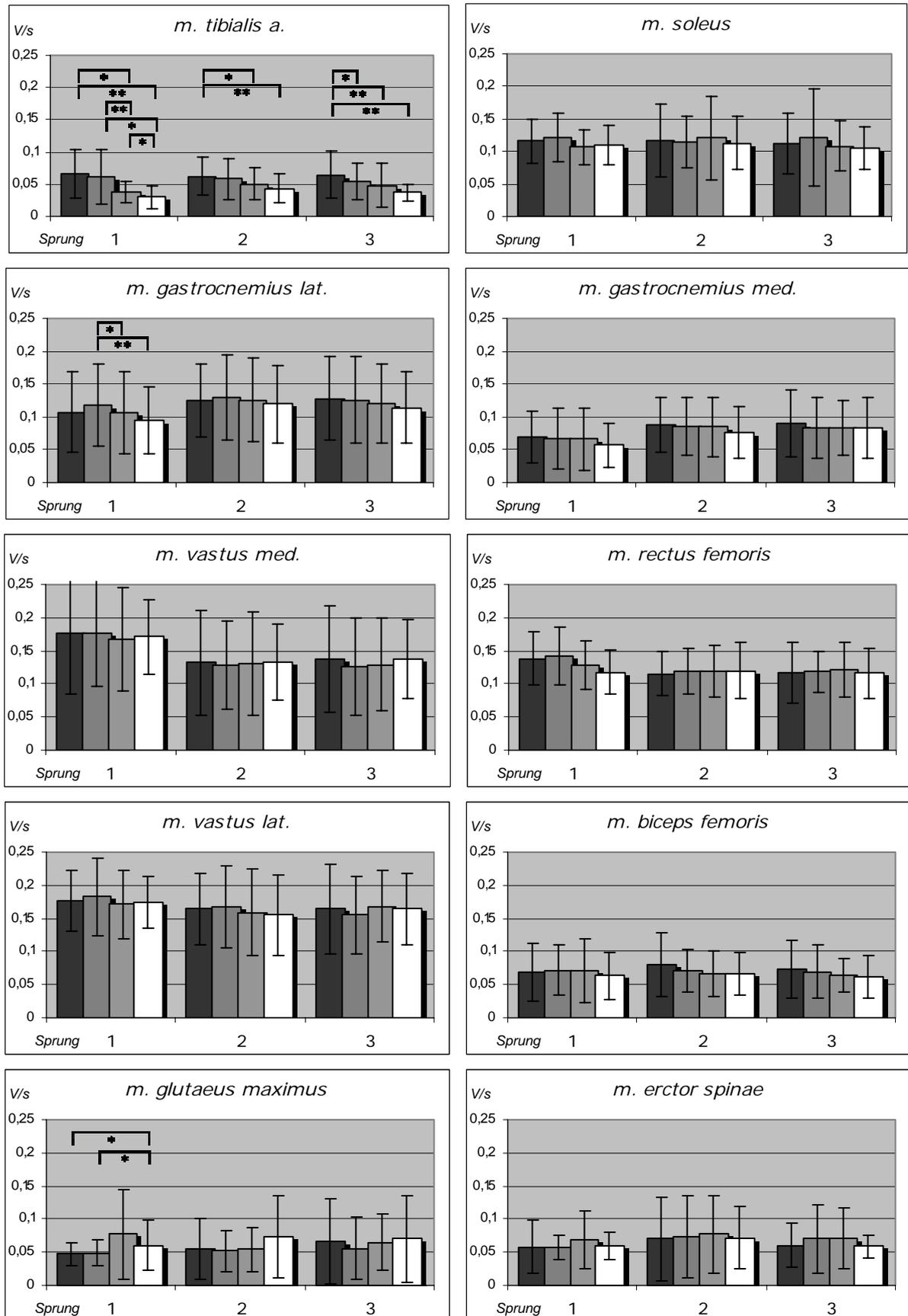


Abb. 44: Veränderungen der IEMG nach einer dynamischen Voreremüdung des M. triceps surae

■ = Zustand 0 ■ = Zustand 1 ■ = Zustand 2 □ = Zustand 3

Tab. 16: Prozentuale Veränderungen (geo. Mittel) des IEMG der Sprünge 2 und 3 nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae

<i>Muskel</i>	<i>Sprung 2</i> in %		<i>Sprung 3</i> in %	
	von Z0 zu Z3	von Z1 zu Z3	von Z0 zu Z3	von Z1 zu Z3
M. tibialis a.	-30,3	-26,0	-39,2	-28,1
M. soleus	+1,6	+1,1	-1,0	-3,2
M. gastrocnemius lat.	+2,0	-1,6	-2,2	+1,4
M. gastrocnemius med.	-6,4	-3,6	-5,2	+6,4
M. vastus med.	+2,4	+2,2	+2,0	+9,2
M. rectus femoris	+1,6	-1,6	+5,7	-0,1
M. vastus lat.	-5,3	-5,4	+3,5	+9,7
M. biceps femoris	-16,3	-10,0	+6,6	+11,1
M. gluteus max.	+14,6	+9,9	+7,4	+23,0
M. erector spinae	+30,9	+25,9	+23,8	+10,7

Der Antagonist M. tibialis ant. weist hoch signifikante Unterschiede mit zunehmender Ermüdung beim Sprung 2 und 3 auf. Das IEMG geht im (geo.) Mittel vom Zustand 0 zu Zustand 3 bei Sprung 2 um 30,3% und im Sprung 3 um 39,2% zurück. Die Synergisten M. soleus und M. gastrocnemius lat. zeigen von Zustand 0 zu Zustand 3 bei Sprung 2 eine Erhöhung im (geo.) Mittel von ca. 2% und bei Sprung 3 eine Reduktion von ca. 1,5%. Das Bewegungssegment Oberschenkel zeigt keine signifikanten Veränderungen. Der M. vastus med. und M. rectus femoris erhöhen im (geo.) Mittel ihr IEMG bei beiden Sprüngen von Zustand 0 zu Zustand 3 um ca. 2%. Der M. vastus lat. zeigt eine Reduktion im Sprung 2 um 5,3% und eine Erhöhung im Sprung 3 um 3,5% von Zustand 0 zu Zustand 3 des (geo.) Mittels des IEMG. Beim M. biceps fem. sinkt das (geo.) Mittel des IEMG von Zustand 0 zu Zustand 2 bei Sprung 2 um 16,1% und bei Sprung 3 steigt es um 6,6%. Der M. gluteus max. und der M. erector spinae zeigen keine signifikanten Änderungen. Das (geo.) Mittel des IEMG steigt bei Sprung 2 um 14,2% (GMa) und 30,9% (ES) und bei Sprung 3 um 7,4% (GMa) und 23,8% (ES) an.

6.1.2.3 Veränderungen des IEMG nach isometrischer Vorerermüdung des M. quadriceps femoris

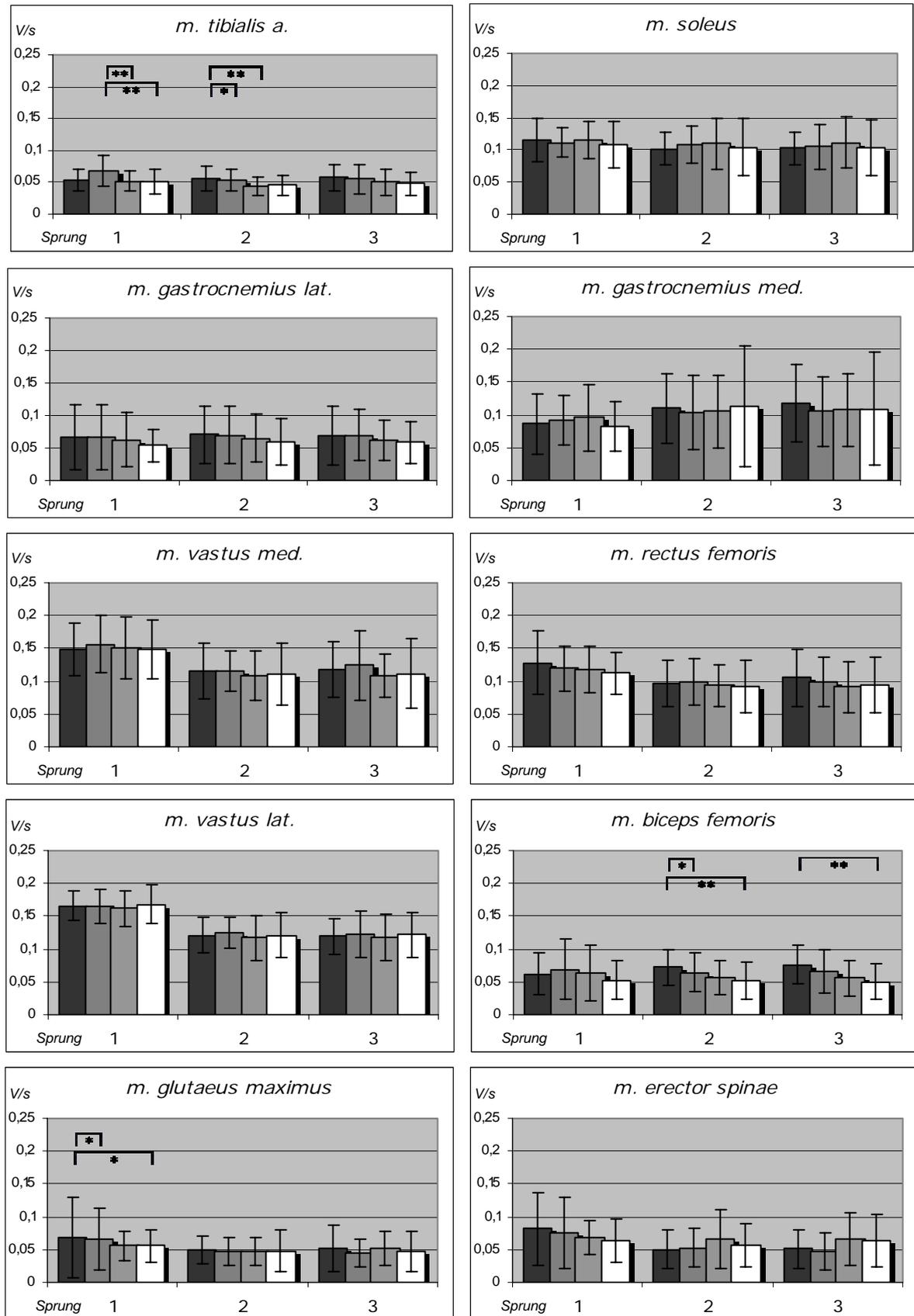


Abb. 45: Veränderungen der IEMG nach einer isometrischen Vorerermüdung des M. quadriceps femoris

■ = Zustand 0 ■ = Zustand 1 ■ = Zustand 2 □ = Zustand 3

Tab. 17: Prozentuale Veränderungen (geo. Mittel) des IEMG der Sprünge 2 und 3 nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

<i>Muskel</i>	<i>Sprung 2</i> in %		<i>Sprung 3</i> in %	
	von Z0 zu Z3	von Z1 zu Z3	von Z0 zu Z3	von Z1 zu Z3
M. tibialis a.	-19,0	-18,8	-21,1	-16,3
M. soleus	-0,2	-5,2	-2,4	-3,2
M. gastrocnemius lat.	-2,8	-2,1	-2,9	-4,6
M. gastrocnemius med.	-6,2	+1,3	-13,4	-2,7
M. vastus med.	-2,6	-6,3	-7,0	-10,9
M. rectus femoris	-8,8	-11,3	-15,2	-10,0
M. vastus lat.	-4,5	-7,8	-7,1	-4,7
M. biceps femoris	-29,8	-17,4	-36,0	-20,6
M. gluteus max.	-15,1	-2,8	-12,4	+3,0
M. erector spinae	+2,7	-4,6	+6,5	+17,1

Nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris zeigt nur der M. biceps femoris signifikante Veränderungen auf. Der M. tibialis ant. reduziert sein IEMG im (geo.) Mittel von Zustand 0 zu Zustand 3 deutlich bei Sprung 2 und Sprung 3 jeweils um ca. 20%. Die Synergisten M. soleus und M. gastrocnemius lat. zeigen eine Reduktion des (geo.) Mittels des IEMG um jeweils 2% bei Sprung 2 und Sprung 3 von Zustand 0 zu Zustand 3 auf. Das (geo.) Mittel des IEMG des M. gastrocnemius med. fällt bei Sprung 2 um 6,2% und bei Sprung 3 um 13,4%. Das Bewegungssegment Oberschenkel (VM, RF, VL, BF) reagiert bei Sprung 2 und Sprung 3 von Zustand 0 zu Zustand 3 mit einer Reduktion des (geo.) Mittels des IEMG. Auch der M. gluteus max. zeigt eine deutliche Verringerung. Nur der M. erector spinae zeigt eine Erhöhung bei Sprung 2 um 2,7% und bei Sprung 3 um 6,5% von Zustand 0 zu Zustand 3.

6.1.2.4 Veränderungen des IEMG nach dynamischer Vorerermüdung des M. quadriceps femoris

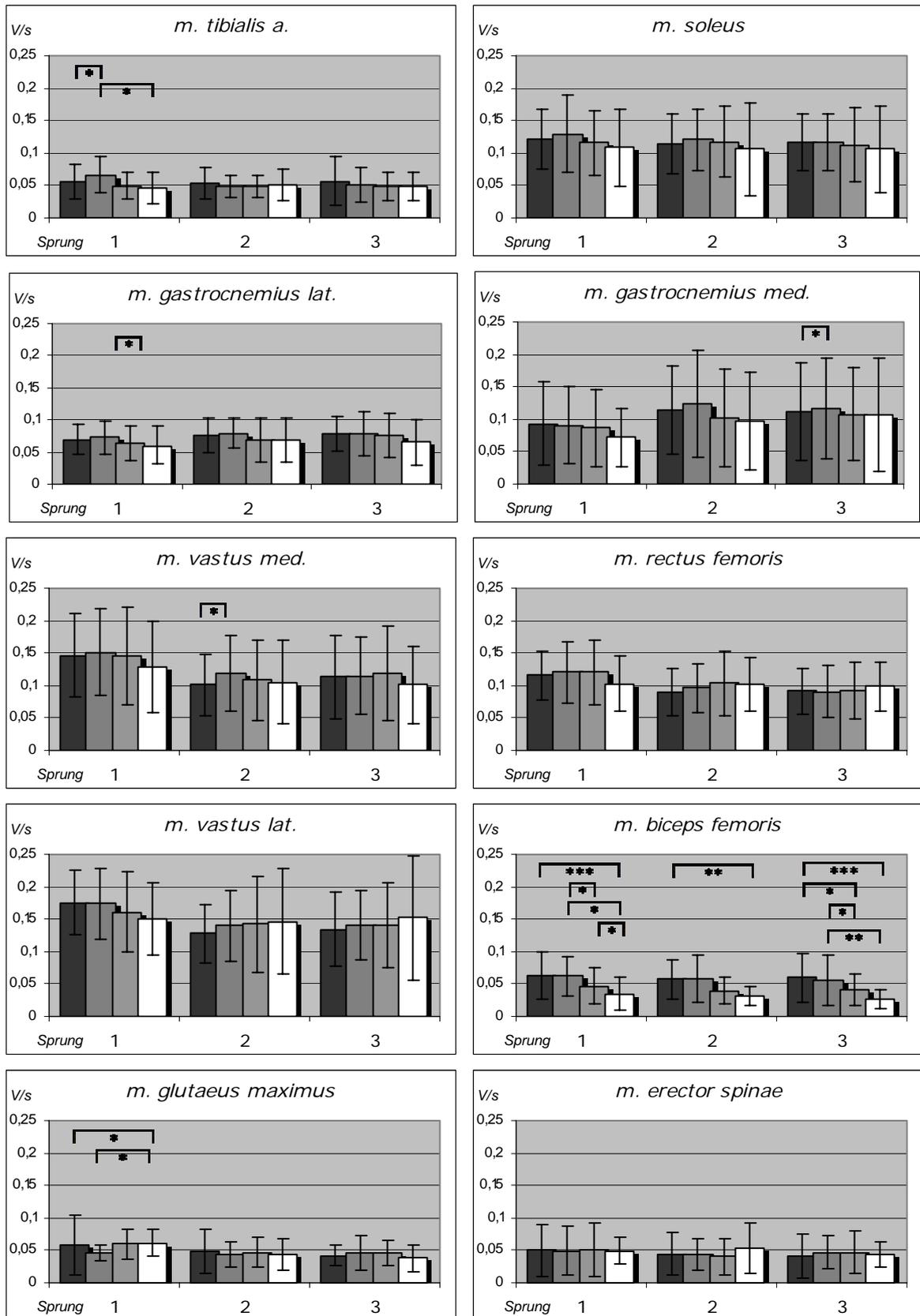


Abb. 46: Veränderungen der IEMG nach einer dynamischen Vorerermüdung des M. quadriceps femoris

■ = Zustand 0 ■ = Zustand 1 ■ = Zustand 2 □ = Zustand 3

Tab. 18: Prozentuale Veränderungen (geo. Mittel) des IEMG der Sprünge 2 und 3 nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

<i>Muskel</i>	<i>Sprung 2</i> in %		<i>Sprung 3</i> in %	
	von Z0 zu Z3	von Z1 zu Z3	von Z0 zu Z3	von Z1 zu Z3
M. tibialis a.	-11,5	-4,9	-11,0	-5,9
M. soleus	-25,3	-28,7	-15,0	-12,9
M. gastrocnemius lat.	-14,2	-18,3	-9,9	-11,5
M. gastrocnemius med.	-12,4	-15,5	+1,2	-3,5
M. vastus med.	-7,5	-19,8	-19,8	-20,8
M. rectus femoris	+2,0	-4,5	-0,6	+2,5
M. vastus lat.	-1,7	-9,9	-4,6	-9,2
M. biceps femoris	-42,4	-40,0	-52,9	-46,8
M. gluteus max.	-4,6	+0,9	-9,5	-8,3
M. erector spinae	+20,6	+17,3	+17,9	+15,5

Bei der dynamischen Vorermüdung des M. quadriceps femoris sind ähnliche Veränderungen wie bei der isometrischen Vorermüdung des Muskels festzustellen. Auch bei dieser Ermüdungsform des Muskels zeigt nur der M. biceps femoris hoch signifikante Veränderungen auf. Das Bewegungssegment Unterschenkel reagiert (Ausnahme M. gastrocnemius med. bei Sprung 3) mit einer Abnahme des (geo.) Mittel des IEMG von Zustand 0 zu Zustand 3 bei Sprung 2 und Sprung 3. Die Synergisten (VM, VL) des Bewegungssegments Oberschenkel zeigen eine Reduktion des (geo.) Mittels bei Sprung 2 und Sprung 3 auf. Das IEMG des M. rectus femoris steigt von Zustand 0 zu Zustand 3 bei Sprung 2 an und sinkt bei Sprung 3 ab. Der M. biceps femoris weist eine deutliche Reduzierung des (geo.) Mittels des IEMG von Zustand 0 zu Zustand 3 bei Sprung 2 und Sprung 3 um ca. 45% auf. Eine Erhöhung des (geo.) Mittels des IEMG zeigt der M. erector spinae. Sie beträgt von Zustand 0 zu Zustand 3 bei Sprung 2 20,6% und bei Sprung 3 17,9%. Der M. gluteus max. weist eine Reduktion des (geo.) Mittels des IEMG um 4,6% bei Sprung 2 und 9,5% bei Sprung 3 auf.

6.1.3 Kinematik

Im folgenden Kapitel sollen die Ergebnisse der Auswertungen der kinematischen Daten dargestellt werden. Die Auswertung beschränkt sich auf die Minima und Maxima der Umkehrpunkte der Hüft- und Kniewinkel, sowie auf die vertikalen und horizontalen Veränderungen des Körperschwerpunktes in den Zuständen 0, 2 und 3.

6.1.3.1 Veränderungen der kinematischen Daten nach isometrischer Voreremüdung des M. triceps surae

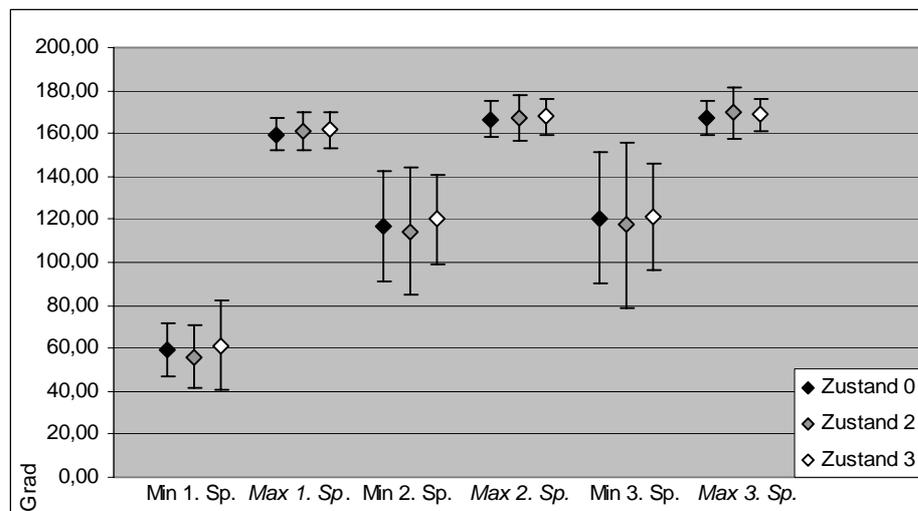


Abb. 47: Veränderungen der Minima und Maxima des Hüftwinkels während der Sprungserie nach isometrischen Voreremüdung des M. triceps surae

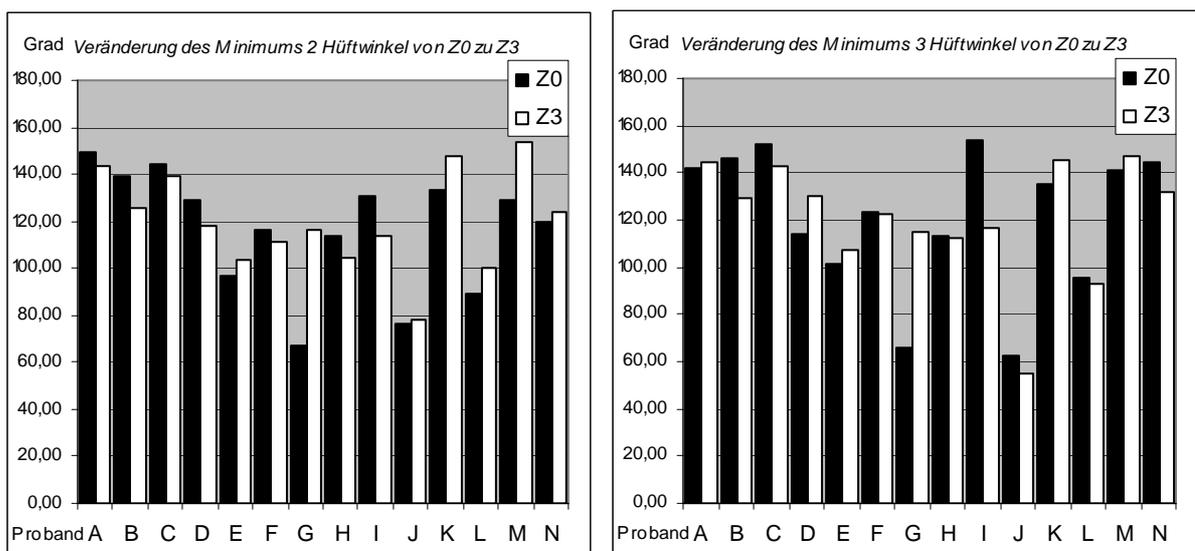


Abb. 48: Veränderung der Minima 2 und 3 des Hüftwinkels aller Probanden von Zustand 0 zu Zustand 3 nach isometrischer Voreremüdung des M. triceps surae

Der Hüftwinkel zeigt mit zunehmender Ermüdung keine signifikanten Veränderungen auf. Die Flexion geht beim Minimum 2 (Sprung 2) von 116,6° auf 120,1° zurück und beim Minimum 3 (Sprung 3) bleibt der Hüftwinkel mit 120,8° bei beiden Zuständen konstant. Beim Betrachten der Abbildung x fällt jedoch auf, dass die Probanden unterschiedliche Reaktionen zeigen. Je 7 Probanden zeigen eine Verringerung der Flexion und 7 Probanden eine Erhöhung der Flexion des Hüftwinkels bei der Landung vor Sprung 2 auf. Die Maxima der Extension im Hüftwinkel sind bei allen Sprüngen über die Zustände annähernd gleich.

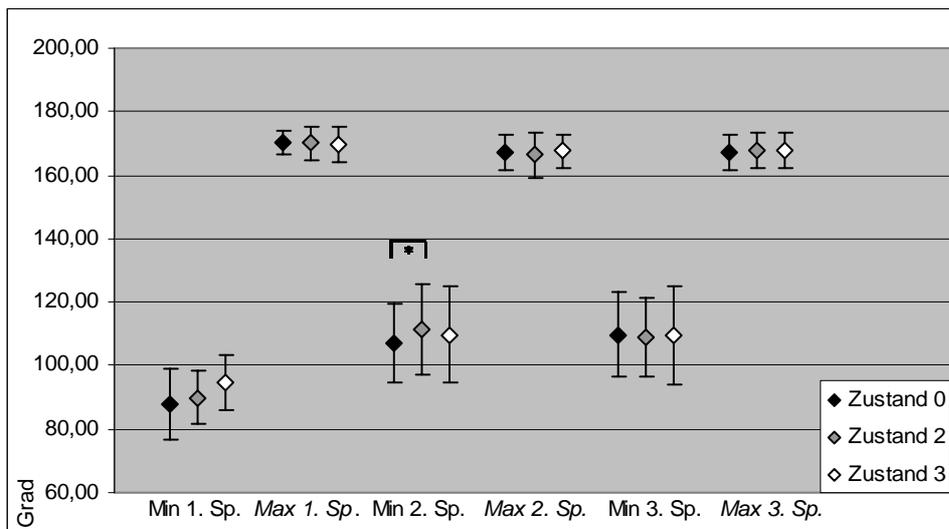


Abb. 49: Veränderungen der Minima und Maxima des Kniewinkels während der Sprungserie nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae

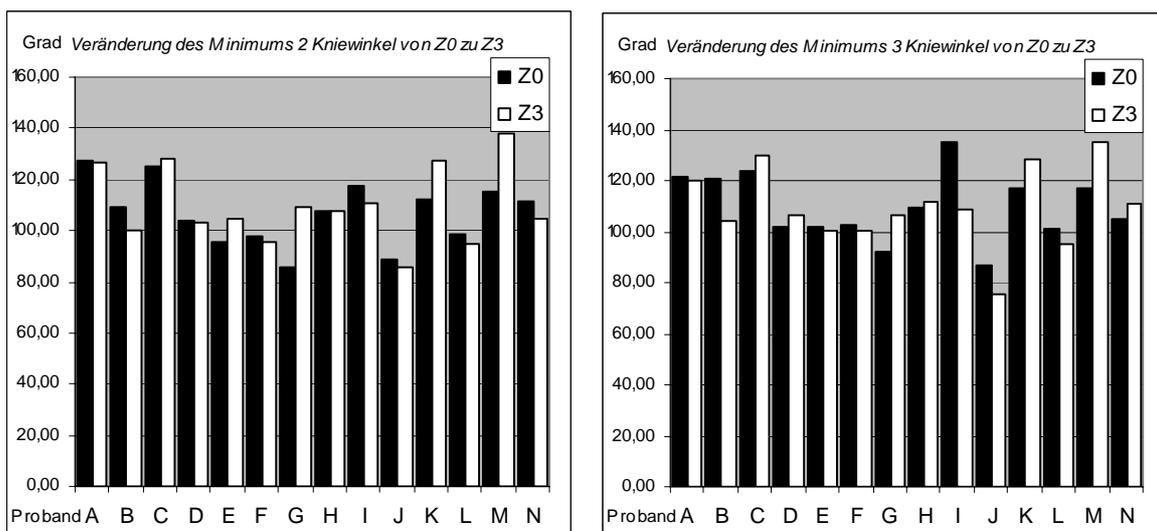


Abb. 50: Veränderung der Minima 2 und 3 des Kniewinkels aller Probanden von Zustand 0 zu Zustand 3 nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae

Der Kniewinkel zeigt bei Minimum 2 (Sprung2) im Zustand 2 eine signifikante Veränderung bei der Flexion gegenüber Zustand 0. Im Zustand 3 verringert sich die Flexion des Kniewinkels um 2,7° gegenüber Zustand 0.

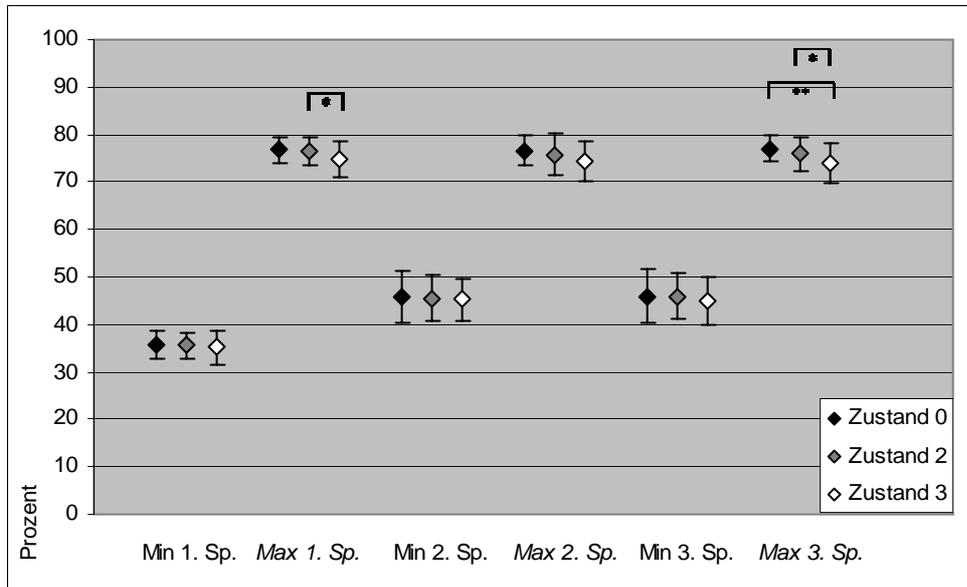


Abb. 51: Veränderungen der Minima und Maxima des vertikalen KSP während der Sprungserie nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae

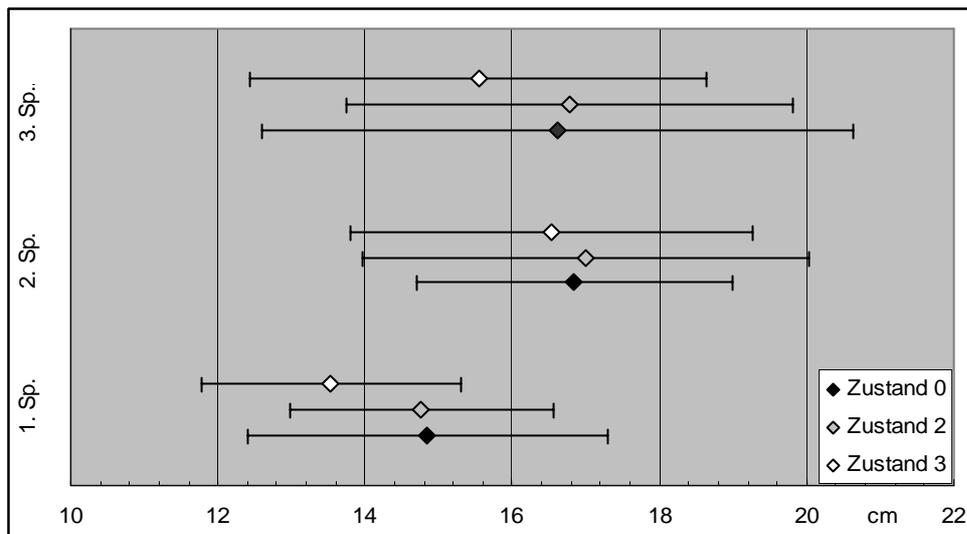


Abb. 52: Veränderungen der Minima und Maxima des horizontalen KSP während der Sprungserie nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae

Der KSP ist in der vertikalen Ebene bei allen Minima in etwa gleich. Jedoch nimmt er bei den Maxima mit zunehmender Ermüdung ab. Bei Sprung 1 liegt eine signifikante Veränderung von Zustand 2 zu Zustand 3 vor. Bei Sprung 3 ist ein hoch signifikanter Unterschied von Zustand 0 zu Zustand 3 zu erkennen.

Der KSP in der horizontalen Ebene geht mit zunehmender Ermüdung bei allen 3 Sprüngen in Richtung Lot des Fußmarkers zurück.

6.1.3.2 Veränderungen der kinematischen Daten nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae

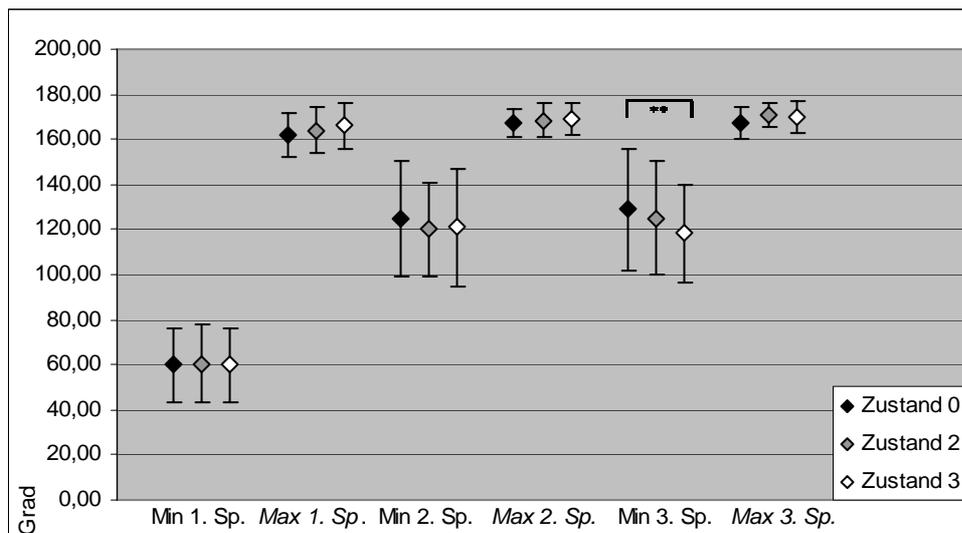


Abb. 53: Veränderungen der Minima und Maxima des Hüftwinkels während der Sprungserie nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae

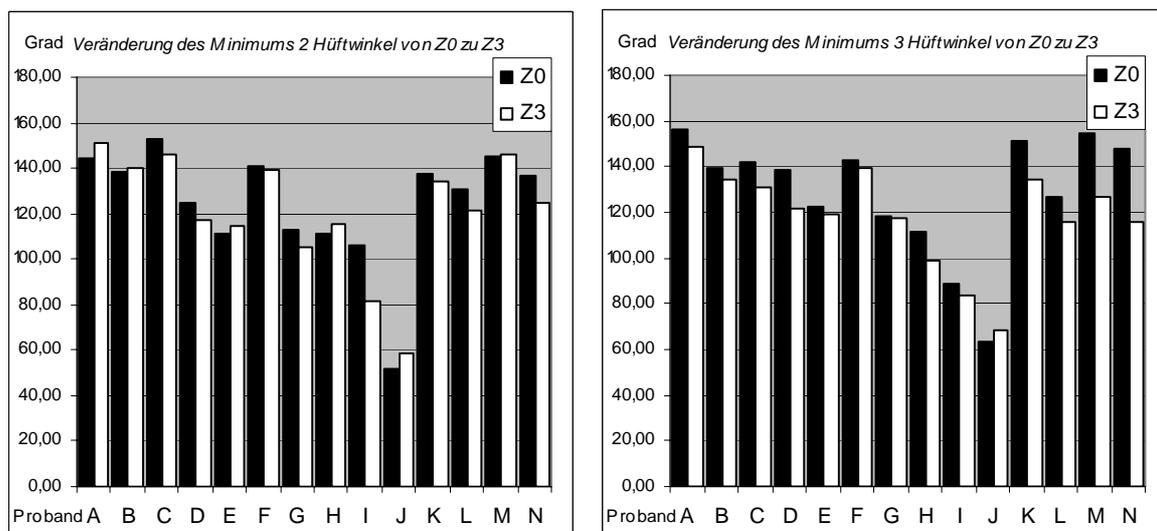


Abb. 54: Veränderung der Minima 2 und 3 des Hüftwinkels aller Probanden von Zustand 0 zu Zustand 3 nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae

Der Hüftwinkel zeigt mit zunehmender dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae eine größere Flexion beim Minimum 2 und 3. Bei Minimum 2 (Sprung 2) fällt der Hüftwinkel von Zustand 0 zu Zustand 3 um 3,5°. Eine hoch signifikante Veränderung ist beim Minimum 3 (Sprung 3) festzustellen. Es liegt eine um 10,8° größere Flexion im Hüftwinkel vor.

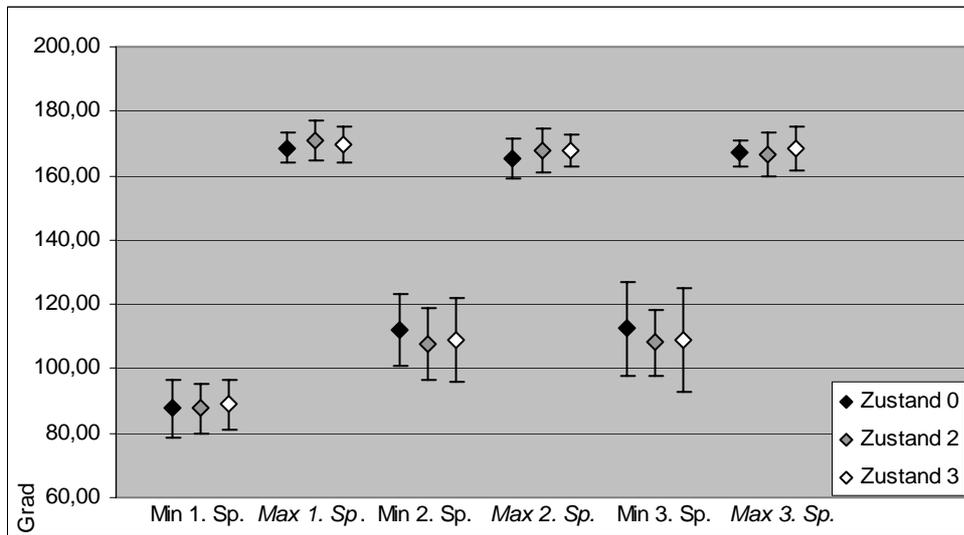


Abb. 55: Veränderungen der Minima und Maxima des Kniewinkels während der Sprungserie nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae

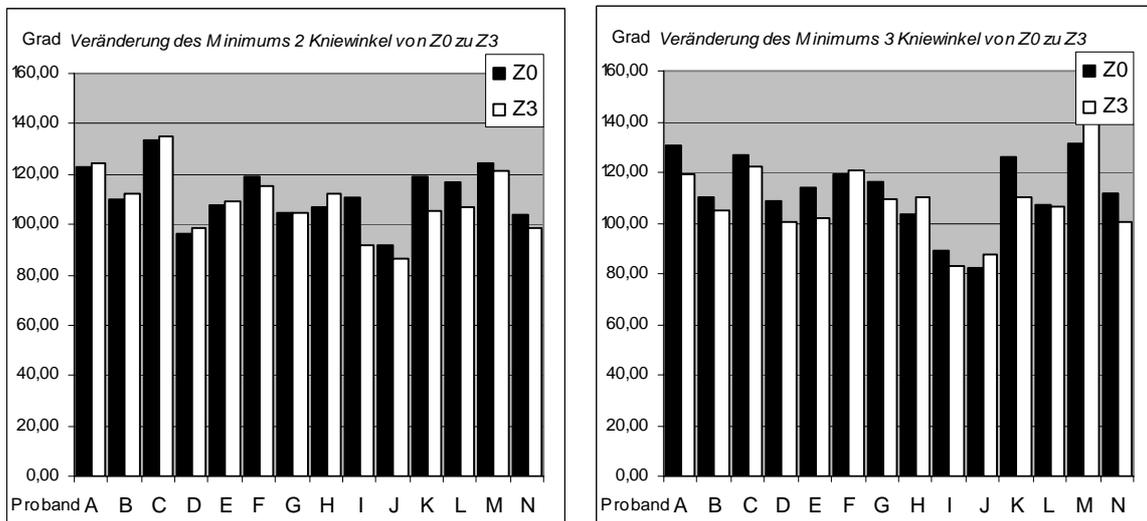


Abb. 56: Veränderung der Minima 2 und 3 des Kniewinkels aller Probanden von Zustand 0 zu Zustand 3 nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae

Beim Kniewinkel sind keine signifikanten Unterschiede erkennbar. Der Kniewinkel zeigt Erhöhung der Flexion (jeweils 3°) bei Minimum 2 und 3 von Zustand 0 zu Zustand 3.

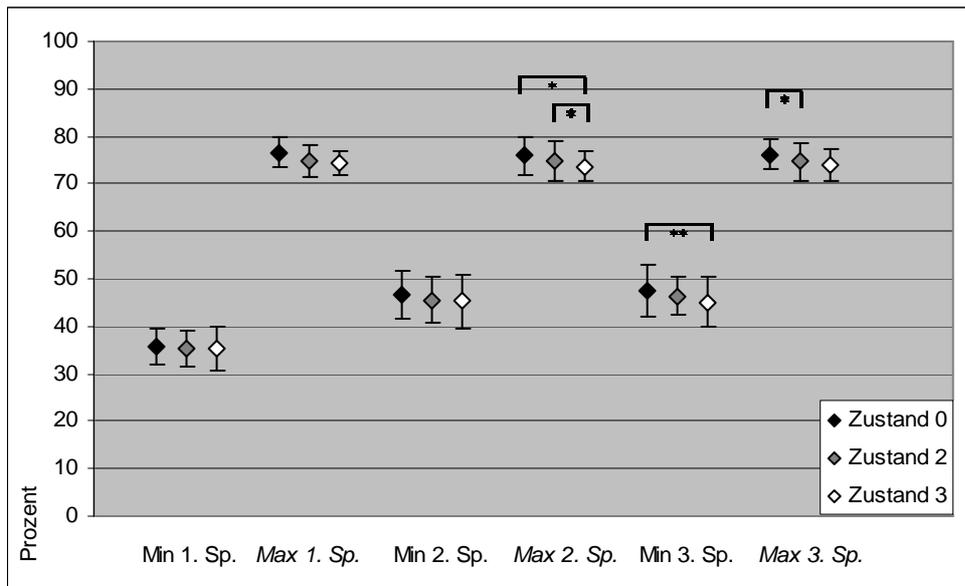


Abb. 57: Veränderungen der Minima und Maxima des vertikalen KSP während der Sprungserie nach dynamischer Voreremüdung des M. triceps surae

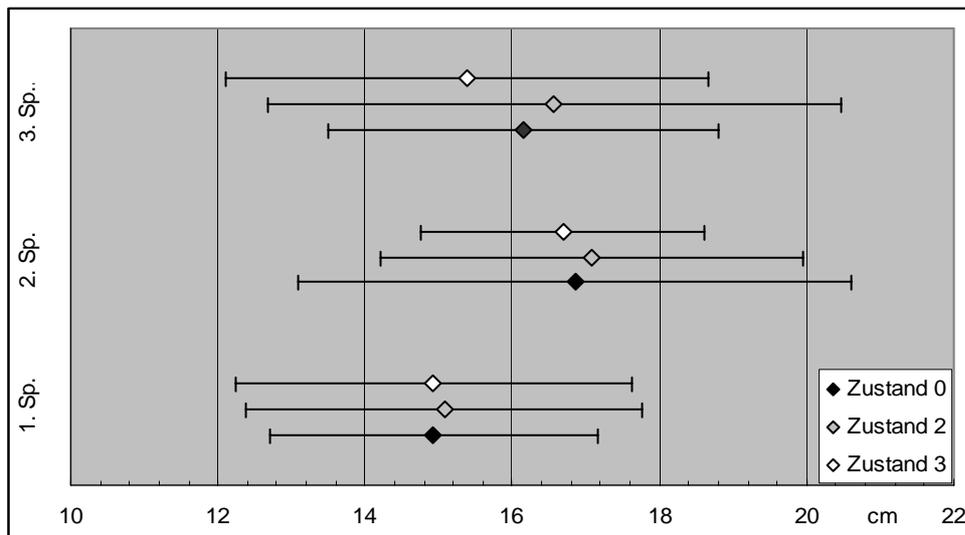


Abb. 58: Veränderungen der Minima und Maxima des horizontalen KSP während der Sprungserie nach dynamischer Voreremüdung des M. triceps surae

Der KSP in der vertikalen Ebene spiegelt die Veränderungen des Hüft- und Kniwinkels wieder. Er reduziert sich mit zunehmender Ermüdung bei Minimum 2 (Sprung 2) und bei Minimum 3 (Sprung 3) Die Veränderung bei Sprung 3 ist hoch signifikant.

6.1.3.3 Veränderungen der kinematischen Daten nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

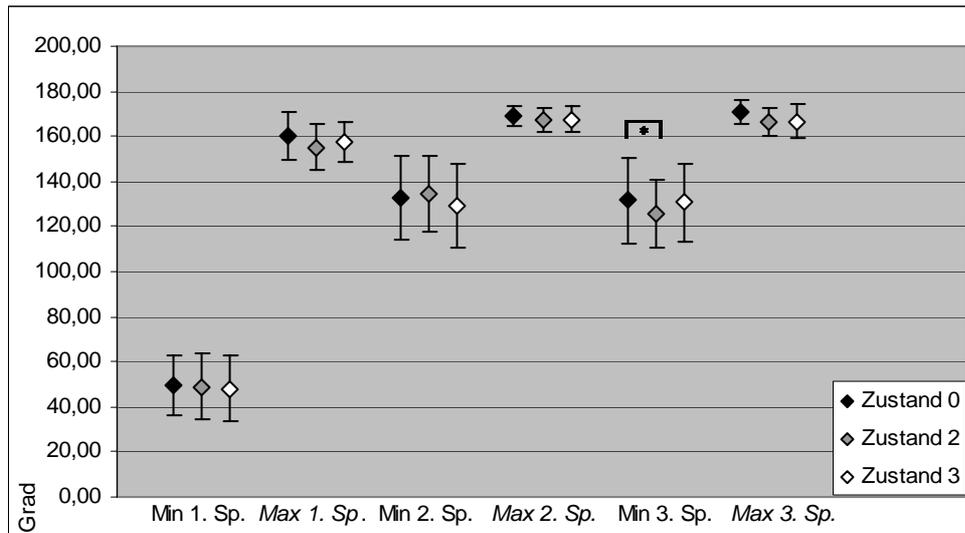


Abb. 59: Veränderungen der Minima und Maxima des Hüftwinkels während der Sprungserie nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

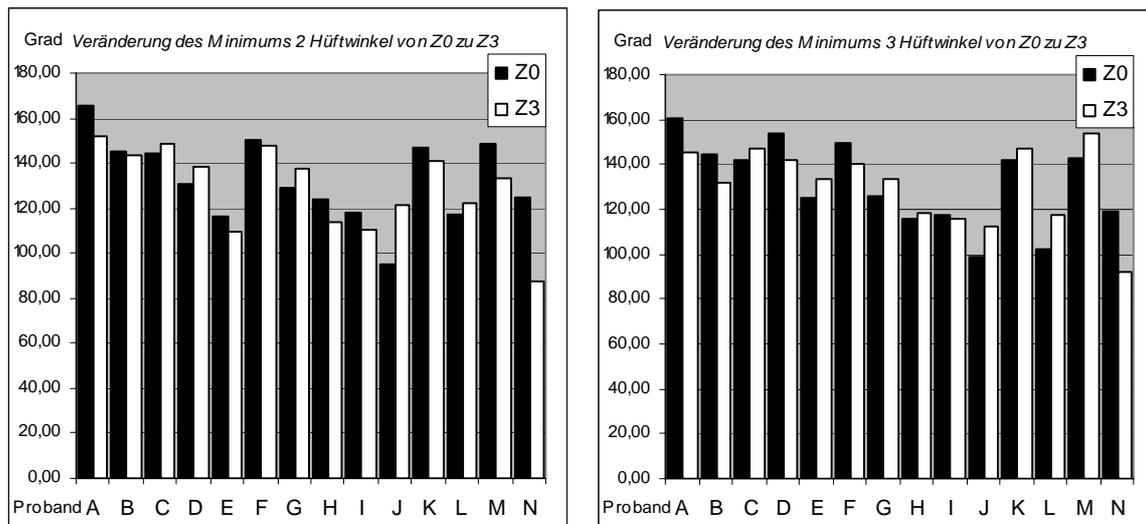


Abb. 60: Veränderung der Minima 2 und 3 des Hüftwinkels aller Probanden von Zustand 0 zu Zustand 3 nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

Der Hüftwinkel weist mit zunehmender Ermüdung eine Vergrößerung der Flexion von Zustand 0 zu Zustand 3 bei Minimum 2 (Sprung 2) von 3,5° und bei Minimum 3 (Sprung 3) von 0,9° auf. Die Unterschiede sind nicht signifikant.

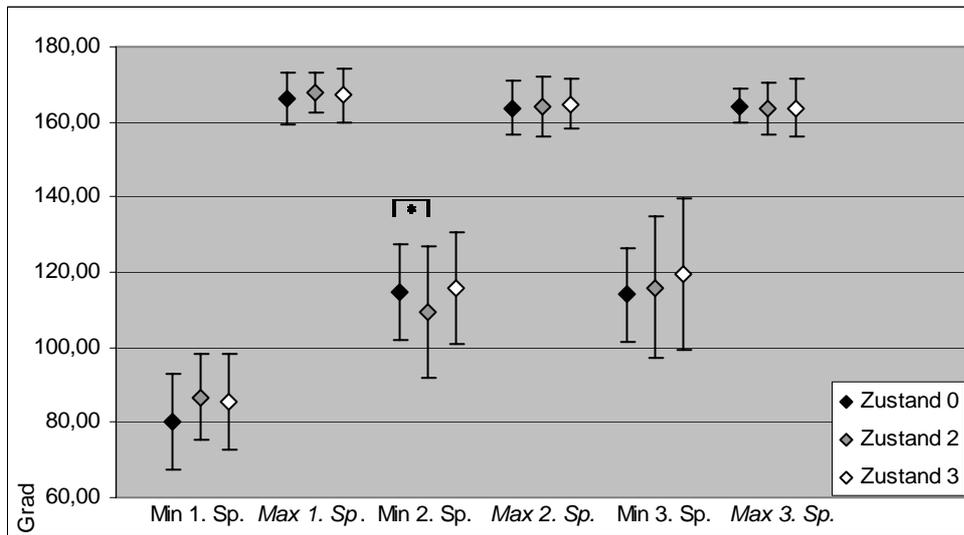


Abb. 61: Veränderungen der Minima und Maxima des Kniewinkels während der Sprungserie nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

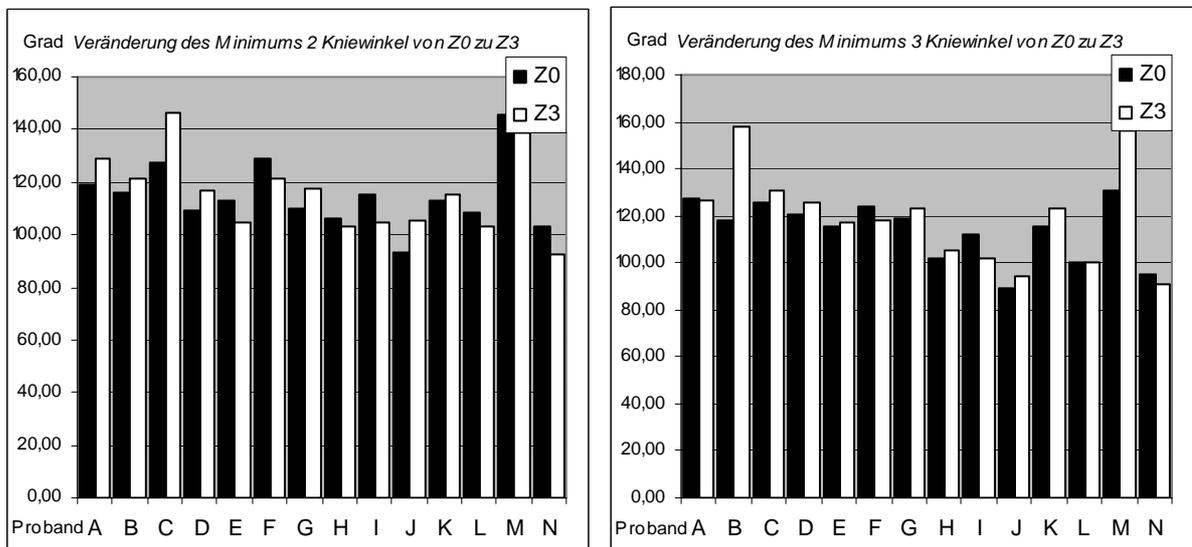


Abb. 62: Veränderung der Minima 2 und 3 des Kniewinkels aller Probanden von Zustand 0 zu Zustand 3 nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

Beim Kniewinkel ist beim Minimum 2 (Sprung 2) zuerst eine Erhöhung der Flexion von Zustand 0 zu Zustand 2 zu beobachten. Dieser Unterschied ist signifikant. Von Zustand 0 zu Zustand 3 verringert sich die Flexion um $0,8^\circ$. Beim Minimum 3 (Sprung 3) geht die Flexion mit zunehmender Ermüdung von Zustand 0 zu Zustand 3 um $5,5^\circ$ zurück.

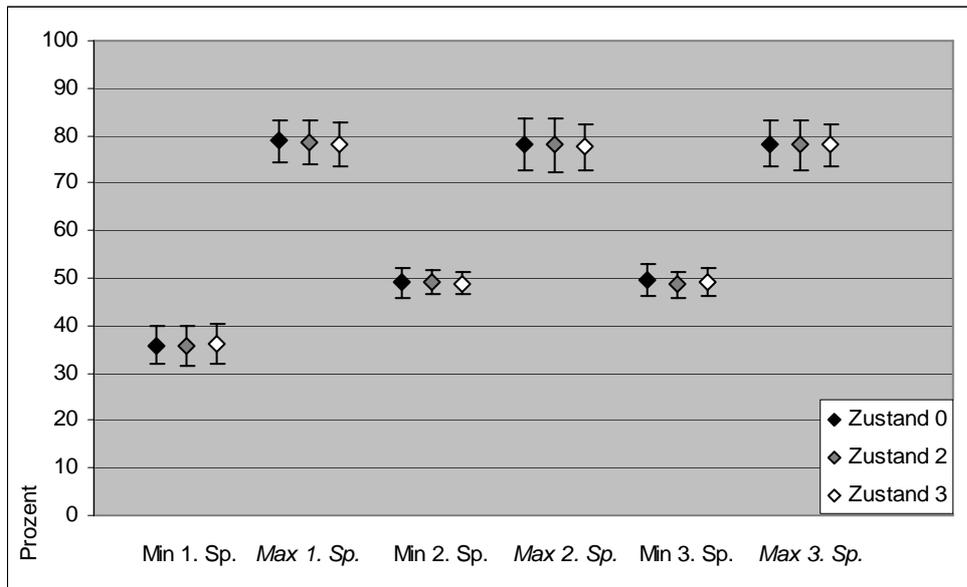


Abb. 63: Veränderungen der Minima und Maxima des vertikalen KSP während der Sprungserie nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

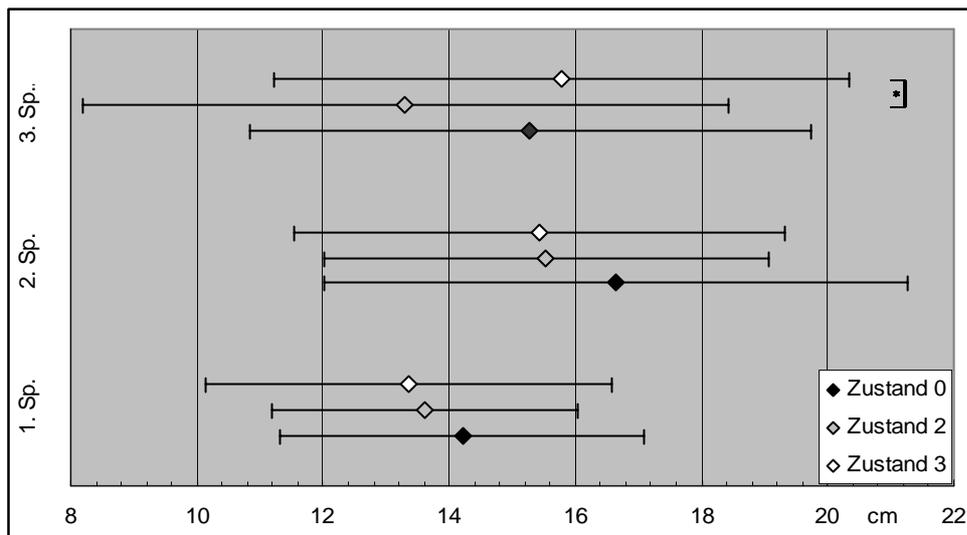


Abb. 64: Veränderungen der Minima und Maxima des horizontalen KSP während der Sprungserie nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

Der KSP zeigt in der vertikalen Ebene keine signifikanten Veränderungen. In der horizontalen Ebene nähert er sich mit zunehmender Ermüdung bei Sprung 1 und Sprung 2 dem Lot des Fußmarkers. Bei Sprung 3 ist keine Veränderung von Zustand 0 zu Zustand 3 ersichtlich.

6.1.3.4 Veränderungen der kinematischen Daten nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

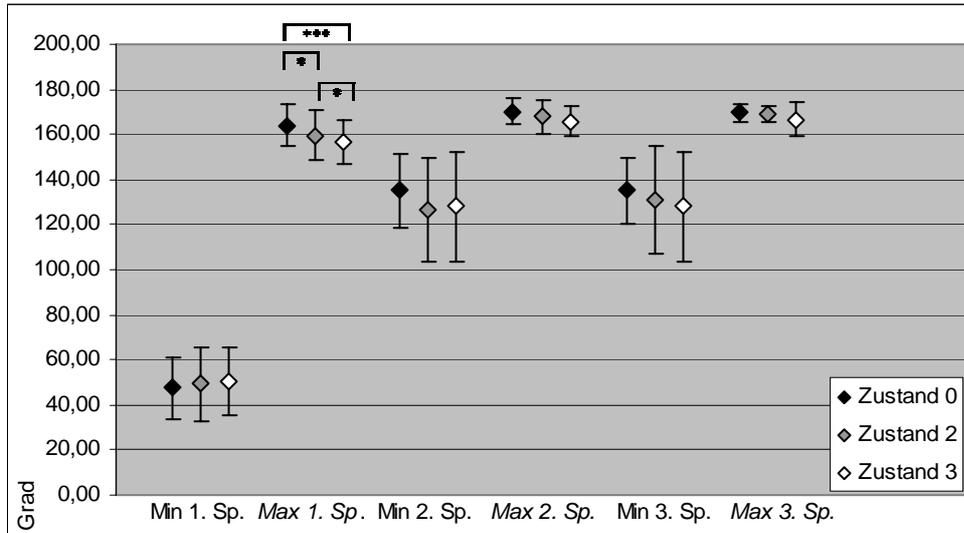


Abb. 65: Veränderungen der Minima und Maxima des Hüftwinkels während der Sprungserie nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

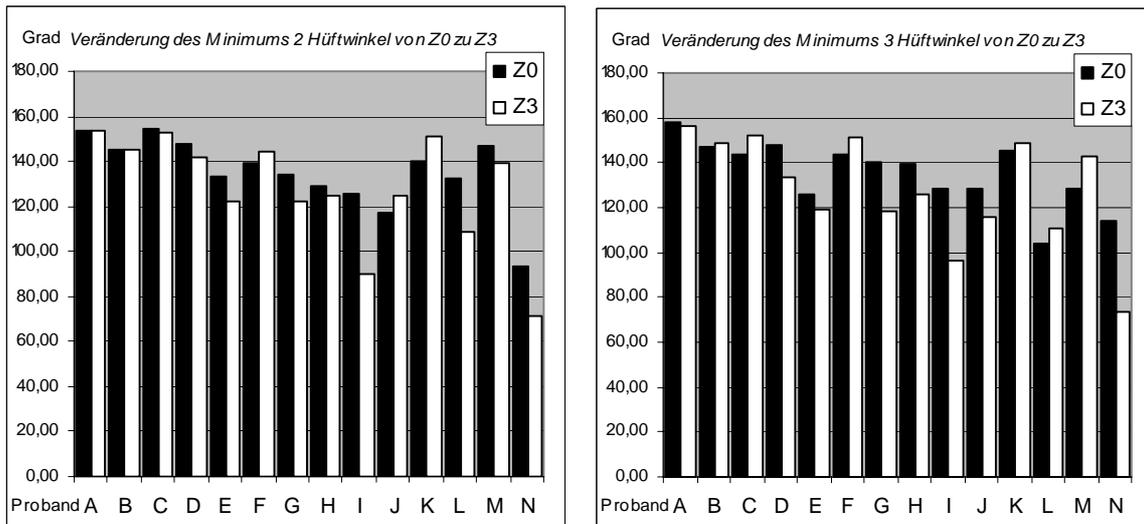


Abb. 66: Veränderung der Minima 2 und 3 des Hüftwinkels aller Probanden von Zustand 0 zu Zustand 3 nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

Der Hüftwinkel zeigt mit zunehmender Ermüdung bei Minimum 2 und 3 von Zustand 0 zu Zustand 3 eine stärkere Flexion um jeweils 7,2°. Bei dieser Vorermüdungsform kommt es sogar zu einer Reduktion der Extension bei Maximum 1 (Sprung 1) und 2 (Sprung 2). Die Extension reduziert sich bei Maximum 1 um 7,1° und bei Maximum 2 um 4,5°. Diese Veränderung ist höchst signifikant.

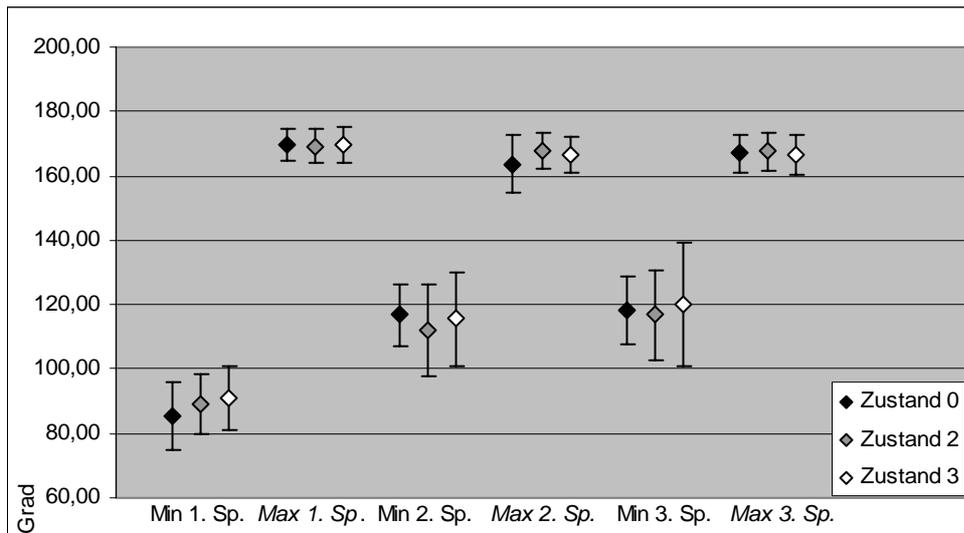


Abb. 67: Veränderungen der Minima und Maxima des Kniewinkels während der Sprungserie nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

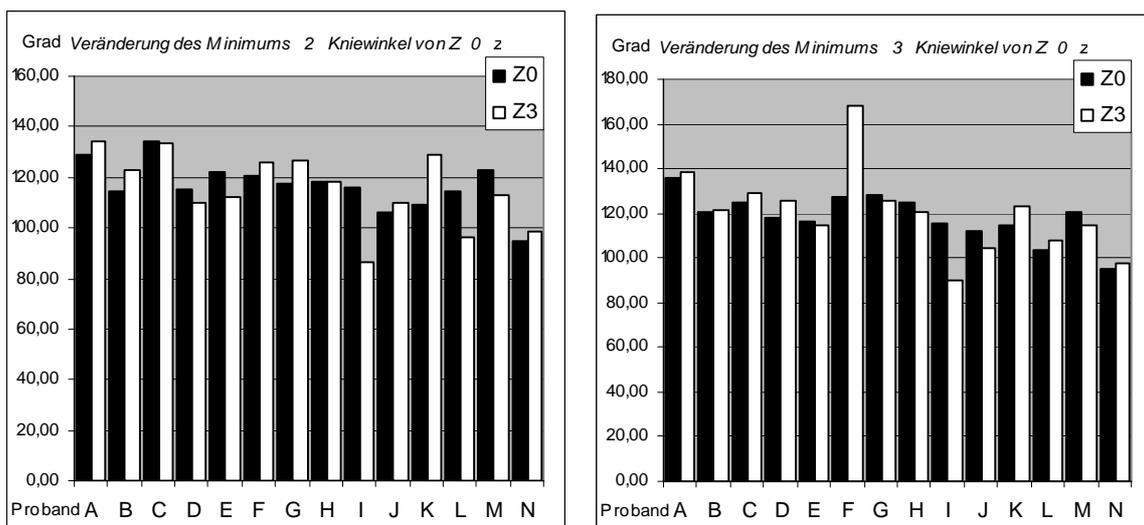


Abb. 68: Veränderung der Minima 2 und 3 des Kniewinkels aller Probanden von Zustand 0 zu Zustand 3 nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

Der Kniewinkel zeigt bei dieser Vorermüdungsform keinen eindeutigen Trend. Es liegen bei Minimum 2 und 3 von Zustand 0 zu Zustand 3 keine signifikanten Veränderungen vor.

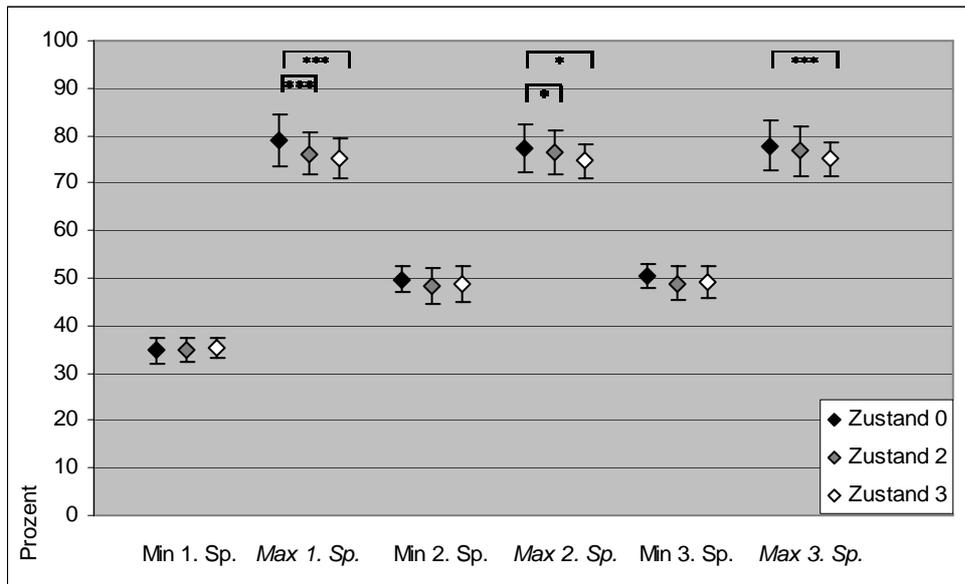


Abb. 69: Veränderungen der Minima und Maxima des vertikalen KSP während der Sprungserie nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

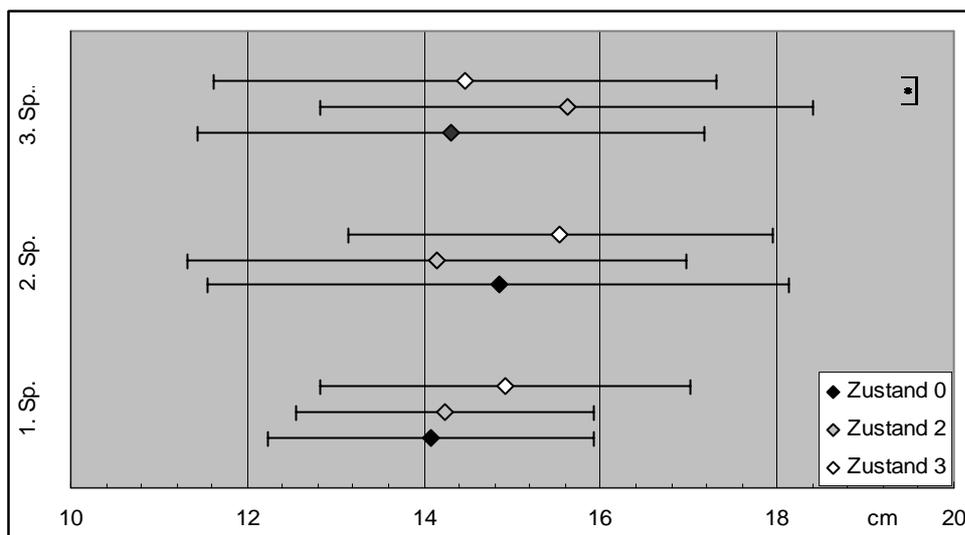


Abb. 70: Veränderungen der Minima und Maxima des horizontalen KSP während der Sprungserie nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

Der KSP zeigt in der vertikalen Ebene eine Reduzierung bei allen Maxima von Zustand 0 zu Zustand 3. Diese Veränderungen sind signifikant. Die Minima bleiben in etwa konstant. In der horizontalen Ebene kommt es zu einer Entfernung vom Lot des Fußmarkers bei Minimum 2 und 3, welche durch die größere Flexion im Hüftgelenk bedingt ist.

6.2 Einzelanalyse

6.2.1 Parameter der sportlichen Leistung

6.2.1.1 Veränderungen der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae

6.2.1.1.1 Proband A

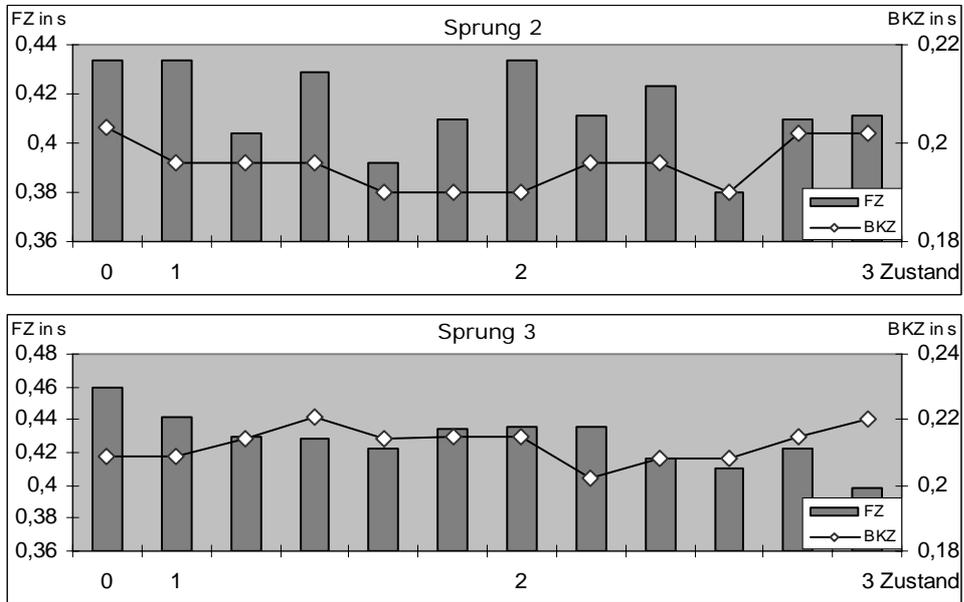


Abb. 71: Verlauf der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae

6.2.1.1.2 Proband B

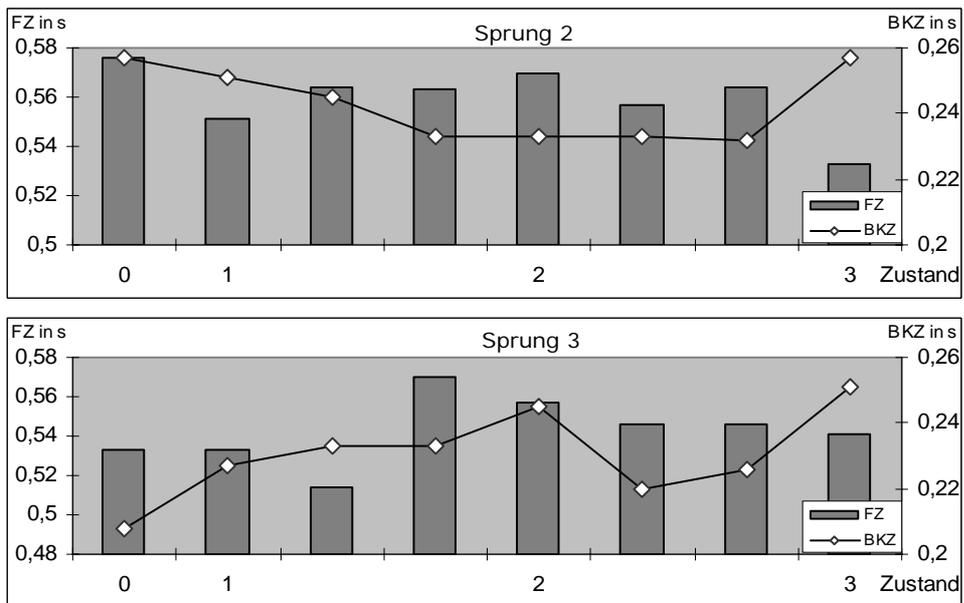


Abb. 72: Verlauf der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae

6.2.1.1.3 Proband C

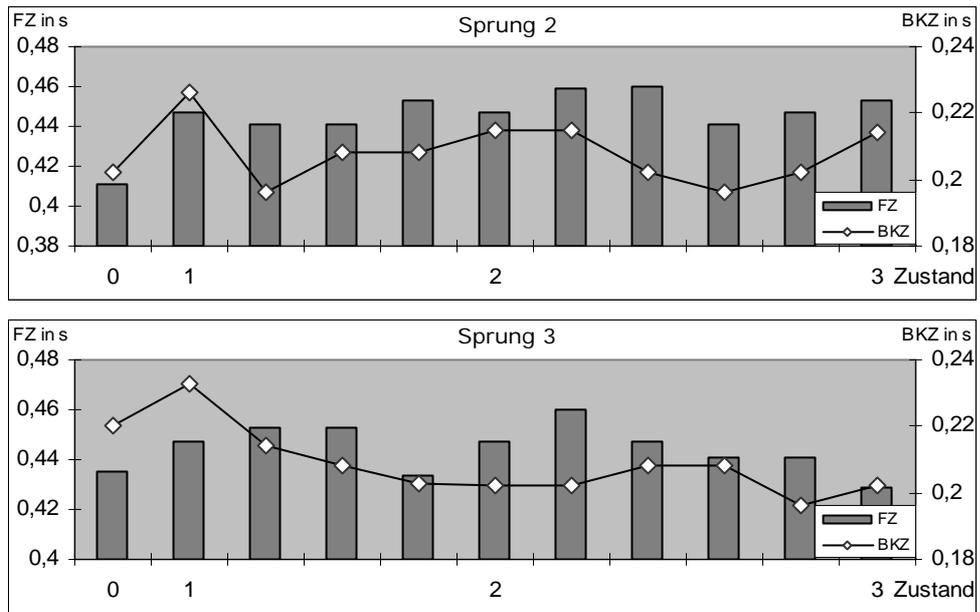


Abb. 73: Verlauf der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae

6.2.1.1.4 Vergleich der Probanden

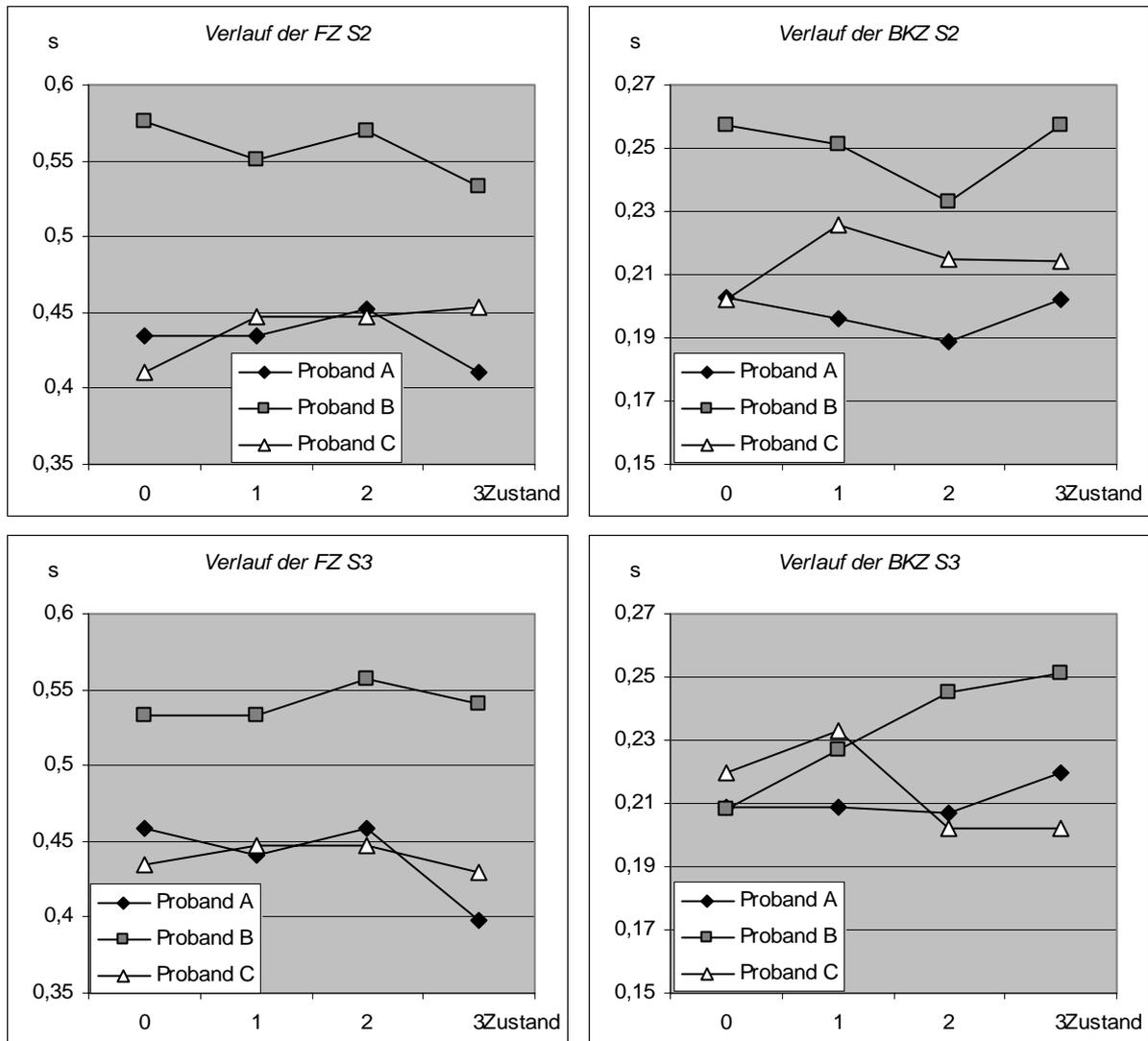


Abb. 74: Vergleich des Verlaufes der Flugzeit (FZ) und Bodenkontaktzeit (BKZ) der Probanden A,B und C nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae

Tab. 19: Veränderungen der Flugzeit (FZ) und Bodenkontaktzeit (BKZ) nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae

Proband	FZ						BKZ					
	Sprung 2			Sprung 3			Sprung 2			Sprung 3		
	Z0 zu Z3		Z1 zu Z3	Z0 zu Z3		Z1 zu Z3	Z0 zu Z3		Z1 zu Z3	Z0 zu Z3		Z1 zu Z3
A	-5,3	gLV	-5,3	-13,2	mLV	-9,8	+0,5	LZ	-3,1	-5,3	gLV	-5,3
B	-7,5	gLV	-3,3	+1,5	LZ	+1,5	0,0	kLV	-2,4	-20,7	sLV	-10,6
C	+10,2	LZ	+1,3	-1,4	gLV	-4,0	-5,9	gLV	+5,3	+8,2	LZ	+13,2

Nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae verändert sich die Flugzeit von Zustand 0 zu Zustand 3 bei den Probanden wie folgt:

- Proband A: Sprung 2 geringer Leistungsverlust (5,3%), Sprung 3 mäßiger Leistungsverlust (-13,2%)
- Proband B: Sprung 2 geringer Leistungsverlust (-7,5%), Sprung 3 Leistungszuwachs (1,5%)
- Proband C: Sprung 2 Leistungszuwachs (+10,2%), Sprung 3 geringer Leistungsverlust (-1,4%)

Nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae verändert sich die Bodenkontaktzeit von Zustand 0 zu Zustand 3 bei den Probanden wie folgt:

- Proband A: Sprung 2 Leistungszuwachs (+0,5%), Sprung 3 geringer Leistungsverlust (-5,3%)
- Proband B: Sprung 2 keine Leistungsveränderung, Sprung 3 starker Leistungsverlust (-20,7%)
- Proband C: Sprung 2 geringer Leistungsverlust (-5,9%), Sprung 3 Leistungszuwachs (+8,2%)

6.2.1.2 Veränderungen der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae

6.2.1.2.1 Proband A

Sprung 2

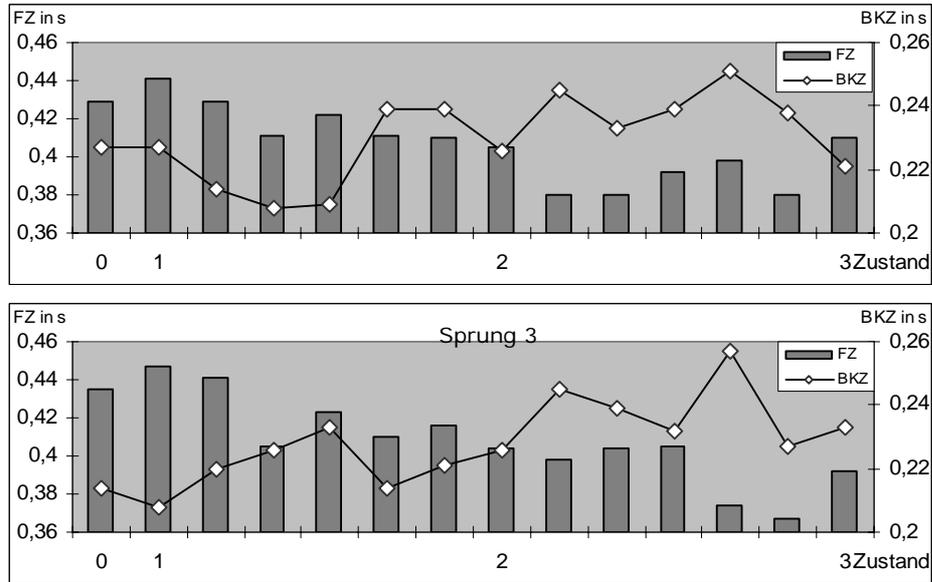


Abb. 75: Verlauf der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach dynamischer Vorermüdung des *M. triceps surae*

6.2.1.2.2 Proband B

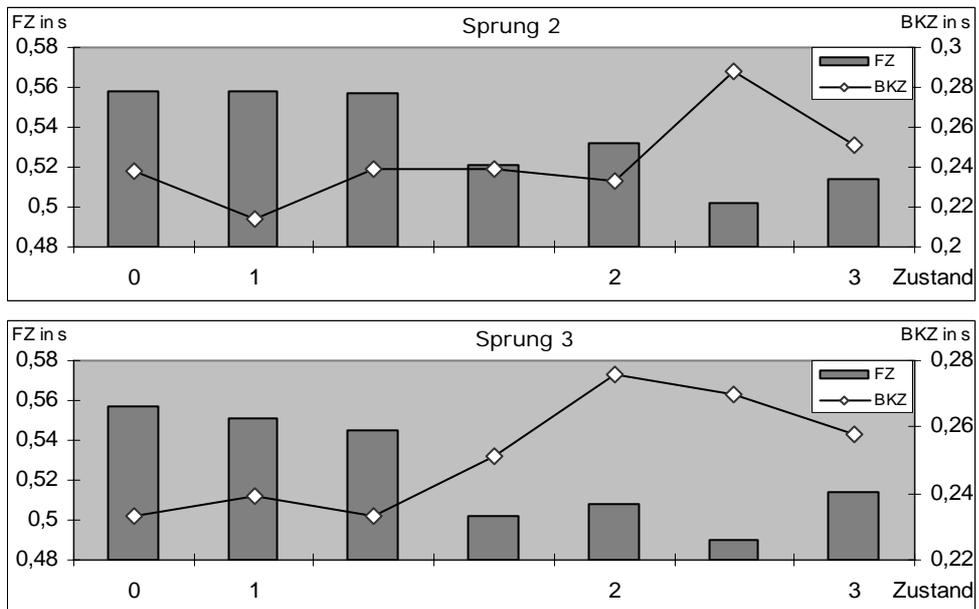


Abb. 76: Verlauf der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach dynamischer Vorermüdung des *M. triceps surae*

6.2.1.2.3 Proband C

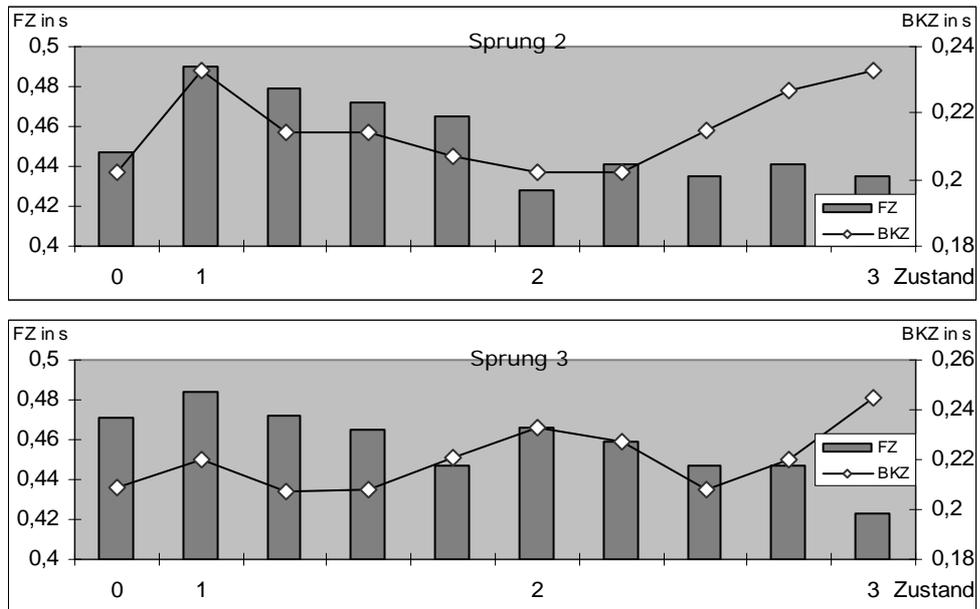


Abb. 77: Verlauf der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach dynamischer Voreremüdung des M. triceps surae

6.2.1.2.4 Vergleich der Probanden

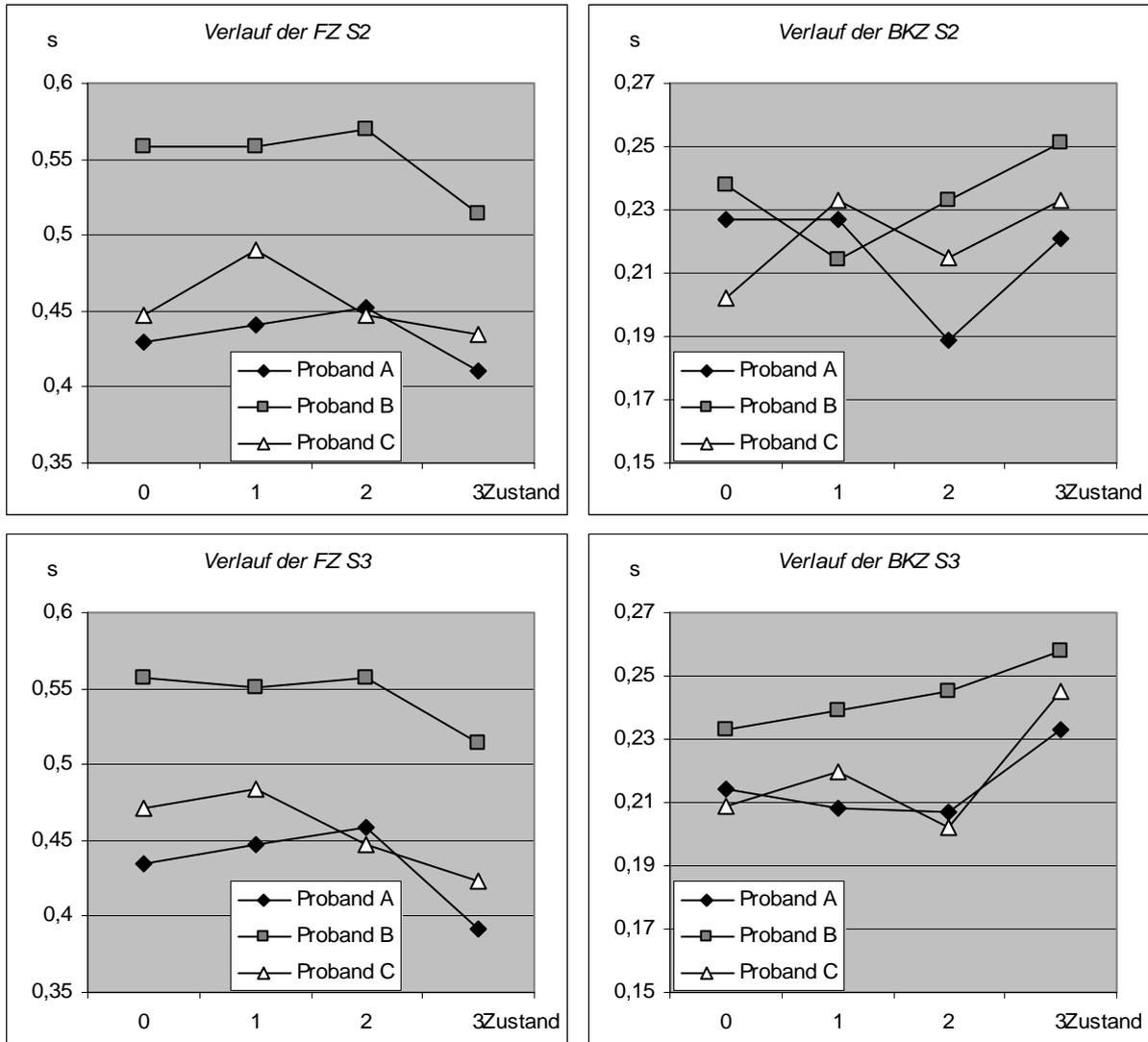


Abb. 78: Vergleich des Verlaufes der Flugzeit (FZ) und Bodenkontaktzeit (BKZ) der Probanden A,B und C nach dynamischer Voreremüdung des M. triceps surae

Tab. 20: Veränderungen der Flugzeit (FZ) und Bodenkontaktzeit (BKZ) nach dynamischer Voreremüdung des M. triceps surae

Proband	FZ						BKZ					
	Sprung 2			Sprung 3			Sprung 2			Sprung 3		
	in % von			in % von			in % von			in % von		
	Z0 zu Z3	Z1 zu Z3	Z0 zu Z3	Z1 zu Z3		Z0 zu Z3	Z1 zu Z3	Z0 zu Z3	Z1 zu Z3	Z0 zu Z3	Z1 zu Z3	
A	-4,4	gLV	-7,0	-9,9	mLV	-12,3	+2,6	LZ	+2,6	-8,9	mLV	-12,0
B	-7,9	mLV	-7,9	-7,7	mLV	-6,7	-5,5	gLV	-17,3	-10,7	mLV	-7,9
C	-2,7	gLV	-11,2	-10,2	mLV	-12,6	-15,3	sLV	0,0	-17,2	sLV	-11,4

Nach dynamischer Voreremüdung des M. triceps surae verändert sich die Flugzeit von Zustand 0 zu Zustand 3 bei den Probanden wie folgt:

- Proband A: Sprung 2 geringer Leistungsverlust (-4,4%), Sprung 3 mäßiger Leistungsverlust (-9,9%)
- Proband B: Sprung 2 mäßiger Leistungsverlust (-7,9%), Sprung 3 mäßiger Leistungsverlust (-7,7%)
- Proband C: Sprung 2 geringer Leistungsverlust (-2,7%), Sprung 3 mäßiger Leistungsverlust (-10,2%)

Nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae verändert sich die Bodenkontaktzeit von Zustand 0 zu Zustand 3 bei den Probanden wie folgt:

- Proband A: Sprung 2 Leistungszuwachs (+2,6%), Sprung 3 mäßiger Leistungsverlust (-8,9%)
- Proband B: Sprung 2 geringer Leistungsverlust (-5,5%), Sprung 3 mäßiger Leistungsverlust (-10,7%)
- Proband C: Sprung 2 starker Leistungsverlust (-15,3%), Sprung 3 starker Leistungsverlust (-17,2%)

6.2.1.3 Veränderungen der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

6.2.1.3.1 Proband A

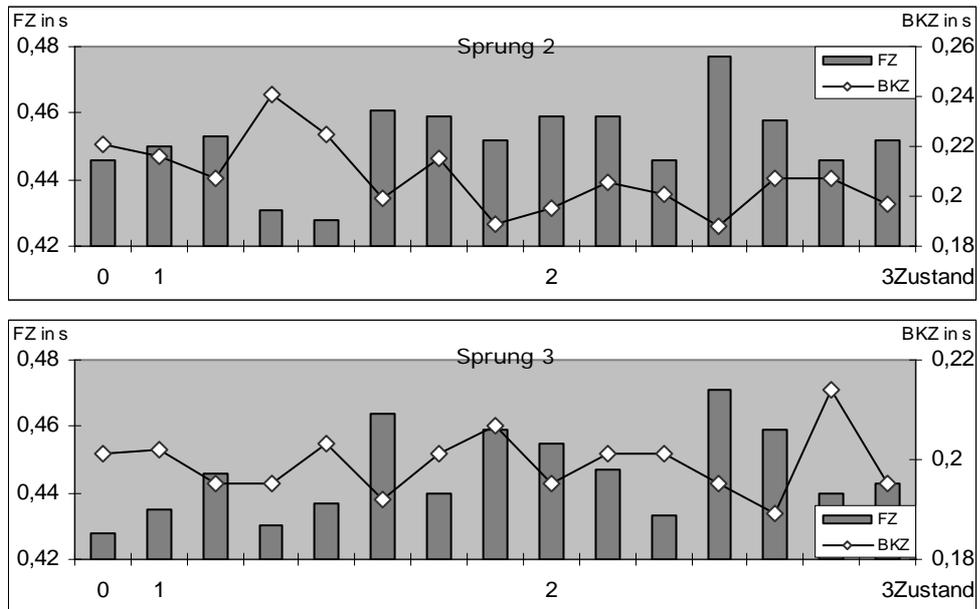


Abb. 79: Verlauf der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

6.2.1.3.2 Proband B

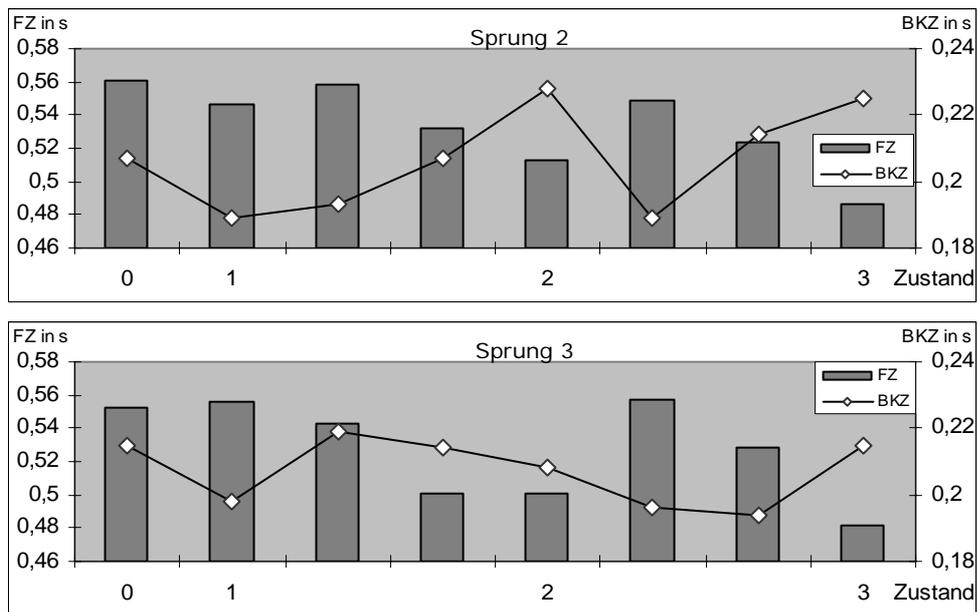


Abb. 80: Verlauf der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

6.2.1.3.3 Proband C

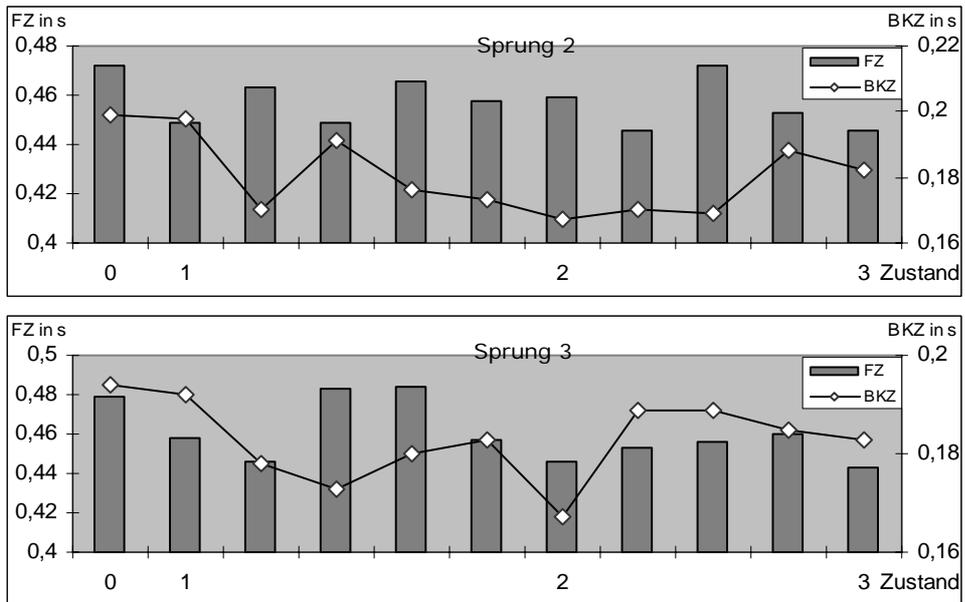


Abb. 81: Verlauf der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

6.2.1.3.4 Vergleich der Probanden

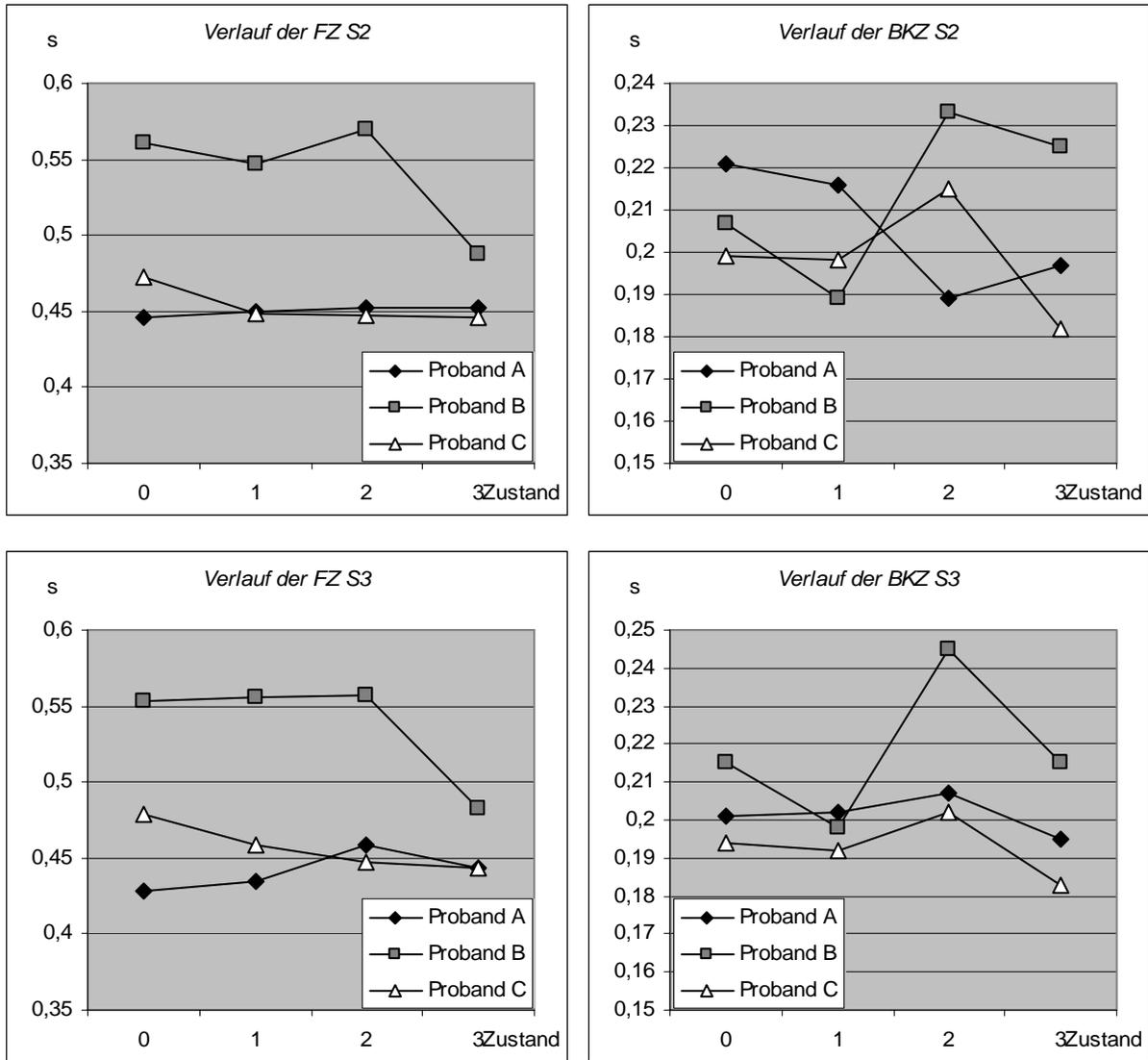


Abb. 82: Vergleich des Verlaufes der Flugzeit (FZ) und Bodenkontaktzeit (BKZ) der Probanden A,B und C nach isometrischer Voreremüdung des M. quadriceps femoris

Tab. 21: Veränderungen der Flugzeit (FZ) und Bodenkontaktzeit (BKZ) nach isometrischer Voreremüdung des M. quadriceps femoris

Proband	FZ						BKZ					
	Sprung 2			Sprung 3			Sprung 2			Sprung 3		
	in % von			in % von			in % von			in % von		
	Z0 zu Z3	Z1 zu Z3	Z0 zu Z3	Z1 zu Z3		Z0 zu Z3	Z1 zu Z3	Z0 zu Z3	Z1 zu Z3	Z0 zu Z3	Z1 zu Z3	
A	+1,3	LZ	+0,4	+3,5	LZ	+1,8	+10,9	LZ	+8,8	+3,0	LZ	+3,5
B	-13,2	mLV	-11,0	-12,8	mLV	-13,3	-8,7	mLV	-19,0	0,0	kLV	-8,6
C	-5,5	gLV	-0,7	-7,5	gLV	-3,3	+8,5	LZ	+8,1	+5,7	LZ	+4,7

Nach isometrischer Voreremüdung des M. quadriceps femoris verändert sich die Flugzeit von Zustand 0 zu Zustand 3 bei den Probanden wie folgt:

- Proband A: Sprung 2 Leistungszuwachs (+1,3%), Sprung 3 Leistungszuwachs (+3,5%)
- Proband B: Sprung 2 mäßiger Leistungsverlust (-13,2%), Sprung 3 mäßiger Leistungsverlust (-12,8%)
- Proband C: Sprung 2 geringer Leistungsverlust (-5,5%), Sprung 3 geringer Leistungsverlust (-7,5%)

Nach isometrischer Voreremüdung des M. quadriceps femoris verändert sich die Bodenkontaktzeit von Zustand 0 zu Zustand 3 bei den Probanden wie folgt:

- Proband A: Sprung 2 Leistungszuwachs (+10,9%), Sprung 3 Leistungszuwachs (+3,0%)
- Proband B: Sprung 2 mäßiger Leistungsverlust (-8,7%), Sprung 3 keine Leistungsänderung
- Proband C: Sprung 2 Leistungszuwachs (+8,5%), Sprung 3 Leistungszuwachs (+5,7%)

6.2.1.4 Veränderungen der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach dynamischer Voreremüdung des M. quadriceps femoris

6.2.1.4.1 Proband A

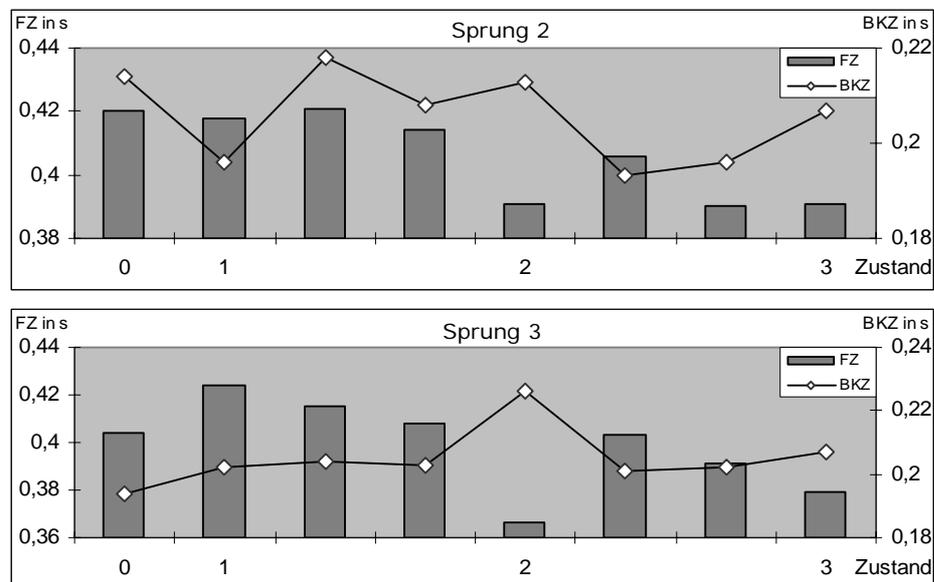


Abb. 83: Verlauf der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach dynamischer Voreremüdung des M. quadriceps femoris

6.2.1.4.2 Proband B

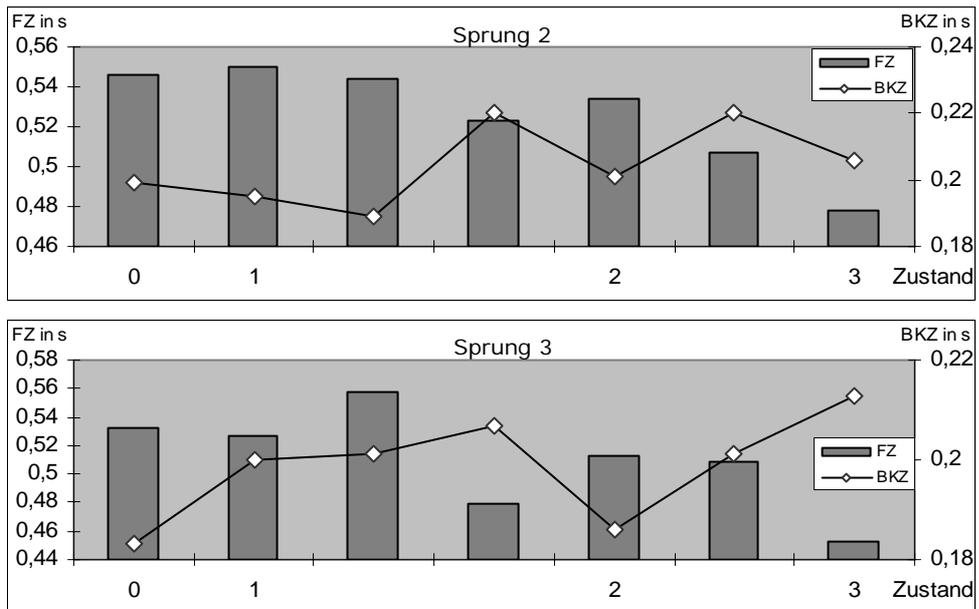


Abb. 84: Verlauf der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach dynamischer Voreremüdung des M. quadriceps femoris

6.2.1.4.3 Proband C

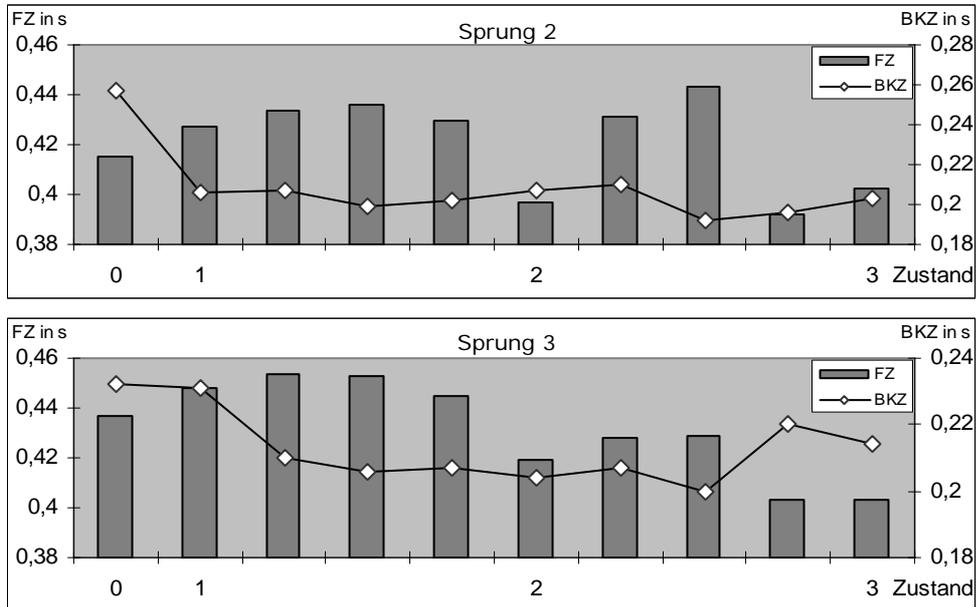


Abb. 85: Verlauf der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach dynamischer Voreremüdung des M. quadriceps femoris

6.2.1.4.4 Vergleich der Probanden

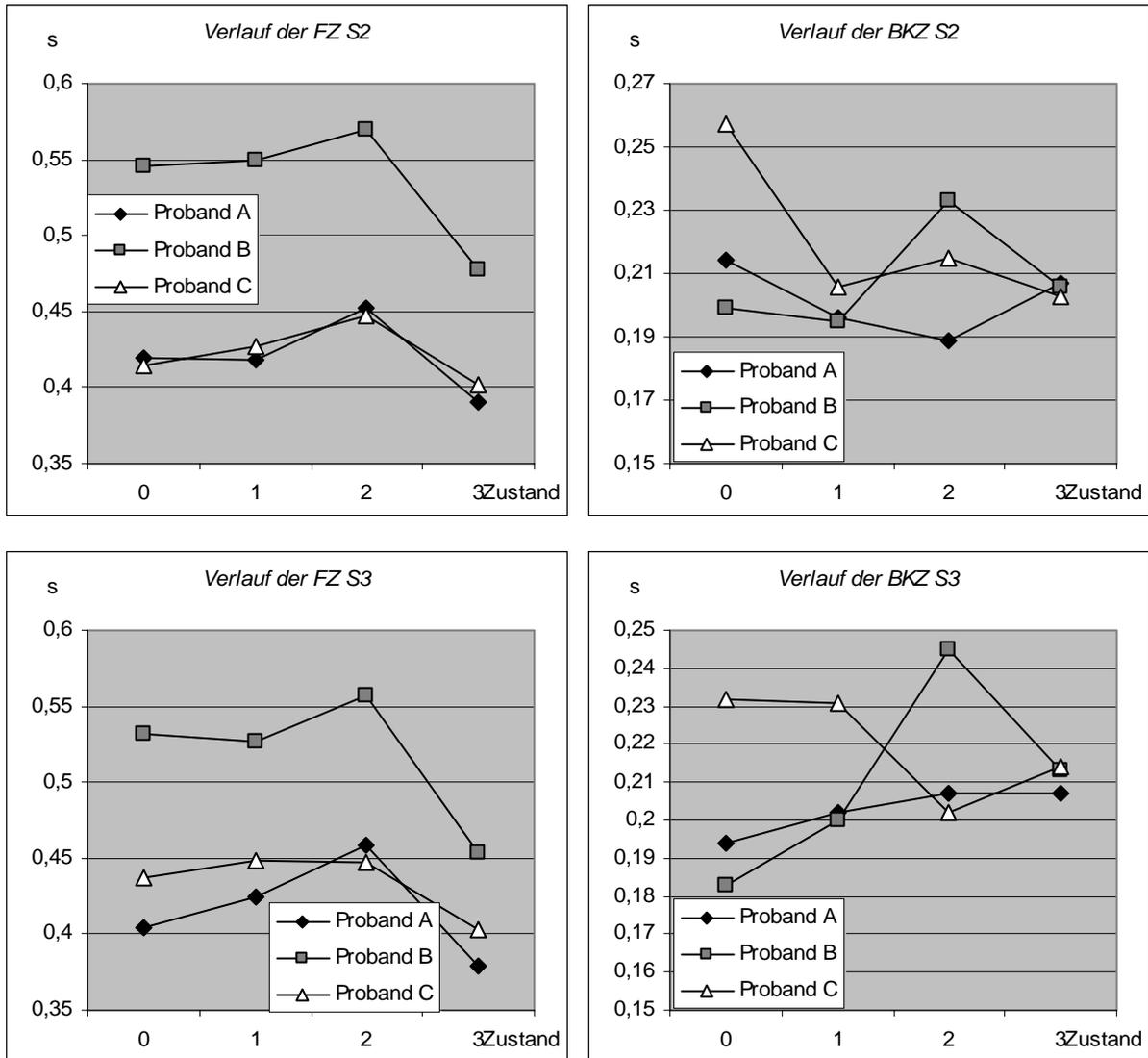


Abb. 86: Vergleich des Verlaufes der Flugzeit (FZ) und Bodenkontaktzeit (BKZ) der Probanden A,B und C nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

Tab. 22: Veränderungen der Flugzeit (FZ) und Bodenkontaktzeit (BKZ) nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

Proband	FZ						BKZ					
	Sprung 2			Sprung 3			Sprung 2			Sprung 3		
	in % von			in % von			in % von			in % von		
	Z0 zu Z3	Z1 zu Z3	Z0 zu Z3	Z1 zu Z3		Z0 zu Z3	Z1 zu Z3	Z0 zu Z3	Z1 zu Z3	Z0 zu Z3	Z1 zu Z3	
A	-6,9	gLV	-6,5	-6,2	gLV	-10,6	+3,3	LZ	-5,6	-6,7	gLV	-2,5
B	-12,5	mLV	-13,1	-14,8	mLV	-14,0	-3,5	gLV	-5,6	-16,4	sLV	-6,5
C	-3,1	gLV	-5,9	-7,8	mLV	-10,0	+21,0	LZ	+1,5	+7,8	LZ	+7,4

Nach dynamischer Voreremüdung des M. quadriceps femoris verändert sich die Flugzeit von Zustand 0 zu Zustand 3 bei den Probanden wie folgt:

- Proband A: Sprung 2 geringer Leistungsverlust (-6,9%), Sprung 3 geringer Leistungsverlust (-6,2%)
- Proband B: Sprung 2 geringer Leistungsverlust (-12,5%), Sprung 3 mäßiger Leistungsverlust (-14,8%)
- Proband C: Sprung 2 geringer Leistungsverlust (-3,1%), Sprung 3 mäßiger Leistungsverlust (-7,8%)

Nach dynamischer Voreremüdung des M. quadriceps femoris verändert sich die Bodenkontaktzeit von Zustand 0 zu Zustand 3 bei den Probanden wie folgt:

- Proband A: Sprung 2 Leistungszuwachs (+3,3%), Sprung 3 geringer Leistungsverlust (-6,7%)
- Proband B: Sprung 2 geringer Leistungsverlust (-3,5%), Sprung 3 starker Leistungsverlust (-16,4%)
- Proband C: Sprung 2 Leistungszuwachs (+21,0%), Sprung 3 Leistungszuwachs (+7,8%)

6.2.2 EMG-Daten

In den folgenden Abschnitten sollen exemplarisch Veränderungen des EMG mit zunehmender Ermüdung bei den einzelnen Probanden vorgestellt werden. Eine komplette Übersicht der EMG ist im Anhang vorhanden.

6.2.2.1 Proband A

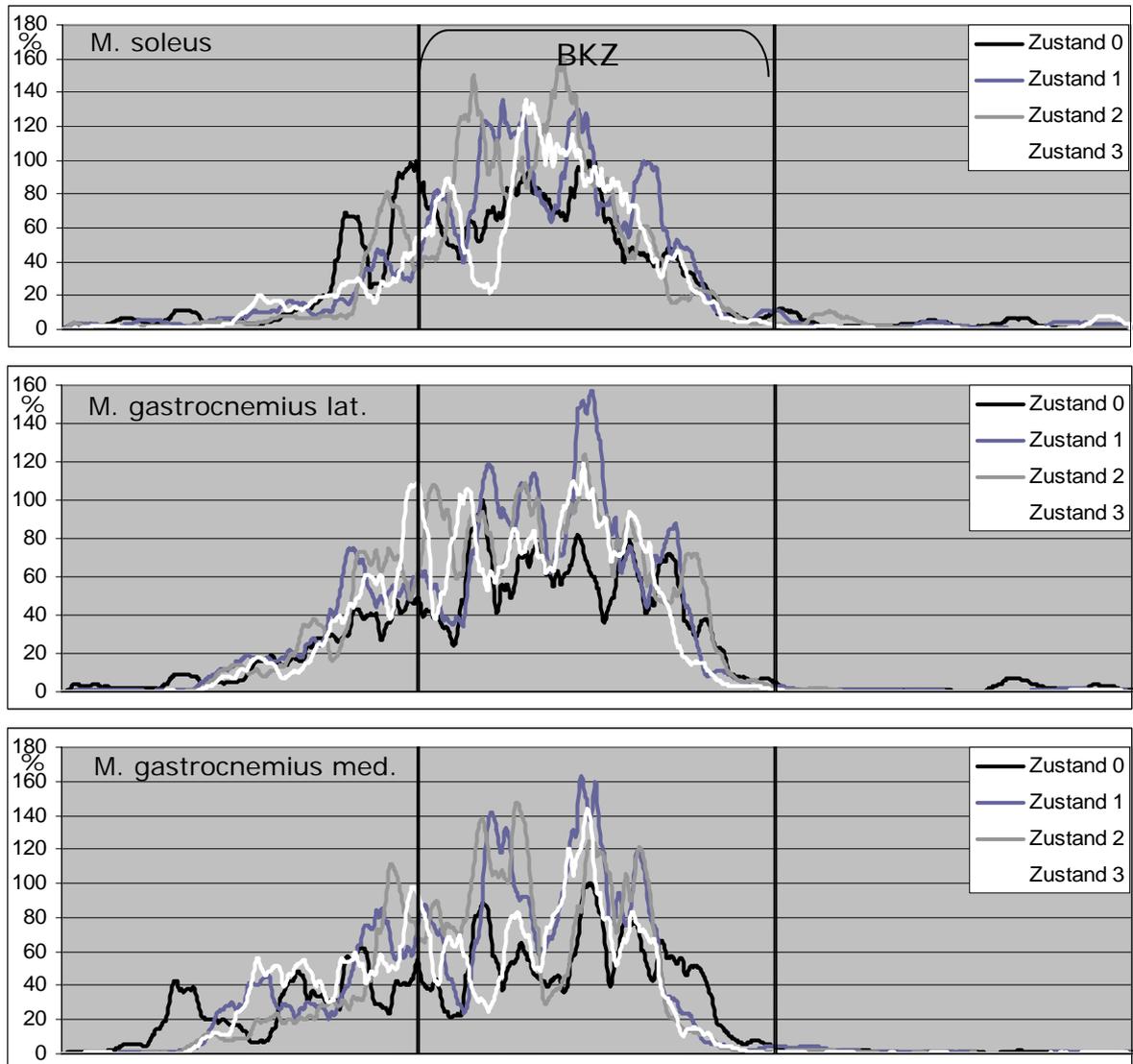


Abb. 87: Darstellung des EMG Sprung 2 des Bewegungssegmentes Unterschenkel nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae

Nach einer dynamischen Vorermüdung des M. triceps surae konnten folgende Veränderungen im EMG des ermüdeten Muskels gefunden werden:

- Abnahme der Voraktivität des M. soleus

- Zunahme der Voraktivität des M. gastrocnemius lat. und M. gastrocnemius med.
- Zunahme der maximalen Amplitudenhöhe um bis zu 50%
- M. gastrocnemius lat. und M. gastrocnemius med. verringern ihre Aktivität eher

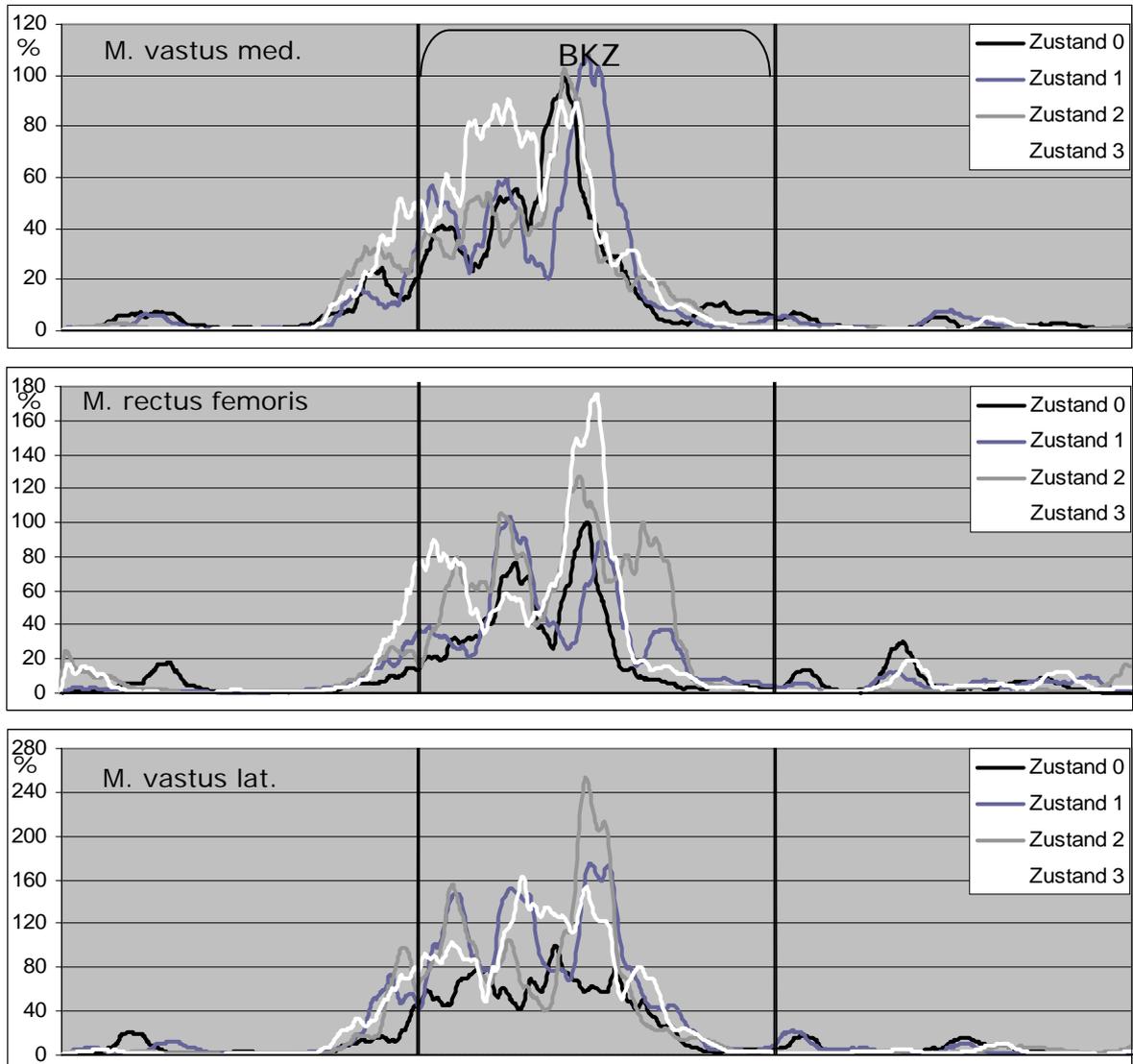


Abb. 88: Darstellung des EMG Sprung 2 des Bewegungssegmentes Oberschenkel nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

Nach einer dynamischen Vorermüdung des M. quadriceps femoris konnten folgende Veränderungen im EMG des ermüdeten Muskels gefunden werden:

- höhere Voraktivität des M. vastus med., M. rectus femoris und M. vastus lat.
- Einschaltzeitpunkt ist in etwa gleich

- Zunahme der Amplitudenhöhe um ca. 80% bei M. rectus femoris und M. vastus lat.
- deutliche höher Amplitudenhöhe des M. vastus med. in der exzentrischen Phase

6.2.2.2 Proband B

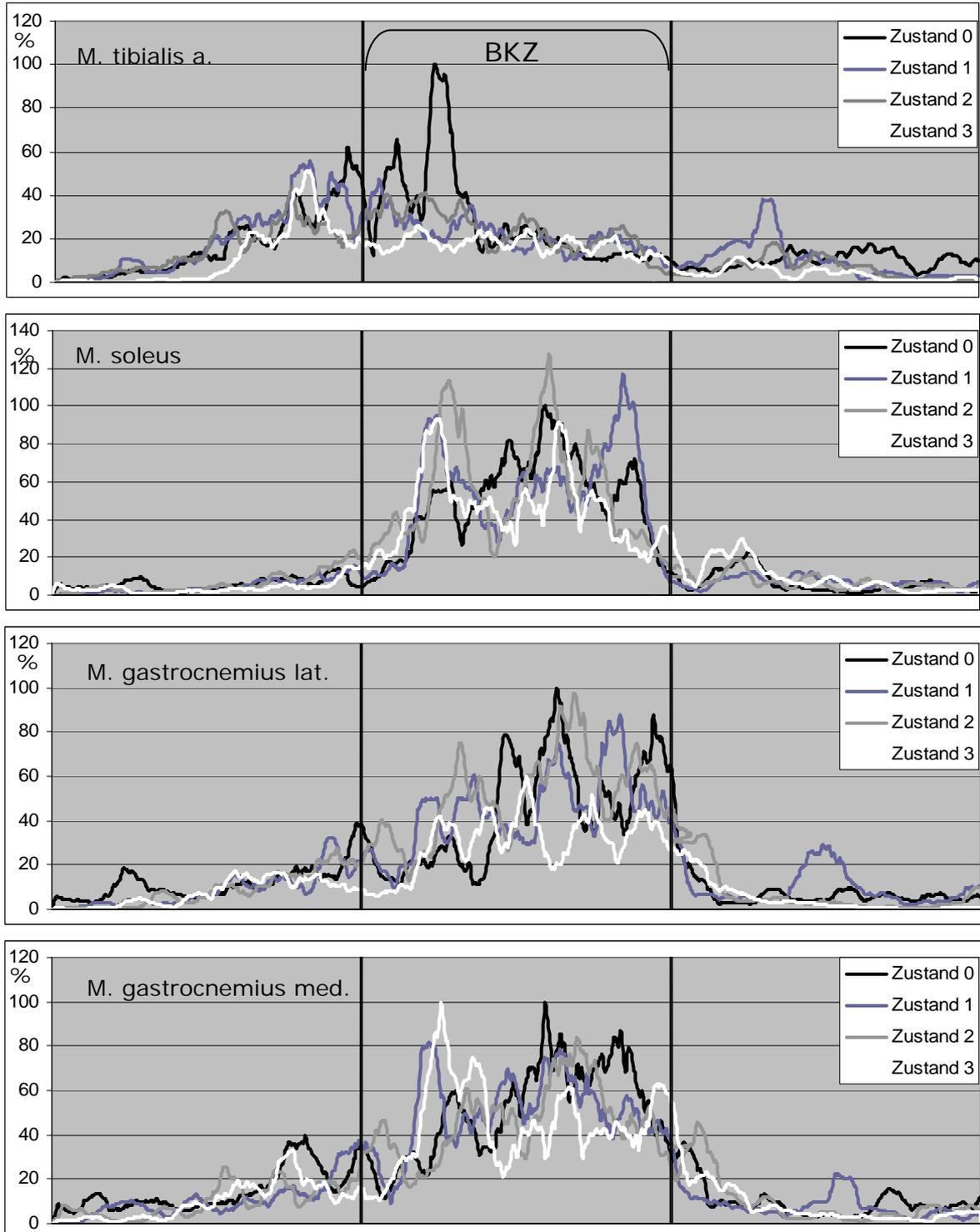


Abb. 89: Darstellung des EMG Sprung 2 des Bewegungssegmentes Unterschenkel nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae

Nach einer isometrischen Vorerärmüdung des M. triceps surae konnten folgende Veränderungen im EMG des ermüdeten Muskels gefunden werden:

- Abnahme der Amplitudenhöhe des Antagonisten M. tibialis ant.
- Zunahme der Amplitudenhöhe des M. soleus und M. gastrocnemius med. in der exzentrischen Phase und Abnahme in der konzentrischen Phase
- Abnahme der Amplitudenhöhe des M. gastrocnemius lat.
- Voraktivität in etwa gleich

6.2.2.3 Proband C

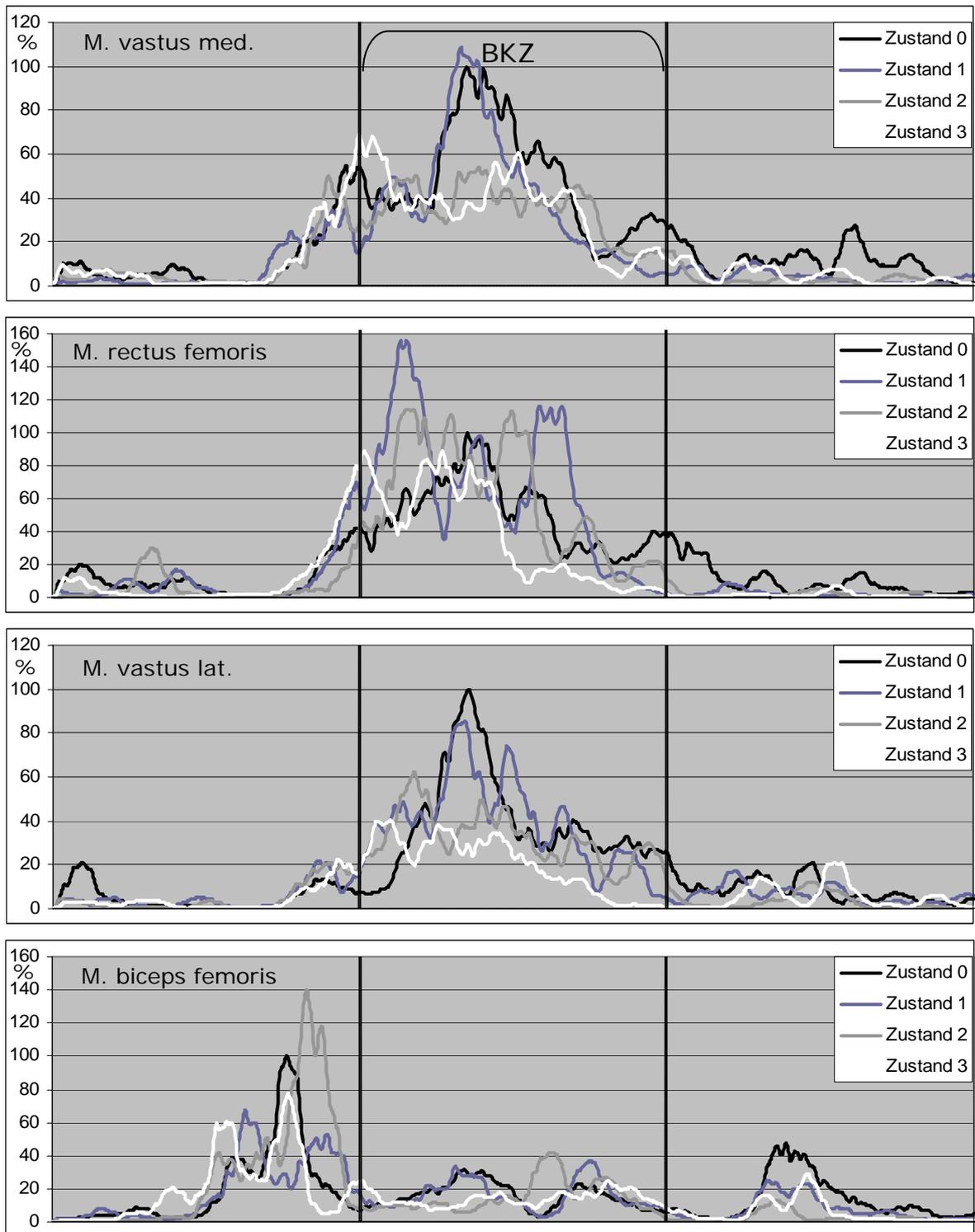


Abb. 90: Darstellung des EMG Sprung 2 des Bewegungssegmentes Oberschenkel nach isometrischer Voreremüdung des M. quadriceps femoris

Nach einer isometrischen Vorermüdung des M. quadriceps femoris konnten folgende Veränderungen im EMG des ermüdeten Muskels gefunden werden:

- höhere Voraktivität des M. vastus med., M. vastus lat. und M. rectus femoris
- Abnahme der maximalen Amplitudenhöhe des M. vastus med., M. vastus lat. und M. rectus femoris
- Abnahme der maximalen Amplitudenhöhe des Antagonist M. biceps femoris
- Hauptaktivität verschieb sich in die exzentrische Phase

6.2.2.4 Vergleich der Probanden nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae

Die genauen Änderungen sind aus der jeweils entsprechenden Tabelle zu entnehmen. In der folgenden Zusammenfassung werden nur auffälligen Veränderungen der IEMG der Vor- und Hauptaktivität berücksichtigt.

Tab. 23: Prozentuale Veränderung des IEMG bei Sprung 2 der Voraktivität (VA) und Hauptaktivität (HA) von Zustand 0 (=100%) zu Zustand 3 der Probanden A, B und C nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae

Muskel	TA		SO		GL		GM		VM	
	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA
A	46,8	54,7	105,1	91,5	95,5	88,0	84,0	96,1	77,7	67,9
B	66,5	59,2	75,4	89,9	63,4	68,8	74,3	88,8	67,6	84,3
C	74,6	64,2	58,5	97,5	71,9	104,0	55,1	86,5	114,0	83,7

Muskel	RF		VL		BF		GMa		ES	
	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA
A	77,2	152,0	53,0	89,6	53,7	70,6	154,8	157,9	85,4	82,8
B	23,4	149,2	41,3	107,9	48,2	103,8	142,3	144,5	149,2	106,8
C	91,1	95,7	106,4	101,5	110,4	106,8	51,7	42,1	93,9	51,9

Prozentuale Veränderungen der IEMG der Vor- und Hauptaktivität bei Sprung 2

Proband A:

- deutliche Abnahme der Vor- und Hauptaktivität der Antagonisten M. tibialis a. und M. biceps femoris
- Zunahme der Hauptaktivität des M. rectus femoris
- Zunahme der Vor- und Hauptaktivität des M. gluteus maximus

Proband B:

- Zunahme der Hauptaktivität des M. rectus femoris und M. vastus lat.
- Zunahme der Vor- und Hauptaktivität des M. gluteus maximus und M. erector spinae

Proband C:

- Zunahme der Voraktivität des M. vastus med. und lat.
- Zunahme der Vor- und Hauptaktivität des M. biceps femoris

Tab. 24: Prozentuale Veränderung des IEMG bei Sprung 3 der Voraktivität (VA) und Hauptaktivität (HA) von Zustand 0 (=100%) zu Zustand 3 der Probanden A, B und C nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae

Muskel	TA		SO		GL		GM		VM	
	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA
A	43,9	104,9	62,8	79,9	63,5	88,7	96,2	90,6	45,1	72,4
B	138,2	116,1	109,0	108,6	70,3	102,5	78,8	95,9	76,7	93,8
C	69,1	57,6	143,4	105,8	79,2	79,2	73,4	84,8	138,7	65,9

Muskel	RF		VL		BF		GMa		ES	
	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA
A	44,8	102,2	45,3	105,3	44,8	54,3	141,3	136,8	31,8	125,9
B	55,9	79,9	51,5	106,4	30,7	87,0	100,0	154,4	69,7	182,4
C	168,0	99,2	90,7	81,5	91,6	126,4	143,6	139,0	147,1	73,2

Prozentuale Veränderungen der IEMG der Vor- und Hauptaktivität bei Sprung 3

Proband A:

- Reduzierung der Voraktivität des M. vastus m. und lat. sowie des M. rectus femoris
- Zunahme der Vor- und Hauptaktivität des M. gluteus maximus
- Zunahme der Hauptaktivität des M. erector spinae

Proband B:

- Zunahme der Vor- und Hauptaktivität des M. tibialis a. und M. soleus
- Zunahme der Hauptaktivität des M. gluteus maximus und M. erector spinae

Proband C:

- Zunahme der Vor- und Hauptaktivität des M. soleus, M. gluteus maximus
- Zunahme der Voraktivität des M. vastus med. M. rectus femoris, M. erector spinae
- Zunahme der Hauptaktivität des M. biceps femoris

6.2.2.5 Vergleich der Probanden nach dynamischer Voreremüdung des M. triceps surae

Tab. 25: Prozentuale Veränderung des IEMG bei Sprung 2 der Voraktivität (VA) und Hauptaktivität (HA) von Zustand 0 (=100%) zu Zustand 3 der Probanden A, B und C nach dynamischer Voreremüdung des M. triceps surae

Muskel	TA		SO		GL		GM		VM	
	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA
A	30,2	45,5	62,5	113,8	128,1	115,2	117,5	106,0	61,5	118,2
B	98,5	80,2	118,9	103,5	135,5	123,1	83,2	72,8	101,7	98,3
C	32,9	45,0	118,2	104,0	116,4	98,2	80,9	89,2	92,1	97,2

Muskel	RF		VL		BF		GMa		ES	
	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA
A	48,3	102,6	85,9	100,2	109,9	53,7	187,9	97,4	45,8	66,4
B	263,0	127,0	83,5	100,3	101,8	141,7	205,2	61,0	166,0	161,8
C	107,2	81,0	91,0	94,3	127,6	72,0	103,3	18,3	146,8	167,2

Prozentuale Veränderungen der IEMG der Vor- und Hauptaktivität bei Sprung 2

Proband A:

- Reduzierung der Vor- und Hauptaktivität des M. tibialis a. und M. erector spinae
- Zunahme der Hauptaktivität des M. soleus, M gastrocnemius med. u. lat.
- Reduzierung der Voraktivität und Zunahme der Hauptaktivität des M. vastus med. und lat. Und M. rectus femoris
- Zunahme der Voraktivität des M. gluteus maximus

Proband B:

- Zunahme der Vor- und Hauptaktivität des M. soleus und M. gastrocnemius lat.
- Zunahme der Vor- und Hauptaktivität des M. rectus femoris, M. biceps femoris und M. erector spinae
- Zunahme der Voraktivität der M. glutaeus maximus

Proband C:

- Zunahme der Voraktivität des M. soleus, M. gastrocnemius lat., M. rectus femoris, M. biceps femoris und M. glutaeus maximus
- Zunahme der Vor- und Hauptaktivität des M. erctor spinae

Tab. 26: Prozentuale Veränderung des IEMG bei Sprung 3 der Voraktivität (VA) und Hauptaktivität (HA) von Zustand 0 (=100%) zu Zustand 3 der Probanden A, B und C nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae

Muskel	TA		SO		GL		GM		VM	
	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA
A	48,9	55,5	83,2	103,2	88,7	100,9	104,3	106,0	94,9	153,5
B	71,6	131,7	135,1	119,2	133,8	123,2	101,2	109,7	42,2	131,9
C	27,2	59,3	69,6	122,2	122,7	90,5	96,7	95,3	54,4	98,2

Muskel	RF		VL		BF		GMa		ES	
	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA
A	141,0	116,3	100,6	108,9	97,1	127,4	74,4	74,3	46,6	73,6
B	157,9	123,1	49,7	92,5	52,4	156,3	108,1	136,5	65,5	105,3
C	66,9	138,3	37,4	85,7	79,3	55,4	25,6	125,2	91,9	169,3

Prozentuale Veränderungen der IEMG der Vor- und Hauptaktivität bei Sprung 3

Proband A:

- Zunahme der Hauptaktivität des M. vastus med. und M. biceps femoris

- Zunahme der Vor- und Hauptaktivität des M. rectus femoris und M. vastus lat.

Proband B:

- Zunahme der Vor- und Hauptaktivität des M. soleus, M. gastrocnemius lat. und med.
- Zunahme der Vor- und Hauptaktivität des M. rectus femoris
- Zunahme der Hauptaktivität des M. vastus med., M. biceps femoris, M. gluteus maximus und M. erector spinae

Proband C:

- Zunahme der Voraktivität des M. gastrocnemius lat.
- Zunahme der Hauptaktivität des M. soleus, M. rectus femoris, M. gluteus maximus und M. erector spinae

6.2.2.6 Vergleich der Probanden nach isometrischer Voreremüdung des M. quadriceps femoris

Tab. 27: Prozentuale Veränderung des IEMG bei Sprung 2 der Voraktivität (VA) und Hauptaktivität (HA) von Zustand 0 (=100%) zu Zustand 3 der Probanden A, B und C nach isometrischer Voreremüdung des M. quadriceps femoris

Muskel	TA		SO		GL		GM		VM	
	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA
A	91,0	68,9	141,9	82,0	93,0	85,4	8,1	107,5	103,6	66,8
B	70,7	101,9	44,4	161,4	166,7	223,7	73,6	93,2	86,0	80,9
C	85,6	118,6	106,7	91,8	88,5	84,2	93,7	102,6	100,7	79,4

Muskel	RF		VL		BF		GMa		ES	
	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA
A	126,2	43,3	134,9	71,8	94,7	98,9	158,4	105,0	56,3	51,4
B	41,3	118,1	56,9	130,6	83,8	79,9	84,0	24,2	102,0	78,9
C	188,1	94,9	160,8	82,7	118,7	56,6	227,7	76,4	95,9	186,4

Prozentuale Veränderungen der IEMG der Vor- und Hauptaktivität bei Sprung 2

Proband A:

- Zunahme der Voraktivität des M. soleus, M. vastus med. und lat., M. rectus femoris
- Zunahme der Vor- und Hauptaktivität des M. gluteus maximus

Proband B:

- Zunahme der Hauptaktivität des M. soleus, M. rectus femoris und M. vastus lat.

Proband C:

- Zunahme der Voraktivität des M. soleus, M. rectus femoris, M. vastus lat., M. biceps femoris und M. gluteus maximus
- Zunahme der Hauptaktivität des M. tibialis a. und M. erector spinae

Tab. 28: Prozentuale Veränderung des IEMG bei Sprung 3 der Voraktivität (VA) und Hauptaktivität (HA) von Zustand 0 (=100%) zu Zustand 3 der Probanden A, B und C nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

Muskel	TA		SO		GL		GM		VM	
	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA
A	48,2	99,4	83,0	94,4	83,4	92,1	90,0	98,1	63,4	106,5
B	71,2	101,1	104,2	103,7	96,6	86,1	124,9	81,4	58,7	120,5
C	90,7	122,6	101,0	103,7	69,9	97,0	86,9	97,9	134,2	86,6

Muskel	RF		VL		BF		GMa		ES	
	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA
A	48,2	105,1	75,6	102,2	86,3	131,3	91,9	119,6	132,1	84,8
B	59,0	99,1	60,1	99,1	41,5	44,8	58,1	110,1	163,0	92,1
C	71,0	64,1	46,6	85,0	60,8	58,1	57,7	95,1	65,2	89,4

Prozentuale Veränderungen der IEMG der Vor- und Hauptaktivität bei Sprung 3

Proband A:

- Zunahme der Hauptaktivität des M. vastus med. und lat., M. rectus femoris, M. biceps femoris und M. gluteus maximus
- Zunahme der Voraktivität des M. erector spinae

Proband B:

- Zunahme der Voraktivität des M. gastrocnemius med. und M. erector spinae
- Zunahme der Hauptaktivität des M. vastus med. und M. gluteus maximus

Proband C:

- Zunahme der Voraktivität des M. vastus med.

6.2.2.7 Vergleich der Probanden nach dynamischer Voreremüdung des M. quadriceps femoris

Tab. 29: Prozentuale Veränderung des IEMG bei Sprung 2 der Voraktivität (VA) und Hauptaktivität (HA) von Zustand 0 (=100%) zu Zustand 3 der Probanden A, B und C nach dynamischer Voreremüdung des M. quadriceps femoris

Muskel	TA		SO		GL		GM		VM	
	VA	HA								
A	82,7	65,9	139,4	100,1	151,3	115,2	113,7	113,7	142,1	129,3
B	72,1	188,1	128,9	125,0	53,8	153,1	52,5	139,5	83,0	135,7
C	148,1	39,2	125,2	67,3	104,0	74,9	115,6	108,2	145,0	141,1

Muskel	RF		VL		BF		GMa		ES	
	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA
A	215,5	157,3	163,7	165,4	69,0	97,4	242,2	74,7	108,5	138,2
B	67,9	113,6	82,8	42,6	45,6	33,7	91,1	80,5	108,4	109,6
C	284,9	64,1	128,8	92,1	71,5	40,3	255,2	53,6	110,0	74,8

Prozentuale Veränderungen der IEMG der Vor- und Hauptaktivität bei Sprung 2

Proband A:

- Zunahme der Vor- und Hauptaktivität des M. soleus, M. gastrocnemius med. und lat., M. vastus med. und lat., M. rectus femoris, M. erector spinae
- Zunahme der Voraktivität des M. gluteus maximus

Proband B:

- Zunahme der Vor- und Hauptaktivität des M. soleus, M. erector spinae
- Zunahme der Hauptaktivität des M. tibialis a., M. gastrocnemius lat. und med., M. vastus med., M. rectus femoris

Proband C:

- Zunahme der Vor- und Hauptaktivität des M. gastrocnemius med., M. vastus med.
- Zunahme der Voraktivität des M. tibialis a., M. soleus, M. gastrocnemius lat., M. rectus femoris, M. vastus lat., M. gluteus maximus, M. erector spinae

Tab. 30: Prozentuale Veränderung des IEMG bei Sprung der Voraktivität (VA) und Hauptaktivität (HA) von Zustand 0 (=100%) zu Zustand 3 der Probanden A, B und C nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

Muskel	TA		SO		GL		GM		VM	
	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA
A	104,5	90,2	126,8	100,1	84,4	160,3	120,1	156,0	63,8	158,0
B	90,0	239,1	171,3	66,6	51,2	137,2	64,9	180,1	45,8	158,9
C	79,5	60,3	106,3	68,4	98,7	69,5	140,8	99,4	89,0	50,7

Muskel	RF		VL		BF		GMa		ES	
	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA	VA	HA
A	173,0	182,2	81,3	145,1	54,0	63,8	84,5	114,1	50,4	164,9
B	40,3	149,5	41,3	57,4	27,0	37,7	74,2	69,6	110,9	103,3
C	97,0	68,7	71,1	67,2	56,3	95,6	127,5	73,2	54,7	100,5

Prozentuale Veränderungen der IEMG der Vor- und Hauptaktivität bei Sprung 3

Proband A:

- Zunahme der Vor- und Hauptaktivität des M. soleus, M. gastrocnemius med., M. rectus femoris
- Zunahme der Voraktivität des M. tibialis a.
- Zunahme der Hauptaktivität des M. gastrocnemius lat., M. vastus med. und lat., M. gluteus maximus

Proband B:

- Zunahme der Vor- und Hauptaktivität des M. erector spinae
- Zunahme der Voraktivität des M. soleus
- Zunahme der Hauptaktivität des M. tibialis a., M. gastrocnemius lat. und med., M. vastus med., M. rectus femoris

Proband C:

- Zunahme der Voraktivität des M. soleus, M. gastrocnemius med., M. gluteus maximus
- Zunahme der Hauptaktivität des M. erector spinae

6.2.3 Kinematik-Daten

6.2.3.1 Proband A

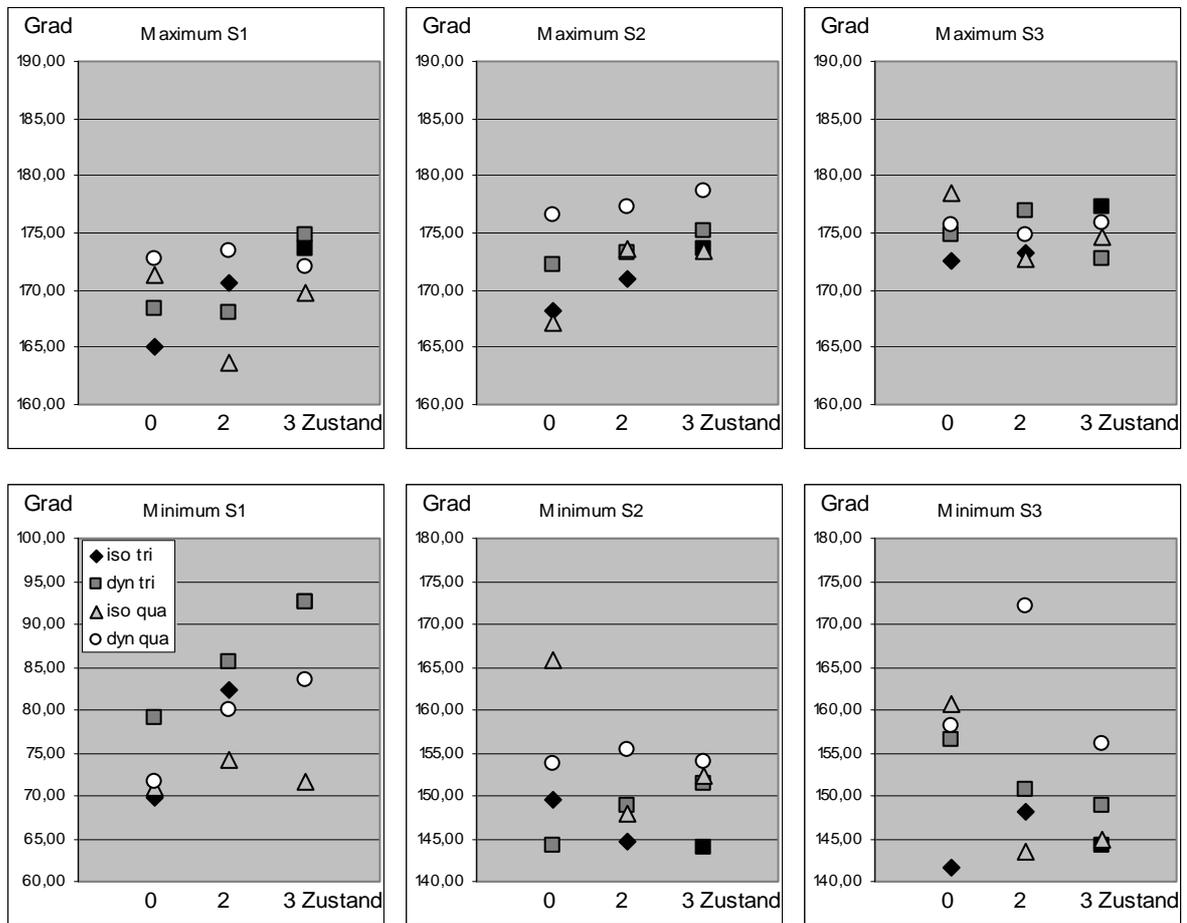


Abb. 91: Minima und Maxima des Hüftwinkels nach definierten Vorermüdungskonzepten im Zustand 0, Zustand 2 und Zustand 3

Tab. 31: Veränderungen des Hüftwinkels bei Minimum 2 und 3 von Zustand 0 zu Zustand 3 nach definierten Vorermüdungskonzepten

Vorermüdungs- form	Minimum Sprung 2			Minimum Sprung 3		
	in Grad			in Grad		
	Z0	Z3	Veränderung	Z0	Z3	Veränderung
iso tri	149,5	143,9	-5,7	141,7	144,1	+2,4
dyn tri	144,2	151,5	+7,3	156,5	148,8	-7,7
iso qua	165,9	152,3	-13,7	160,6	145,0	-15,6
dyn qua	153,8	154,0	+0,3	158,2	156,1	-2,1

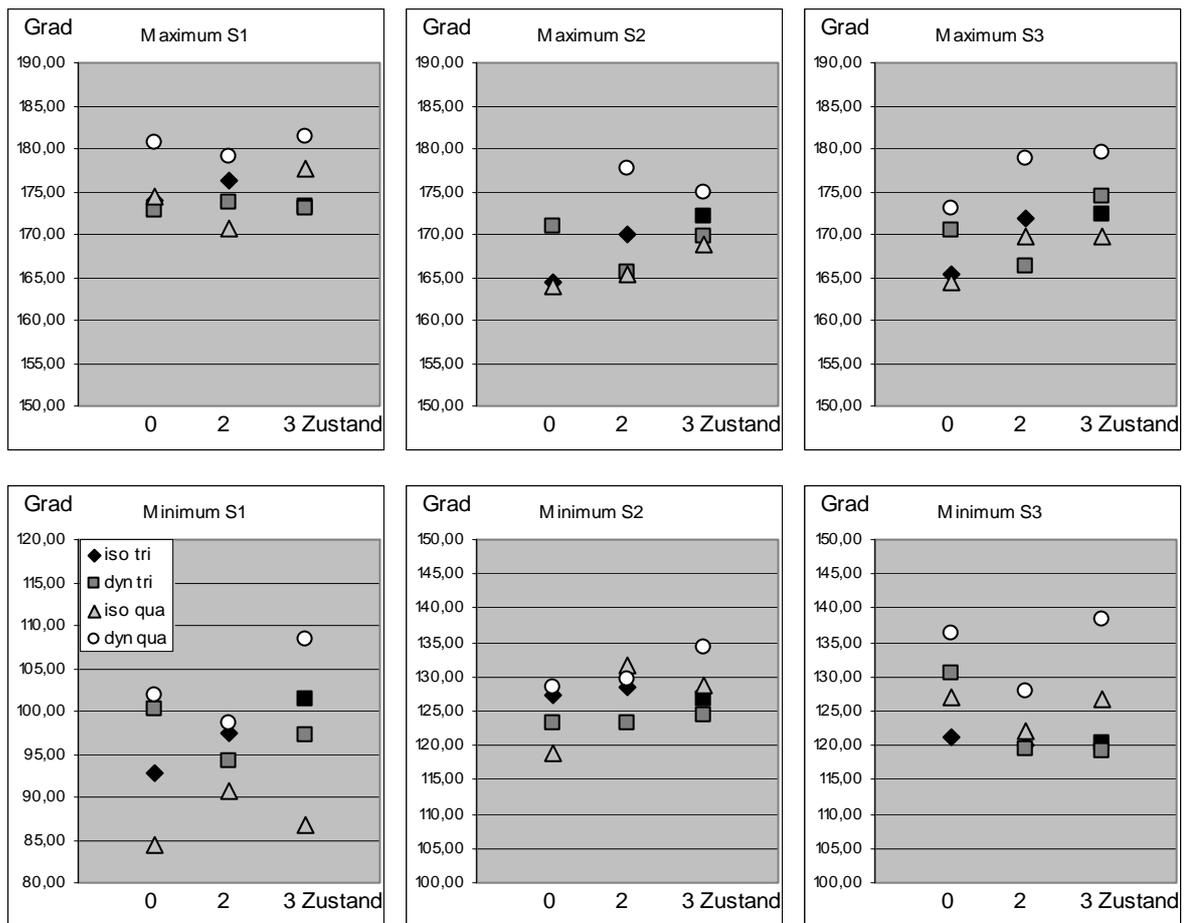


Abb. 92: Minima und Maxima des Kniewinkels nach definierten Vorermüdungskonzepten im Zustand 0, Zustand 2 und Zustand 3

Tab. 32: Veränderungen des Kniewinkels bei Minimum 2 und 3 von Zustand 0 zu Zustand 3 nach definierten Vorermüdungskonzepten

Vorermüdungs- form	Minimum Sprung 2			Minimum Sprung 3		
	in Grad			in Grad		
	Z0	Z3	Veränderung	Z0	Z3	Veränderung
iso tri	127,5	126,7	-0,8	121,2	120,3	-0,8
dyn tri	132,2	124,4	-1,2	130,6	119,2	-11,4
iso qua	119,0	128,7	+9,8	127,2	126,8	-0,3
dyn qua	128,6	134,4	+5,8	136,3	138,4	+2,2

6.2.3.2 Proband B

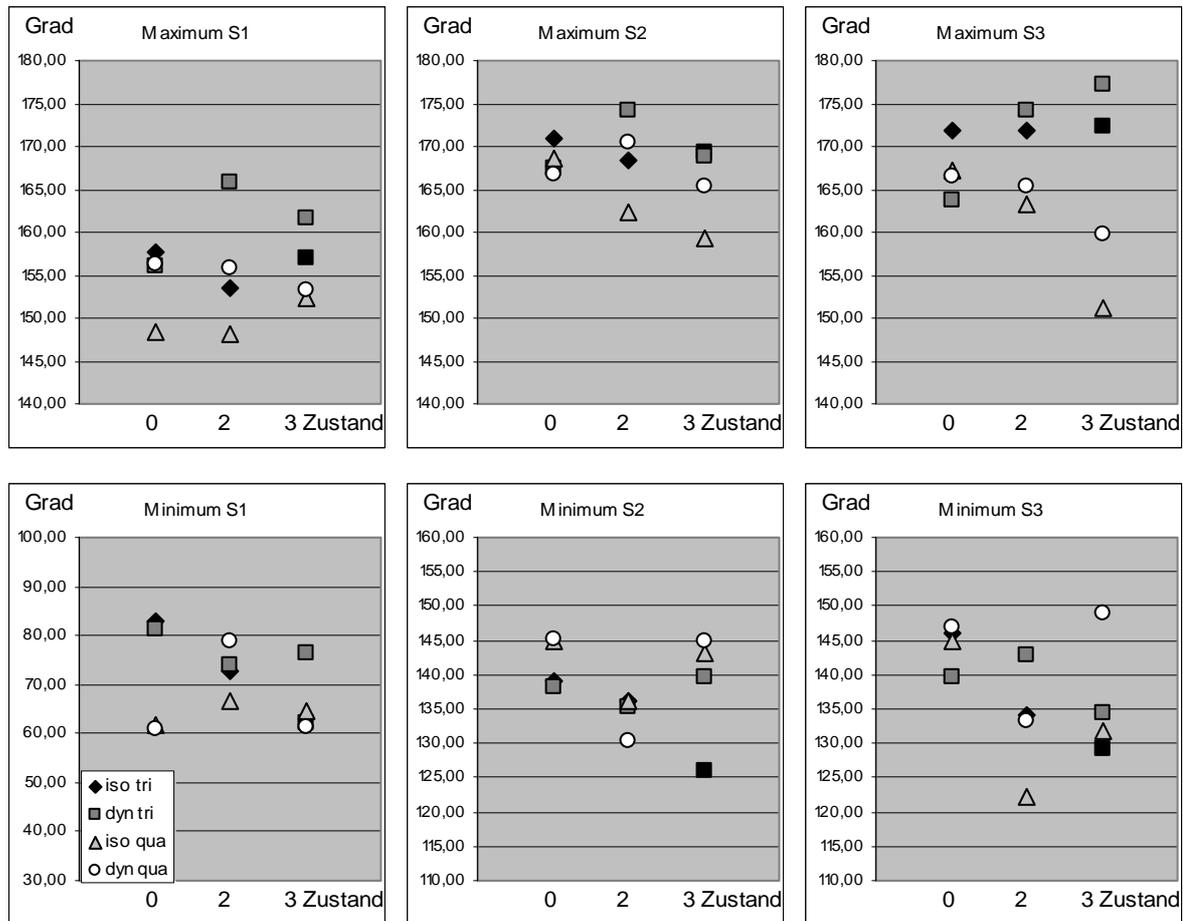


Abb. 93: Minima und Maxima des Hüftwinkels nach definierten Vorermüdungskonzepten im Zustand 0, Zustand 2 und Zustand 3

Tab. 33: Veränderungen des Hüftwinkels bei Minimum 2 und 3 von Zustand 0 zu Zustand 3 nach definierten Vorermüdungskonzepten

Vorermüdungs- form	Minimum Sprung 2			Minimum Sprung 3		
	in Grad			in Grad		
	Z0	Z3	Veränderung	Z0	Z3	Veränderung
iso tri	139,0	126,0	-13,0	146,1	129,1	-17,0
dyn tri	138,1	139,7	+1,5	139,6	134,5	-5,2
iso qua	144,9	143,2	-1,7	144,8	131,8	-13,0
dyn qua	145,3	145,0	-0,3	146,9	148,9	+2,0

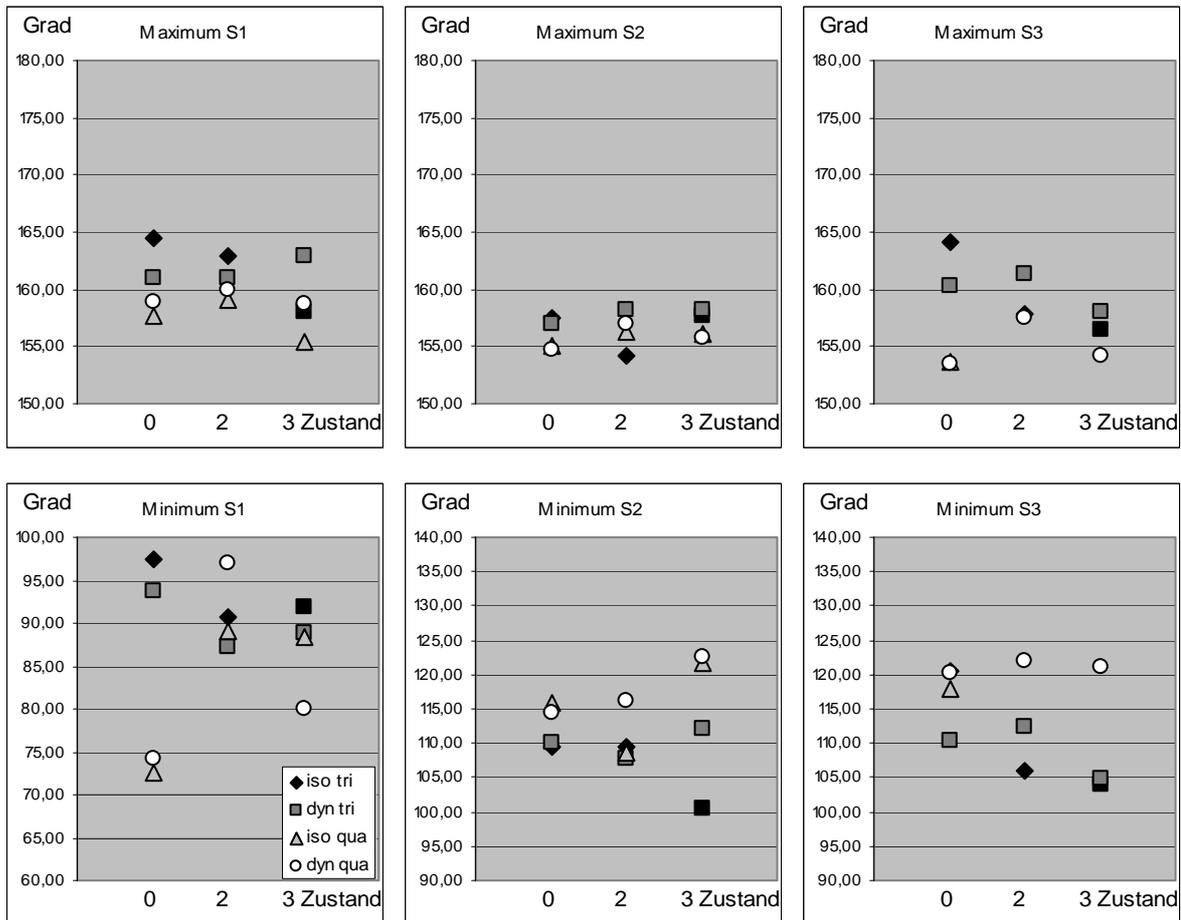


Abb. 94: Minima und Maxima des Kniewinkels nach definierten Vorermüdungskonzepten im Zustand 0, Zustand 2 und Zustand 3

Tab. 34: Veränderungen des Kniewinkels bei Minimum 2 und 3 von Zustand 0 zu Zustand 3 nach definierten Vorermüdungskonzepten

Vorermüdungs- form	Minimum Sprung 2			Minimum Sprung 3		
	in Grad			in Grad		
	Z0	Z3	Veränderung	Z0	Z3	Veränderung
iso tri	109,5	100,5	-9,0	120,6	103,9	-16,7
dyn tri	110,1	112,1	+2,0	110,4	104,7	-5,6
iso qua	116,0	121,6	+5,4	117,9	104,3	-11,5
dyn qua	114,6	122,6	+8,0	120,3	121,0	+0,7

6.2.3.3 Proband C

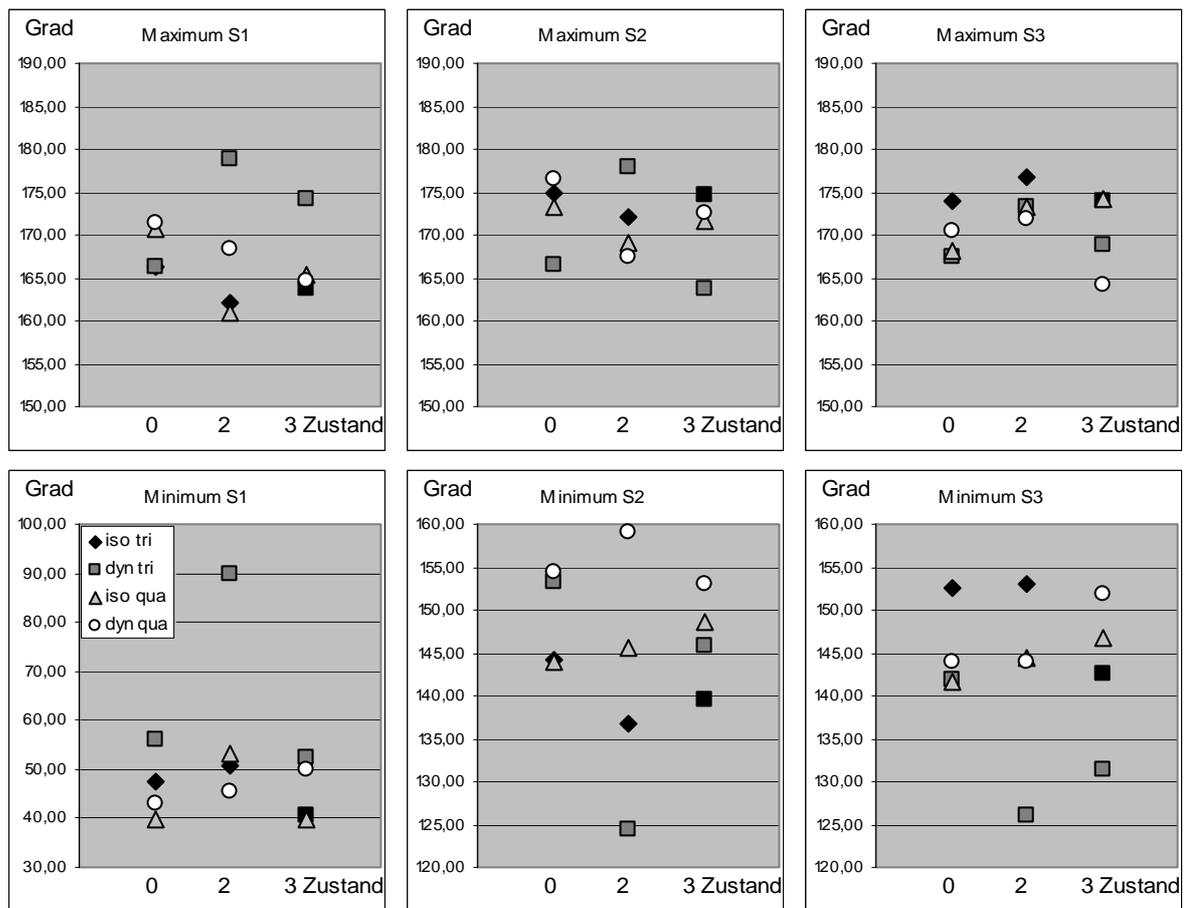


Abb. 95: Minima und Maxima des Hüftwinkels nach definierten Vorermüdungskonzepten im Zustand 0, Zustand 2 und Zustand 3

Tab. 35: Veränderungen des Hüftwinkels bei Minimum 2 und 3 von Zustand 0 zu Zustand 3 nach definierten Vorermüdungskonzepten

Vorermüdungs- form	Minimum S2 in Grad			Minimum S3 in Grad		
	Z0	Z3	Veränderung	Z0	Z3	Veränderung
iso tri	144,2	139,5	-4,7	152,5	142,5	-10,0
dyn tri	153,2	145,8	-7,4	141,9	131,4	-10,5
iso qua	143,9	148,6	+4,7	141,7	146,8	+5,1
dyn qua	154,3	153,1	-1,2	144,0	141,9	-7,9

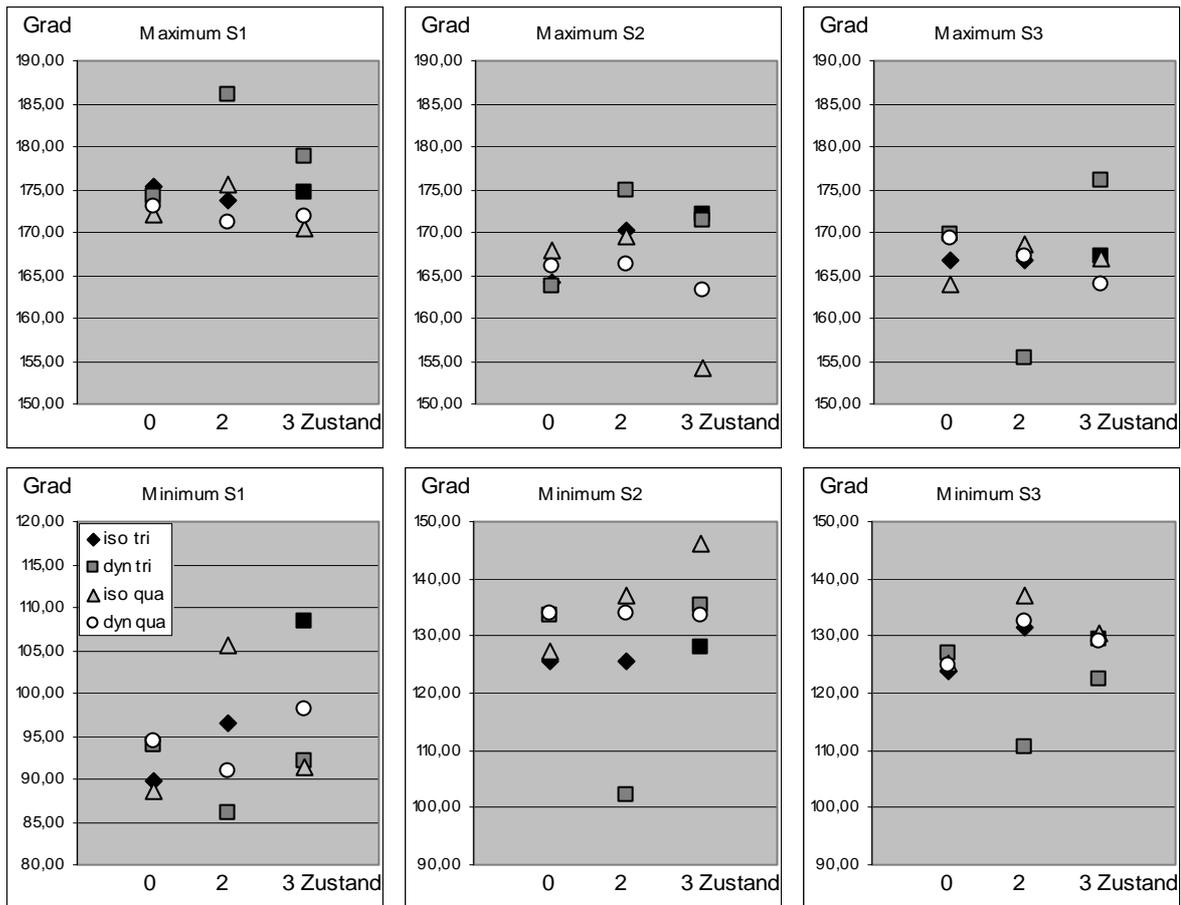


Abb. 96: Minima und Maxima des Kniewinkels nach definierten Vorermüdungskonzepten im Zustand 0, Zustand 2 und Zustand 3

Tab. 36: Veränderungen des Kniewinkels bei Minimum 2 und 3 von Zustand 0 zu Zustand 3 nach definierten Vorermüdungskonzepten

Vorermüdungs- form	Minimum Sprung 2 in Grad			Minimum Sprung 3 in Grad		
	Z0	Z3	Veränderung	Z0	Z3	Veränderung
iso tri	125,4	128,2	+2,7	123,9	129,5	+5,6
dyn tri	133,7	135,2	+1,5	127,1	122,3	-4,8
iso qua	127,2	146,2	+19,0	125,3	130,4	+5,1
dyn qua	133,9	133,7	-0,3	124,9	129,2	+4,3

6.2.3.4 Vergleich der Probanden

Tab. 37: Vergleich des Minimums 2 und 3 des Hüftwinkels der Probanden A, B und C nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae

Proband	Minimum Sprung 2			Minimum Sprung 3		
	in Grad			in Grad		
	Z0	Z3	Veränderung	Z0	Z3	Veränderung
A	149,5	143,9	-5,7	141,7	144,1	+2,4
B	139,0	126,0	-13,0	146,1	129,1	-17,0
C	144,2	139,5	-4,7	152,5	142,5	-10,0

Tab. 38: Vergleich des Minimums 2 und 3 des Kniewinkels der Probanden A, B und C nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae

Proband	Minimum Sprung 2			Minimum Sprung 3		
	in Grad			in Grad		
	Z0	Z3	Veränderung	Z0	Z3	Veränderung
A	127,5	126,7	-0,8	121,2	120,3	-0,8
B	109,5	100,5	-9,0	120,6	103,9	-16,7
C	125,4	128,2	+2,7	123,9	129,5	+5,6

Nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae sind folgende Veränderungen erkennbar:

Proband A:

- leicht größere Flexion des Hüftgelenks bei Minimum 2

Proband B:

- deutlich größere Flexion des Hüft- und Kniegelenks bei allen Minima

Proband C:

- leicht größere Flexion des Hüftgelenks bei beiden Minima
- leicht größere Extension des Kniegelenks bei beiden Minima

Tab. 39: Vergleich des Minimums 2 und 3 des Hüftwinkels der Probanden A, B und C nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae

Proband	Minimum Sprung 2			Minimum Sprung 3		
	in Grad			in Grad		
	Z0	Z3	Veränderung	Z0	Z3	Veränderung
A	144,2	151,5	+7,3	156,5	148,8	-7,7
B	138,1	139,7	+1,5	139,6	134,5	-5,2
C	153,2	145,8	-7,4	141,9	131,4	-10,5

Tab. 40: Vergleich des Minimums 2 und 3 des Kniewinkels der Probanden A, B und C nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae

Proband	Minimum Sprung 2			Minimum Sprung 3		
	in Grad			in Grad		
	Z0	Z3	Veränderung	Z0	Z3	Veränderung
A	132,2	124,4	+1,2	130,6	119,2	-11,4
B	110,1	112,1	+2,0	110,4	104,7	-5,6
C	133,7	135,2	+1,5	127,1	122,3	-4,8

Nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae sind folgende Veränderungen erkennbar:

Proband A:

- leicht größere Extension des Hüft- und Kniegelenks bei Minimum 2
- größere Flexion des Hüft- und Kniegelenks bei Minimum 3

Proband B:

- leicht größere Extension des Hüft- und Kniegelenks bei Minimum 2
- größere Flexion des Hüft- und Kniegelenks bei Minimum 3

Proband C:

- leicht größere Flexion des Hüftgelenks bei beiden Minima
- leicht größere Extension des Kniegelenks bei Minimum 2, leicht größere Flexion bei Minimum 3

Tab. 41: Vergleich des Minimums 2 und 3 des Hüftwinkels der Probanden A, B und C nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

Proband	Minimum Sprung 2			Minimum Sprung 3		
	in Grad			in Grad		
	Z0	Z3	Veränderung	Z0	Z3	Veränderung
A	165,9	152,3	-13,7	160,6	145,0	-15,6
B	144,9	143,2	-1,7	144,8	131,8	-13,0
C	143,9	148,6	+4,7	141,7	146,8	+5,1

Tab. 42: Vergleich des Minimums 2 und 3 des Kniewinkels der Probanden A, B und C nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

Proband	Minimum Sprung 2			Minimum Sprung 3		
	in Grad			in Grad		
	Z0	Z3	Veränderung	Z0	Z3	Veränderung
A	119,0	128,7	+9,8	127,2	126,8	-0,3
B	116,0	121,6	+5,4	117,9	104,3	-11,5
C	127,2	146,2	+19,0	125,3	130,4	+5,1

Nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris sind folgende Veränderungen erkennbar:

Proband A:

- deutlich größere Flexion des Hüftgelenks bei beiden Minima
- deutlich größere Extension des Kniegelenks bei Minimum 2

Proband B:

- deutlich größere Flexion des Hüft- und Kniegelenks bei Minimum 3

Proband C:

- leicht größere Extension des Hüftgelenks bei beiden Minima
- deutlich größere Extension des Kniegelenks bei Minimum 2, leicht größere Extension bei Minimum 3

Tab. 43: Vergleich des Minimums 2 und 3 des Hüftwinkels der Probanden A, B und C nach dynamischer Vorerermüdung des M. quadriceps femoris

Proband	Minimum Sprung 2			Minimum Sprung 3		
	in Grad			in Grad		
	Z0	Z3	Veränderung	Z0	Z3	Veränderung
A	153,8	154,0	+0,3	158,2	156,1	-2,1
B	145,3	145,0	-0,3	146,9	148,9	+2,0
C	154,3	153,1	-1,2	144,0	141,9	-7,9

Tab. 44: Vergleich des Minimums 2 und 3 des Kniewinkels der Probanden A, B und C nach dynamischer Vorerermüdung des M. quadriceps femoris

Proband	Minimum Sprung 2			Minimum Sprung 3		
	in Grad			in Grad		
	Z0	Z3	Veränderung	Z0	Z3	Veränderung
A	128,6	134,4	+5,8	136,3	138,4	+2,2
B	114,6	122,6	+8,0	120,3	121,0	+0,7
C	133,9	133,7	-0,3	124,9	129,2	+4,3

Nach dynamischer Vorerermüdung des M. quadriceps femoris sind folgende Veränderungen erkennbar:

Proband A:

- nahezu keine Veränderungen des Hüftwinkels bei beiden Minima
- leicht größere Extension im Kniegelenk bei Minimum 2

Proband B:

- nahezu keine Veränderungen des Hüftwinkels bei beiden Minima
- leicht größere Extension des Kniegelenks bei Minimum 2

Proband C:

- deutlich größere Flexion des Hüftgelenks bei Minimum 3
- leicht größere Extension des Kniegelenks bei Minimum 3

7 Diskussion

Im folgenden Kapitel sollen die genannten Untersuchungsergebnisse in Hinsicht auf die im Kapitel 4 aufgestellten Hypothesen und der wissenschaftlichen Literatur diskutiert werden.

7.1 Gruppenanalyse

Die vorliegenden Ergebnisse unter Punkt 6.1.1 zeigen, dass die Änderungen der Parameter der sportlichen Leistung (Bodenkontaktzeit und Flugzeit) abhängig von der jeweiligen Vorermüdungsform sind.

Die Flug- und die Bodenkontaktzeiten weisen im (geo.) Mittel nach isometrische Vorermüdung des M. triceps surae und M. quadriceps femoris einen geringen (<7,5%) Leistungsverlust auf. Die Änderungen der Flugzeit bei isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris sind signifikant.

Nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae und M. quadriceps femoris ist ein geringer (<7,5%) bis mäßiger (<15%) Leistungsverlust im (geo.) Mittel bei den Flug- und Bodenkontaktzeiten festzustellen. Die Änderungen der Flugzeit sind bei beiden Vorermüdungsformen signifikant.

Es ist also festzustellen, dass eine dynamische Vorermüdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae und M. quadriceps femoris, zu leicht höheren Verlusten gegenüber einer isometrischen Vorermüdung führt.

FRIEDRICHS et. al. (1999) hat ermittelt, dass die Zunahme der Bodenkontaktzeit mit zunehmender Ermüdung zum Ausgleich des Kraftstoßes genutzt wird, um eine konstante Flughöhe zu erreichen.

Somit stellt die Erhöhung der Bodenkontaktzeit einen Regulationsmechanismus zur Erhaltung der Flugzeit dar.

Dieses Phänomen, dass trotz lokal ermüdeten Hauptkinetor die sportliche Leistung nahezu konstant bleibt bzw. nur mäßige Leistungsverluste (>85%) aufweist, konnten schon Türk-Noack/Thorhauer (2001), Thorhauer et. al. (2001), Michel (2001) und Michel (2003) nachweisen. Somit kann die Hypothese 2 angenommen werden.

Es treten bei allen Vorermüdungsformen signifikante Änderungen der Flug- und Bodenkontaktzeiten auf, deshalb müssen die Hypothesen 2a und 2b abgelehnt werden.

Der maximal nur mäßige Leistungsverlust der Parameter der sportlichen Leistung weist auf Kompensationsmechanismen hin. Andernfalls hätte der Leistungsverlust nach lokaler Muskelvorermdung eines Hauptkinetors deutlich höher ausfallen müssen.

Um mögliche muskuläre Kompensationsmechanismen festzustellen, wurden alle oberflächigen Muskeln der Streckschlinge und deren Antagonisten elektromyographisch untersucht.

Dabei ist allgemein festzustellen, dass eine zunehmende lokale Ermüdung des M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris bei isometrischer und dynamischer Vorermdung zu einer veränderten muskulären Aktivität aller abgeleiteten Muskeln führt. Diese Änderungen äußern sich im EMG wie folgt:

- Amplitudenerhöhung bzw. -reduzierung
- Erhöhung bzw. Reduzierung des IEMG

Eine Amplitudenerhöhung deutet darauf hin, dass weitere motorische Einheiten zugeschaltet werden (Wittekopf / Rühl 1984). Hingegen ist eine Amplitudenabnahme ein Zeichen für Ermüdung im EMG (DIETZ 1978, NOTH 1989, SCHOLLE et. al 2001)

Es ist anzunehmen, dass diese Änderungen der muskulären Aktivität zur Aufrechterhaltung der sportlichen Leistung dienen.

Folgenden Änderungen des EMG konnten im ermüdeten Zustand bei allen Vorermdungsformen nachgewiesen werden:

- Reduzierung des IEMG des vorermdeten Muskels
- Reduzierung des IEMG der Antagonisten M. tibialis a. und M. biceps femoris (teilweise signifikant)
- Reduzierung des IEMG des Bewegungssegmentes Unterschenkel (M. gastrocnemius lat. und med., M. soleus)
- Erhöhung des IEMG des M. erector spinae
- die Veränderungen des IEMG der Sprünge 2 und 3 sind ähnlich und weisen den gleichen Trend auf

Eine Änderung der intermuskulären Koordination nach lokaler Muskelvoreremüdung des M. triceps surae und M. quadriceps femoris ist durch die Veränderungen im IEMG nachweisbar. Jedoch scheint diese Änderung von der Art der lokalen Voreremüdung (isometrisch oder dynamisch) und vom ermüdeten Hauptkinetor (M. triceps surae oder M. quadriceps femoris) abhängig zu sein. Da jedoch signifikante Änderungen nur bei den Antagonisten M. tibialis a. und M. biceps femoris aufgetreten sind, muss die Hypothese 3 abgelehnt werden.

Die Unterhypothesen 3a und 3b sind anzunehmen. Ein erhöhtes oder reduziertes IEMG sind nach der Voreremüdung eines Kinetors bei fast allen beteiligten Muskeln erkennbar.

Wie schon erwähnt, liegt bei allen Voreremüdungskonzepten eine Reduzierung des IEMG des ermüdeten Muskels vor. Diese Aussage deckt sich mit den Ergebnissen von DIETZ 1978, STRASS 1994, THORHAUER et. al 2001 und MICHEL 2003 und weist auf eine Ermüdung des Muskels hin.

Die Veränderungen der IEMG der jeweils ermüdeten Muskeln sind bei allen Voreremüdungskonzepten nicht signifikant.

Bei isometrischer und dynamischer Voreremüdung des M. triceps surae ist eine Erhöhung des IEMG des vastus med. und rectus femoris festzustellen. Das IEMG gilt als Maß für den neuronalen Input eines Muskels (GOLLHOFER 2000). Folglich steigt bei Erhöhung des IEMG auch die Aktivität des Muskels. Deshalb könnte diese Erhöhung als Kompensationsmechanismus verstanden werden.

Eine Kompensierung des ermüdeten Kinetors durch Erhöhung des IEMG des Bewegungssegmentes Unterschenkel bei isometrischer und dynamischer Voreremüdung des M. quadriceps femoris ist nicht erkennbar. Der M. triceps surae ist gegenüber dem M. quadriceps ein kleinerer Muskel. Vermutlich ist deshalb eine vollständige Kompensation durch ihn nicht möglich. Somit ist weiter zu überprüfen, ob in diesem Fall eine Kompensation in den kinematischen Daten erkennbar wird.

Ferner konnte festgestellt werden, dass bei allen Voreremüdungsformen das IEMG der Antagonisten M. tibialis a. und M. biceps femoris sinkt. Diese Veränderungen sind teilweise signifikant und lassen auf eine autonome Hemmung des Antagonisten schließen.

Hypothese 4 muss abgelehnt werden. Es liegen zwar Änderungen des IEMG der Agonisten, Synergisten und Antagonisten mit zunehmender Voreremüdung vor, jedoch sind diese nicht alle signifikant. Die Unterhypothesen 4a und 4b müssen

ebenfalls abgelehnt werden, da auch hier die Veränderungen nicht signifikant sind. Unterhypothese 4c wird angenommen. Das IEMG der Antagonisten geht bei allen Vorermüdungsformen zurück. Die Änderungen sind signifikant.

Die Abbildungen 43 bis 46 verdeutlichen, dass bei allen abgeleiteten Muskeln eine große Streuung vorliegt. Diese sind mit den individuellen muskulären Voraussetzungen der Probanden erklärbar. Diese äußern sich z.B. in einem unterschiedlichen Muskelfaserspektrum oder auch durch einen unterschiedlichen Trainingszustand.

Es ist eine mögliche Begründung, warum unterschiedliche muskuläre Reaktionen auf ein und dieselbe Vorermüdungsform auftreten können.

Ursachen dafür könnten sein:

- eine verschiedenartige Faserverteilung,
- ein geringerer Ermüdungswiderstand der FT – Fasern (vgl. u.a. MANNION / DOLAN 1996)
- erhöhte Laktatproduktion von FT – Fasern (vgl. MANNION / JAKEMANN 1995)

Um mögliche Kompensationsmechanismen im Sinne der Aufrechterhaltung der sportlichen Leistung auch bei den kinematischen Parametern zu erkennen, wurde eine kinematische Analyse der Kontrollbewegung durchgeführt. Dabei wird aufgezeigt, dass die Ergebnisse der einzelnen Vorermüdungskonzepte unterschiedlich ausfallen.

Nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae ist eine leicht größere Extension im Hüft- und Kniegelenkwinkel beim Minimum des Sprunges 2 erkennbar. Das Minimum des Sprungs 3 zeigt keine Veränderungen. Der KSP zeigt bei beiden Sprüngen keine Veränderungen in der vertikalen Ebene.

Eine größere Flexion im Hüft- und Kniegelenkwinkel wurde nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae bei beiden Sprüngen festgestellt. Die Änderungen des Hüftwinkels bei Sprung 3 sind signifikant. Diese Aussage wird durch einen tieferen KSP bestätigt. Signifikant ist die Veränderung des KSP bei Sprung 3.

Die Hüft- und Kniewinkel der Minima 2 und 3 zeigen nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris keinen eindeutigen Trend. Der Hüftwinkel weist eine leicht größere Flexion und der Kniewinkel eine leicht größere Extension auf.

Eindeutiger fallen die Änderungen nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris aus. Eine deutlich größere Flexion ist beim Hüftwinkel bei Sprung 2 und 3 nachweisbar. Der Kniewinkel und der KSP zeigen keine Veränderungen.

Eine eindeutige Vergrößerung der Flexion im Hüft- und Kniegelenk, die ein Absinken der Gelenkversteifung (vgl. SEYFAHRT / GÜNTHER / BLICKHAN 2000, MICHEL 2003) bedeuten würden, ist nur bei der dynamischen Vorermüdung des M. triceps surae nachweisbar.

Eine größere Flexion im Hüftgelenk müsste eine Erhöhung der muskulären Aktivität der Hüftstrecker zur Folge haben. Aus den EMG – Daten wird ersichtlich, dass gerade der M. erector spinae und der M. gluteus maximus eine teilweise Erhöhung des IEMG aufweisen. Dieser Zusammenhang beweist, dass die Regulationsmechanismen sehr komplex sind und eine Vielzahl der Parameter offensichtlich voneinander abhängen.

Aber auch eine Zunahme der Gelenkversteifung (vgl. THORHAUER et. al. 2001) konnte bei der isometrischen Vorermüdung des M. triceps surae nachgewiesen werden.

Folglich kann festgestellt werden, dass die kinematische Regulation bei ermüdeter Beinmuskulatur verschiedenartig ausfallen kann. Sie ist wahrscheinlich vom ermüdeten Kinetor und der Vorermüdungsform abhängig.

Änderungen der kinematischen Parameter konnten nachgewiesen werden. Die Hypothesen 5 mit ihren Unterhypothesen 5a, 5b und 5c müssen aber abgelehnt werden, da nur bei der dynamischen Vorermüdung des M. triceps surae signifikante Änderungen des Hüftwinkels und Körperschwerpunktes im Sprung 3 festgestellt werden konnten.

Nach dieser Diskussion kann nun auch die Hypothese 1 angenommen werden.

Die Thesen sind in der Zusammenfassung dargestellt.

Zusammenfassend konnten in der vorliegenden Studie die folgenden Regelmechanismen nachgewiesen werden:

- Änderung der intermuskulären Koordination im Sinne der Leistungserhaltung

- kompensatorische Zunahme der Aktivität einzelner Muskeln der Strecksehne (M. vastus med., M. rectus femoris, M. gluteus maximus und M. erector spinae)
- Abnahme der muskulären Aktivität der Antagonisten im Sinne einer autonomen Hemmung
- Stärkere Flexion im Hüft- und Kniegelenk (Reduzierung der Gelenkversteifung)
- Stärkere Extension im Hüft- und Kniegelenk (Erhöhung der Gelenkversteifung)

7.2 Einzelanalyse

In der Einzelanalyse wurden alle Untersuchungsparameter verschiedener kraftakzentuierter Probanden miteinander verglichen. Proband A repräsentiert einen Ausdauersportler, Proband B einen Schnellkraftsportler und Proband C einen Vertreter der Sportspiel dar.

Auch in der Einzelanalyse stellt sich eine Abhängigkeit der Parameter der sportlichen Leistung (Flugzeit und Bodenkontaktzeit) von der jeweiligen Voreremüdnungsform heraus. Es wird deutlich, dass die dynamischen Voreremüdnungsformen einen größeren negativen Einfluss auf die Flug- und Bodenkontaktzeit haben.

Trotzdem weisen alle Probanden nur einen geringen bzw. mäßigen Leistungsverlust auf. Teilweise ist bei den isometrischen Voreremüdnungsformen bei Proband A und C ein Leistungszuwachs der Bodenkontaktzeit zu erkennen. Proband B verschlechtert sich bei allen Ermüdnungsformen. Anzumerken bleibt aber, dass Proband B ein deutlich höheres Ausgangsniveau bei der Flugzeit aufweist.

Beim Vergleich der Betrachtung der EMG – Daten wird noch einmal bestätigt, dass jeder Proband individuell auf bestimmte Voreremüdnungskonzepte reagiert. Proband A zeigt vorwiegend Kompensationen, d.h. höhere IEMG, im Bewegungssegment Oberschenkel sowie in den Hüftstreckern M. gluteus maximus und M. erector spinae. Dagegen sind bei Proband B vorwiegend Kompensationen im Bewegungssegment Unterschenkel und M. erector spinae sichtbar. Bei Proband C kompensieren auch vorwiegend die Strecker des Bewegungssegmentes Oberschenkel. Bei Proband A und C lässt sich außerdem

eine Verschiebung der Aktivität in die exzentrische Phase des Sprunges erkennen. Bemerkenswert ist die konstante Aktivitätserhöhung des M. triceps surae bei Proband C. Diese könnte mit den unterschiedlichen muskulären Voraussetzungen der einzelnen Probanden erklärt werden. Der schnellkraftakzentuierte Proband B wird außerdem einen höheren FT- Faseranteil besitzen als Proband A und C. Dies könnte den größeren Leistungsverlust erklären, da diese Faserart schnell ermüdet und eine höhere Laktatproduktion aufweist (vgl. MANNION / DOLAN 1996 und MANNION / JAKEMANN 1995).

Die kinematischen Daten weisen ebenfalls vorermüdungsabhängige Kompensationsstrategien auf. Nach Vorermüdung des M. triceps surae kommt es bei den Probanden B und C zu einer stärkeren Flexion im Hüft- und Kniegelenkwinkel. Proband A weist keine deutlichen Veränderungen in der Gelenkstellung nach. Nach lokaler Ermüdung des M. quadriceps femoris zeigen alle drei Probanden eine stärkere Extension (also eine Erhöhung der Gelenkversteifung) im Kniewinkel auf. Der Hüftwinkel wird bei Proband A und B nach isometrischer Vorermüdung geringer. Somit konnte nachgewiesen werden, dass die Gelenksteifigkeit bei Ermüdung (vgl. SEYFAHRT / GÜNTHER / BLICKHAN 2000, MICHEL 2003 und THORHAUER et. al. 2001) abhängig vom jeweiligen ermüdeten Kinetor ist.

Alle Parameter verdeutlichen, dass die Kompensationsmechanismen von der jeweiligen Vorermüdungsart und dem ermüdeten Muskel abhängig sind. Der Organismus versucht die energetischen Defizite auszugleichen. Die unter 7.1. genannten Regulationsmechanismen konnten auch bei der Einzelanalyse wieder gefunden werden.

Die Diskussion und die dargestellten Ergebnisse verdeutlichen, dass die aufgestellten Hypothesen 6, 6a, 6b und 6c zutreffend sind. Somit sind diese Hypothesen anzunehmen.

Die Thesen sind in der Zusammenfassung dargestellt

8 Zusammenfassung

Im Rahmen des konzeptionellen Forschungsansatzes einer „lokalen Muskel – Vorerermüdung“ soll Ermüdung progressiv zur Leistungssteigerung im unermüdeten Zustand genutzt werden. Dazu sollen durch eine lokale / isolierte Muskelvorerermüdung eines bestimmten Kinetors temporäre Adaptationsmechanismen im neuromuskulären System ausgelöst werden, die bewusst für spezifische Trainingsprogramme nutzbar gemacht werden können.

Dieser Forschungsansatz ist dem Bereich Ermüdungsforschung zuzuordnen.

Da noch nicht alle kompensatorischen Verhaltensmuster aufgedeckt wurden, und vorwiegende Studien zu isometrischen Kontraktionsformen vorliegen, soll diese Arbeit einen weiteren Kenntniserwerb, von neuromuskulär ablaufender Prozesse in der Ermüdung bei dynamischen Bewegungsabläufen, bringen.

In einer Laborstudie sollte eine Gruppe von n=14 Probanden hinsichtlich ihrer Wirkung auf 4 verschiedene Vorerermüdungsstrategien bei einer isolierten Muskelermüdung der Hauptkinetoren M. triceps surae und M. quadriceps femoris überprüft werden. Dabei sollten entsprechende Ermüdungsphänomene anhand einer bestimmten Kontrollbewegung aufgedeckt werden.

Die isolierte Muskelvorerermüdung der beiden Kinetoren wurde jeweils an standardisierten Ermüdungstrainern mit definierten Belastungen isometrisch und dynamisch hervorgerufen. Als Kontrollbewegung kam ein Dreifach – Sprung, bestehend aus einem Squat und zwei Drop Jumps, zum Einsatz. Zur Ermittlung der elektromyographischen Aktivität des neuromuskulären Systems wurden alle oberflächigen Muskeln der Muskelstreckschlinge der unteren Extremitäten sowie des Hüftbereiches und deren Antagonisten abgeleitet (EMG). Als Parameter der sportlichen Leistung wurde die Flugzeit und die Bodenkontaktzeit optoelektronisch erfasst. Um auch die kinematischen Parameter nach eventuellen Kompensationsmechanismen und Änderungen der Sprungtechnik zu überprüfen, wurden der Verlauf des Hüft- und Kniewinkels sowie des Körperschwerpunktes registriert.

Anhand dieser oben genannten Parameter sollten die Ermüdungsreaktionen der Probanden in einer Gruppenanalyse und einer exemplarischen Einzelanalyse registriert und quantifiziert werden.

Als Ergebnis der Gruppenanalyse lassen sich folgende allgemeinen Aussagen treffen:

- Trotz eines lokal ermüdeten Hauptkinetors weisen die Parameter der sportlichen Leistung (Flugzeit, Bodenkontaktzeit) bei allen vier Vorermüdungsstrategien nur eine geringen (<7,5%) bzw. mäßigen (<15%) Leistungsverlust auf. Signifikante Änderungen der Flugzeit sind bei allen vier Vorermüdungsstrategien aufgetreten. Dagegen änderte sich die Bodenkontaktzeit nur bei der dynamische Vorermüdung des M. triceps surae.
- Mit Ermüdung eines Hauptkinetors ändert sich bei allen vier Vorermüdungsstrategien die intermuskuläre Koordination der abgeleiteten Muskeln. Diese zeigt sich durch eine Reduktion bzw. Erhöhung des IEMG bei allen abgeleiteten Muskeln
- Dynamische Vorermüdungsstrategien weisen eine größere Leistungsbeeinflussung der Parameter der sportlichen Leistung auf.
- Bei allen vier Ermüdungsstrategien reagieren die Antagonisten M. tibialis a. und M. biceps femoris mit einer Abnahme des IEMG. Diese Änderungen sind bei drei Ermüdungsstrategien signifikant.
- Die Synergisten M. soleus, M. gastrocnemius lat. und med. des Bewegungssegments Unterschenkel reagieren bei allen vier Vorermüdungsstrategien mit einer Abnahme des IEMG.
- Bei isometrische und dynamische Ermüdung des Hauptkinetors M. triceps surae ist eine Zunahme des IEMG des M. vastus med. und M. rectus femoris festzustellen. Diese Veränderungen sind jedoch nicht signifikant.
- Bei allen Vorermüdungsstrategien ist ein erhöhtes IEMG des M. erector spinae festgestellt worden. Der M. gluteus maximus reagiert unterschiedlich auf die vier Ermüdungsstrategien.

- Es konnte eine Verringerung der Gelenksteifigkeit/Gelenkversteifung im Hüft- und Kniegelenk bei dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae, sowie im Hüftgelenk bei dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris festgestellt werden.
- Eine Zunahme der Gelenksteifigkeit/Gelenkversteifung ist bei isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae festgestellt worden.

Daraus ist abzuleiten, dass unterschiedliche Ermüdungsstrategien unterschiedliche Ermüdungsreaktionen auslösen können. Diese können sich auf muskulärer und kinematischer Ebene einstellen.

Als Ergebnis der Einzelanalyse lassen sich folgende allgemeinen Aussagen treffen:

- Die verschiedenen Sportlertypen weisen eine unterschiedliche Ermüdungscharakteristik mit sehr unterschiedlichen Auswirkungen auf die sportliche Leistung und intermuskulären Koordination auf.
- Die dynamischen Vorermüdungsstrategien beeinflussen die intermuskuläre Koordination stärker als die isometrische.
- Für alle drei Sportlertypen lassen sich individuelle Kompensationsmechanismen nachweisen.

Abschließend kann gesagt werden, dass der Grundgedanke einer „lokalen Muskel – Vorermüdung“ (vgl. THORHAUER / TÜRK-NOAK 1997) erfolgreich sein kann, höhere Leistungen über die Aktivierung von Regelmechanismen zu erhalten. Zumindest konnten eine Reihe von muskulären Kompensationen in der Regulation von Ermüdungsphänomenen nachgewiesen werden. Es wurde gezeigt, dass differenzierte Ermüdungsphänomene nach definierten Vorermüdungen auftreten.

Die Abhängigkeiten konnten weiter aufgeklärt werden, ohne dass bereits ein Ursachen- Wirkungsgefüge aufgezeigt werden kann. Zur genauen Aufklärung von Ermüdungsphänomenen sind deshalb weitere

- biochemische/neurophysiologische Untersuchungen,
- muskelbiopsische Untersuchungen,
- mathematische Modellierungen

notwendig.

Konsequenzen für die Trainingsgestaltung liegen vor allem in der Notwendigkeit einer Individualisierung des Trainings, insbesondere bei der Trainingsmittelauswahl und der Bestimmung belastungsmethodischer Kennziffern. Dabei ist es offensichtlich zweckmäßig, jeden Sportler auf mögliche individuelle Regulationsmechanismen zu überprüfen. Darin eingeschlossen ist der Übergang von Labor- zu Feldversuchen, sowie eine sportartspezifische Probandenauswahl.

Abschließend lassen sich folgende Thesen formulieren:

T1: Das Bewegungssystem reagiert auf unterschiedliche Vorermüdungskonzepte mit verschiedenartigen Anpassungsregulationen auf neuromuskulärer und kinematischer Ebene.

T2: Eine isolierte/lokale Muskelvorermüdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris führt zu keinem starken Verlust (>15% gegenüber der Ausgangsleistung) in der sportlichen Leistung.

T2a: Eine isolierte/lokale Muskelvorermüdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris führt zu einer Abnahme der Flugzeit, die in der Regel signifikant sein kann.

T2b: Eine isolierte/lokale Muskelvorermüdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris führt zu einer Zunahme der Bodenkontaktzeit, die in der Regel nicht signifikant ist.

T3: Eine isolierte/lokale Muskelvorerermüdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris führt zu einer tendenziellen Änderung der Muskelaktionspotentiale (MAP) und somit zu einer veränderten intermuskulären Koordination.

T3a: Änderungen der MAP äußern sich in einer Erhöhung des IEMG.

T3b: Änderungen der MAP äußern sich in einer Reduzierung des IEMG.

T4: Eine isolierte/lokale Muskelvorerermüdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris führt zu einer tendenziellen Änderung der Muskelaktionspotenziale (MAP) des Agonisten, Synergisten und Antagonisten, die in der Regel nicht signifikant ist.

T4a Eine isolierte/lokale Muskelvorerermüdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris führt zu einer tendenziellen Abnahme der Muskelaktionspotenziale (MAP) des lokal voremüdeten Kinetors.

T4b: Eine isolierte/lokale Muskelvorerermüdung des Hauptkinetoren M. triceps surae führt zu einer tendenziellen Zunahme der Muskelaktionspotentiale (MAP) von Synergisten.

T4c: Eine isolierte/lokale Muskelvorerermüdung des Hauptkinetoren M. triceps surae führt tendenziell zu einer autonomen Hemmung der Antagonisten und somit zu einer Abnahme der Muskelaktionspotentiale (MAP), die in der Regel signifikant sind.

T5: Eine isolierte/lokale Muskelvorerermüdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris führt zu einer Änderung der kinematischen Parameter, die in der Regel nicht signifikant ist.

T5a: Eine isolierte/lokale Muskelvorerermüdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris führt zu einer Änderung des Kniegelenkwinkels, die in der Regel nicht signifikant ist.

T5b: Eine isolierte/lokale Muskelvorerermüdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris führt zu einer Änderung des Hüftgelenkwinkels, die in der Regel nicht signifikant ist.

T5c: Eine isolierte/lokale Muskelvorerermüdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris führt zu einer Änderung des Körperschwerpunktes, die in der Regel nicht signifikant ist.

T6: Eine isolierte/lokale Muskelvorerermüdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris führt zu verschiedenartigen Anpassungsregulationen bei Vertretern aus dem Ausdauerbereich, dem Schnellkraftbereich und dem Sportspielbereich.

T6a: Eine isolierte/lokale Muskelvorerermüdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris führt zu unterschiedlichen Reaktionen der Flugzeit und Bodenkontaktzeit bei Vertretern aus dem Ausdauerbereich, dem Schnellkraftbereich und dem Sportspielbereich.

T6b: Eine isolierte/lokale Muskelvorerermüdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris führt zu verschiedenartigen Änderungen der Muskelaktionspotentiale (MAP) im EMG und somit zu einer unterschiedlichen intermuskulären Koordination bei Vertretern aus dem Ausdauerbereich, dem Schnellkraftbereich und dem Sportspielbereich.

T6c: Eine isolierte/lokale Muskelvorerermüdung einer der Hauptkinetoren M. triceps surae bzw. M. quadriceps femoris führt zu unterschiedlichen Veränderungen der kinematischen Parametern bei Vertretern aus dem Ausdauerbereich, dem Schnellkraftbereich und dem Sportspielbereich.

9 Literatur

- ABRAMSON, S.A.: Vorwort zur Elektromyographie der Extremitäten. In DELAGI, F. / PEROTTO, A.: Elektromyographie der Extremitäten . Dtsch. Ausg. N. d. 2 amerik. Aufl. Übersetzung: ZIMMER, F. M. Stuttgart, Enke, 1989
- ADRIAN, E. D. / BRONK, D. W.: The discharge of impulses in motor nerve fibres. Part II. The frequency of discharge in reflex and voluntary contractions. In: J. Physiol. 67 (1929), 119-151
- AHONEN, A.: Sportmedizin und Trainingslehre. Stuttgart, New York, Schattauer, 1994
- ANDERS, CH.: Erweiterte elektrophysiologische Kennzeichnung muskulären Ermüdungsverhaltens. In: RADANDT, S. / GRIESHABER, R. / SCHNEIDER, W. (Hrsg.): Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen – 4. Erfurter Tage. Leipzig 1998, 313-323
- BAK, P.: Diagnostische Wertigkeit von Oberflächen – EMG und einer visuellen Methode zur Beurteilung von Bewegungstereotypen am Beispiel der Hüfthyperextension. Universität, Dissertation, Jena, 1998
- BALLREICH, R.: Grundlagen sportmotorischer Tests. In: FETZ, F. (Hrsg.): Studientexte zur Leibeseziehung. Bd.11, 1. Auflage. Frankfurt / Main, Wilhelm & Wilkins, 1985
- BARTLETT, F. C.: Psychological criteria of fatigue. In: FLOYD, W. F. und A.T. WELFORD (Hrsg.): Symposium on fatigue, London 1953
- BARTLEY, S.H.: Fatigue and inadequacy, Physiol. Rev. 37, 1957
- BASMAJIAN, J.V. / DELUCA, C.J.: Muscles alive: Their function revealed in Elektromyography. 5. Edition Baltimore, Williams & Wilkins, 1985
- BASSEY, E.J. / FENTEM, P.H.: Work physiology. In: EDHOLM, O.G., WEINER, J.S. (eds): The principles and practice of human physiology. Academic Press, London, New York, Toronto, Sydney, San Francisco, 1981
- BAUERSFELD, M., VOSS, G.: Neue Wege im Schnelligkeitstraining. In: DSB Bundesausschuss Leistungssport (Hrsg.): Trainerbibliothek 28. Münster, Philippka, 1992
- BAUMANN, W.: Grundlagen der Biomechanik. In: Trainerakademie Köln e.V. (Hrsg.): Studienbrief der Trainerakademie Köln des Deutschen Sportbundes, 14. Schorndorf, Hofmann, 1989
- Becher, G., Mucke, R., Kramer, H., Drews, I.: Studies on local muscular endurance capacity of isometric working muscles using electromyographic methods, Electromyogr. Clin. Neurophysiol. 23, 415-423, 1983
- BEYER, L. / SCHOBER, F. / SCHUHMANN, H.: Erkenntnisse und Probleme bei der Erfassung der psychophysiologischen Leistungsfähigkeit. In. Medizin und Sport, 1982

- BIGLAND – RITCHIE, B.: EMG / Force relations and fatigue on human voluntary contractions. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 1981
- BIGLAND – RITCHIE, B. / JONES, D.A. / WOODS, I.I.: Excitation frequency and muscle fatigue: electrical responses during human voluntary and stimulated contraction. In: *Exp. Neurology* 64, 1979
- BIGLAND – RITCHIE, B. / JOHANSSON, R. / LIPPOLD, O.C.J. / WOODS, J.J.: Contractile speed and EMG changes during fatigue of sustained maximal voluntary contractions. In: *Journal of Neurophysiology* 50, 1983
- BIGLAND - RITCHIE, B / WOODS, JJ.: Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue'. *Muscle Nerve*, vol. 7, pp. (1984) 691-699
- BINDER, M.D.: *Peripheral and spinal mechanisms in the neural control of movement.* Amsterdam, Elsevier, 1999
- BORNEMANN, E.: Grundlagen der Ermüdungsverhütung. In: BORNEMANN, E.: *Ermüdung*, Lüneburg 1952
- BÖS, K.: *Statistikkurs I. Einführung in die statistischen Auswertungsmethoden für Sportstudenten, Sportlehrer und Trainer.* Hamburg, Czwalina, 1986
- BÖS, K.: *Handbuch sportmotorischer Tests.* Göttingen, Toronto, Zürich, Verlag für Psychologie – Dr. C.J. Hogrefe, 1987
- BÖS, K., HÄNSEL, F., SCHOTT, N.: *Empirische Untersuchungen in der Sportwissenschaft. Planung – Auswertung – Statistik.* Hamburg, Czwalina, 2000
- BRACKEN, H. von: Zur Psychopathologie der Ermüdung. In: BORNEMANN, E.: *Ermüdung*, Lüneburg, 1952
- BRODY, I.A.: Regulation of isometric contraction in skeletal muscle. *Exp. Neurol.* 50, 709-712, 1976.
- BÜHRLE, M. (HRSG.): *Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttraining*, Schorndorf 1985
- BÜHRLE, M., Schmidtbleicher, D.: Komponenten der Maximal- und Schnellkraft. In: *Sportwissenschaft* 11, 1981
- CLAMANN, H.P. / GOLDBERG, S.J.: Uncertainty of recruitment order when tested with intracellular techniques. *Neurosci. Abstr.* 1, 1975
- CONRAD, B. / BISCHOFF, C.: *Das EMG – Buch: Antworten auf alle Fragen zu Methodik und Befundinterpretation.* Stuttgart, Thieme, 1998
- COSTILL, D.L. / COYLE, E.F. / FINK, W.F. / LESMES, G.R. / WITZMANN, F.A.: Adaptations in skeletal muscle following strength training. In: *Journal Appl. Physiology* 46, 1979

- DÄHNE, R.: Theoretische Bestimmung des Körperschwerpunktes durch Vereinigung der Teilschwerpunkte auf grafischen Weg. In: Theorie und Praxis der Körperkultur 15 (1966) 9, 836
- DAWSON, M.J. / GADIAN, D.G. / WILKIE, D.R.: Muscular fatigue investigated by phosphorus nuclear magnetic resonance. In: Nature 274, 1978
- DAWSON, M.J. / GADIAN, D.G. / WILKIE, D.R.: Mechanical relaxation rate and metabolism studied in fatiguing muscle by phosphorus nuclear magnetic resonance. In: Journal of Physiology 299, 1980
- DE LUCA, C.J.: The use of surface Electromyography in Biomechanics, Journal of applied Biomechanics 13, 135-163, 1997
- DEETJEN, P. / SPECKMANN, E.J.: Physiologie. München, Urban & Schwarzenberg, 1992
- DELAGI, E.F. / PEROTTO, A.: Elektromyographie der Extremitäten. Stuttgart, Enke, 1989
- DESMEDT, J.E. / GODAUX, E.: Ballistic contraction in man: characteristics recruitment pattern of single motor units of the tibialis anterior muscle. In: Journal of Physiology (London) 264, 1977
- DESMEDT, J.E. / GODAUX, E.: Fast motor units are not preferentially activated in rapid voluntary contractions in man. In: Nature 267, 1977
- DESMEDT, J.E. / GODAUX, E.: Voluntary motor command in human ballistic movements. In: Am. Neurology 5, 1979
- DICKWACH, H.: Methode zur Bestimmung des Körperschwerpunkts aus der Lage der Gelenkpunkte. In: Theorie und Praxis der Körperkultur 16 (1967) 12, 1108-1115
- DIETZ, V.: Analyse of the electrical muscle activity during maximal contraction and the influence of ischaemia. In: Journal of Neurology Sci. 37, 1978
- DJACKOV, V.M.: Soversentvovanie techniceskogo masterstva sport-smenov. Moskva 1972 (Die Vervollkommnung der technischen Meisterschaft der Sportler)
- DONALD, K. W., P.N. WORLDMALD, S.H. TAYLOR, J.B. BISHOP: Changes in the O₂-content of Femoral Venous Blood and Leg Blood Flow During Leg Exercise in Relation to Cardiac Output Response. Clin. Sci. 16: 567, 1957
- DRECHSLER, B.: Elektromyographie. Berlin, 1964
- DURIG, A.: Theorie der Ermüdung. In: ATZLER, E.: Körper und Arbeit, Leipzig 1927
- ECKERT, R.: Tierphysiologie. Kap. 9: Muskel und Bewegung. Stuttgart, Thieme, 1990
- EDWARDS, R.H.T. / HILL, D.K. / JONES, D.A.: Metabolic changes associated with the slowing of relaxation in fatigued mouse muscle. In: Journal of Physiology 251, 1975

- EHLENZ, H. / GROSSER, M. / ZIMMERMANN, E.: Krafttraining. München, BLV – Verlagsgesellschaft, 1995
- ENGBERG I. / LUNDBERG A.: An Electromyographic analysis of muscular activity in the hindlimb of the cat during unrestrained locomotion. *Acta physiol. scand.* 75: (1969) 614-630
- FICK, A.: Über das Wesen der Muskelarbeit: Vortrag gehalten zu Wiesbaden im Februar 1876. Berlin, Habel, 1877
- FINDEISEN, G.R. / LINKE, R. – G. / PICKENHAIN, L.: Grundlagen der Sportmedizin. Leipzig, Barth, 1980
- FREUND, H. – J. / BÜNDINGEN, H.J. / DIETZ, V.: Activity of single motor units from human forearm muscles during voluntary isometric contractions. In: *Journal of Neurophysiology* 38, 1975
- FRICK, U.: Kraftausdauerverhalten im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus, Diss. Frankfurt/Main 1991, Köln 1993
- FRIEDRICHS, A. et al.: Die Veränderung der Beinsteifigkeit im ermüdeten Zustand – eine dynamographische Studie. Unveröffentlichter Vortrag. Jena, 1999
- FRÖHLICH, M. et al.: Varianzanalytische Betrachtung von deduzierter äußerer Gewichtsbelastung und neuronaler Aktivität. In: Deutscher Sportbund (Hrsg.): *Leistungssport. Zeitschrift für die Fortbildung von Trainern, Übungsleitern und Sportlehrern*, 1, S. 41 – 45. Münster, Philippka, 2002
- FUKUNAGA, T.: Die absolute Muskelkraft und das Muskeltraining. In: *Sportarzt Sportmed* 11, 1976
- GEIRINGER, R.S.: Elektromyographie. Atlas zur präzisen Muskellokalisierung. Ulm, Stuttgart, Jena, Lübeck, Fischer, 1997
- GOLLHOFER, A.: Komponenten der Schnellkraftleistung im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus, Diss. SFT V. Erlensee 1987
- GOLLHOFER, A.: Elektromyographie in der Bewegungsanalyse. Workshop 1 Elektromyographie im 1. Sommerkurs der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik. Münster, 2000
- GOLLHOFER, A. / KOMI, P.V. / FUJITSUKA, N. / MYASHITA, M.: Fatigue during stretch-shortening exercises: II changes in neuromuscular innervation patterns. In: *International Journal of Sportmedicine*, 1987
- GUÉLLICH, A.: Schnellkraftleistungen im unmittelbaren Anschluss an maximale und submaximale Krafteinsätze. Köln, Sport und Buch Strauss, 1996

- GÜNZ, D. / KUNATH, P.: Veränderungen psychophysischer Parameter unter den Bedingungen sportlichen Trainings. Medizin und Sport, 1984
- HÄKKINEN, K.: Training and detraining adaptations in electromyography. Muscle fibre and force production characteristics of human leg extensor muscle with special reference to prolonged heavy resistance and explosive type strength training. Diss. Jyväskylä, 1986
- HÄKKINEN, K. / KOMI P. V.: Electromyographic changes during strength training and detraining. Med. Sci. Sports Exerc. 15:455-460, 1983.
- HARTMANN, J., Tünnemann, H.: Modernes Krafttraining. Frankfurt am Main, Ullstein, 1993
- HASSELBACH, W.: Muskel. In: GAUER, O.H., KRAMER, K., JUNG, R. (Hrsg.): Physiologie des Menschen. Band 4. München, Urban & Schwarzenberg, 1975
- HATZE, H.: Methoden biomechanischer Bewegungsanalysen, Wien 1986
- HEGER, H.: Topographische Darstellung des myoelektrischen Signals am M. quadriceps mittels 32 Kanal EMG Mapping, Magisterarbeit, Jena, 1999
- HEIMOLD, M.: Muskelkraftdiagnostik und Muskelkrafttraining bei neuromuskulären Erkrankungen. Universität, Fachbereich Sportwissenschaft, Dissertation, Hamburg, 1994
- HENNEMANN, E. / SOMJEN, G. / CARPENTER, D.O.: Functional significance of cell size in spinal motoneurons. In: Journal of Neurophysiology 28, 1965
- HENNEMANN, E. / CLAMANN, H.P. / GILLIES, J.D. / SKINNER, R.D.: Rank order of motoneuron within a pool: law of combination. In: Journal of Physiology (London) 27, 1974
- HERBST, R.: Der Energieverbrauch bei sportlichen Leistungen. In: MALLWITZ, A. / RAUTMANN, H.: Muskularbeit und Energieverbrauch: Verhandlungsbericht über die 6. Sportärzte – Tagung in Frankfurt a. Main vom 6. – 8. September 1929. Jena, Fischer, 1929
- HERBST, R. / NEBULONI: In: Zeitschrift für die gesamte experimentelle Medizin 57, 1927
- HERMES, H. J. / FRERIKS, B. / MERLETTI, R. / STEGEMANN, D. / BLOK, J. / RAU, G. / DIESELHORST - KLUG, C., HÄGG, G.: European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy. SENIAM project 1999.
- HETTINGER, T., ROHMERT, W.: Arbeitsgestaltung und Muskelermüdung. Berlin, Beuth, 1963
- HIRSCH – KAUFMANN, M. / SCHWEIGER, M.: Biologie für Mediziner und Naturwissenschaftler. Stuttgart, New York, Thieme, 1992
- HOCHMUTH, G.: Biomechanik sportlicher Bewegungen, Berlin, 1967, 1981
- Hollmann, W.: Zentrale Themen der Sportmedizin. Springer-Verlag. Berlin 1986

- HOLLMANN, W. / HETTINGER T.: Sportmedizin, Grundlagen für Arbeit, Training und Präventivmedizin, Stuttgart 2000.
- HOPF, C.H. / DENGLER, R. / RÖDER, R.: Elektromyographie – Atlas. Praktisches Vorgehen und sichere Befundbewertung. Stuttgart, Thieme, 1996
- IKAI, M.: Bericht aus Japan: In: Dokumentation zum Leistungssport (Hrsg.: Deutsche Sporthochschule), Köln, 1967
- IKAI, M.: Trainability of muscular endurance as related to age. X. ICHPER-Kongress, Vancouver, 1967
- INMAN, V.T. et al.: Relation of human electromyogram to muscular tension. In: *Electroenc clin neurophysio* 1952, 4: S. 187 – 194. Waterloo, Ontario: University of Waterloo Press, 1982
- JACOBS, I. / KAISER, P. / TESCH, P.: Muscle strength and fatigue after selective glycogen depletion in human skeletal muscle fibres. In: *European Journal Appl. Physiology* 46, 1981
- JAKOWLEW, N.N.: Die biochemische Grundlage der Ermüdung und ihre Bedeutung in der sportlichen Praxis. In: *Leistungssport* 8, 1978
- Jonath, U.: *Lexikon der Trainingslehre*. Rowohlt, Reinbeck, 1988
- KARLSSON, J., PICHL, K., KNUTTGEN, H.G.: Performance and muscle metabolic changes in exercise with repeated maximal dynamic contraction. In: *International Journal Sports Med.* 2, 1981
- KATZ, B.: *Nerv, Muskel und Synapse. Einführung in die Elektrophysiologie*. Stuttgart, 1974
- KEINE, S. / MINIOW, H. – J.: Wirksamkeit und Anpassungseffekte unterschiedlicher Trainingsmethoden im Maximalkrafttraining. In: *Leipziger Sportwissenschaftliche Beiträge* 1, 1997
- KESEL, A. B. / JUNGE, M. M. / NACHTIGALL, W.: *Einführung in die angewandte Statistik für Biowissenschaftler*. Basel, Boston, Berlin, Birkenhäuser, 2000
- KEUL, J. / BERG, A. / LEHMANN, M. / DICKHUTH, H.H. / SCHMIDT, P. / JAKOB, E.: Erschöpfung und Regeneration des Muskels im Training und Wettkampf. In: *Leistungssport* 14, 1984
- KLIX, F.: *Gedächtnis, Wissen, Wissensnutzung*, Berlin 1984
- KOLLATH, E. / MERTZ, N.: Diagnostik der muskulären Aktivität bei Kräftigungsübungen für Fußballspieler. In: LANGE, P.: *Leistungsdiagnostik und Coaching im Fußball. Beiträge und Analysen zum Fußballsport XIII*. DVS, Band 123, Bochum, 2001
- KOLLATH, E.: *Bewegungsanalyse in den Sportspielen. Kinematisch – dynamische Untersuchungen mit Empfehlungen für die Praxis*. Köln, Sport und Buch, 1996

- KOMI, P.V.: Skelettmuskulatur. In: DIRIX, A. (Hrsg.) u.a.: Olympiabuch der Sportmedizin. Köln, 1989
- KOMI, P.V.: Kraft- und Schnellkraft im Sport. Köln, Deutscher Ärzte – Verlag, 1994
- KONRAD, P.: Analyse von Belastungs- und Beanspruchungsindikatoren im Kunsttraining: unter besonderer Berücksichtigung neuromuskulärer Messverfahren. Deutsche Sporthochschule, Dissertation, Köln, 1998
- KÜCHLER, G.: Motorik, Stuttgart, 1983
- LANGE, O.: Ganzheit und Entwicklung in kybernetischer Sicht. Akademie v. Berlin, 1967
- LAURIG, W.: Elektromyographie als arbeitswissenschaftliche Untersuchungsmethode zur Beurteilung statischer Muskelarbeit. Berlin, Köln, Frankfurt, 1970
- LAWRENCE, J.H. / DELUCA, C.J.. Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. Journal of Applied Physiology. 54, (1983)1653-1659.
- LEHMANN, G.: Praktische Arbeitsphysiologie, Stuttgart 1962
- LEHNERTZ, K.: Die Ermüdung der koordinativen Leistungsfähigkeit. In: Leistungssport, 16, (1986) 1, 5-10
- LETZELTER, M.: Trainingswissenschaft als Disziplin der Sportwissenschaft. In: Thorhauer, H. – A. / CARL, K. / TÜRK – NOACK, U. (Hrsg.): Trainingswissenschaft. Theoretische und methodische Fragen in der Diskussion. Köln, 1996
- LEUCHTE, S.: Studienmaterialien zur Biomechanik Bd.1: „Mechanische Grundlagen der Bewegungsanalyse“. Martin – Luther – Universität Halle – Wittenberg, Halle, 1998
- LINDSTRÖM, L. / PETERSEN, I.: Electromyography in muscle fatigue studies: power spectrum analysis and signal theory aspects. In: KNUTTGEN, H.G. / VOGEL, J.A. / PPRTMANN, J.: Biochemistry of exercise. International Series on Sport Sciences, Vol. 13, 1983
- LIPPOLD, O.C.J.: The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension. In: Journal of Physiology 17, 1952
- LLOYD, A.J.: Surface electromyography during sustained isometric contractions. In: Journal of Appl. Physiology 30, 1971
- LUDIN, H. – P.: Praktische Elektromyographie. Stuttgart, Enke, 1993
- LUTTMANN, A. / JÄGER M. / SÖKELAND, J. / LAURIG, W.. Electromyographical study on surgeons in urology, Part II: Determination of muscular fatigue. Ergonomics 39: (1996) 298-313.
- MACARDLE, W.D. / KATCH, F.I. / KATCH, V.L.: Exercise physiology. Philadelphia, Lea & Febiger, 1981

- MAGARIA, R.: Energiequellen der Muskelarbeit: Biomechanik der menschlichen Bewegung. Leipzig, Barth, 1982
- MANNION, A. / JAKEMANN, P.M.: Skeletal muscle buffer value, fibre type distribution and high intensity exercise performance in man, *Experimental physiology* 80, 89-101 (1995)
- MANNION, A. / DOLAN, P.: Relationship between myoelectric and mechanical manifestation of fatigue in the quadriceps femoris group. *European journal of Applied physiology* 74, 411-419 (1996)
- MAREES, DE, H.: Sportphysiologie, Köln, 1979
- MARTIN, D.: Ermüdung als Steuergröße im Training. In: *Sportwissenschaft* .17, 1987
- MATON, B.: Human motor unit activity during onset of muscle fatigue in submaximal isometric contraction. In: *European Journal of Appl. Physiology* 46, 1981
- MELZER, W. et. al.: Intermembrane charge movement and calcium release in frog skeletal muscle, *J. Physiol.* 373, S. 481-511, 1986
- MESTER, J.: Aspekte neuromuskulärer Beanspruchung durch Trainingsbelastung. In: Bisp (Hrsg.): *Steuerung und Regelung des Trainings*. Köln 1988, 22-34
- MICHEL, S.: Die Auswirkung lokaler Muskelermüdung auf die Leistungsfähigkeit der unteren Extremitäten. Unveröffentlichter Forschungsbericht. Jena, 2001
- MICHEL, S.: Externe Elektromyostimulation und lokale Muskelermüdung. Auswirkungen auf ausgewählte Bewegungsparameter der unteren Extremitäten. In: *Tectum der Wissenschaftsverlag (Hrsg.): Edition Wissenschaft*. 434 Seiten. Marburg:, 2003.
- MILNER – BROWN, H.S. / STEIN, R.B. / YENEM, R.: Change in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions. In: *Journal of Physiology (London)* 230, 1973
- MÖCKEL, F. / LAUBE, W.: Ermüdungsdiagnostik nach definierter Fahrradergometerbelastung. In: *Sport & Medizin*, 32. Deutscher Sportärzte – Kongress 1990. Berlin, 1991
- MÜLLER, K. – J.: Statische und dynamische Muskelkraft – eine empirische Grundlagenuntersuchung. In: *Beiträge zur Sportwissenschaft* 7, Frankfurt am Main, 1987
- MUMENTHALER, M. / MATTE, H.: *Neurologie*. 10. Auflage. Stuttgart, New York, Thieme, 1997.
- NEUMAIER, A.: *Koordinatives Anforderungsprofil und Koordinationstraining – Grundlagen, Analyse, Methodik*. Köln, Sport und Buch Strauss, 1999

- NEUMANN, G. / BEYER, L.: Biologische Anpassungen in ausgewählten Organsystemen bei erwachsenen Sporttreibenden. In: Medizin und Sport, 1981
- NIEDERBERGER, U.: Motorisches Lernen bei einer neuartigen Bewegungsaufgabe: experimentelle Untersuchungen zur Optimierung des motorischen Lernens unter besonderer Berücksichtigung des motorischen Bereitschaftspotentials als neurophysiologisches Korrelat der Bewegungsabsicht. Frankfurt am Main, Lang, 1991
- NITSCH, J.R.: Theorie und Skalierung der Ermüdung. Deutsche Sporthochschule, Psychologisches Seminar, Köln, 1970
- NÖCKER, J.: Physiologie der Leibesübungen. 3. Auflage. Stuttgart, Enke, 1976
- NORAXON: EMG – Fibel. Sportomed. Mannheim, 1993
- NOTH, J.: Physiologische Grundlagen der Entstehung elektromyographisch ableitbarer Spannungen. In: DAUGS, R. / LEIST, K.H. / ULMER, H.-V.: Motorikforschung aktuell. Die Elektromyographie in der Motorikforschung. DVS – Protokolle 35, 1989
- NOTH, J.: Physiologische Grundlagen der Entstehung elektromyographisch ableitbarer Spannungen. In: DAUGS, R. / BLISCHKE, K. (Hrsg.): Aspekte der Motorikforschung. Schriften der DVS, Bd. 50. St, Augustin, 1993.
- OFFNER, M.: Die geistige Ermüdung, Berlin 1928
- OLIVIER, N. / REINHARD, D.: Sportliche Bewegung und Motorik unter Belastung: 9. Symposium „Ansätze interdisziplinärer Forschung im Bereich Sportwissenschaft“ . DVS, Clausthal – Zellerfeld, 1991
- PFEIFER, K. / VOGT, L. , BANZER, W.: Kinesiologische Elektromyographie (EMG). In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 54 (2003), 11, S. 331-332.
- PLATONOV, V. N.: Belastung-Ermüdung-Leistung: der moderne Trainingsaufbau. Philippka Sportverlag. Münster 1999
- ROHMERT, W.: Muskularbeit und Muskeltraining: Internationales Kolloquium 19. und 20. Oktober 1968 in Darmstadt. Stuttgart, Gentner, 1968
- ROHMERT, W. / HETTINGER, T.: Arbeitsgestaltung und Muskelermüdung. RKW – Reihe Arbeitsphysiologie, Arbeitspsychologie. Berlin, Beuth, 1963
- ROTH, K., Willimczik, K: Bewegungswissenschaft. Hamburg, Rowohlt, 1999
- RÖTHIG, P. et. al.: Sportwissenschaftliches Lexikon, In: Ausschuss Deutscher Leibeserzieher (Hrsg.): Beiträge zur Lehre und Forschung im Sport, 49/50, Schorndorf 1983
- Röthing, P. / Gröbning, S. / Roth, K.: Bewegungslehre. Wiesbaden, Limpert, 1990.

- Sahlin, K. / Edström, L. / Sjöholm, H. / Hultman, E.: Effect of lactic acid accumulation and ATP decrease on muscle tension and relaxation. In: Am. Journal of Physiology 240, 1981
- SCHENCK, F.: Physiologie der Übung und der Ermüdung, Rede gehalten bei Übernahme des Rektorats, Marburger akademische Reden, Marburg 1911
- SCHMALZ, T.: Biomechanische Modellierung menschlicher Bewegung. Schorndorf, Hofmann, 1994
- SCHMIDT, R. F., Thews, G., Lang, F.: Physiologie des Menschen. Berlin, Springer, 2000
- SCHMIDTBLEICHER, D.: Neuromuskuläre Effekte sportlicher Belastungen. In: OLIVIER, N., DAUGS, R.: Sportliche Bewegung und Motorik unter Belastung: 9. Symposium „Ansätze interdisziplinärer Forschung im Bereich Sportwissenschaft“ . DVS, Clausthal – Zellerfeld, 1991
- SCHMIDTBLEICHER, D. / GOLLHOFER, A.: Neuromuskuläre Untersuchungen zur Bestimmung individueller Belastungsgrößen für ein Tiefsprungtraining. In: Leistungssport 12, 1982
- SCHMIDTBLEICHER, D. / GOLLHOFER, A.: Einflussgrößen des reaktiven Bewegungsverhaltens und deren Bedeutung für die Sportpraxis. In BÜHRLE, M. (Hrsg.): Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings. Schorndorf 1985.
- SCHMIDTBLEICHER, D. / HEMMLING, G.: Neue Tendenzen in der Trainingswissenschaft. Kraft und Schnelligkeit. In: Brack, R. / Hohmann, A. / Wieland, H.: Trainingssteuerung – Konzeptionelle und trainingsmethodische Aspekte. Stuttgart, Nagelschmid, 1994
- SCHMIDTBLEICHER, D./ HEMMLING, G.: Die Auswirkungen eines Trainings mit einer Kombination von maximalen Muskelaktionen auf die Explosiv- und Maximalkraft. In: Leistungssport 6, 1994
- SCHMIDTKE, H.: Die Ermüdung, Bern 1965
- SCHNABEL, G. / HARRE, D. / BORDE, A.: Trainingswissenschaft. Berlin, Sportverlag, 1997
- SCHNEIDER, F.J. / MIELKE, A. / MESTER, J.: Belastungsreaktion neuromuskulärer Strukturen im Verlauf von Tiefsprungserien. In: Leistungssport 3, 1998
- SCHOLLE, H.-CH. / SCHUHMANN, N.-P. / ANDERS, CH. / BIEDERMANN, F.: Ermüdung und koordinative Leistung. In: THORHAUER, H. A. / CARL, K. / TÜRCK-NOACK, U.: Muskel – Ermüdung Forschungsansätze in der Trainingswissenschaft, Köln 2001
- SENNER, V. / SCHAFF, P.: Elektromyographie – Physiologie des EMG – Signals, dessen messtechnische Erhebung und Auswertung. In: Sportorthopädie – Sporttraumatologie, 1999

- SEYFARTH, A. / GÜNTHER, M. / BLICKHAN, R.: Stabilitätsrisiken und Kinematik des Beines beim Laufen vor und nach Ermüdung. In: THORHAUER, H. A. / CARL, K. / TÜRCK-NOACK, U.: Muskel – Ermüdung Forschungsansätze in der Trainingswissenschaft, Köln 2001
- SEYFARTH, A. et al.: A movement criterion for running. In: HUSKIES, E., BRAND, R. A. (Hrsg.): Journal of Biomechanics 5. New York, Elsevier Science Inc., 2002
- SHEPHARD, R.J.: Alive Man. Thomas, Springfield/III., 1972
- SILBERNAGEL, S. / DESPOPOULOUS A.: Taschenatlas der Physiologie, 4. Aufl., Stuttgart New York 1991
- SIMONSON, E.: Der Umsatz bei körperlicher Arbeit. In BETHE-BERGMANN: Handbuch der normalen und pathol. Physiologie Bd. 15, Berlin 1930
- SIMONSON, E.: Physiology of work capacity and fatigue. Springfield/II, Thomas, 1971.
- SIMONSON, E., WEISER, P.: Psychological aspects and physiological correlated of work capacity and fatigue. Springfield III: Charles C. Thomas, 1976
- SPIELBERG, P.: Einfluss der Ermüdung auf den Gang. In: Arbeitsphysiologie, 1934
- SPORTOMED MANNHEIM (Hrsg.): EMG Fibel Version 1.0. Noraxon User Meeting 1993. Mannheim, 1993
- STALBERG, E. / ERIKSSON, P.O.: A scanning electromyographic study of topography of human masseter single motor units. In: Arch. oral Biol. 1987
- STEGMANN, J.: Leistungsphysiologie. Stuttgart, Thieme, 1971
- STOBOY, H.: Spinale Regelmechanismen und ihre Variabilität – Vorteile und Gefahren. In: RIEDER, H. / BÖS, K. / MECHLING; H., REISCHLE, K.(Hrsg.): Motorik und Bewegungsforschung. Schorndorf, Hofmann, 1983
- STRAND, F.L., CAYER, A., GONZALES, E., STOBOY, H.: Peptide ebhancement of neuromuscular function. Animal and clinical studies. The neuropeptides, Pharmacol. Biochem. Behav. (Suppl 1) 5, 1976
- STRASS, D.: Veränderungen des Maximal- und Explosivkraftvermögens im Kurzzeitausdauerbereich. In: BÜHRLE, M. (Hrsg.): Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings. Schorndorf, Hofmann, 1985
- STRASS, R.D.: Untersuchungen zur Ermüdung bei kurzdauernden Maximalkontraktionen, Diss. Köln 1994
- THIESS, G., SCHNABEL, G.: Leistungsfaktoren im Training und Wettkampf. Berlin, Berlin, 1987
- THORHAUER, H. – A.: Abstracts zur Jahrestagung der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft in Jena. Unveröffentlicht. Jena, 1999

THORHAUER, H. – A. / TÜRK – NOACK, U.: Der Spitzensport an der Schwelle ins 21. Jahrhundert – Trainingswissenschaftliche Befunde und Theorieansätze. In: KIRCHGÄSSNER, H. (Hrsg.): Leipziger Sportwissenschaftliche Beiträge, 2. Sankt Augustin, Academia, 1997

THORHAUER, H. – A. / TÜRK – NOACK, U.: Muskuläre Ermüdung im Techniktraining unter besonderer Berücksichtigung koordinativer Aspekte im Schnellkrafttraining – Muskelermüdung. BISP – Projektförderung unter VF 0407 / 08 / 08 / 99 unveröffentlichter Zwischenbericht. Jena, 2000

THORHAUER, H. – A. et al.: Der Einfluss lokaler Ermüdung auf Muskelaktionspotentiale (MAP) und Parameter der Leistungsfähigkeit der unteren Extremitäten. In: THORHAUER, H. – A., CARL, K., Türk – Noack, U. (Hrsg.): Muskelermüdung. Forschungsansätze in der Trainingswissenschaft. Köln, Sport und Buch Strauß, 2001

THORHAUER, H. – A. et al.: Muskuläre Ermüdung im Techniktraining unter besonderer Berücksichtigung koordinativer Aspekte im Schnellkrafttraining – Muskelermüdung. BISP – Projektförderung unter VF 0407 / 08 / 08 / 99. Unveröffentlichter Zwischenbericht. Jena 2001

THORHAUER, H. – A. et al.: Muskuläre Ermüdung im Techniktraining unter besonderer Berücksichtigung koordinativer Aspekte im Schnellkrafttraining – Muskelermüdung. BISP – Projektförderung unter VF 0407 / 08 / 08 / 99 – 2000. Unveröffentlichter abschließender Sachbericht. Jena. 2001

THORHAUER, H. A. / CARL, K. / TÜRK-NOACK, U.: Muskel – Ermüdung Forschungsansätze in der Trainingswissenschaft, Köln 2001

THORHAUER, H. – A. et al.: Experimentelle Untersuchungen von Phänomenen der Willkürmotorik bei lokaler / differenzieller Muskelermüdung. BISP – Projektförderung unter VF 0407 / 08 / 03 / 2002 – 2002. Unveröffentlichter Zwischenbericht. Jena, 2002

TITTEL, K.: Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. München, Urban & Fischer, 2000.

TÜRK – NOACK, U. / HAHN, N.: Diagnostik von Trainingsübungen im Kraft – Technik – Komplex der Sportart Rennschlitten. In: KRUG, J. / MINOW, H. – J. (Hrsg.): Sportliche Leistung und Training. Schriften der DVS. St. Augustin, 1995

TÜRK-NOACK, U. / THORHAUER, H. A.: Belastungsmethodische Ermüdungskonzepte für das Kraft-Technik-Training, In: THORHAUER, H. A. / CARL, K. / TÜRK-NOACK, U.: Muskel – Ermüdung Forschungsansätze in der Trainingswissenschaft, Köln 2001

UHLMANN, K.: Lehrbuch der Anatomie des Bewegungsapparates. Stuttgart, Uni – Taschenbuch, 1996

- ULMER, H.V.: Arbeitsphysiologie, In: Schmidt, R., Thews, F.G.: Physiologie des Menschen, Berlin – Heidelberg – New York, 1987
- VIITASALO, J.T. / KOMI, P.V.: Effects of fatigue on isometric force- and relaxation – time characteristics in human muscles. In: Acta. Physiol. Scand. 111, 1981
- VOSS, G. / WITT, M.: Bewegungsgesteuerte neuromuskuläre Stimulation – BNS. In: Leistungssport 28, 1998
- WEICKER, H. / BARWICH, D. / RITTHALER, F.: Die hormonelle Regulation bei körperlicher Belastung. In: Sportwissenschaft, 11, (1987) 3, 386-405
- WEIGER, H. / BARWICH, D. / RITTHALER, F.: Die hormonelle Regulation bei körperlicher Belastung. In: Sportwissenschaft, 1987
- WEINECK, J.: Sportbiologie. Balingen, Spitta, 2000
- WEISS, T. / SCHMALZ, T. / WANK, V. / TAMME, M.: Einfluss der Belastung auf spezifische Kennwerte der Muskelkontraktion. In: OLIVIER, N. / DAUGS, R. (Hrsg.): Sportliche Bewegung und Motorik unter Belastung. DVS-Protokolle Nr. 44. Clausthal – Zellerfeld, 1991
- WICK, C. / SCHEIBE, J.: Ein Beitrag zur Messung muskulärer Leistungen. In: SCHOLLE, H.C. / MÜHLAU, G. (Hrsg.): Dornburger Schlossgespräche. Jena, 1992
- WILLIMCZIK, K.: Grundkurs Datenerhebung 1. Hamburg, Czwalina, 1983
- WILLIMCZIK, Klaus: Statistik im Sport. Grundlagen – Verfahren – Anwendungen. Hamburg, Czwalina, 1993
- WINTER, R. / ROTH, K.: Entwicklung motorischer Fertigkeiten. In: BAUR, J. / BÖS, K. / SINGER, R.: Motorische Entwicklung – Ein Handbuch, S. 217-237, 1994
- WITTEKOPF, G. / RÜHL, H.: Beispiele oberflächenmyographischer Untersuchungen zur Beurteilung der muskulären Koordination sportlicher Bewegungsabläufe. In: Medizin und Sport 24, 1984
- WOLLNY, R.: Lernen sportmotorischer Fertigkeiten – Elektromyographische Analyse vor dem Hintergrund der GMP – Theorie von Schmidt. In: OLIVIER, N. / DAUGS, R. (Hrsg.): Sportliche Bewegung und Motorik unter Belastung. Protokolle der DVS, Bd. 44. Clausthal – Zellerfeld, 1991
- WOLLNY, R.: Stabilität und Variabilität im motorischen Verhalten: theoretische Grundlagen und elektromyographische Überprüfung der Koordination und des Erlernens komplexer Bewegungsformen im Sport. Aachen, Meyer & Meyer, 1993
- Woods, JF. / Furbush, FH / Bigland-Ritchie, B.: Evidence of a fatigue-induced reflex inhibition of motoneuron firing rates. J Neurophysiol 58: (1987) 125-137

ZSCHORLICH, V.: EMG und Dynamographie in der Bewegungsforschung. Ein systemanalytischer Ansatz zur Untersuchung der Bewegungskoordination. Hamburg, Czwalina, 1987

ZSCHORLICH, V.: Der integrative Einsatz der Elektromyographie und Dynamometrie zur komplexen Bewegungsanalyse, In: DAUGS, R. / LEIST, K.H. / ULMER, H. – V.: Motorikforschung aktuell, DVS – Protokolle 35, 1989

ZWICK, E.B.: Signalverarbeitung & Interpretation. EMG und Bewegung – Das Kinesiologische EMG. In: Sportmed Mannheim (Hrsg.): EMG – Fibel Version 1.0. Noraxon User Meeting 1993. Mannheim, 1993

10 Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
ADP	Adenindiphosphat
ATP	Adenintriphosphat
BF	M. biceps femoris
BKZ	Bodenkontaktzeit
Bsp.	Beispiel
bzgl.	bezüglich
bzw.	beziehungsweise
cm	Zentimeter
DJ	Drop Jump
DVZ	Dehnungs – Verkürzung – Zyklus
dyn tri	dynamisch M. triceps surae
dyn qua	dynamisch M. quadriceps femoris
EMG	Elektromyographie / Elektromyogramm
ES	M. erector spinae
ET	Ermüdungstrainer
FSU	Friedrich – Schiller – Universität
GL	M. gastrocnemius lateralis
gLV	geringer Leistungsverlust
GM	M. gastrocnemius medialis
GMa	M. gluteus maximus
FZ	Flugzeit
H	Hypothese
HGW	Hüftgelenkwinkel
Hz	Hertz
IEMG	integriertes Elektromyogramm
iso tri	isometrisch M. triceps surae
iso qua	isometrisch M. quadriceps femoris
Kap.	Kapitel
kg	Kilogramm
KGW	Kniegelenkwinkel
KP	Kreatinphosphat
KSP	Körperschwerpunkt
LP	Leistungsparameter
LV	Leistungsverlust
LZ	Leistungszuwachs
m	Meter
m / s	Meter pro Sekunde

Max.	Maximum
Min.	Minimum
min	Minute
M.	Musculus
mLV	mäßiger Leistungsverlust
MW	Mittelwert
P	Programm
PC	Personalcomputer
RF	M. rectus femoris
s	Sekunde
S1	Sprung 1
S2	Sprung 2
S3	Sprung 3
sLV	starker Leistungsverlust
SJ	Squat Jump
SO	M. soleus
ST – Fasern	slow twitch – Fasern
TA	M. tibialis anterior
Tab.	Tabelle
u.a.	unter anderem
usw.	und so weiter
V	Volt
vgl.	vergleiche
VM	M. vastus medialis
VL	M. vastus lateralis
W	Watt
Z0	Zustand 0
Z1	Zustand 1
Z2	Zustand 2
Z3	Zustand 3
z.B.	zum Beispiel
ZNS	zentrales Nervensystem
°	Grad
%	Prozent
*	signifikant

11 *Abbildungsverzeichnis*

Abb. 1: Diagnostisches Konzept am Beispiel einer isolierten Synergistenermüdung (nach TÜRK-NOACK/THORHAUER 2001)	13
Abb. 2: Varianten vorermüdeter Muskulatur im muskulären Funktionsgefüge (nach TÜRK-NOACK/THORHAUER 2001)	14
Abb. 3: Motorische Endplatte (vgl. Silbernagel 1991).....	16
Abb. 4: Entstehung des „biphasischen APs“ aus der Potentialdifferenz an zwei Ableitungselektroden (nach WILLIMCZIK 1983)	17
Abb. 5: Darstellung der Kontrollübung (Sprungserie).....	30
Abb. 7: Schematische Darstellung des Ermüdungstrainers I.....	33
Abb. 8: Zugkraftmessgerät U9B der Firma HBM.....	33
Abb. 9: Spann- und Haltevorrichtung für Zugkraftmessgerät U9B am Ermüdungstrainer I	34
Abb. 10: Seilzug- und Spulensystem am Ermüdungstrainer I	34
Abb. 11: Beispiel Kraftverlauf bei isometrischen Tests (Unimess)	35
Abb. 12: Beispiel Bewegungsverlauf bei dynamischen Tests (LEGP)	36
Abb. 13: Spann- und Haltevorrichtung für Zugkraftmessgerät U9B am.....	37
Abb. 14: Haltevorrichtung und Kupplungssystem für IGR am Ermüdungstrainer II	37
Abb. 15: Schematische Darstellung des Ermüdungstrainers II.....	38
Abb. 16: Vergleich Trigger Druckaufnehmer und Beschleunigungsaufnehmer	39
Abb. 17: Muskelschlinge der Streck- und Beugemuskulatur	39
Abb. 18: Optojump.....	44
Abb. 19: Grafische Darstellung für die Aufteilung der relativen Gewichtung einzelner Körperteile auf die angrenzenden Gelenkpunkte.....	46
Abb. 20: Lokalisation der Marker.....	47
Abb. 21: Schematische Zeichnung des Video Versuchsaufbaus.....	51
Abb. 22: Darstellung der verschiedenen Schnittvarianten Sprung 1 (links) und Sprung 2 und 3 (rechts).....	52
Abb. 23: Gleichgerichtetes und integriertes EMG (IEMG)	53
Abb. 24: Darstellung des EMG - Auswertewegs für die Einzelanalysen	54
Abb. 25: Schematische Darstellung Verlauf des Kniwinkels und Erfassung der Minima und Maxima des Verlaufes	56
Abb. 26: Definition der Körperwinkel (HW=Hüftwinkel; KW=Kniewinkel) und Position des KSP.....	57
Abb. 27: Veränderungen der Flugzeiten (FZ) und Bodenkontaktzeiten (BKZ) des Mittelwertes (n=14) nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae (0=ohne Vorermüdung, 1=nach 1. Serie mit Vorermüdung, 2=nach mittleren Serie mit Vorermüdung, 3=nach letzter Serie mit Vorermüdung)	59
Abb. 28: Veränderung der Parameter der sportlichen Leistung der einzelnen Probanden nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae	60
Abb. 29: Prozentuale Leistungsveränderung der Gruppe von Zustand 0 zu Zustand 3 nach einer isometrischen Vorermüdung des M. triceps surae.....	61
Abb. 30: Prozentuale Leistungsveränderung der Gruppe von Zustand 1 zu Zustand 3 nach einer isometrischen Vorermüdung des M. triceps surae.....	61

Abb. 31: Veränderungen der Flugzeiten und Bodenkontaktzeiten (BKZ) des Mittelwertes (n=14) nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae (0=ohne Vorermüdung, 1=nach 1. Serie mit Vorermüdung, 2=nach mittlern Serie mit Vorermüdung, 3=nach letzter Serie mit Vorermüdung)	63
Abb. 32: Veränderung der Parameter der sportlichen Leistung nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae.....	64
Abb. 33: Prozentuale Leistungsveränderung der Gruppe von Zustand 0 zu Zustand 3 nach einer dynamischen Vorermüdung des M. triceps surae.....	65
Abb. 34: Prozentuale Leistungsveränderung der Gruppe von Zustand 1 zu Zustand 3 nach einer dynamischen Vorermüdung des M. triceps surae.....	65
Abb. 35: Veränderungen der Flugzeiten und Bodenkontaktzeiten (BKZ) des Mittelwertes (n=14) nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris (0=ohne Vorermüdung, 1=nach 1. Serie mit Vorermüdung, 2=nach mittlern Serie mit Vorermüdung, 3=nach letzter Serie mit Vorermüdung)	67
Abb. 36: Veränderung der Parameter der sportlichen Leistung nach isometrischer Vorermüdung des m. quadriceps femoris	68
Abb. 37: Prozentuale Leistungsveränderung der Gruppe von Zustand 0 zu Zustand 3 nach einer isometrischen Vorermüdung des M. quadriceps femoris	69
Abb. 38: Prozentuale Leistungsveränderung der Gruppe von Zustand 1 zu Zustand 3 nach einer isometrischen Vorermüdung des M. quadriceps femoris	69
Abb. 39:Veränderungen der Flugzeiten und Bodenkontaktzeiten (BKZ) des Mittelwertes (n=14) nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris (0=ohne Vorermüdung, 1=nach 1. Serie mit Vorermüdung, 2=nach mittlern Serie mit Vorermüdung, 3=nach letzter Serie mit Vorermüdung)	71
Abb. 40: Veränderung der Parameter der sportlichen Leistung nach dynamischer Vorermüdung des m. quadriceps femoris	72
Abb. 41: Prozentuale Leistungsveränderung der Gruppe von Zustand 0 zu Zustand 3 nach einer dynamischen Vorermüdung des M. quadriceps femoris	73
Abb. 42: Prozentuale Leistungsveränderung der Gruppe von Zustand 1 zu Zustand 3 nach einer dynamischen Vorermüdung des M. quadriceps femoris	73
Abb. 43: Veränderungen der IEMG nach einer isometrischen Vorermüdung des M. triceps surae.....	76
Abb. 44: Veränderungen der IEMG nach einer dynamischen Vorermüdung des M. triceps surae.....	79
Abb. 45: Veränderungen der IEMG nach einer isometrischen Vorermüdung des M. quadriceps femoris	81
Abb. 46: Veränderungen der IEMG nach einer dynamischen Vorermüdung des M. quadriceps femoris	83
Abb. 47: Veränderungen der Minima und Maxima des Hüftwinkels während der Sprungserie nach isometrischen Vorermüdung des M. triceps surae	85
Abb. 48: Veränderung der Minima 2 und 3 des Hüftwinkels aller Probanden von Zustand 0 zu Zustand 3 nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae	85
Abb. 49: Veränderungen der Minima und Maxima des Kniewinkels während der Sprungserie nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae.....	86
Abb. 50: Veränderung der Minima 2 und 3 des Kniewinkels aller Probanden von Zustand 0 zu Zustand 3 nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae	86
Abb. 51: Veränderungen der Minima und Maxima des vertikalen KSP während der Sprungserie nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae.....	87
Abb. 52: Veränderungen der Minima und Maxima des horizontalen KSP während der Sprungserie nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae.....	87

Abb. 53: Veränderungen der Minima und Maxima des Hüftwinkels während der Sprungserie nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae.....	88
Abb. 54: Veränderung der Minima 2 und 3 des Hüftwinkels aller Probanden von Zustand 0 zu Zustand 3 nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae	88
Abb. 55: Veränderungen der Minima und Maxima des Kniewinkels während der Sprungserie nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae.....	89
Abb. 56: Veränderung der Minima 2 und 3 des Kniewinkels aller Probanden von Zustand 0 zu Zustand 3 nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae	89
Abb. 57: Veränderungen der Minima und Maxima des vertikalen KSP während der Sprungserie nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae.....	90
Abb. 58: Veränderungen der Minima und Maxima des horizontalen KSP während der Sprungserie nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae.....	90
Abb. 59: Veränderungen der Minima und Maxima des Hüftwinkels während der Sprungserie nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	91
Abb. 60: Veränderung der Minima 2 und 3 des Hüftwinkels aller Probanden von Zustand 0 zu Zustand 3 nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	91
Abb. 61: Veränderungen der Minima und Maxima des Kniewinkels während der Sprungserie nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	92
Abb. 62: Veränderung der Minima 2 und 3 des Kniewinkels aller Probanden von Zustand 0 zu Zustand 3 nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	92
Abb. 63: Veränderungen der Minima und Maxima des vertikalen KSP während der Sprungserie nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	93
Abb. 64: Veränderungen der Minima und Maxima des horizontalen KSP während der Sprungserie nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	93
Abb. 65: Veränderungen der Minima und Maxima des Hüftwinkels während der Sprungserie nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	94
Abb. 66: Veränderung der Minima 2 und 3 des Hüftwinkels aller Probanden von Zustand 0 zu Zustand 3 nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris.....	94
Abb. 67: Veränderungen der Minima und Maxima des Kniewinkels während der Sprungserie nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	95
Abb. 68: Veränderung der Minima 2 und 3 des Kniewinkels aller Probanden von Zustand 0 zu Zustand 3 nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris.....	95
Abb. 69: Veränderungen der Minima und Maxima des vertikalen KSP während der Sprungserie nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	96
Abb. 70: Veränderungen der Minima und Maxima des horizontalen KSP während der Sprungserie nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	96
Abb. 71: Verlauf der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae	97
Abb. 72: Verlauf der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae	97
Abb. 73: Verlauf der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae	98
Abb. 74: Vergleich des Verlaufes der Flugzeit (FZ) und Bodenkontaktzeit (BKZ) der Probanden A,B und C nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae.....	99
Abb. 75: Verlauf der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae	101
Abb. 76: Verlauf der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae	101

Abb. 77: Verlauf der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae	102
Abb. 78: Vergleich des Verlaufes der Flugzeit (FZ) und Bodenkontaktzeit (BKZ) der Probanden A,B und C nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae.....	103
Abb. 79: Verlauf der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	105
Abb. 80: Verlauf der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	105
Abb. 81: Verlauf der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	106
Abb. 82: Vergleich des Verlaufes der Flugzeit (FZ) und Bodenkontaktzeit (BKZ) der Probanden A,B und C nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	107
Abb. 83: Verlauf der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	108
Abb. 84: Verlauf der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	109
Abb. 85: Verlauf der Flugzeit und Bodenkontaktzeit nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	109
Abb. 86: Vergleich des Verlaufes der Flugzeit (FZ) und Bodenkontaktzeit (BKZ) der Probanden A,B und C nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	110
Abb. 87: Darstellung des EMG Sprung 2 des Bewegungssegmentes Unterschenkel nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae	112
Abb. 88: Darstellung des EMG Sprung 2 des Bewegungssegmentes Oberschenkel nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	113
Abb. 89: Darstellung des EMG Sprung 2 des Bewegungssegmentes Unterschenkel nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae	114
Abb. 90: Darstellung des EMG Sprung 2 des Bewegungssegmentes Oberschenkel nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	116
Abb. 91: Minima und Maxima des Hüftwinkels nach definierten Vorermüdungskonzepten im Zustand 0, Zustand 2 und Zustand 3	127
Abb. 92: Minima und Maxima des Kniewinkels nach definierten Vorermüdungskonzepten im Zustand 0, Zustand 2 und Zustand 3	128
Abb. 93: Minima und Maxima des Hüftwinkels nach definierten Vorermüdungskonzepten im Zustand 0, Zustand 2 und Zustand 3	129
Abb. 94: Minima und Maxima des Kniewinkels nach definierten Vorermüdungskonzepten im Zustand 0, Zustand 2 und Zustand 3	130
Abb. 95: Minima und Maxima des Hüftwinkels nach definierten Vorermüdungskonzepten im Zustand 0, Zustand 2 und Zustand 3	131
Abb. 96: Minima und Maxima des Kniewinkels nach definierten Vorermüdungskonzepten im Zustand 0, Zustand 2 und Zustand 3	132

12 Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Anthropometrische Daten und Trainingshäufigkeit der Probanden	28
Tab. 2: Darstellung der verschiedenen Vorermüdungsstrategien	29
Tab. 3: Messeinrichtungen am Ermüdungstrainer I und II	35
Tab. 4: Abgeleitete Muskeln und Kanalbelegung	40
Tab. 5: Ansatz, Ursprung und Funktion der abgeleiteten Muskeln	41
Tab. 6: Lokalisation der Elektroden	43
Tab. 7: Bewertungsmaßstab nach BAUERSFELD / VOß (1992)	46
Tab. 8: Gewichtung der einzelnen Körperteile	48
Tab. 9: Anatomische Lage der Marker	50
Tab. 10: Beschreibung des Signifikanzniveaus	58
Tab. 11: Prozentuale Leistungsveränderung (geometrisches Mittel) nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae	62
Tab. 12: Prozentuale Leistungsveränderung (geometrisches Mittel) nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae	66
Tab. 13: Prozentuale Leistungsveränderung (geometrisches Mittel) nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	70
Tab. 14: Prozentuale Leistungsveränderung (geometrisches Mittel) nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	74
Tab. 15: Prozentuale Veränderungen (geo. Mittel) des IEMG der Sprünge 2 und 3 nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae	77
Tab. 16: Prozentuale Veränderungen (geo. Mittel) des IEMG der Sprünge 2 und 3 nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae	80
Tab. 17: Prozentuale Veränderungen (geo. Mittel) des IEMG der Sprünge 2 und 3 nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	82
Tab. 18: Prozentuale Veränderungen (geo. Mittel) des IEMG der Sprünge 2 und 3 nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	84
Tab. 19: Veränderungen der Flugzeit (FZ) und Bodenkontaktzeit (BKZ) nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae	99
Tab. 20: Veränderungen der Flugzeit (FZ) und Bodenkontaktzeit (BKZ) nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae	103
Tab. 21: Veränderungen der Flugzeit (FZ) und Bodenkontaktzeit (BKZ) nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	107
Tab. 22: Veränderungen der Flugzeit (FZ) und Bodenkontaktzeit (BKZ) nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	110
Tab. 23: Prozentuale Veränderung des IEMG bei Sprung 2 der Voraktivität (VA) und Hauptaktivität (HA) von Zustand 0 (=100%) zu Zustand 3 der Probanden A, B und C nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae	117
Tab. 24: Prozentuale Veränderung des IEMG bei Sprung 3 der Voraktivität (VA) und Hauptaktivität (HA) von Zustand 0 (=100%) zu Zustand 3 der Probanden A, B und C nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae	118
Tab. 25: Prozentuale Veränderung des IEMG bei Sprung 2 der Voraktivität (VA) und Hauptaktivität (HA) von Zustand 0 (=100%) zu Zustand 3 der Probanden A, B und C nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae	120

Tab. 26: Prozentuale Veränderung des IEMG bei Sprung 3 der Voraktivität (VA) und Hauptaktivität (HA) von Zustand 0 (=100%) zu Zustand 3 der Probanden A, B und C nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae	121
Tab. 27: Prozentuale Veränderung des IEMG bei Sprung 2 der Voraktivität (VA) und Hauptaktivität (HA) von Zustand 0 (=100%) zu Zustand 3 der Probanden A, B und C nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	122
Tab. 28: Prozentuale Veränderung des IEMG bei Sprung 3 der Voraktivität (VA) und Hauptaktivität (HA) von Zustand 0 (=100%) zu Zustand 3 der Probanden A, B und C nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	123
Tab. 29: Prozentuale Veränderung des IEMG bei Sprung 2 der Voraktivität (VA) und Hauptaktivität (HA) von Zustand 0 (=100%) zu Zustand 3 der Probanden A, B und C nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	124
Tab. 30: Prozentuale Veränderung des IEMG bei Sprung der Voraktivität (VA) und Hauptaktivität (HA) von Zustand 0 (=100%) zu Zustand 3 der Probanden A, B und C nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris	125
Tab. 31: Veränderungen des Hüftwinkels bei Minimum 2 und 3 von Zustand 0 zu Zustand 3 nach definierten Vorermüdungskonzepten	127
Tab. 32: Veränderungen des Kniewinkels bei Minimum 2 und 3 von Zustand 0 zu Zustand 3 nach definierten Vorermüdungskonzepten	128
Tab. 33: Veränderungen des Hüftwinkels bei Minimum 2 und 3 von Zustand 0 zu Zustand 3 nach definierten Vorermüdungskonzepten	129
Tab. 34: Veränderungen des Kniewinkels bei Minimum 2 und 3 von Zustand 0 zu Zustand 3 nach definierten Vorermüdungskonzepten	130
Tab. 35: Veränderungen des Hüftwinkels bei Minimum 2 und 3 von Zustand 0 zu Zustand 3 nach definierten Vorermüdungskonzepten	131
Tab. 36: Veränderungen des Kniewinkels bei Minimum 2 und 3 von Zustand 0 zu Zustand 3 nach definierten Vorermüdungskonzepten	132
Tab. 37: Vergleich des Minimums 2 und 3 des Hüftwinkels der Probanden A, B und C nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae	133
Tab. 38: Vergleich des Minimums 2 und 3 des Kniewinkels der Probanden A, B und C nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae	133
Tab. 39: Vergleich des Minimums 2 und 3 des Hüftwinkels der Probanden A, B und C nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae	134
Tab. 40: Vergleich des Minimums 2 und 3 des Kniewinkels der Probanden A, B und C nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae	134
Tab. 41: Vergleich des Minimums 2 und 3 des Hüftwinkels der Probanden A, B und C nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris.....	135
Tab. 42: Vergleich des Minimums 2 und 3 des Kniewinkels der Probanden A, B und C nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris.....	135
Tab. 43: Vergleich des Minimums 2 und 3 des Hüftwinkels der Probanden A, B und C nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris.....	136
Tab. 44: Vergleich des Minimums 2 und 3 des Kniewinkels der Probanden A, B und C nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris.....	136

Lebenslauf:

Name: Hoffmann
Vorname: Lutz
geb.: 16.12.1971
in: Vacha
Familienstand: ledig, 1 Kind

Schulausbildung:

09/78 – 08/88 Polytechnische Oberschule Vacha
Abschluss: 10. Klasse
09/88 – 08/90 Erweiterte Oberschule Bad Salzungen
Abschluss: Abitur

Universitätsausbildung:

09/90 – 08/96 Studium an der Friedrich – Schiller – Universität Jena
Lehramt Biologie/Sport
Abschluss: 1. Staatsexamen
09/03 – 08/96 Ergänzungsstudium „Sporttherapie und Altersport“ an
der Friedrich – Schiller – Universität Jena
09/96 – 08/98 Staatliches Studienseminar Weimar
Abschluss: 2. Staatsexamen Lehramt Gymnasium
Biologie/Sport
09/98 – 02/99 Studium an der FSU Jena 3. Fach Geographie

Berufspraxis:

03/99 – 08/99 Hauptamtlicher Handballtrainer beim HBV Jena 90
09/99 – z. Z. Lehrkraft für besondere Aufgaben an der
Friedrich – Schiller – Universität Jena
am Institut für Sportwissenschaft

Besondere Fähigkeiten:

Handballtrainer (B – Lizenz)
Fitnesstrainer (A – Lizenz)
Skilehrer Alpin (C – Lizenz)

Jena, 25.10.2005

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig angefertigt habe. Direkt oder indirekt übernommenes Gedankengut aus fremden Quellen ist als solches kenntlich gemacht. Gleichsam wurde diese Arbeit weder einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt noch veröffentlicht. Die rechtlichen Konsequenzen unwahrer Erklärungen sind mir bekannt und bewusst.

Jena, 25.10.2005

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die direkt oder indirekt an dem Gelingen dieser Arbeit beteiligt waren.

Besonderer Dank gilt Herrn *Prof. Dr. Hans-Alexander Thorhauer*. Er hat durch seine intensive Betreuung und seiner ständigen Bereitschaft zu sachlichen und konstruktiven Diskussionen einen großen Anteil an der erfolgreichen Anfertigung dieser Arbeit.

Dank auch an Frau *Prof. Dr. Johanna Hübscher*, die die Begutachtung dieser Arbeit übernommen hat.

Der nächste Dank geht an Herrn *Falk Werner*, der durch freundschaftliche und konstruktive Zusammenarbeit eine große Stütze darstellte.

Bedanken möchte ich mich außerdem bei Herrn *Peter Fakelmayer*. Er unterstützte mich bei allen technischen und elektronischen Problemen, die während der Studie auftraten. Außerdem hat er einen großen Anteil an der technischen Umsetzung und Anpassung des Untersuchungsdesigns.

Herrn *Dr. Lutz Leistritz* möchte ich für seine vielen Ratschläge und Hinweise bei der statistischen Aufbereitung der Daten danken.

Ein ganz besonderer Dank geht an alle *Probanden*, die sich unermüdlich für das Gelingen der Studie einsetzten und einen großen Zeitumfang dafür opferten.

Allen *Mitarbeitern* des Instituts für Sportwissenschaft danke ich für die Unterstützung und Hilfsbereitschaft in allen „Notlagen“.

Natürlich möchte ich an dieser Stelle nicht vergessen, auch meinen beiden lieben Frauen Antje & Alina ein großes Dankeschön auszusprechen.

Anhang

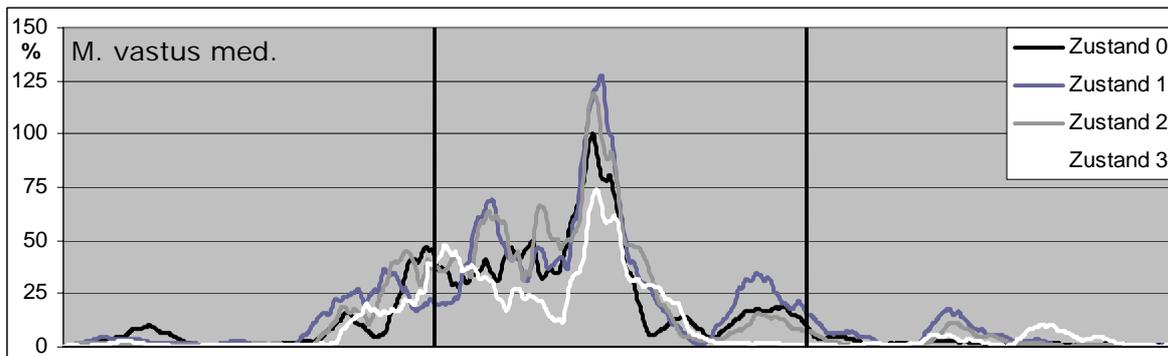
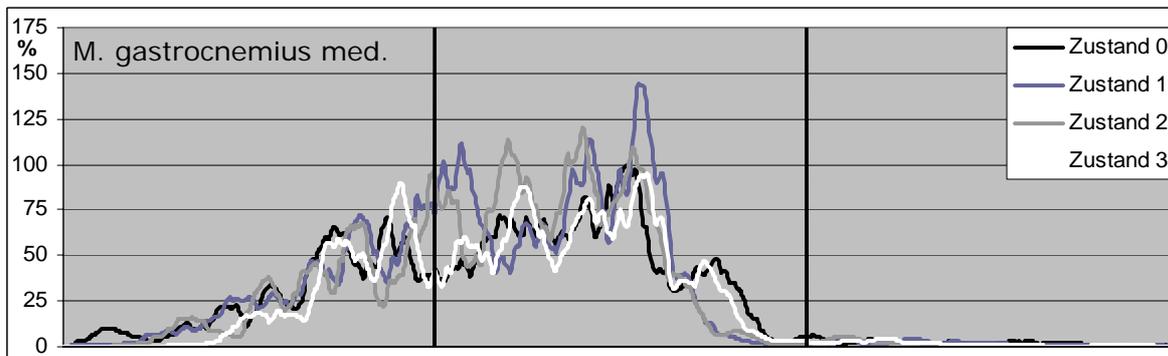
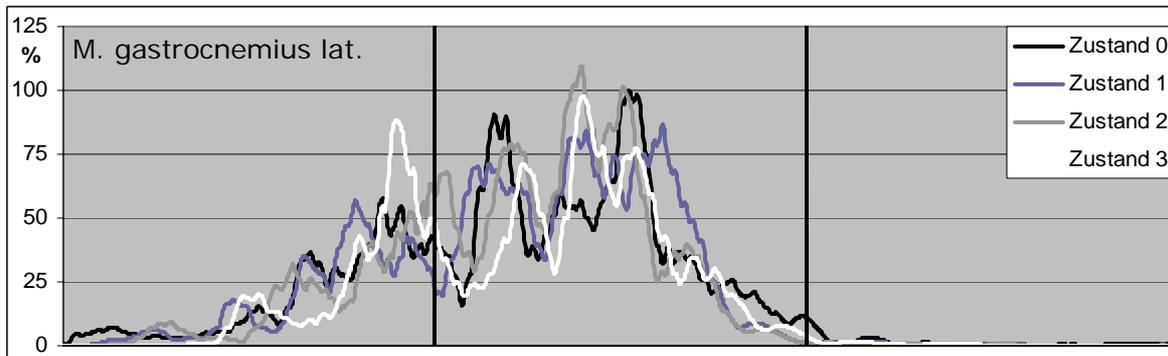
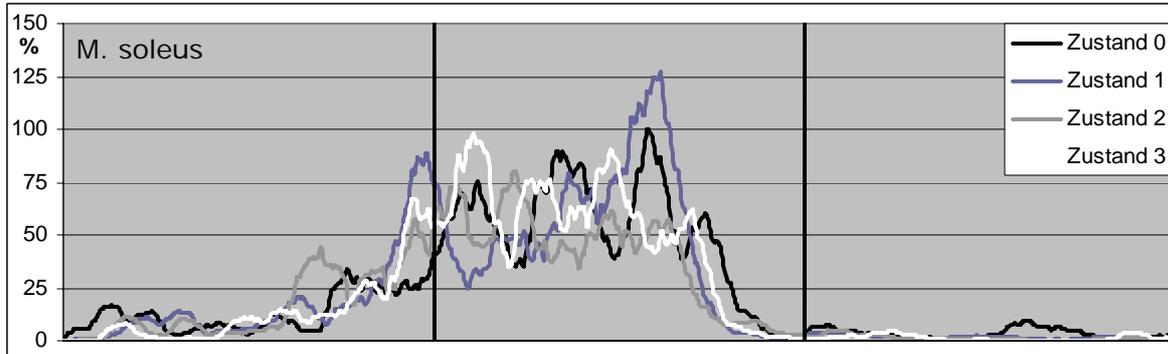
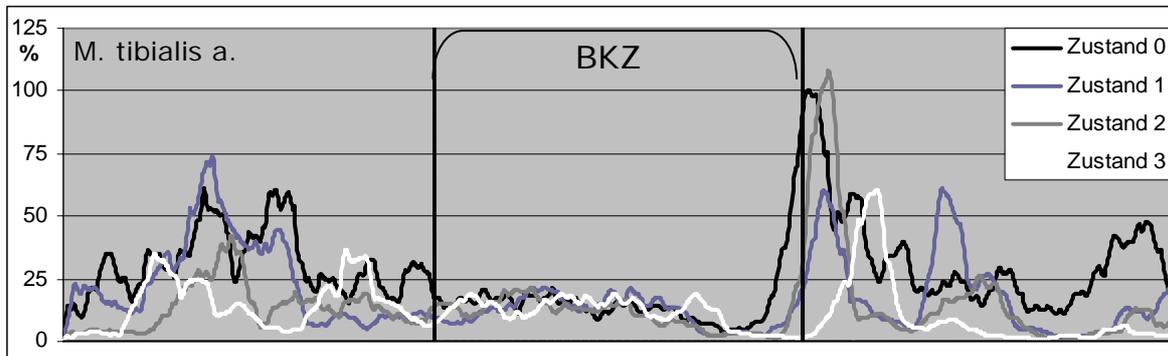


Abb. 97: Proband A EMG Sprung2 nach isometrischer Vorer müdung des M. triceps surae

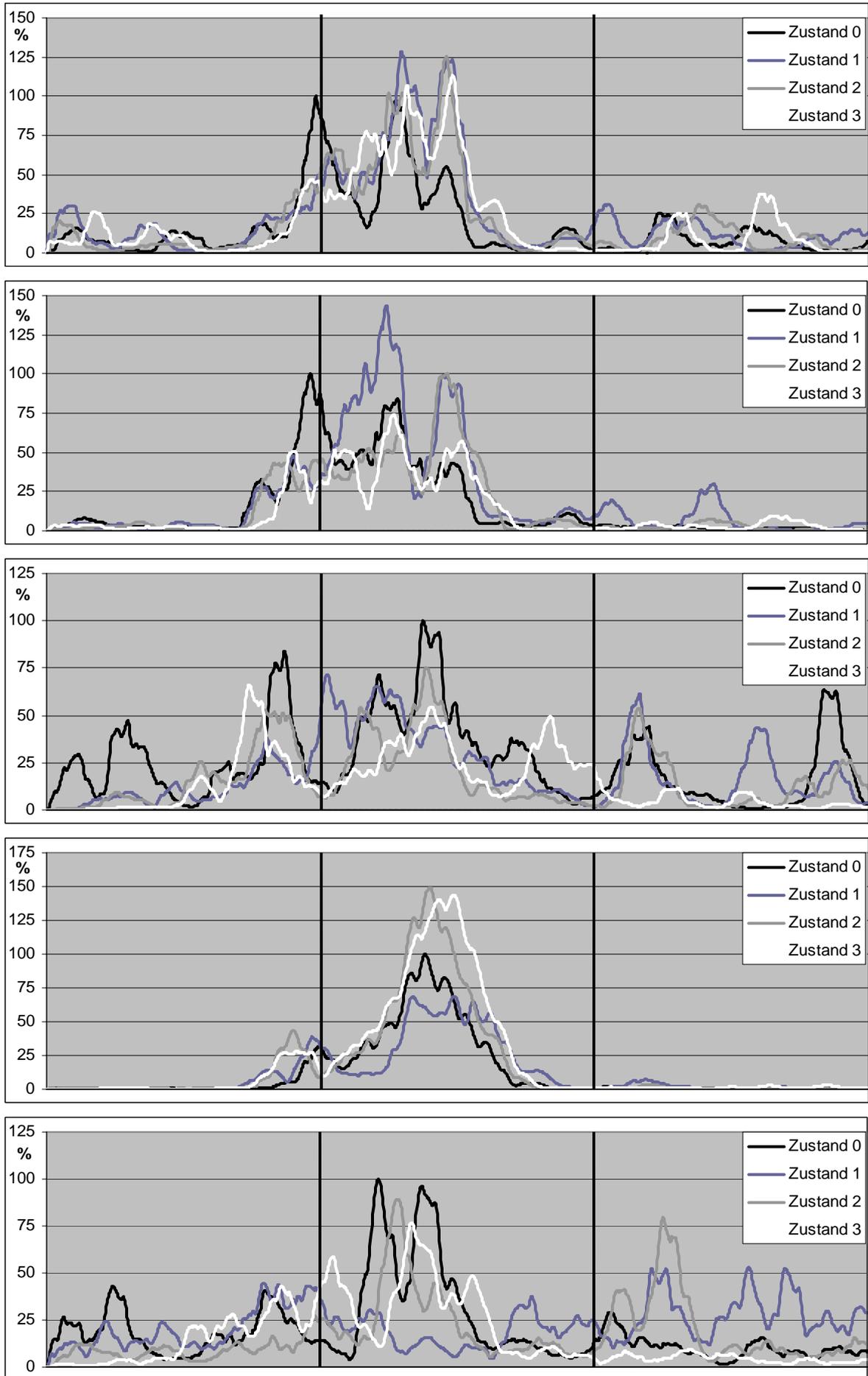


Abb. 98: Proband A EMG Sprung2 nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae

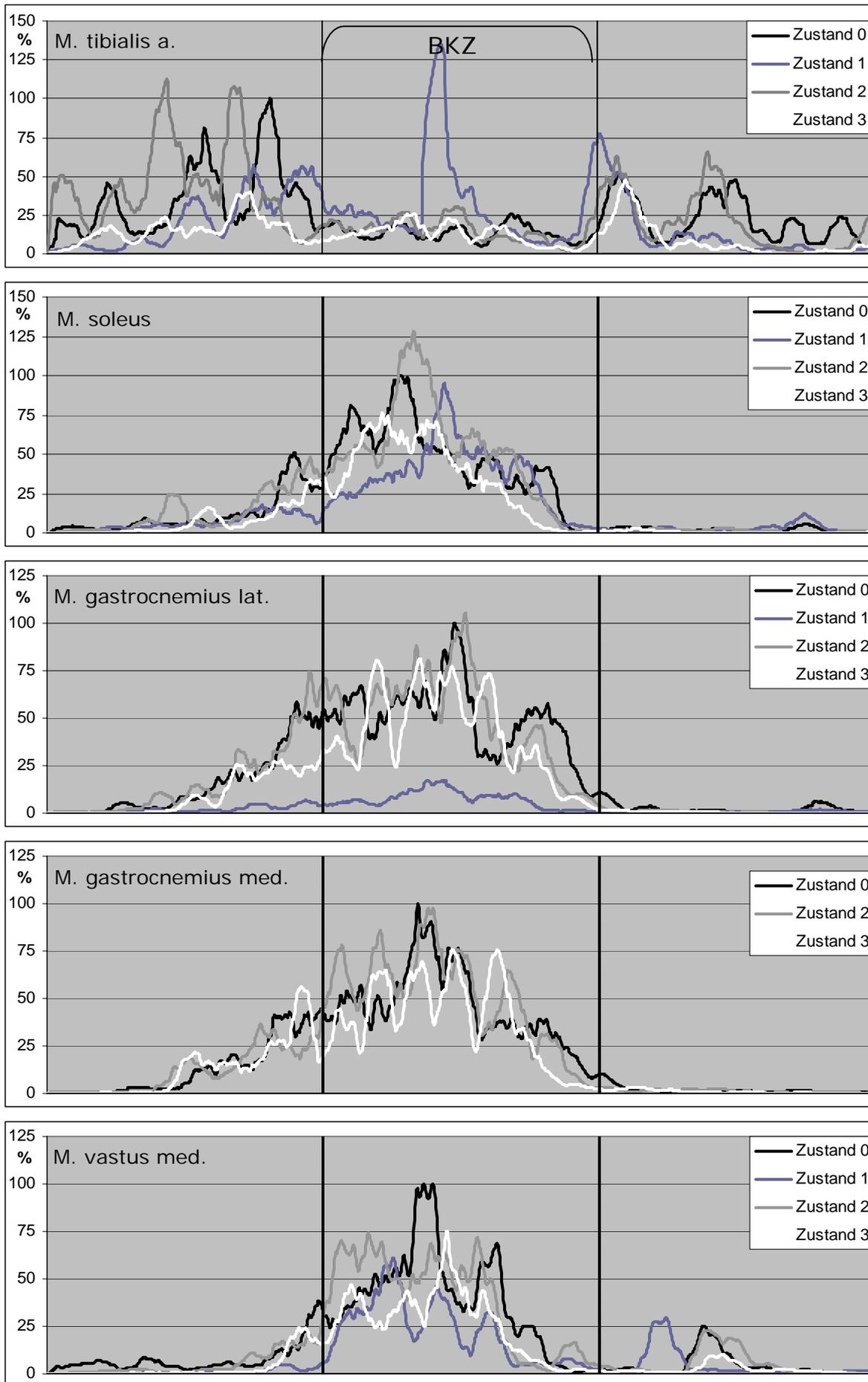


Abb. 99: Proband A EMG Sprung3 nach isometrischer Vorer müdung des M. triceps surae

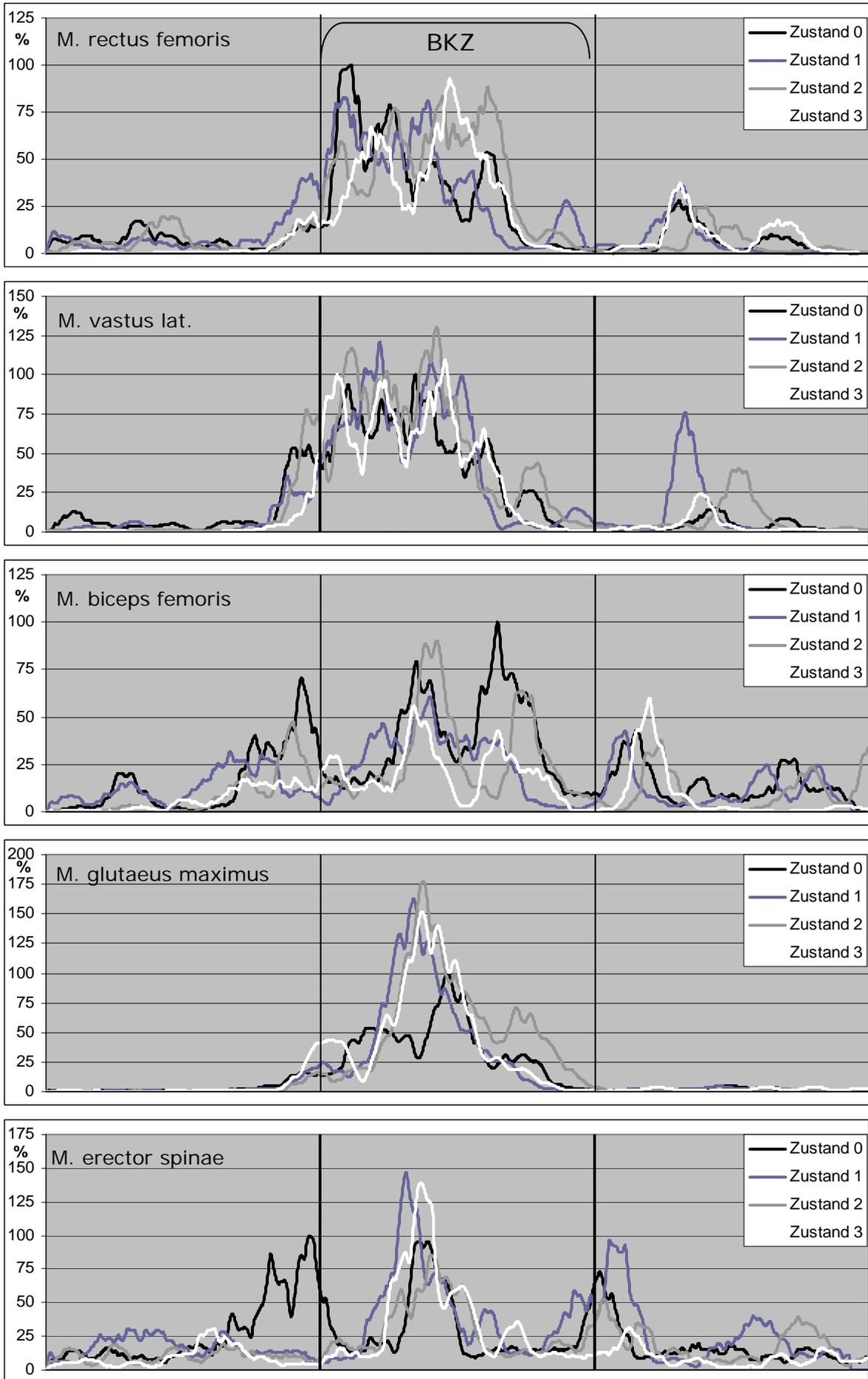


Abb. 100: Proband A EMG Sprung3 nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae

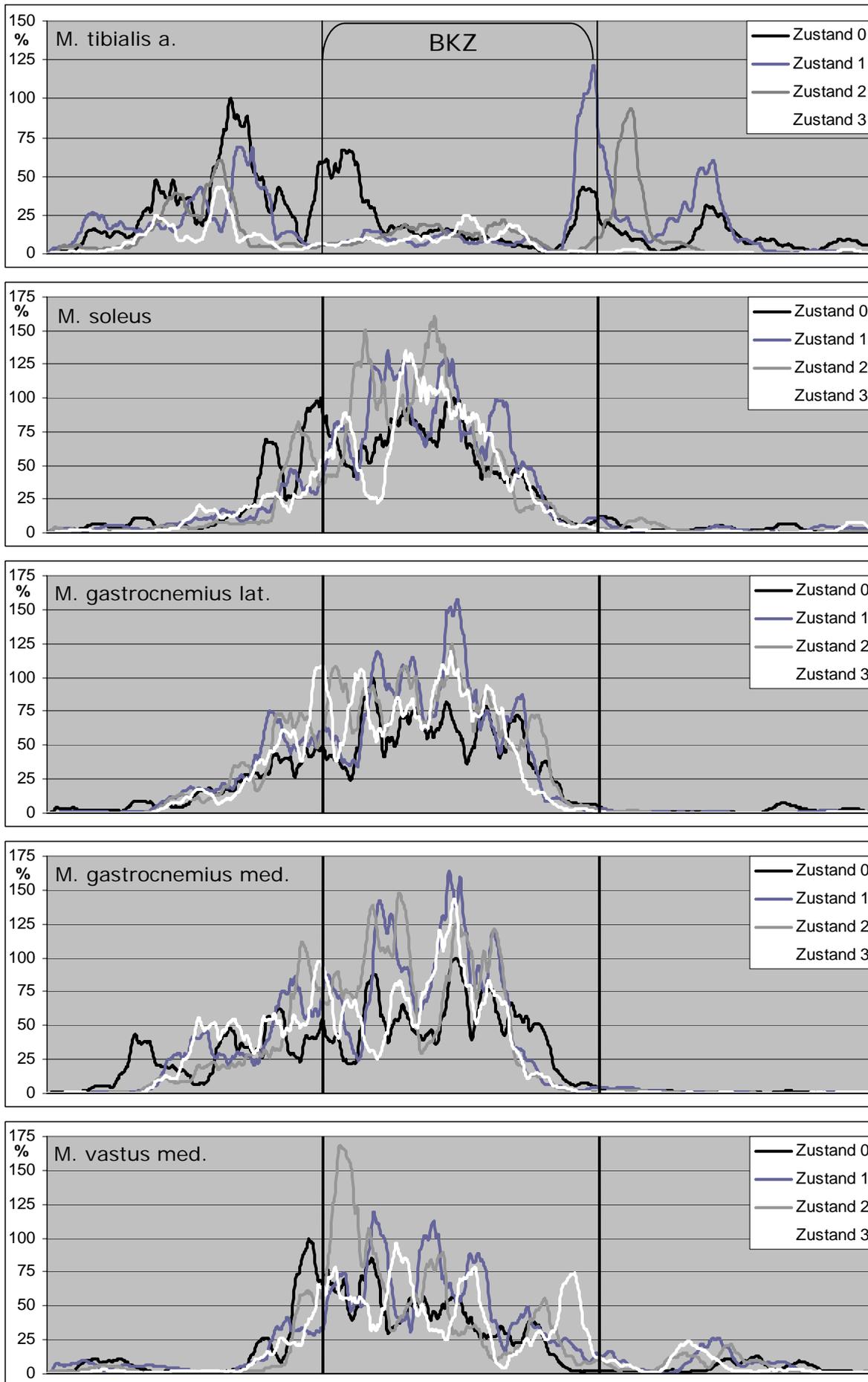


Abb. 101: Proband A EMG Sprung2 nach dynamischer Voreremüdung des M. triceps surae

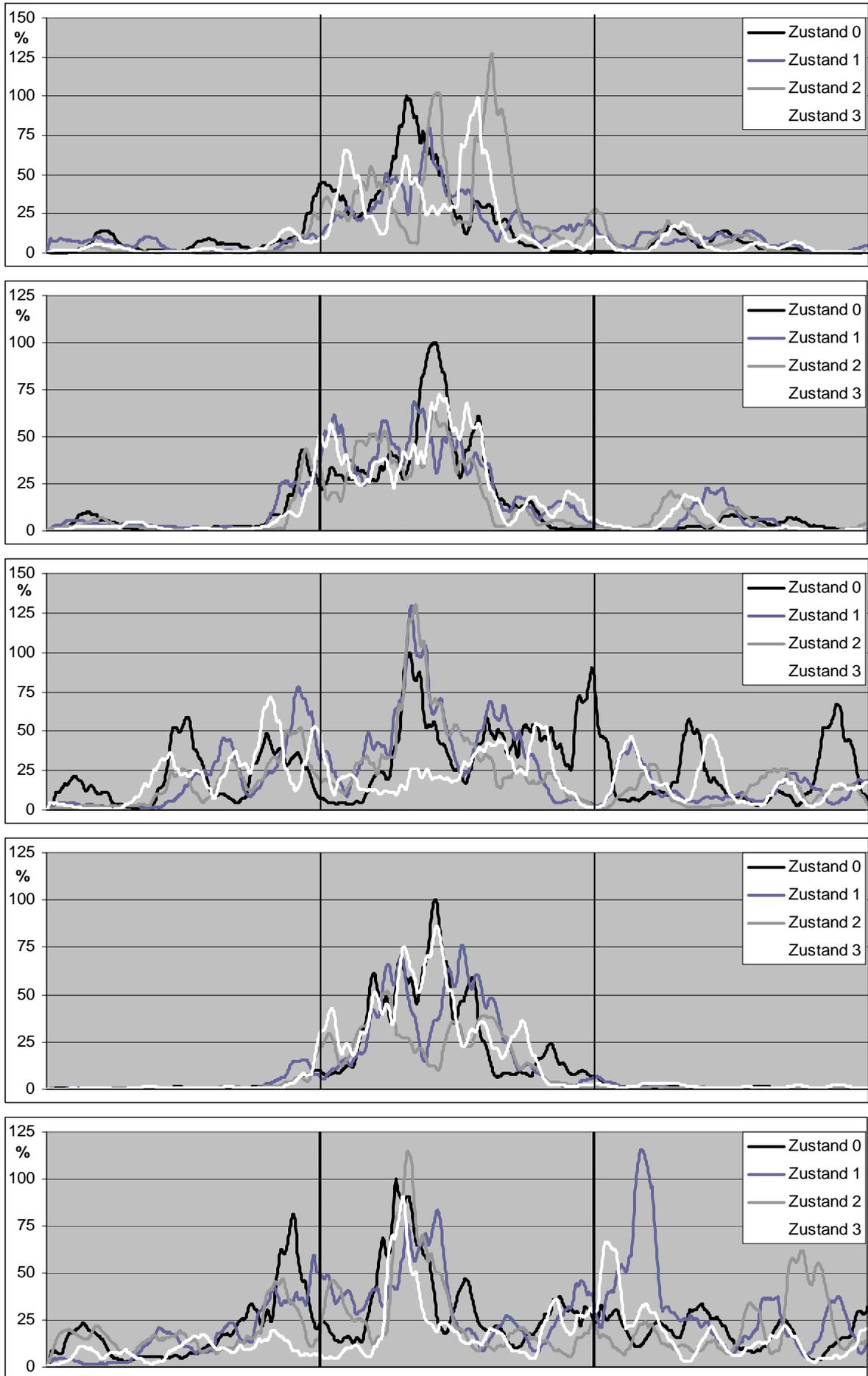


Abb. 102: Proband A EMG Sprung2 nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae

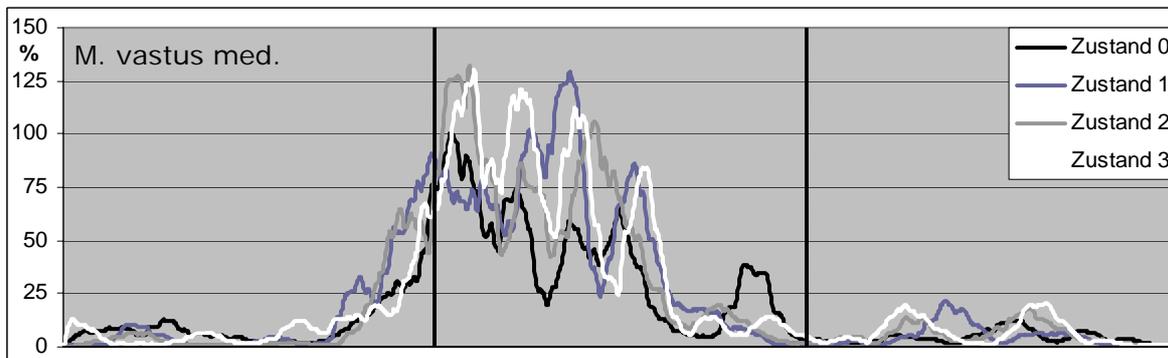
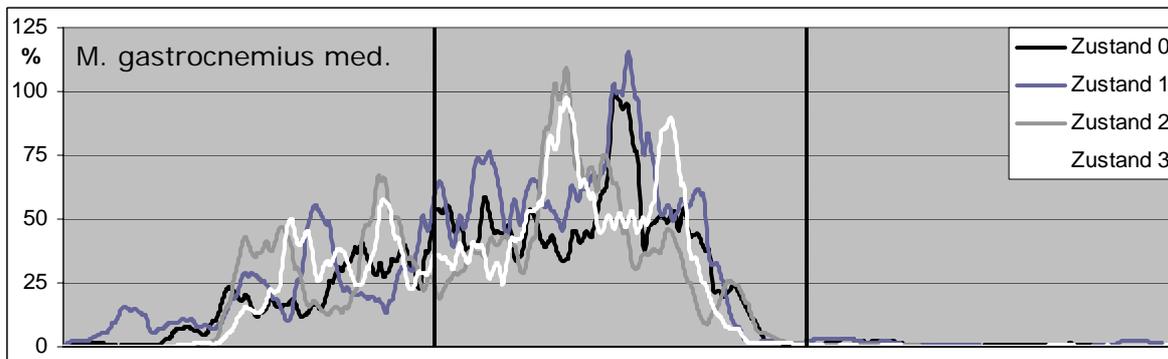
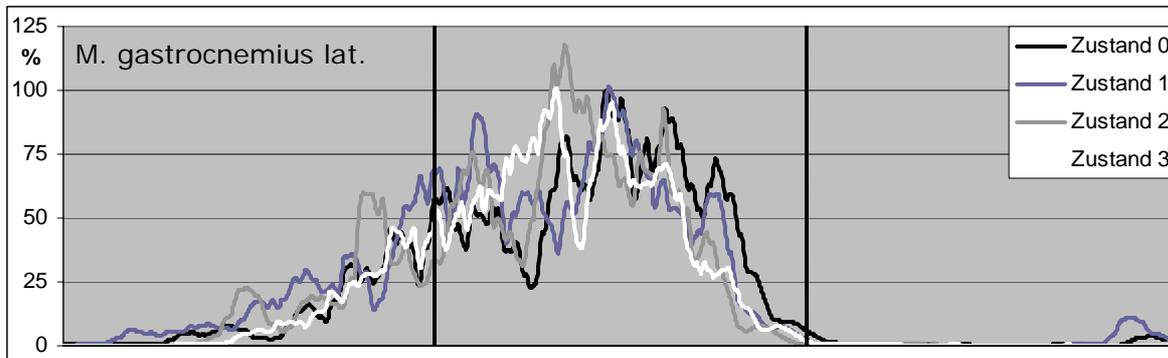
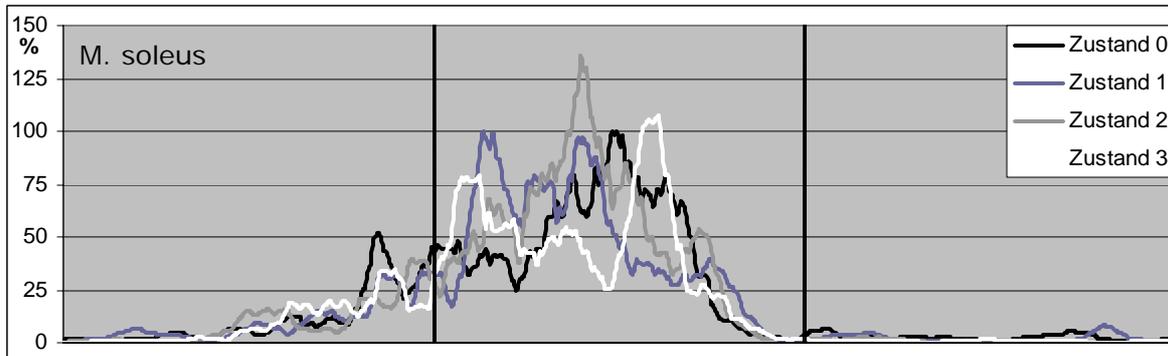
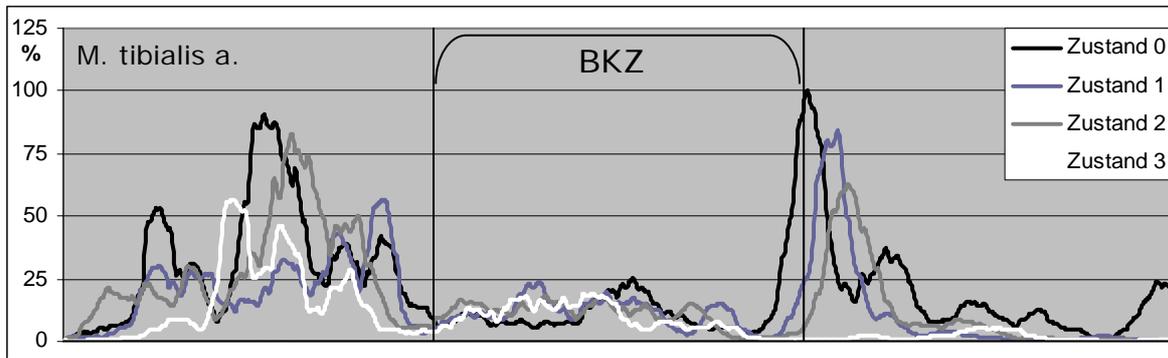


Abb. 103: Proband A EMG Sprung3 nach dynamischer Voreremüdung des M. triceps surae

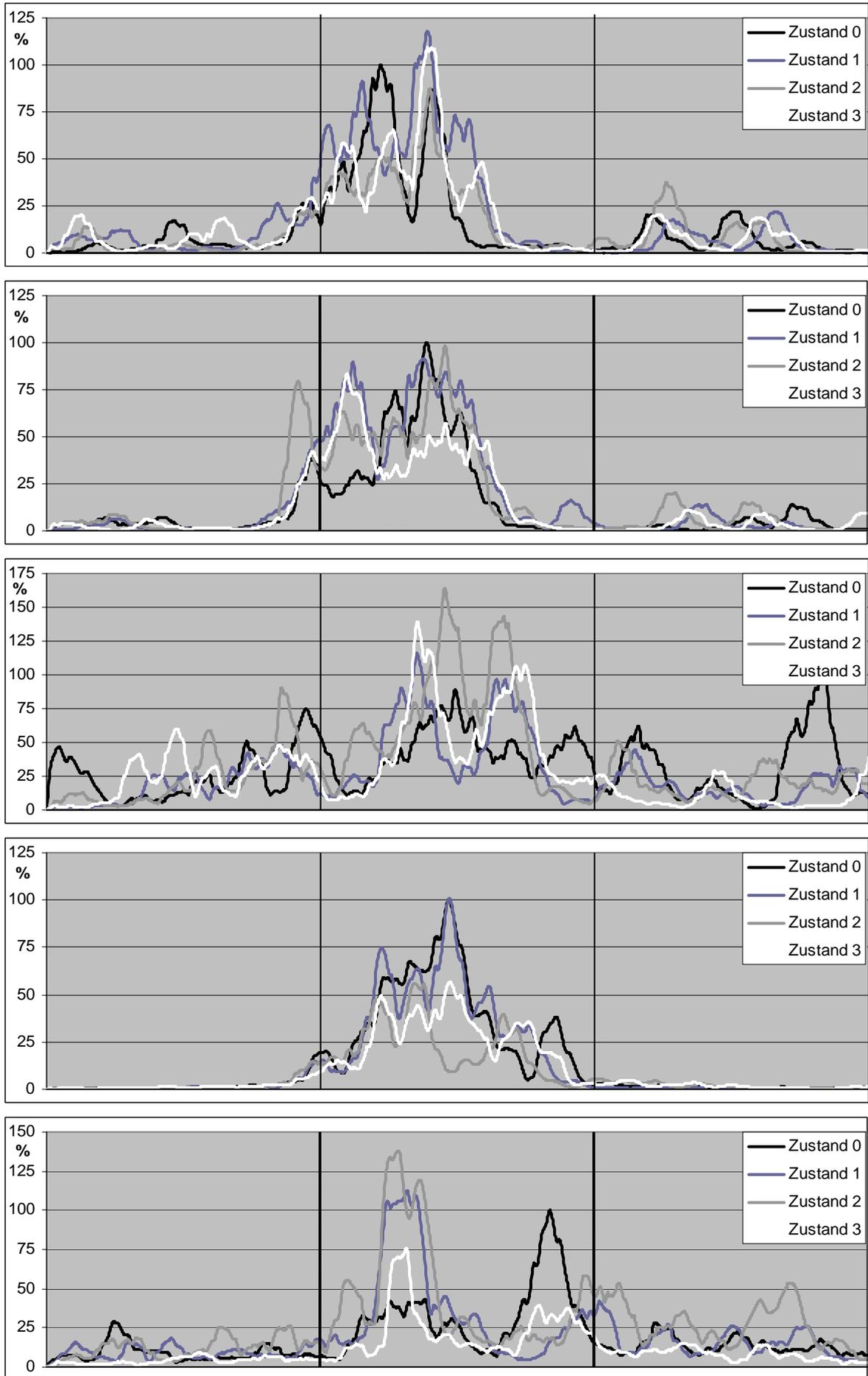


Abb. 104: Proband A EMG Sprung3 nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae

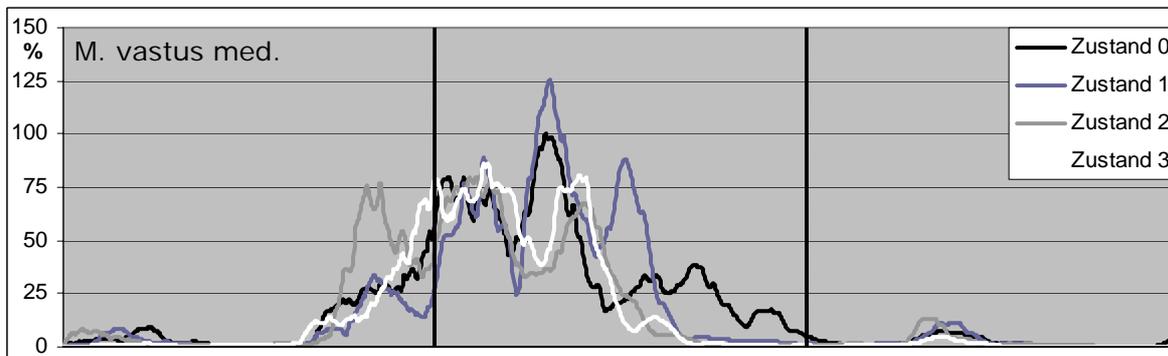
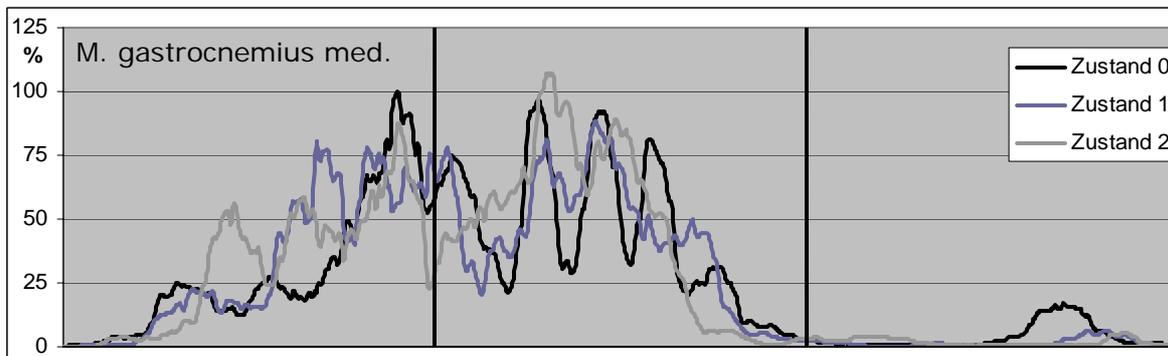
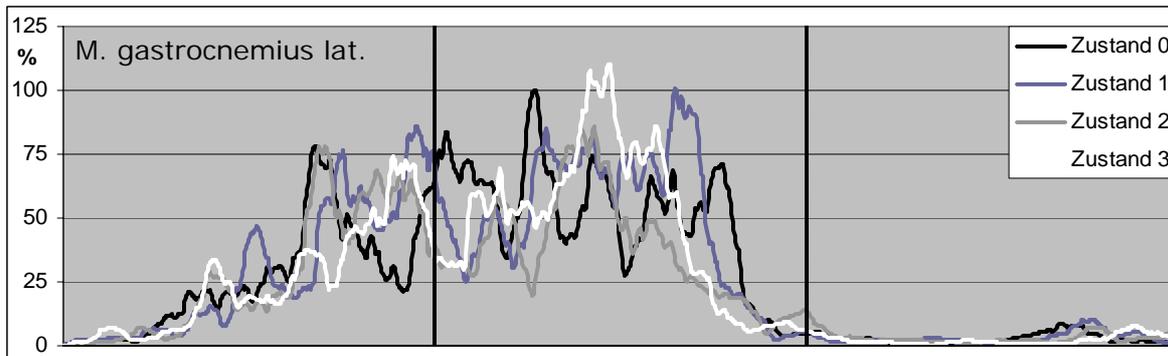
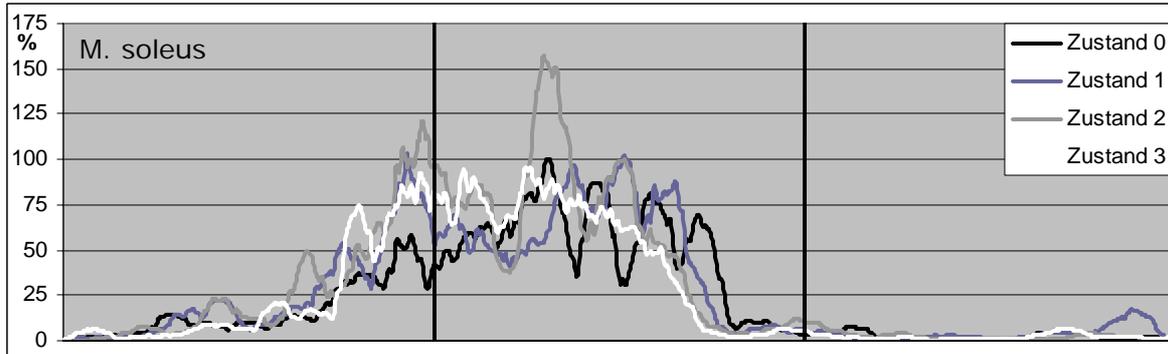
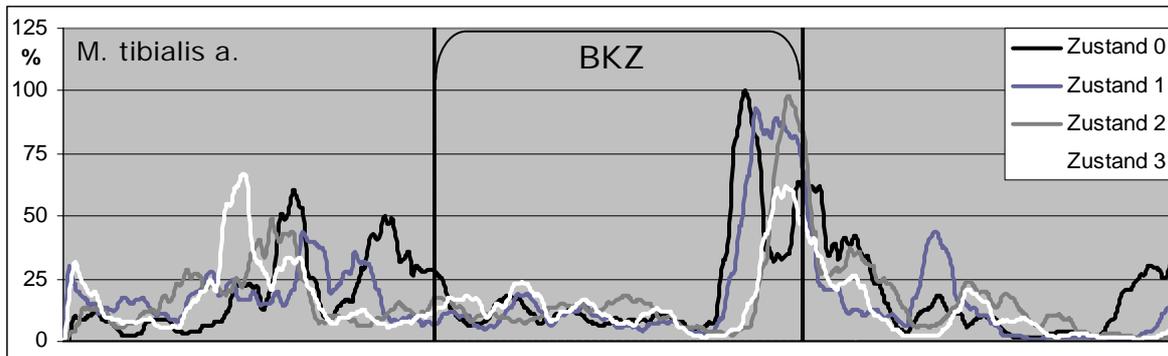


Abb. 105: Proband A EMG Sprung 2 nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

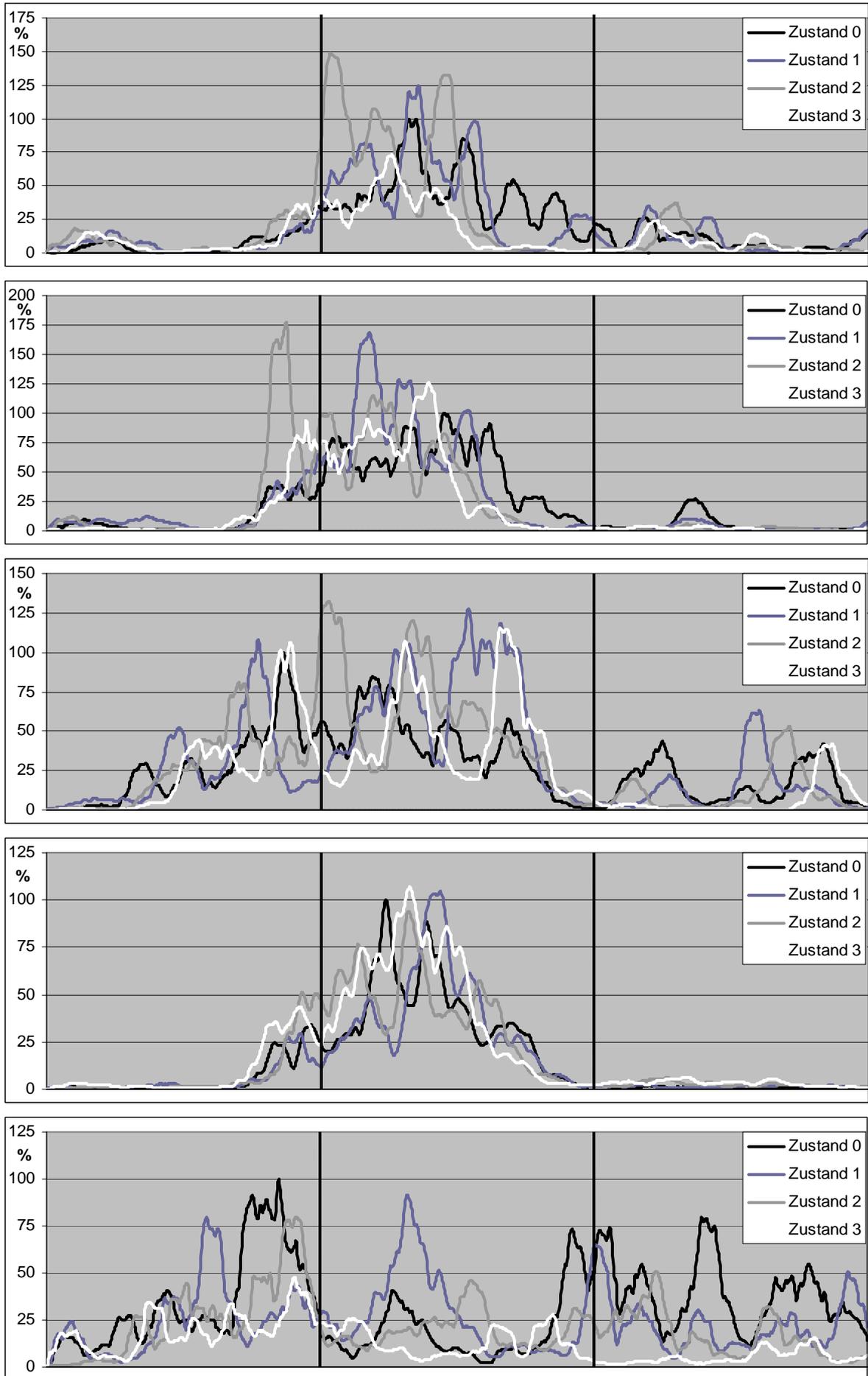


Abb. 106: Proband A EMG Sprung 2 nach isometrischer Vorerermüdung des M. quadriceps femoris

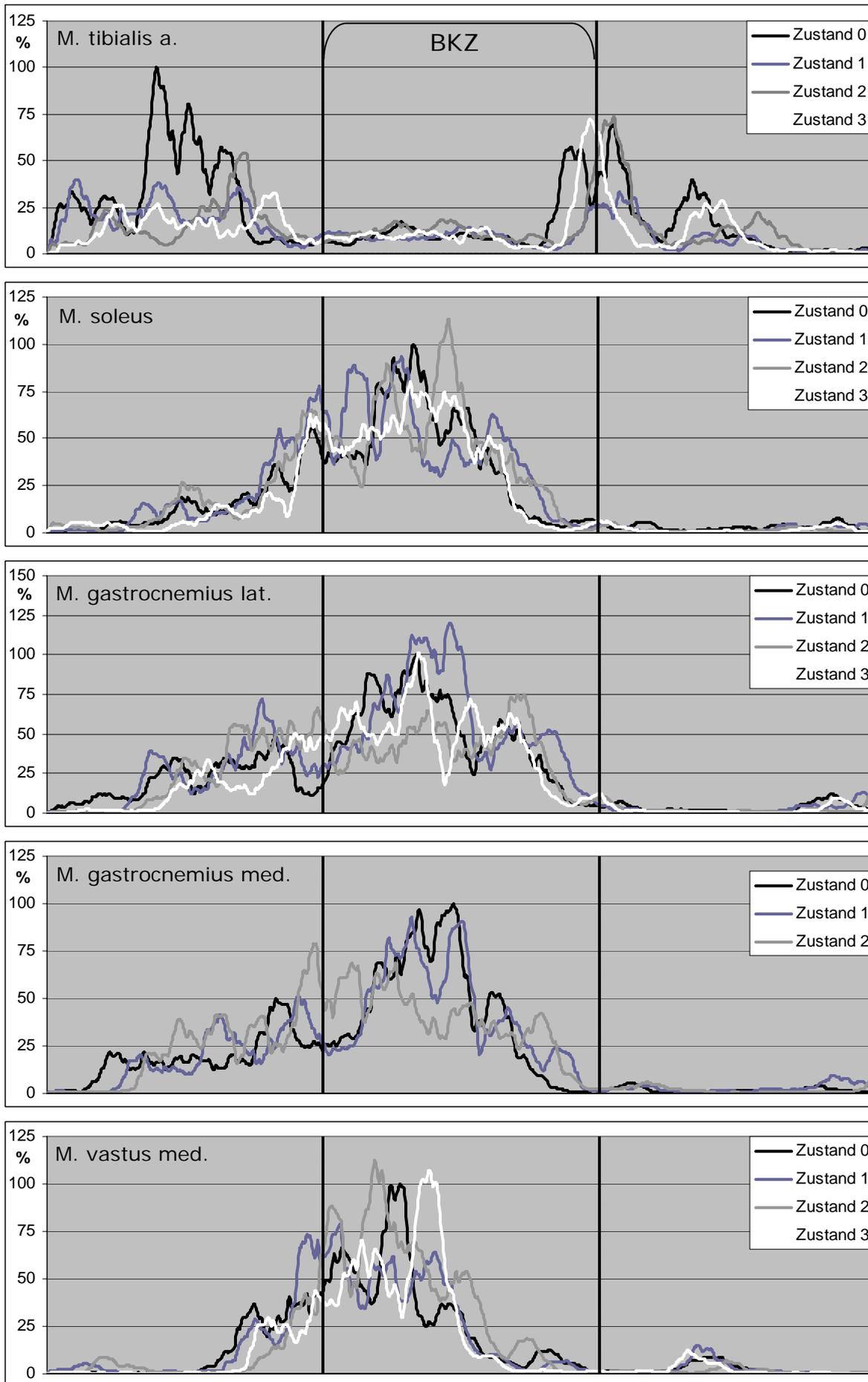


Abb. 107: Proband A EMG Sprung 3 nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

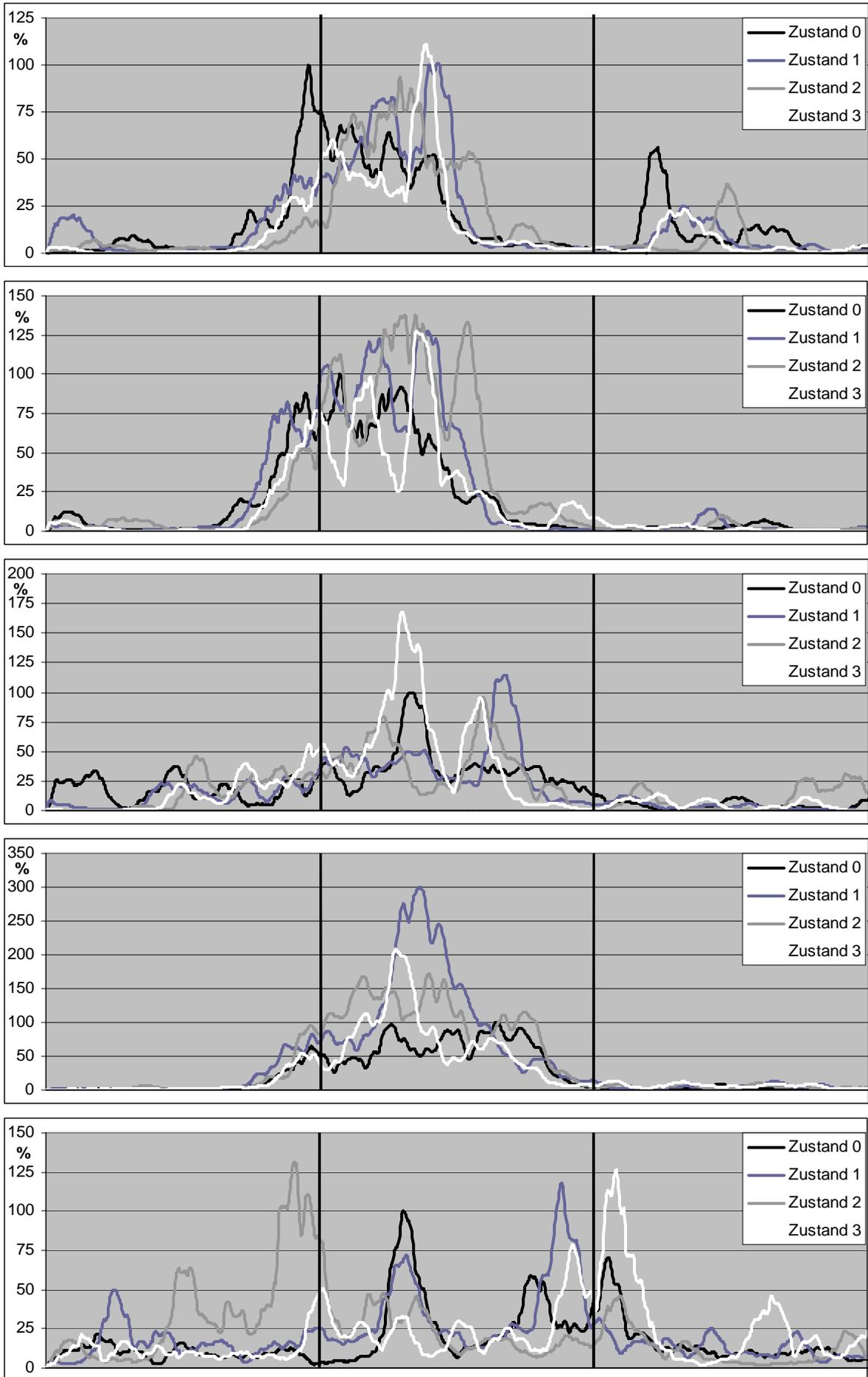


Abb. 108: Proband A EMG Sprung 3 nach isometrischer Voreremüdung des M. quadriceps femoris

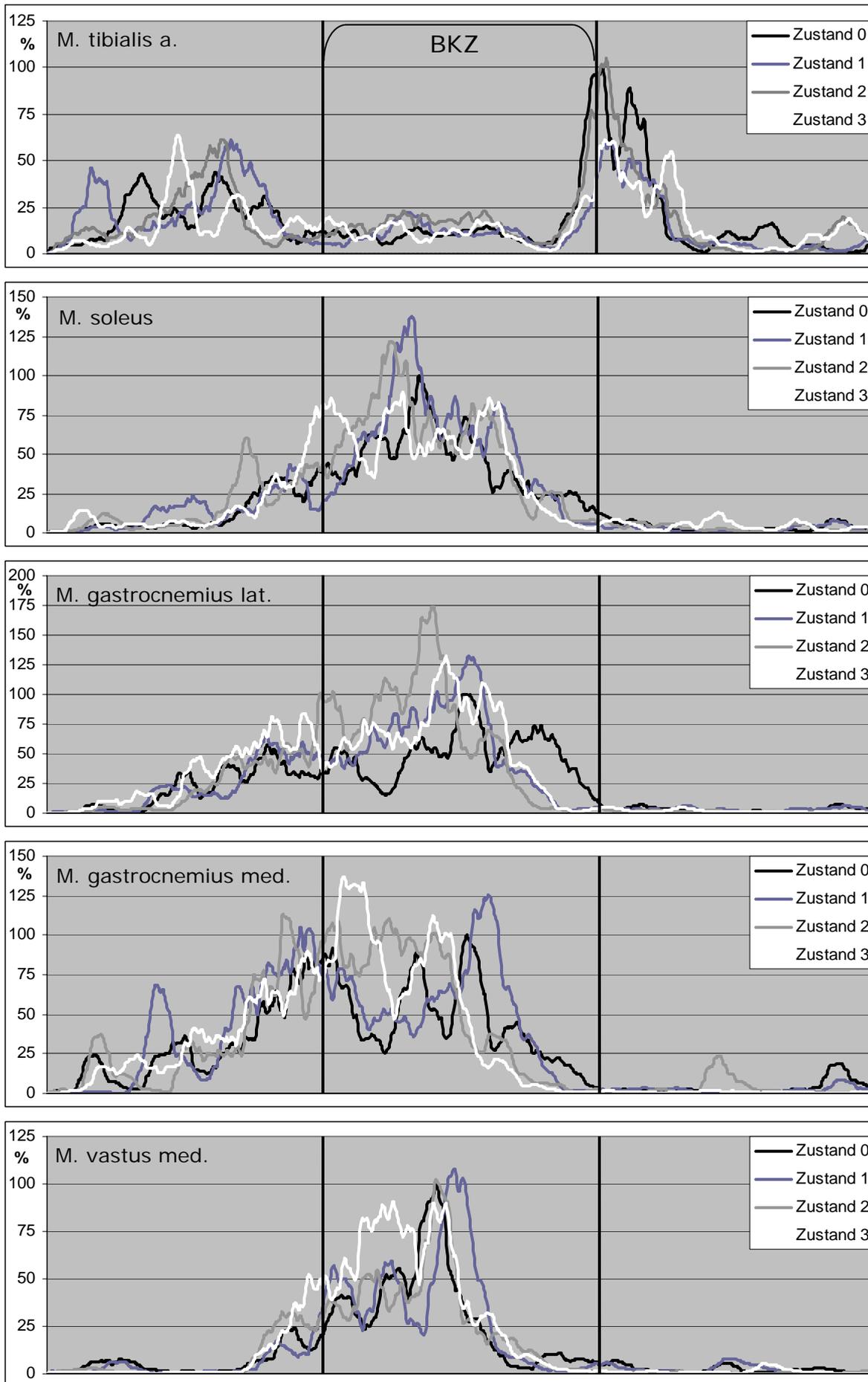


Abb. 109: Proband A EMG Sprung 2 nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

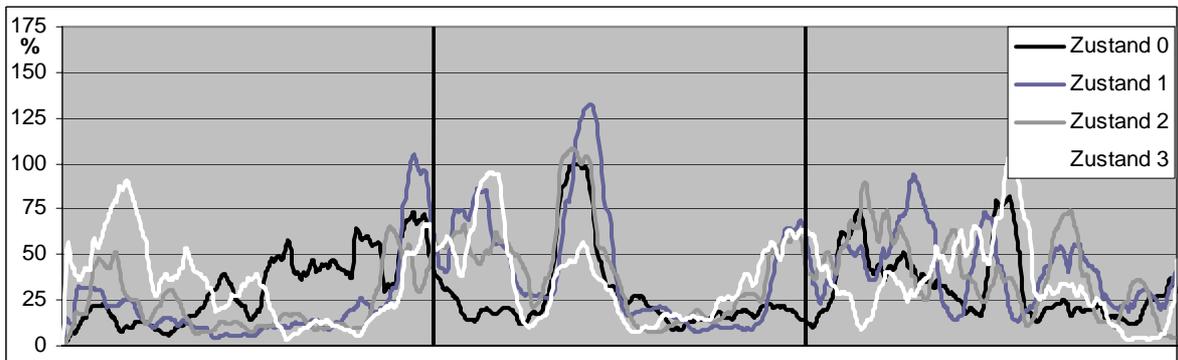
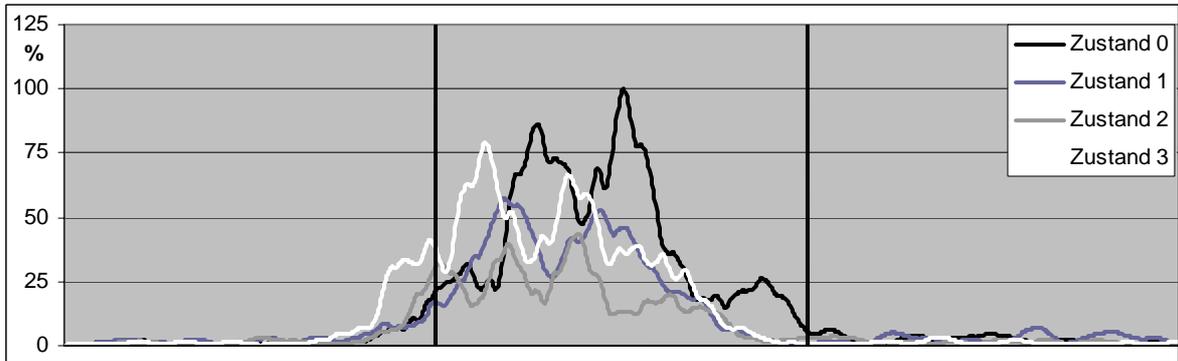
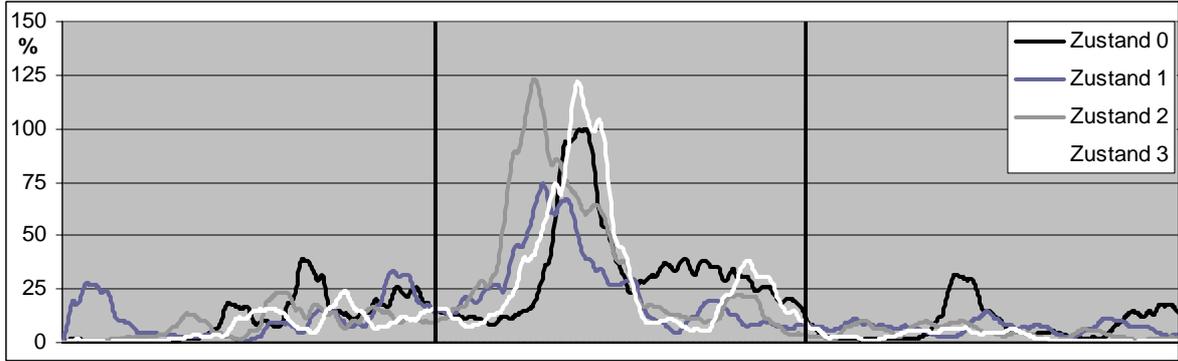
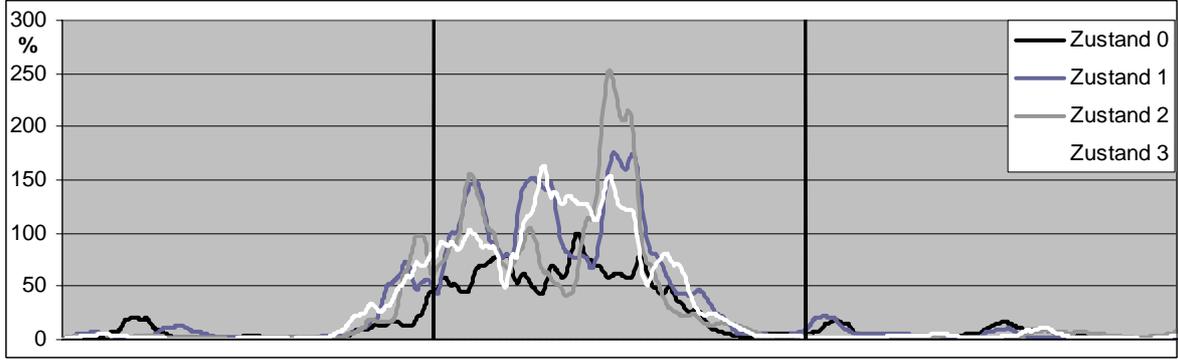
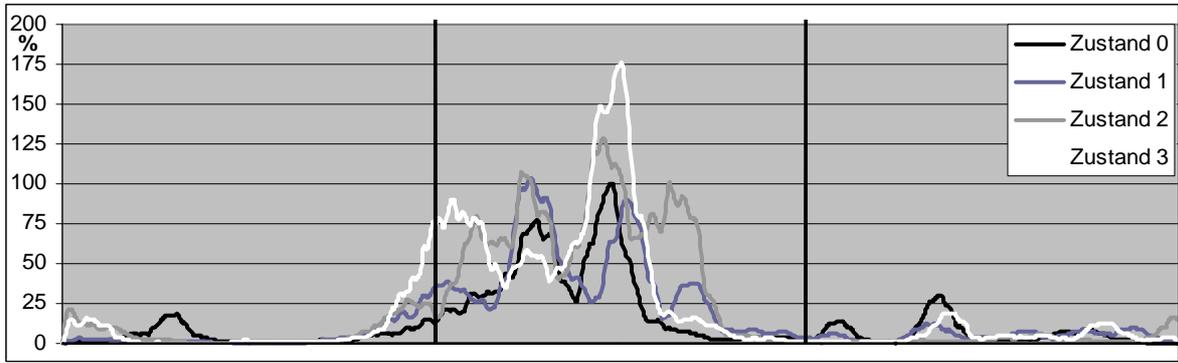


Abb. 110: Proband A EMG Sprung 2 nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

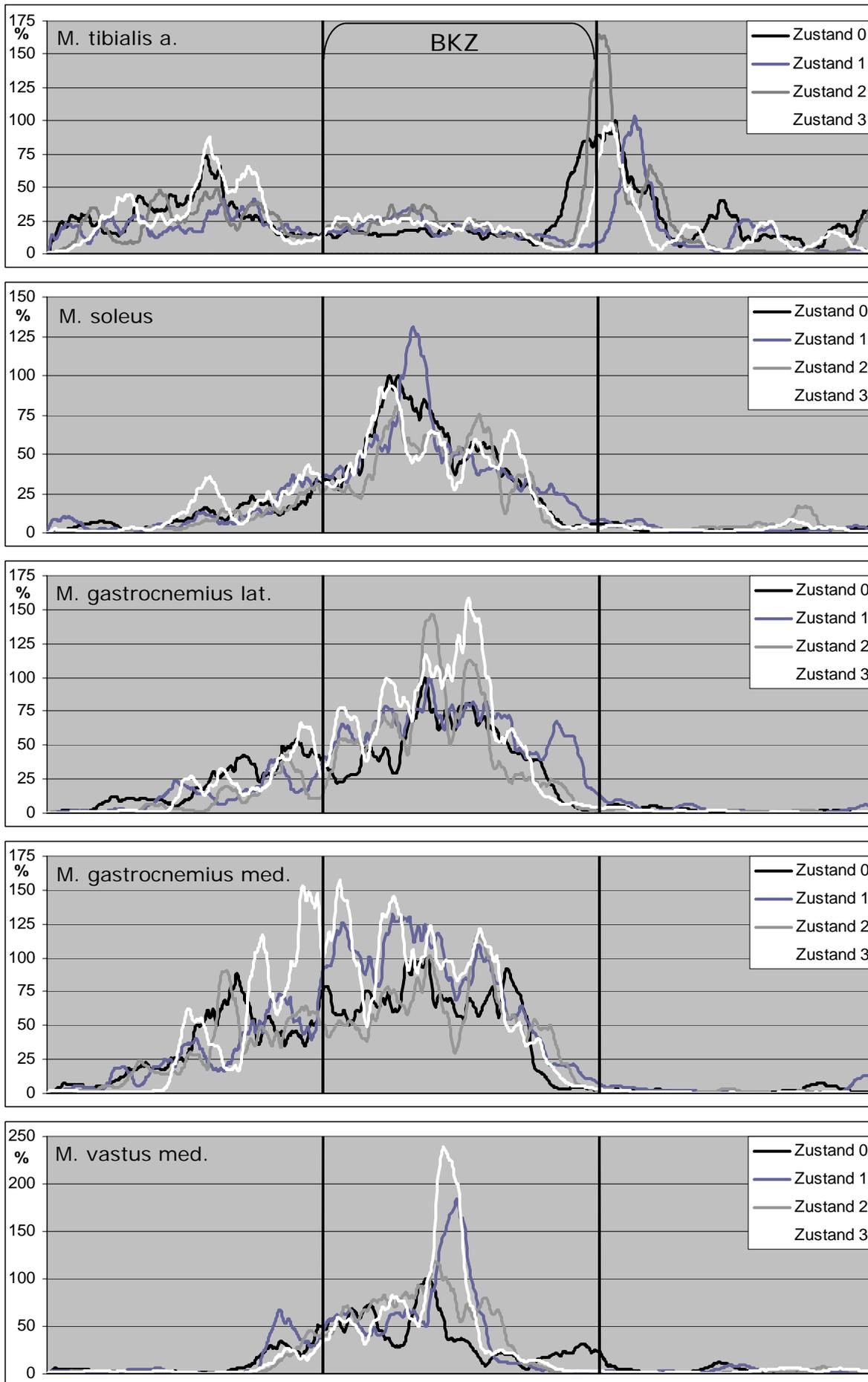


Abb. 111: Proband A EMG Sprung 3 nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

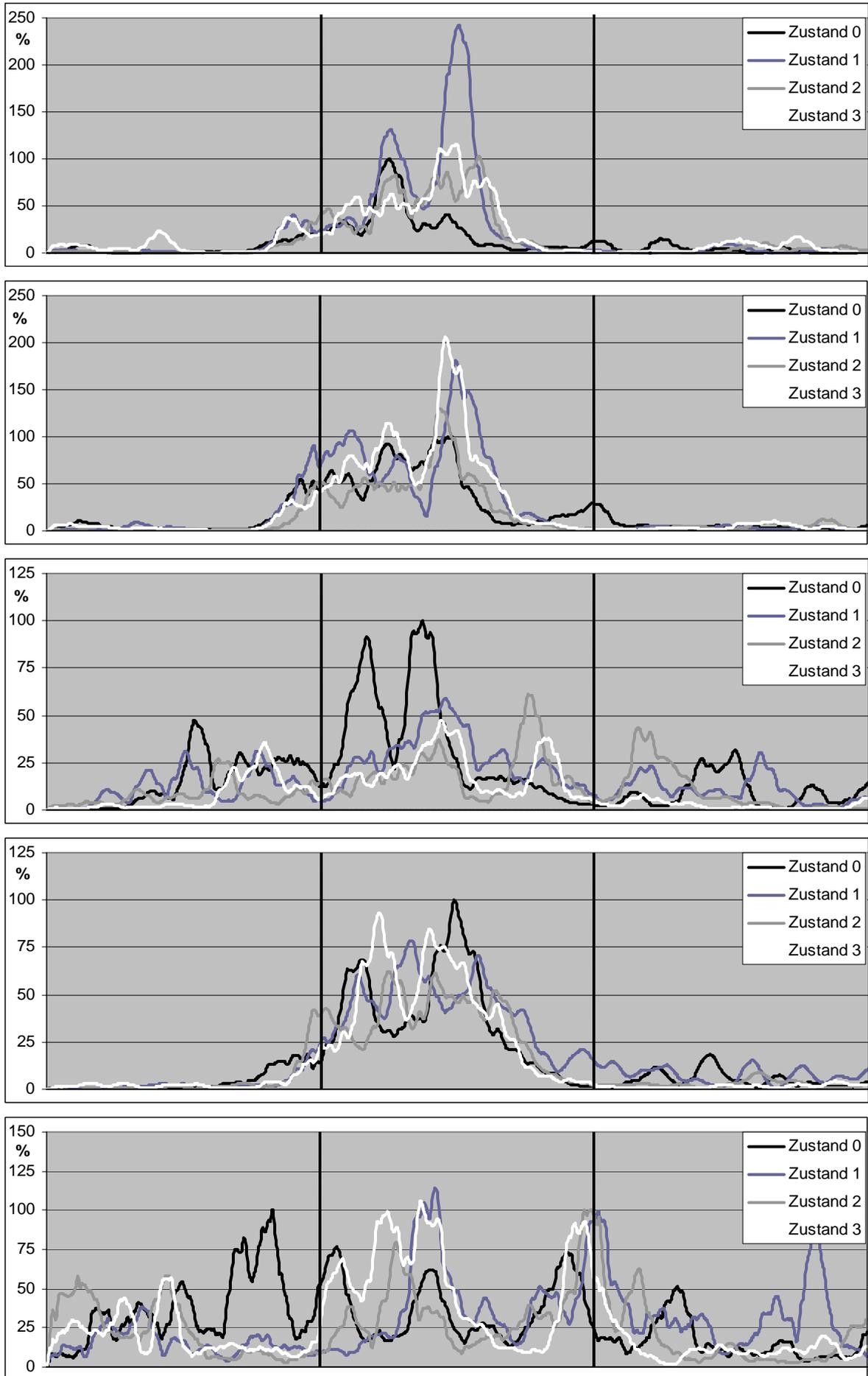


Abb. 112: Proband A EMG Sprung 3 nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

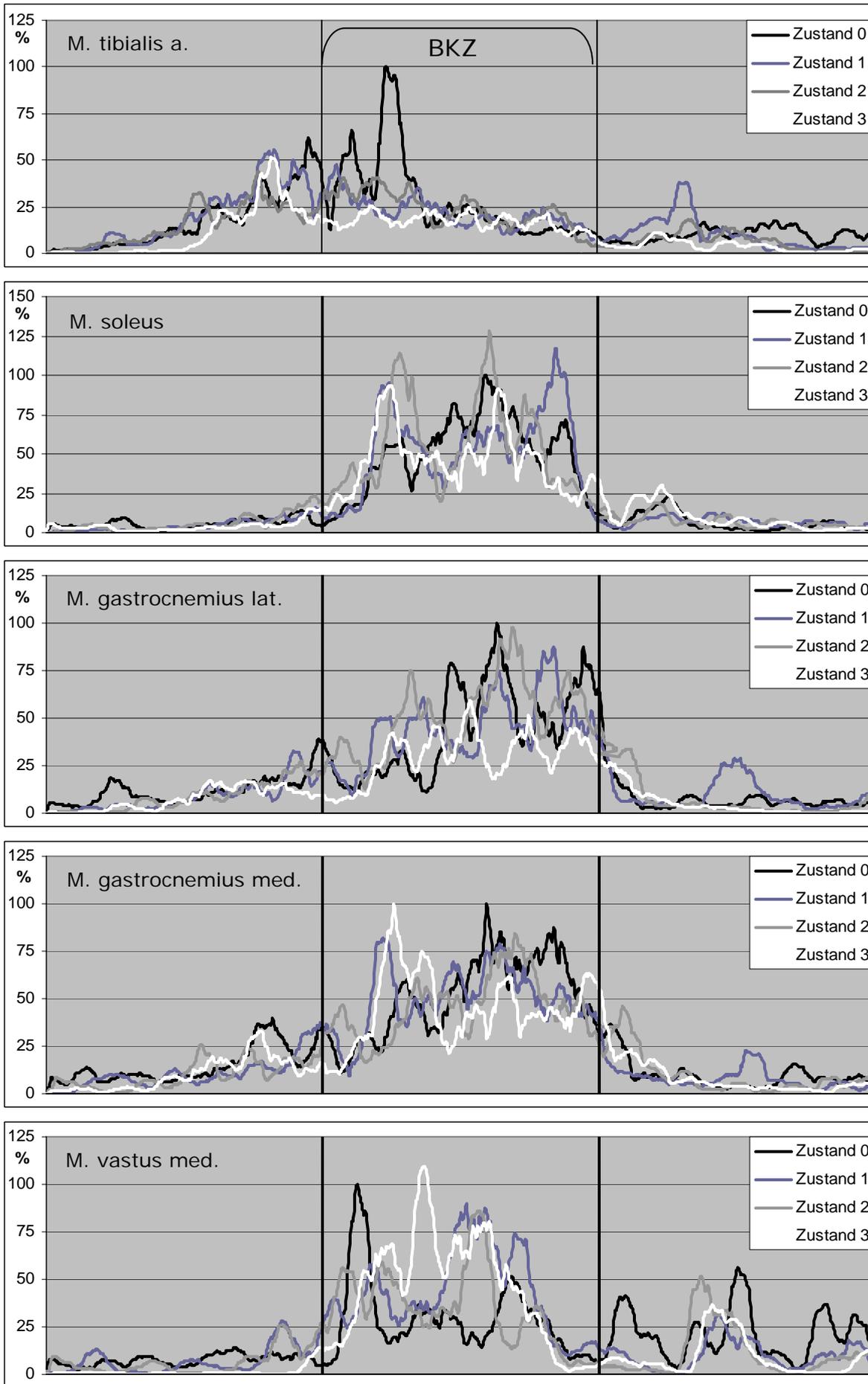


Abb. 113: Proband B EMG Sprung2 nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae

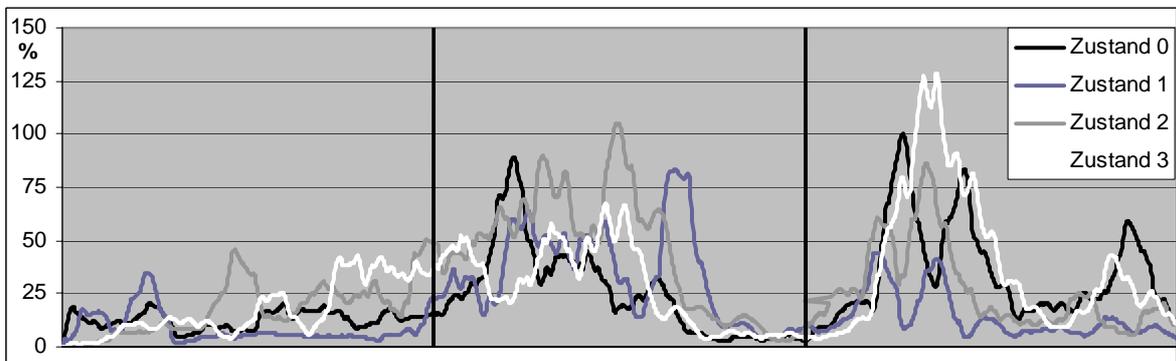
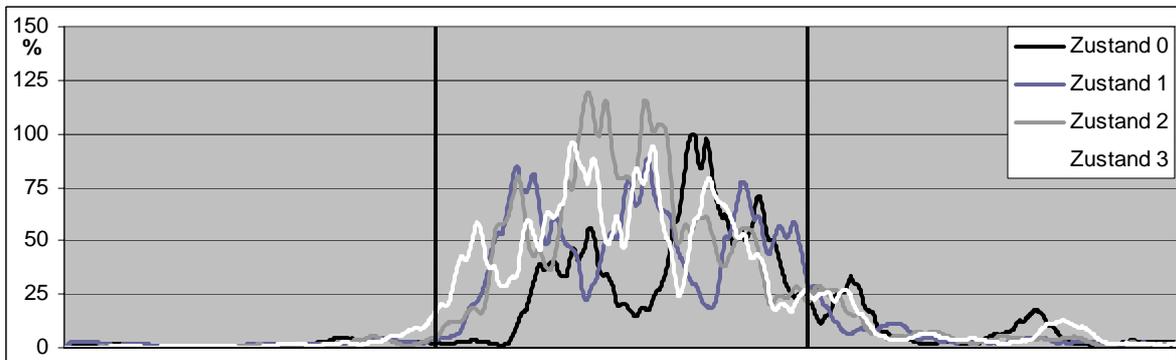
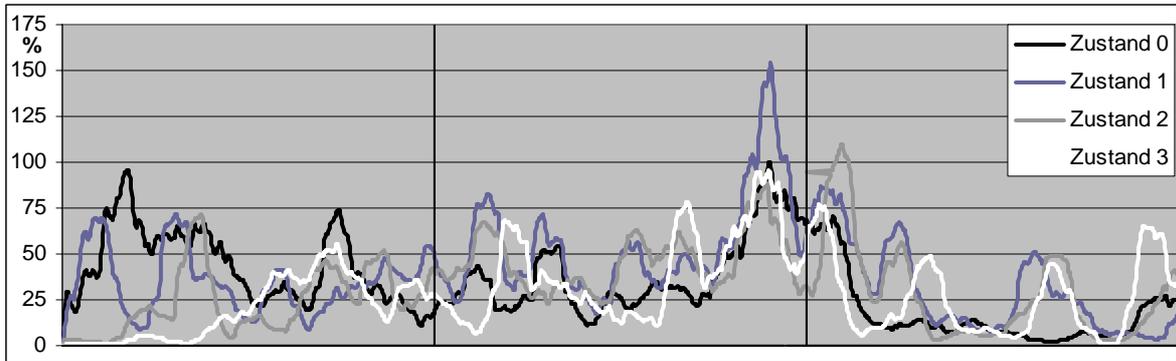
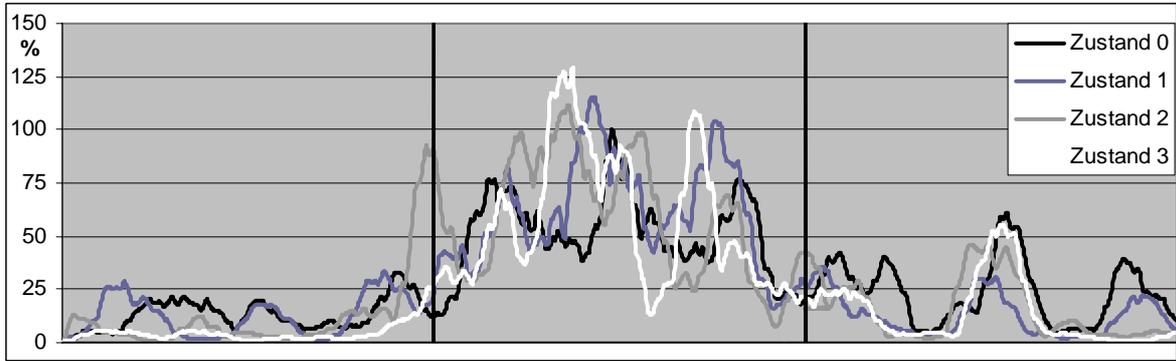
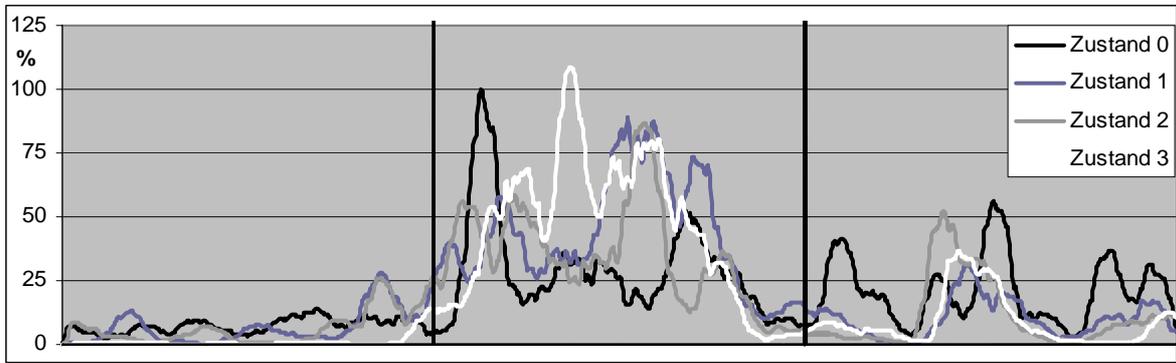


Abb. 114: Proband B EMG Sprung 2 nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae

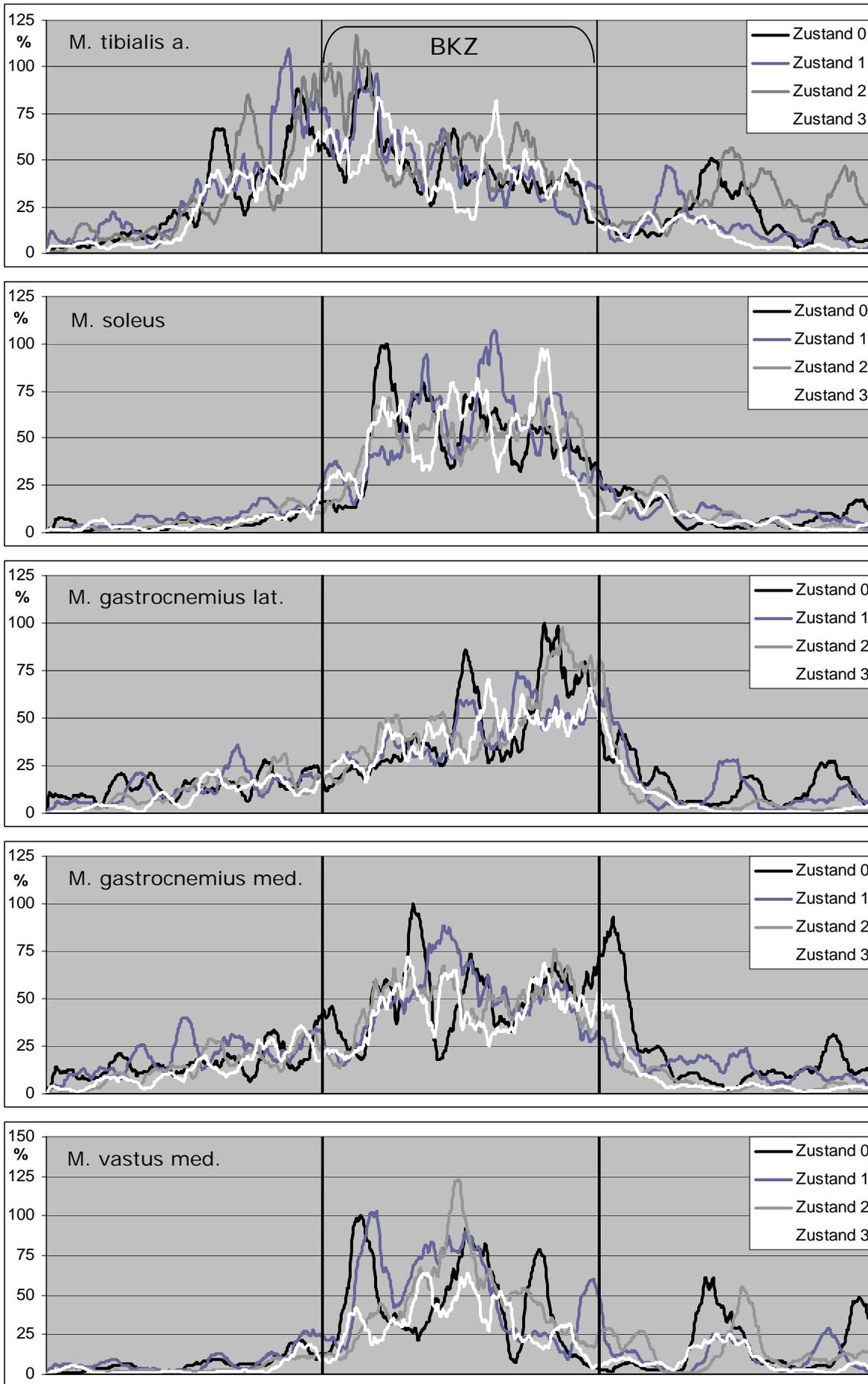


Abb. 114: Proband B EMG Sprung 3 nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae

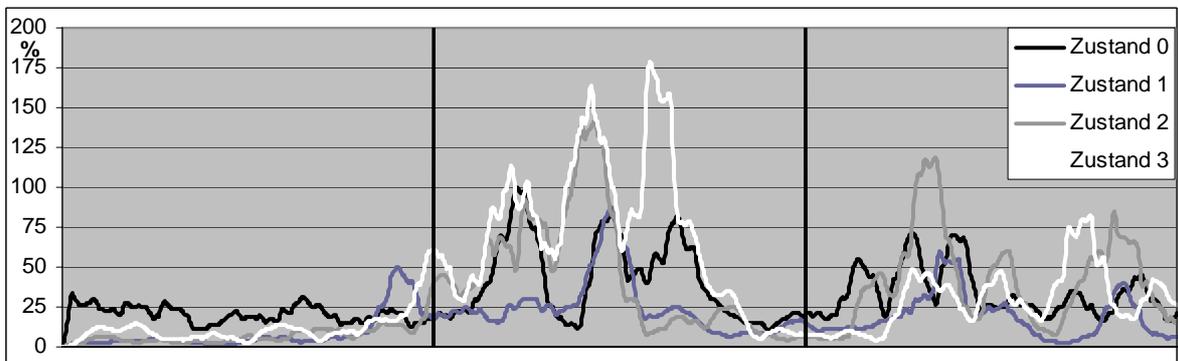
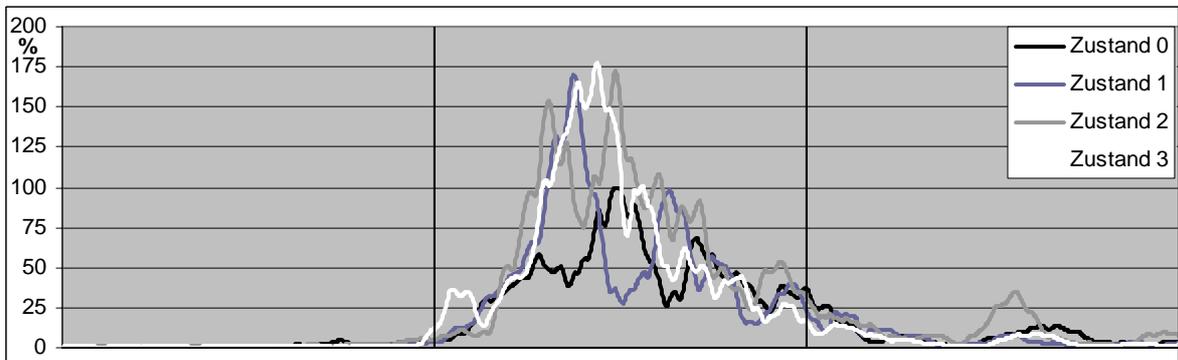
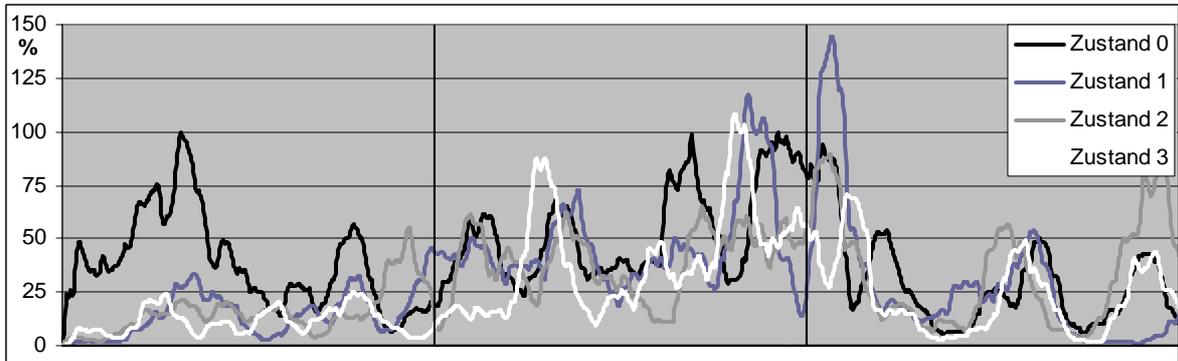
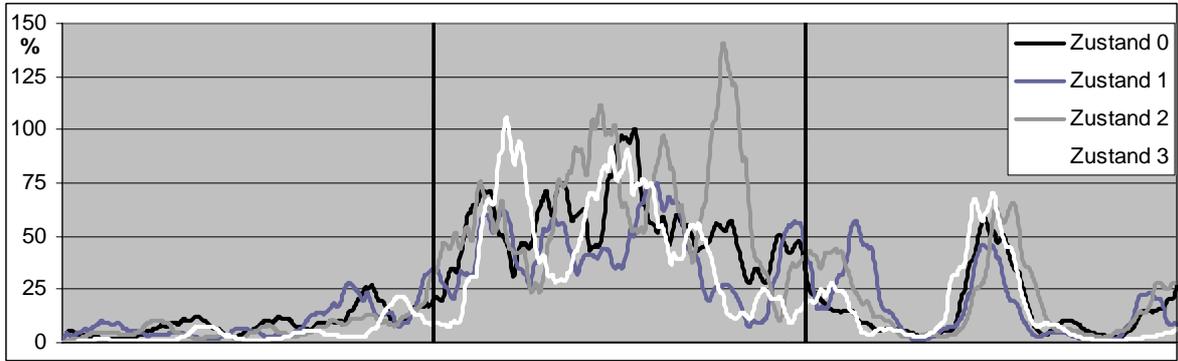
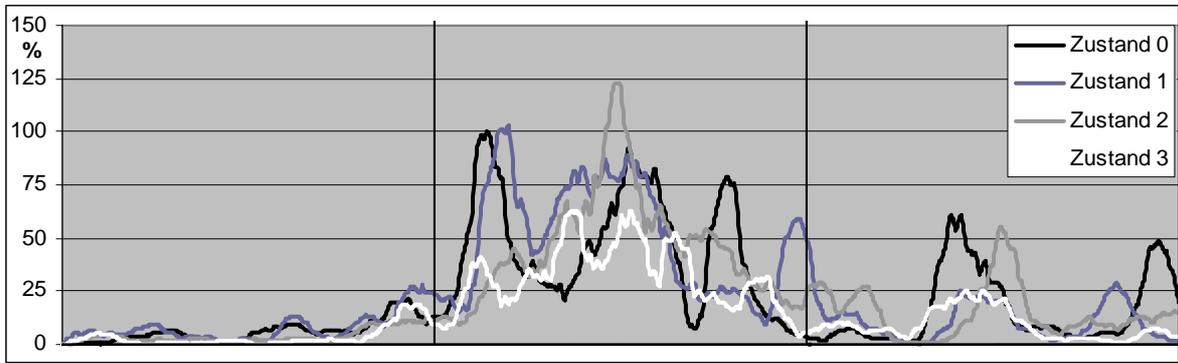


Abb. 115: Proband B EMG Sprung 3 nach isometrischer Voreremüdung des M. triceps surae

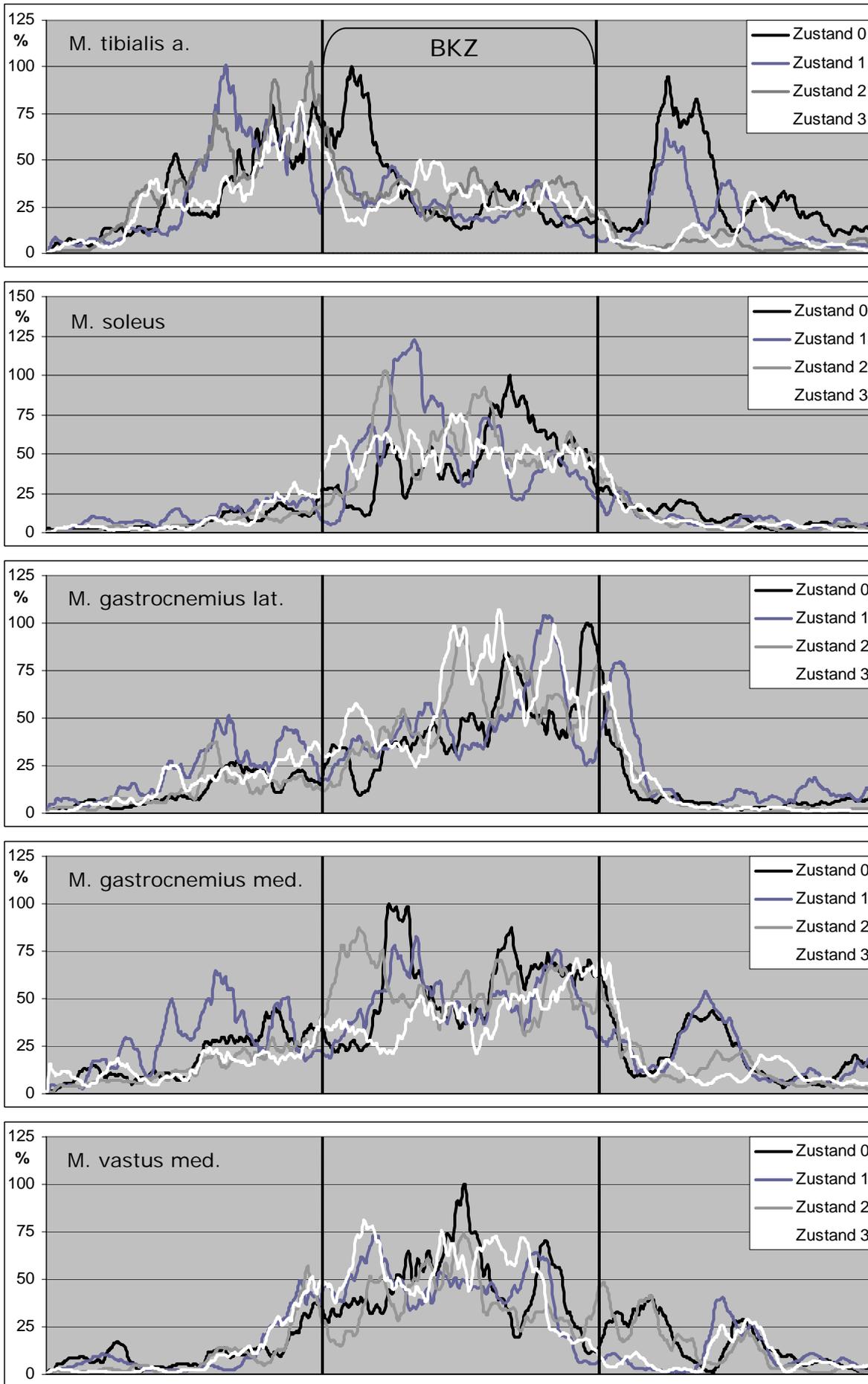


Abb. 116: Proband B EMG Sprung 2 nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae

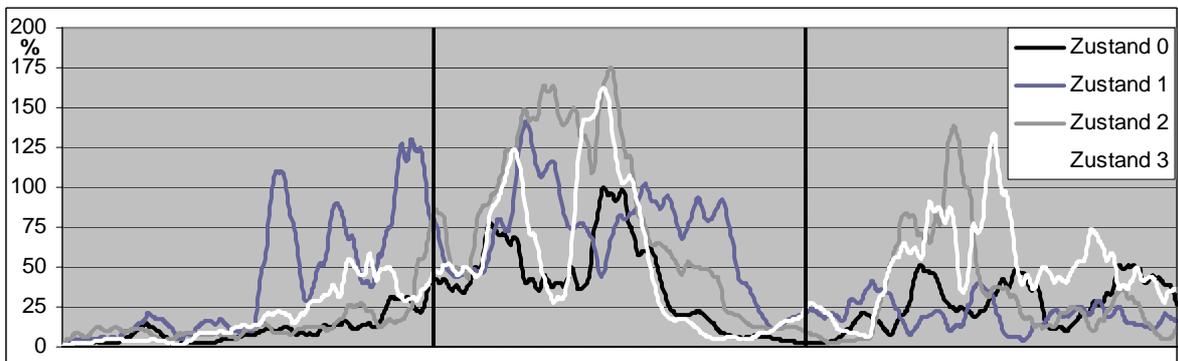
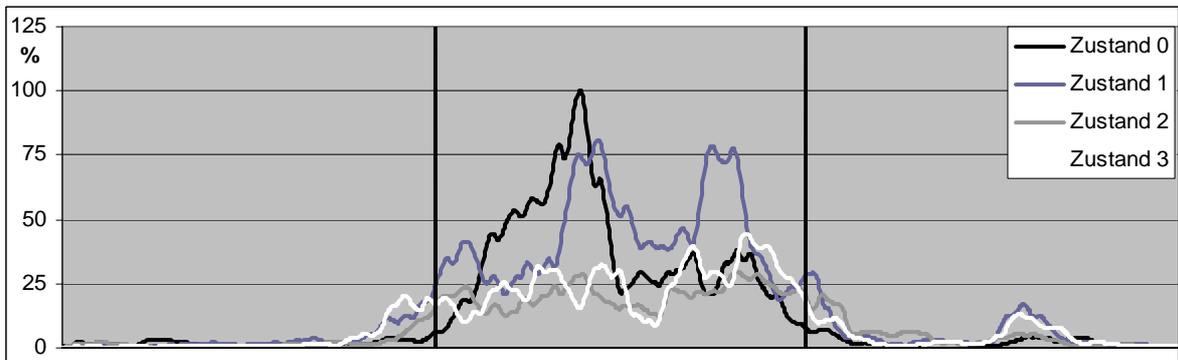
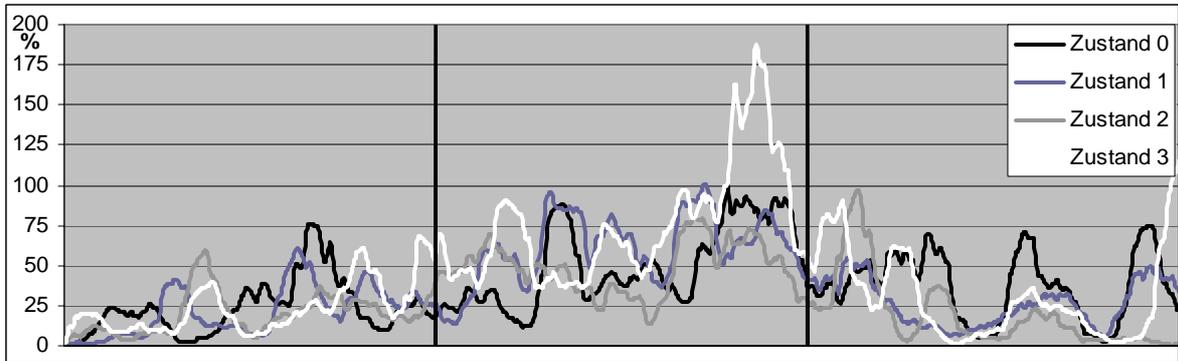
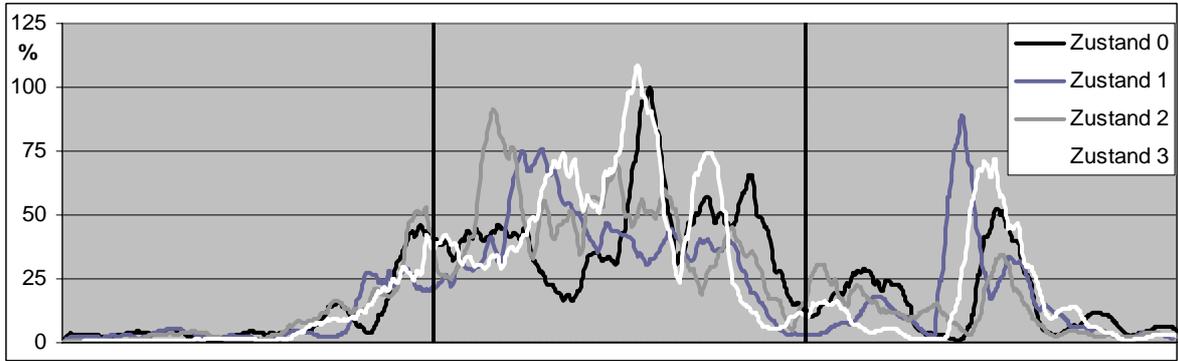
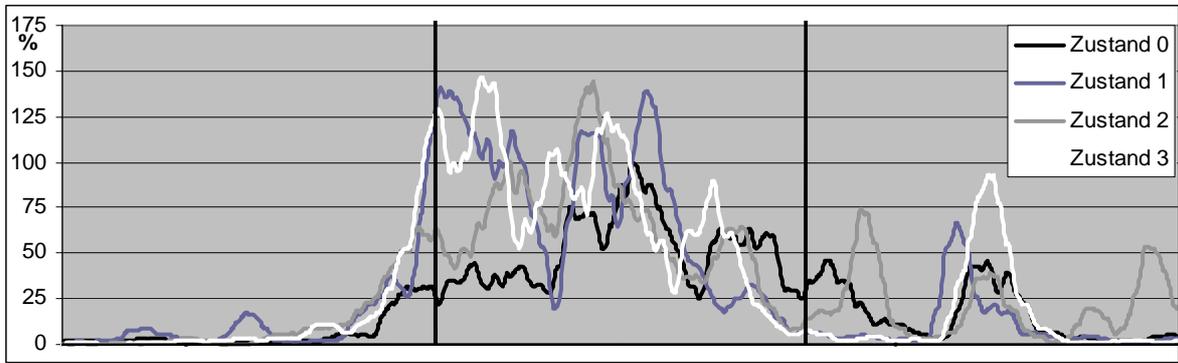


Abb. 117: Proband B EMG Sprung 2 nach dynamischer Voreremüdung des M. triceps surae

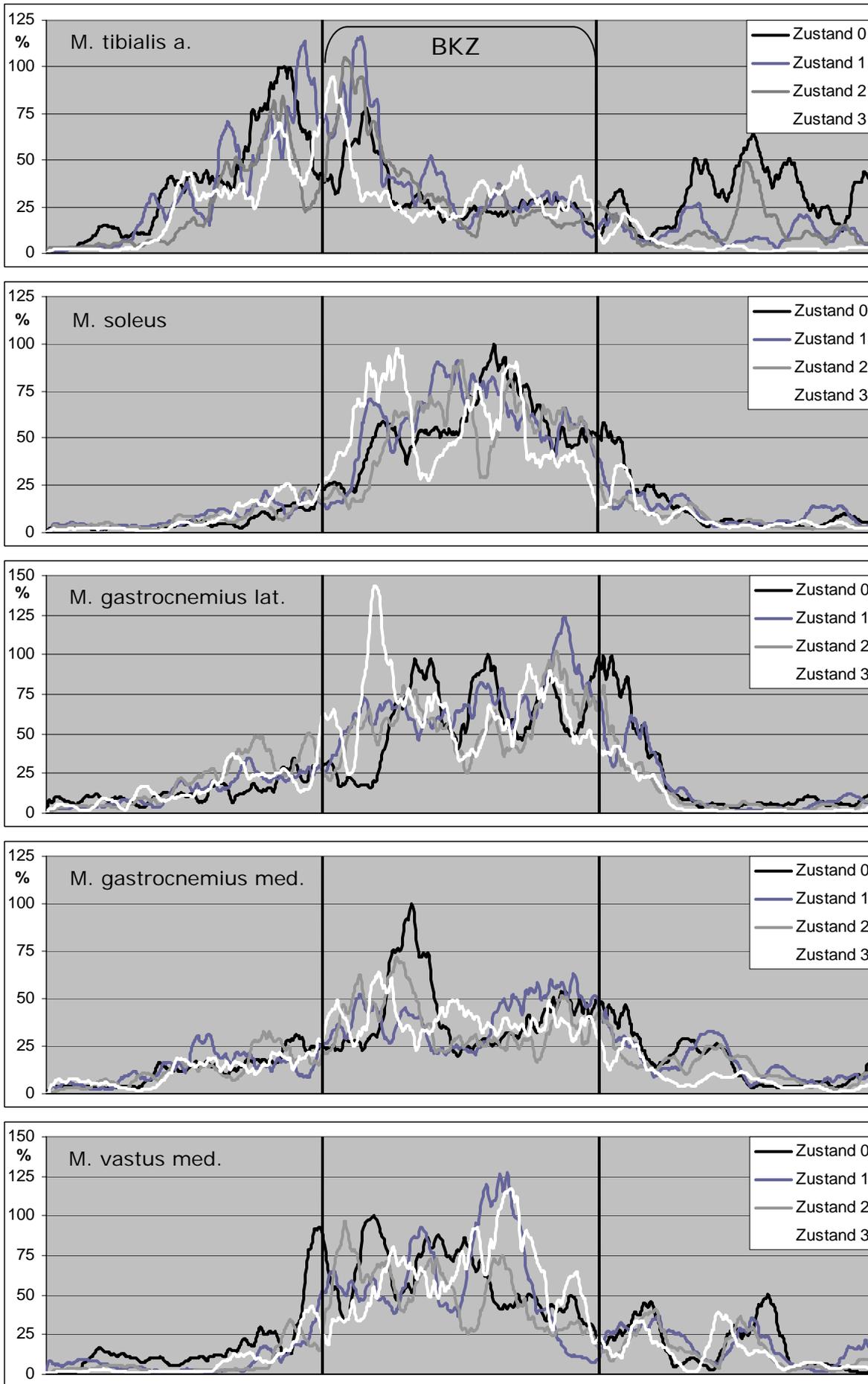


Abb. 118: Proband B EMG Sprung 3 nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae

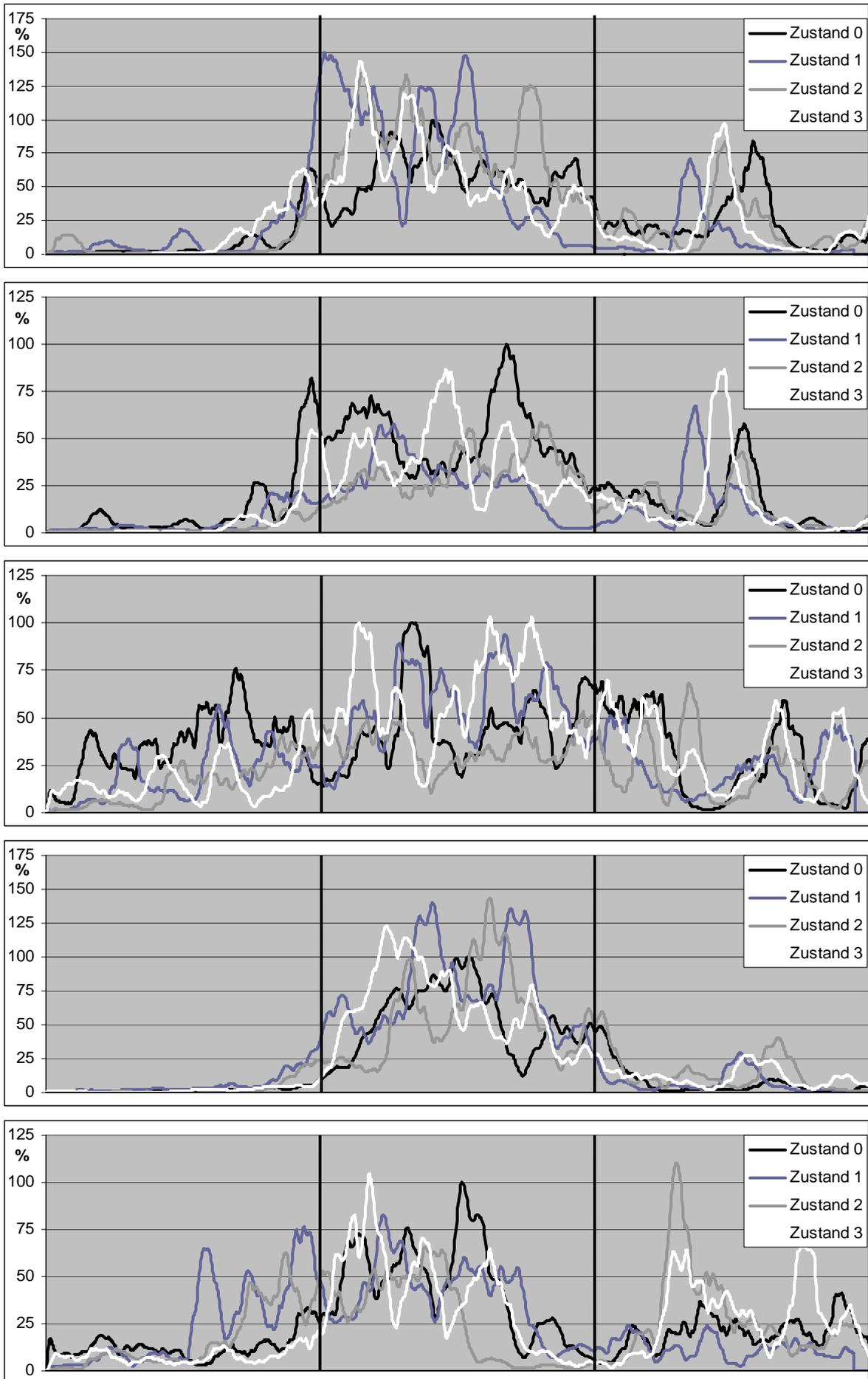


Abb. 119: Proband B EMG Sprung 3 nach dynamischer Voreremüdung des M. triceps surae

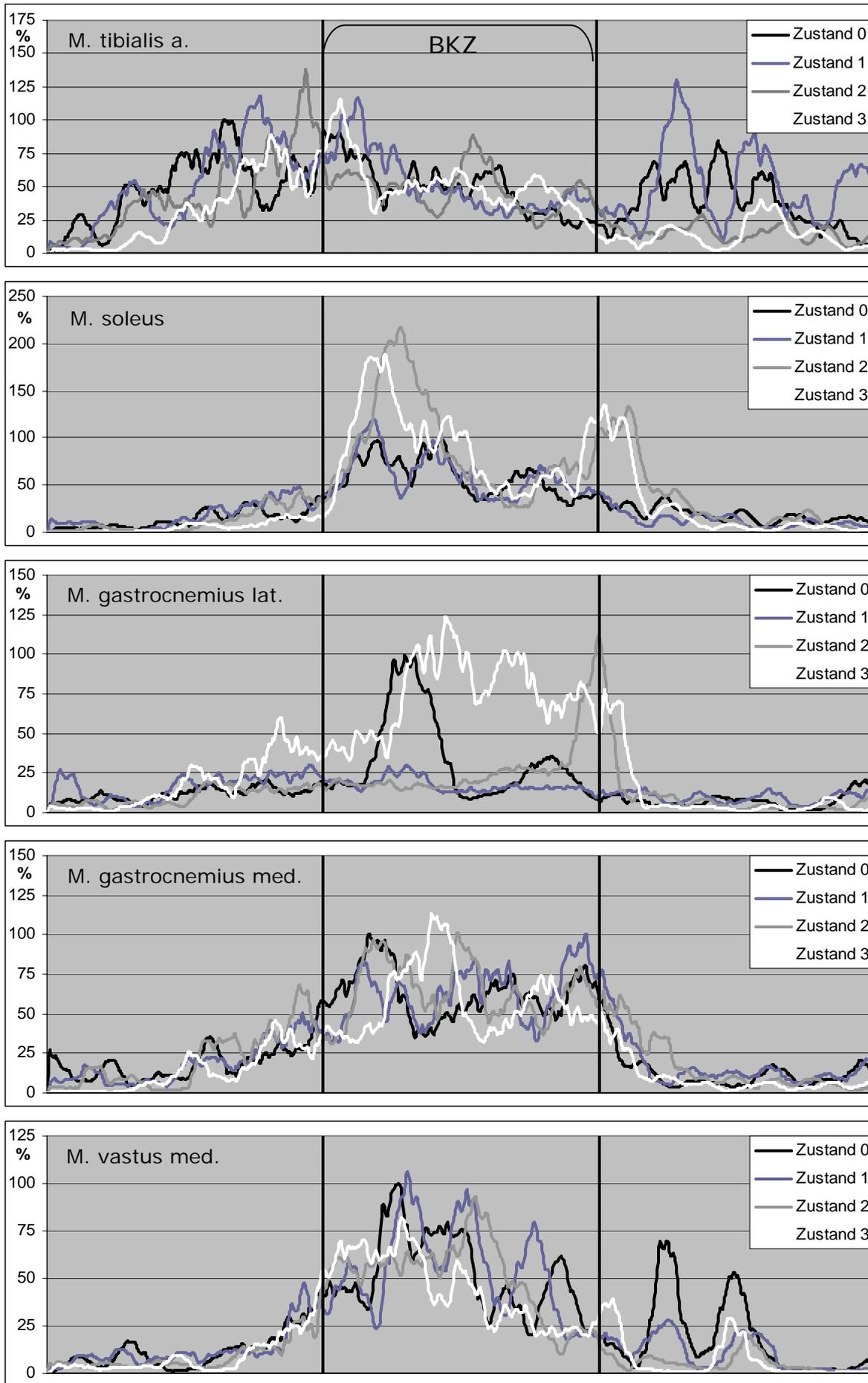


Abb. 120: Proband B EMG Sprung 2 nach isometrischer Voreremüdung des M. quadriceps femoris

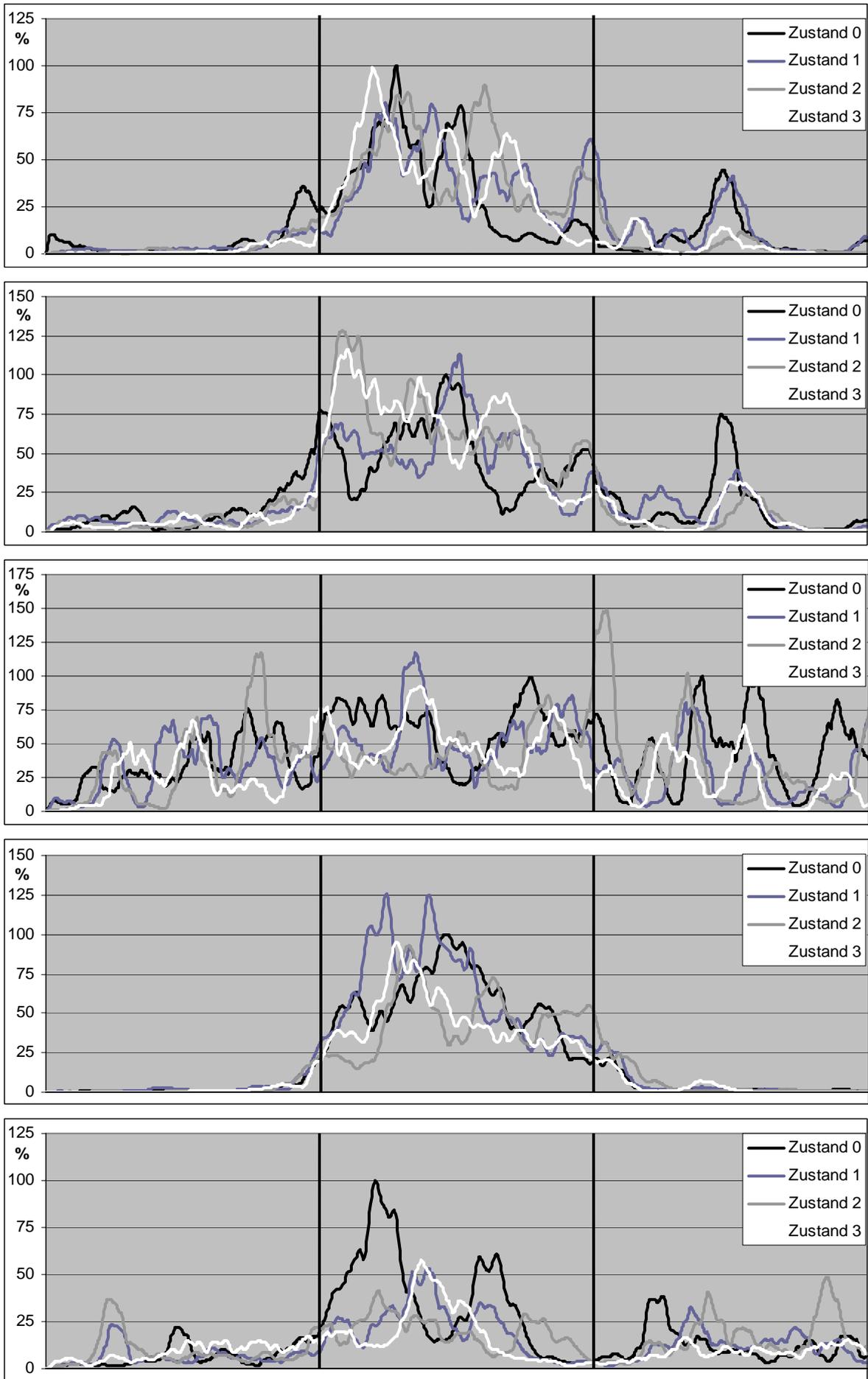


Abb. 121: Proband B EMG Sprung 2 nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

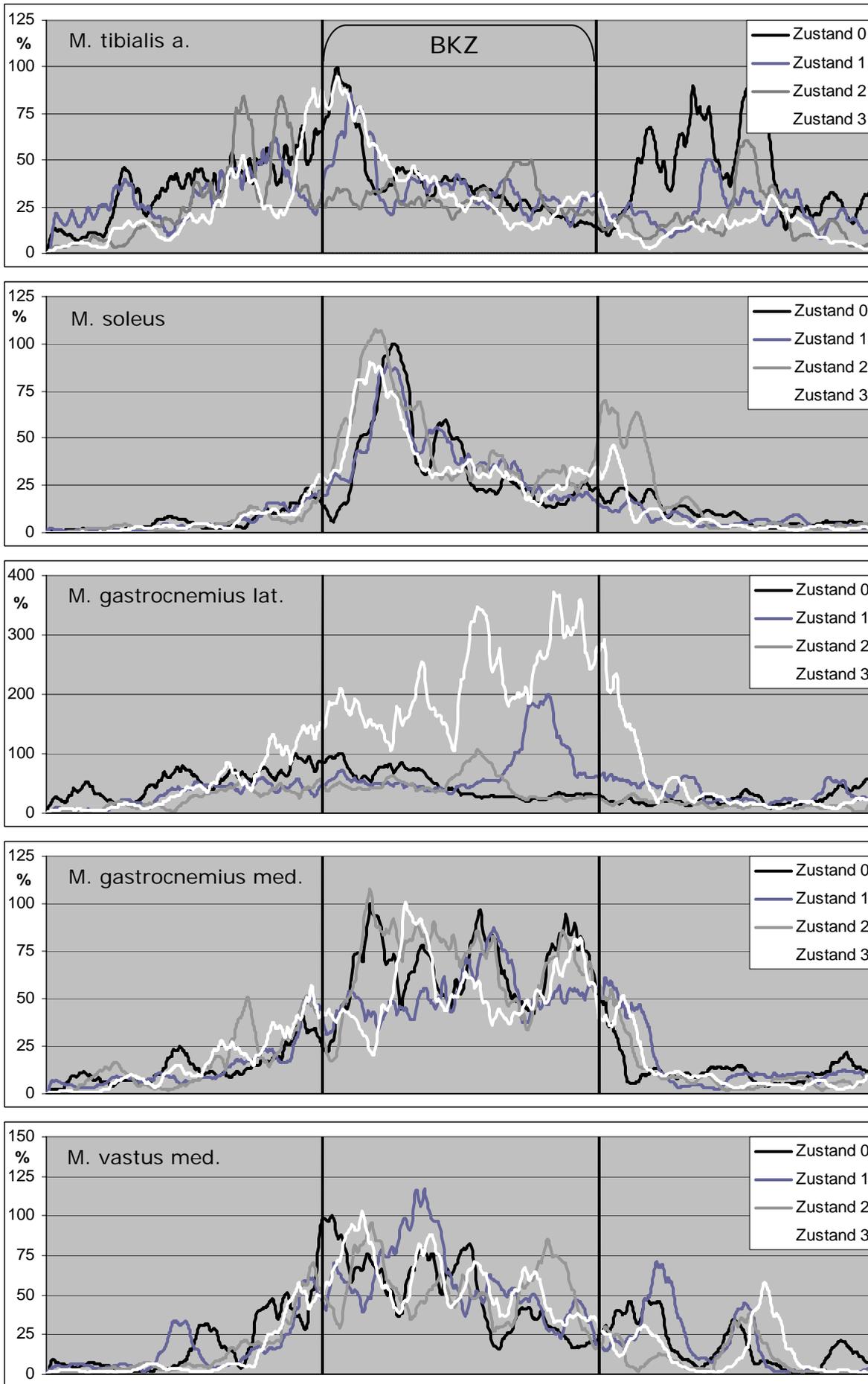


Abb. 122: Proband B EMG Sprung 3 nach isometrischer Voreremüdung des M. quadriceps femoris

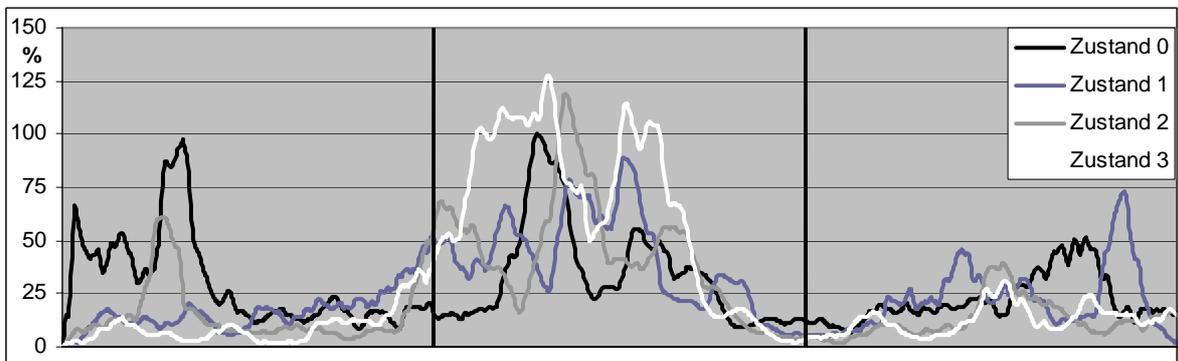
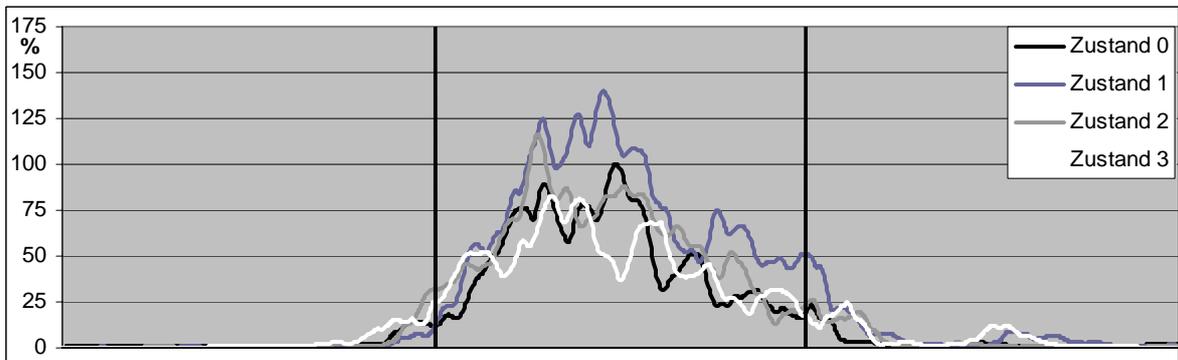
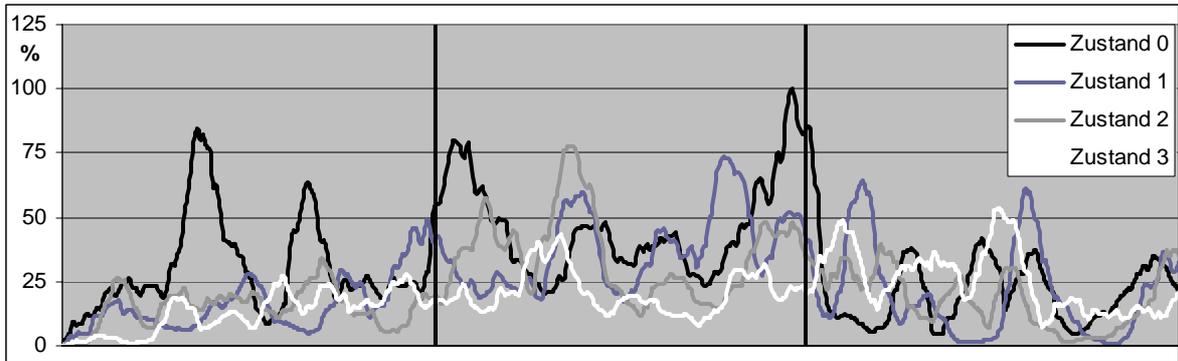
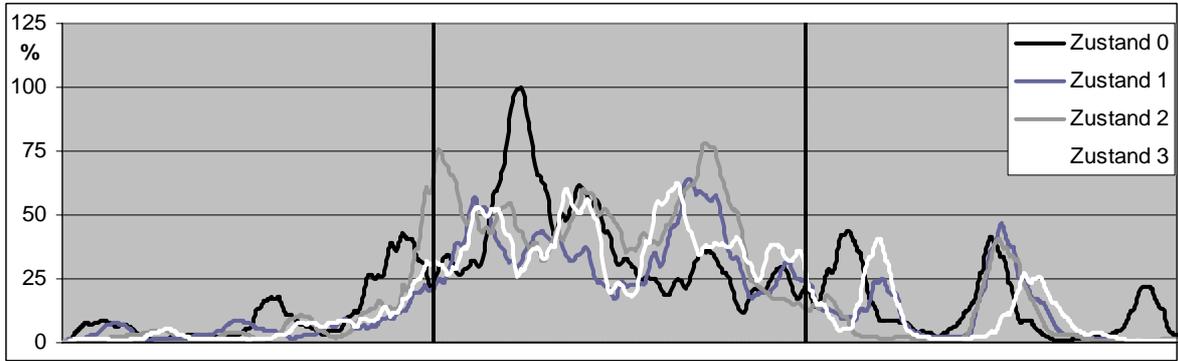
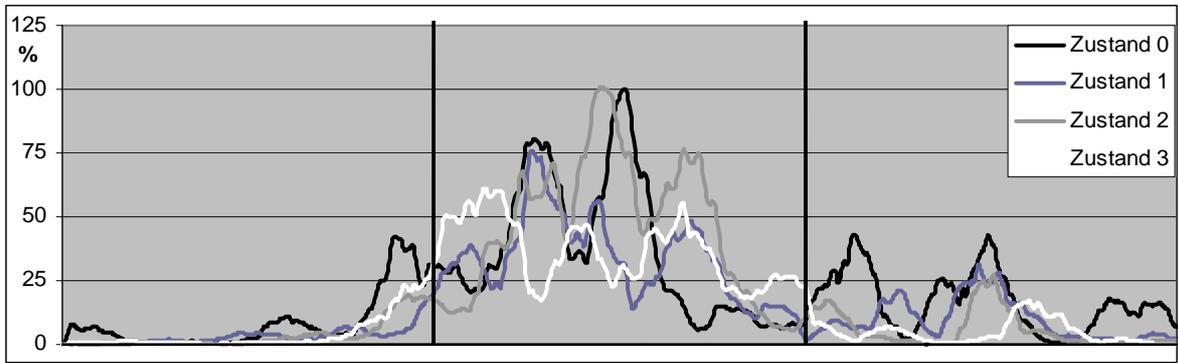


Abb. 123: Proband B EMG Sprung 3 nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

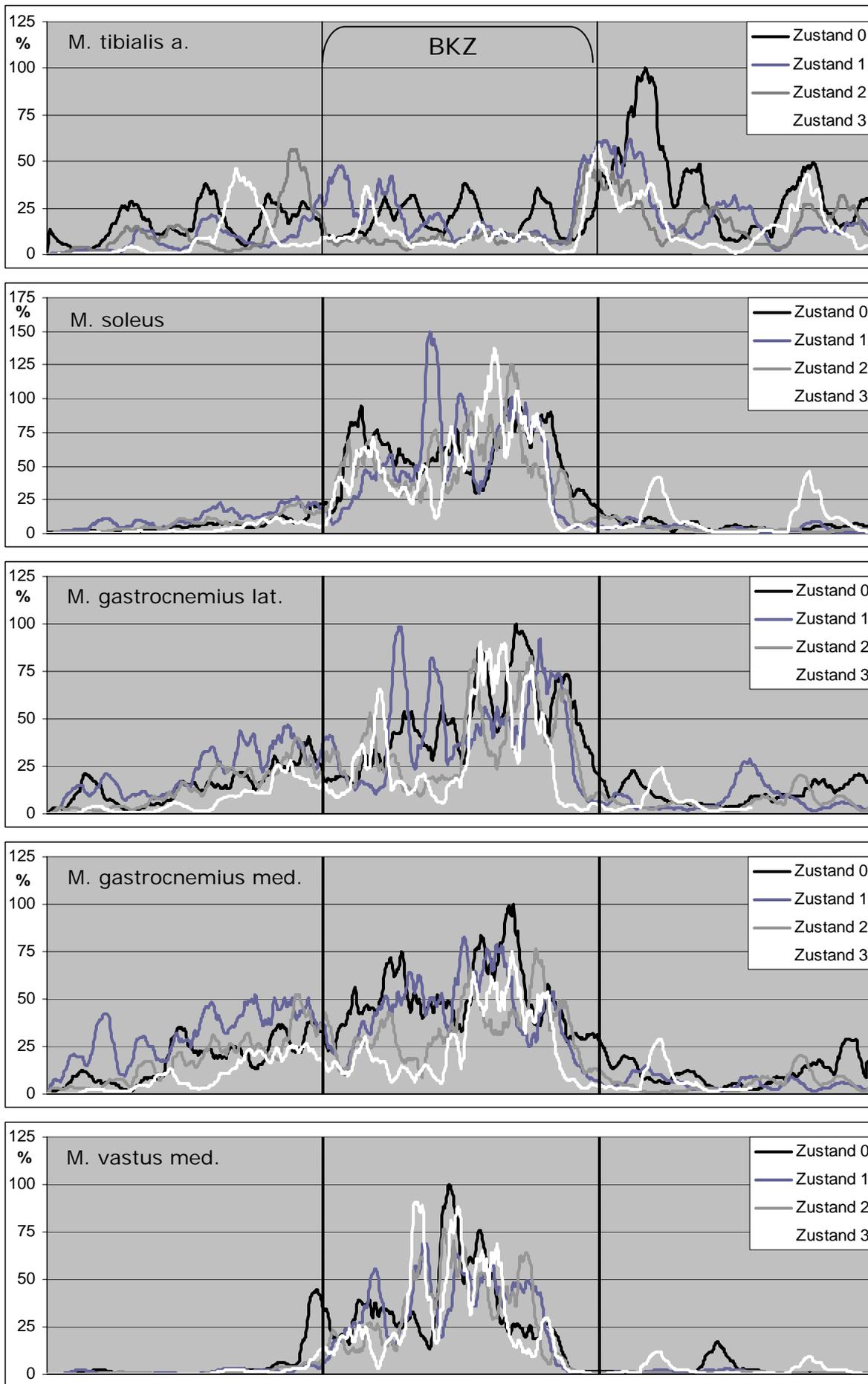


Abb. 124: Proband EMG B Sprung 2 nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

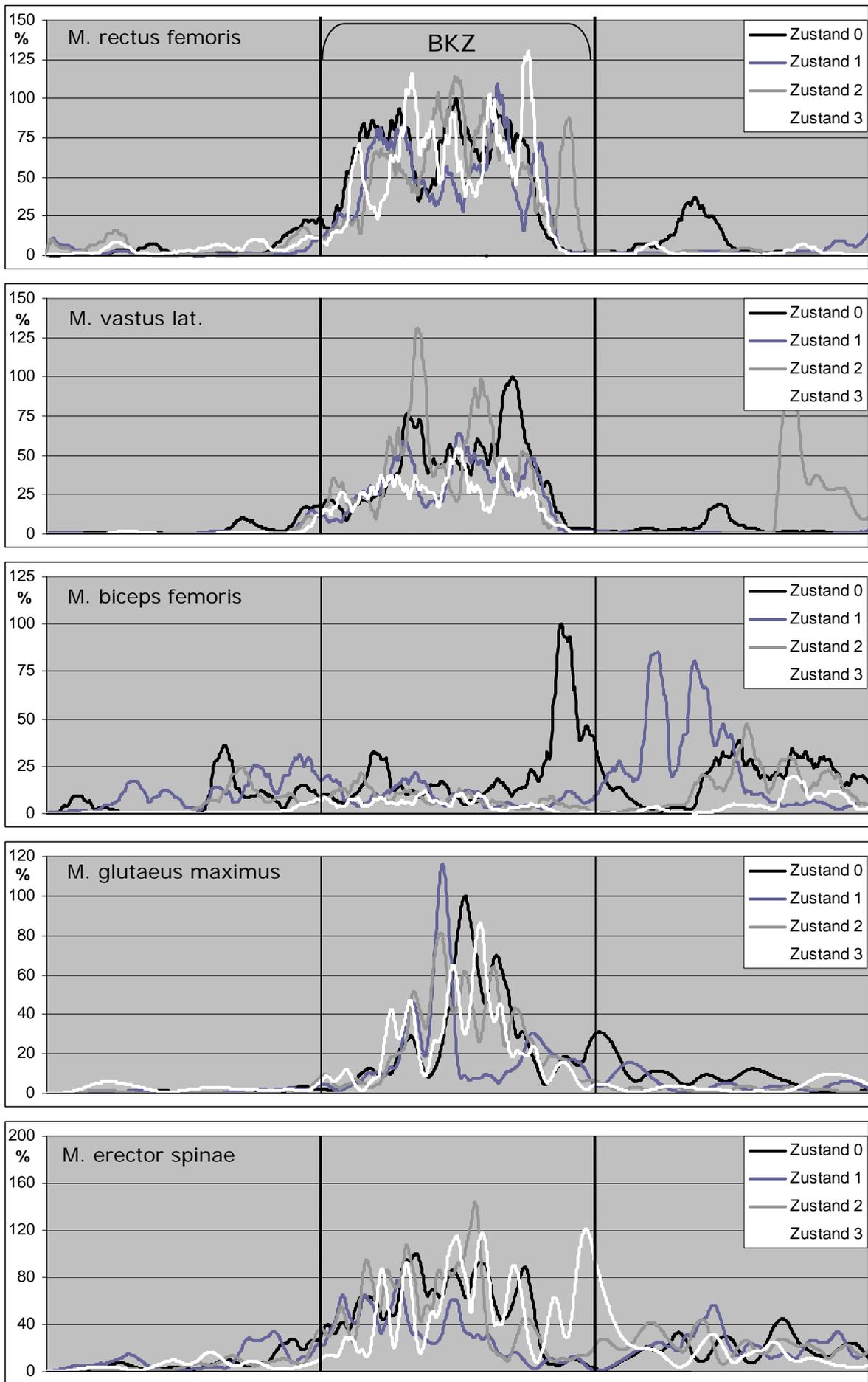


Abb. 125: Proband EMG B Sprung 2 nach dynamischer Voreremüdung des M. quadriceps femoris

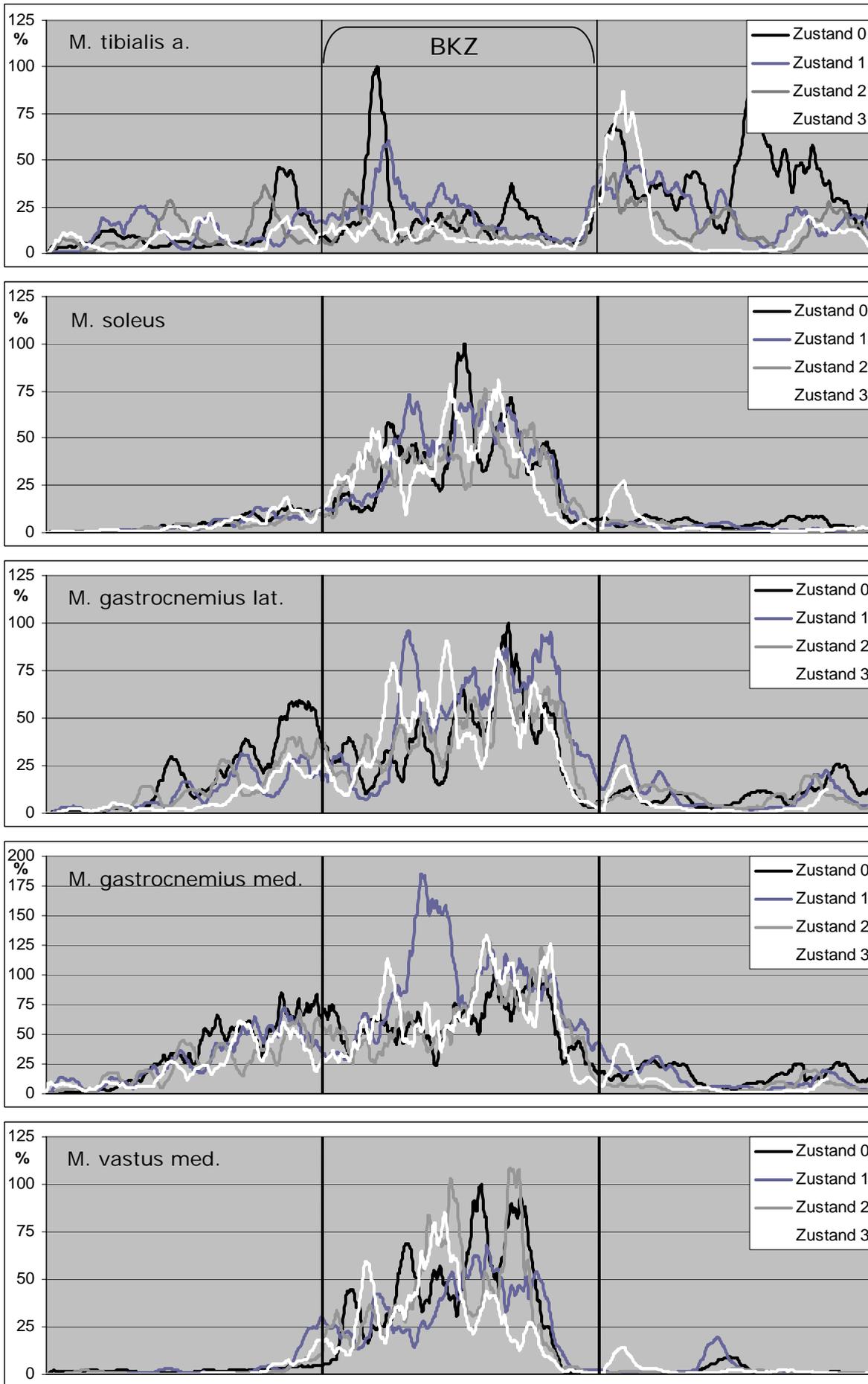


Abb. 126: EMG Proband B S3 nach dynamischer Voreremüdung des M. quadriceps femoris

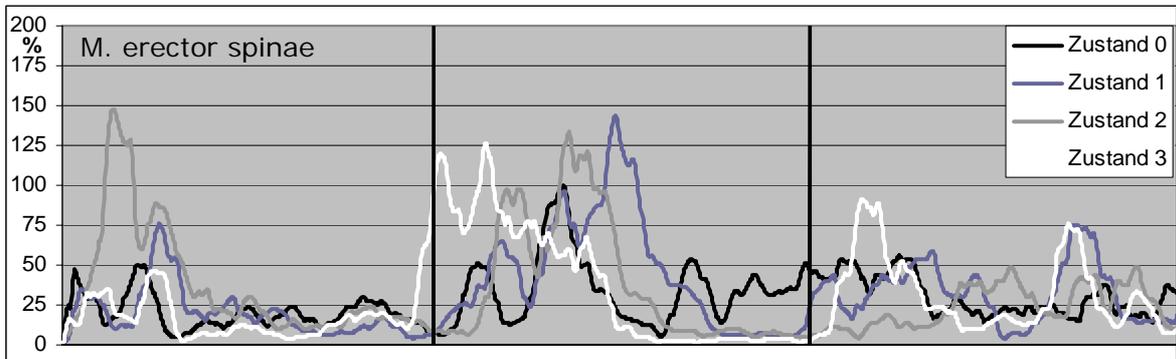
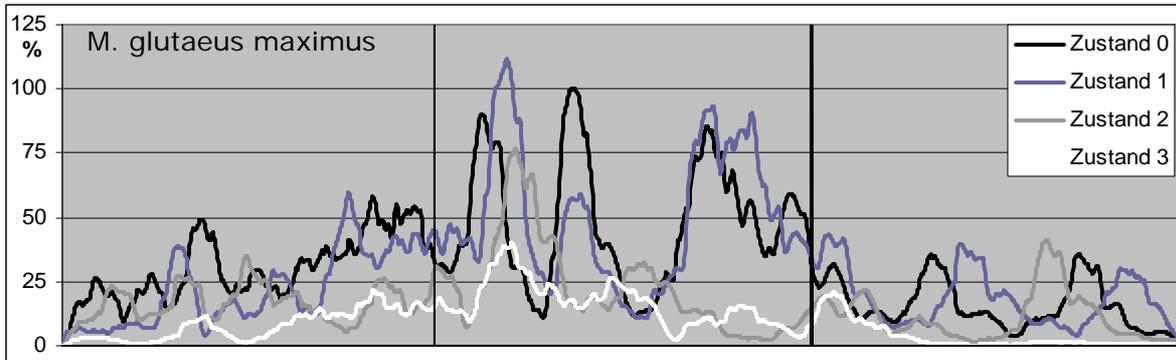
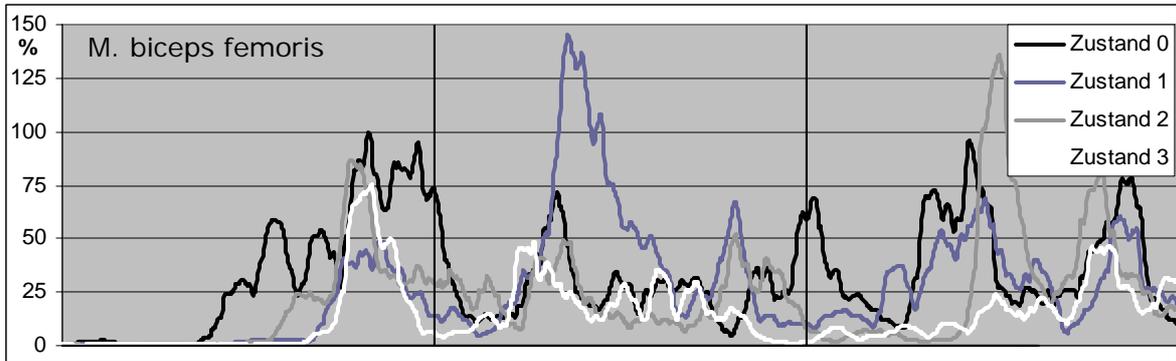
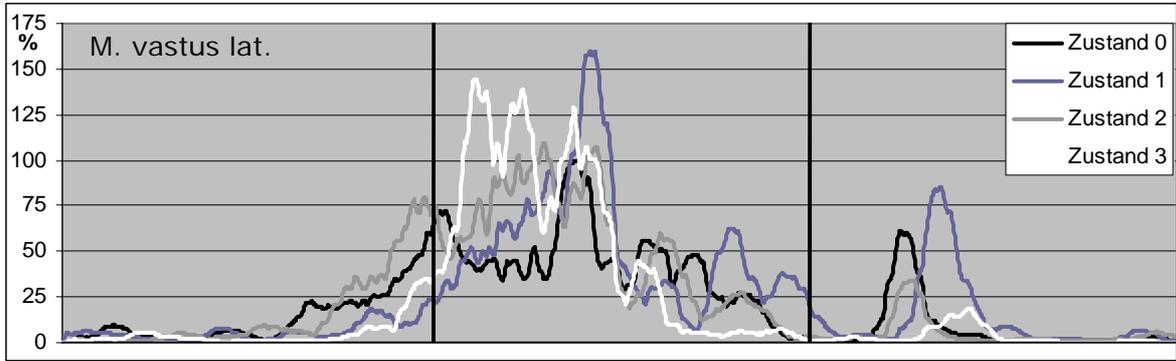
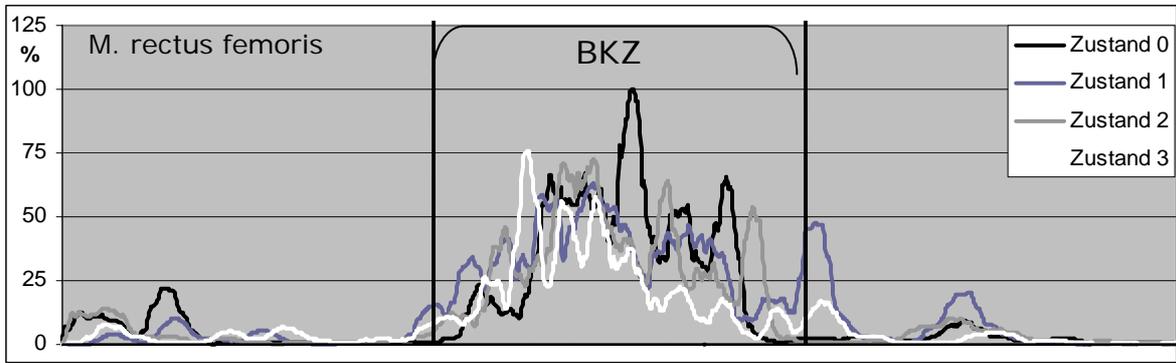


Abb. 127: EMG Proband B S3 nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

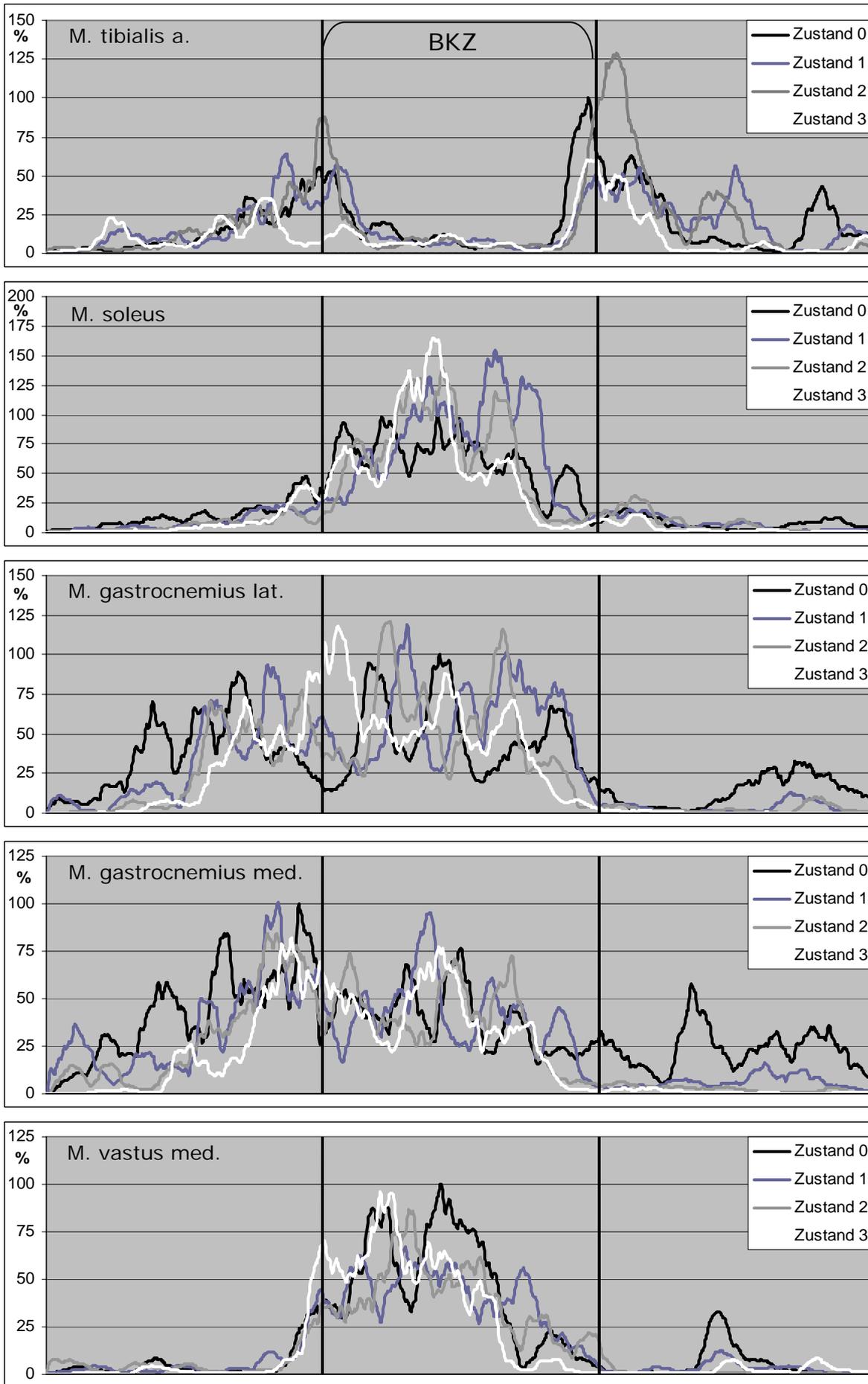


Abb.128: Proband C EMG Sprung 2 nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae

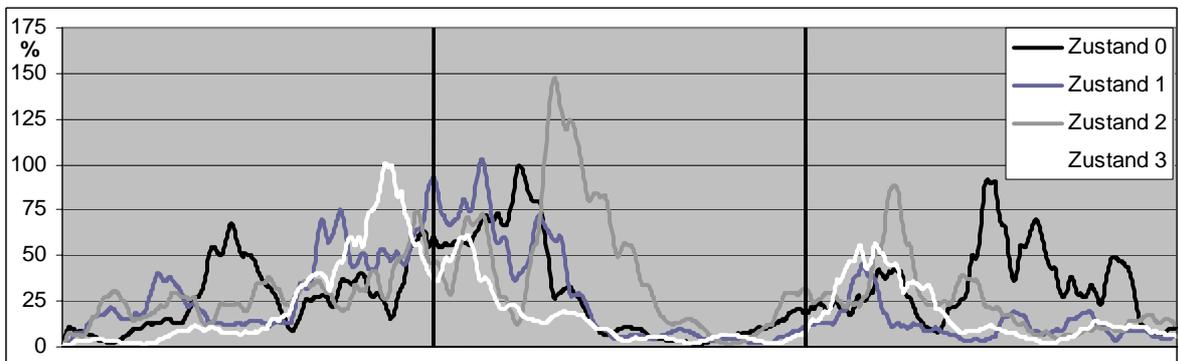
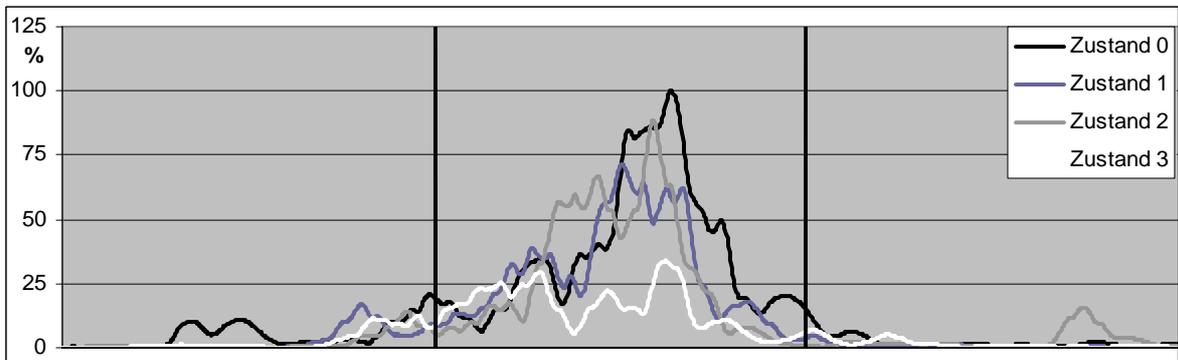
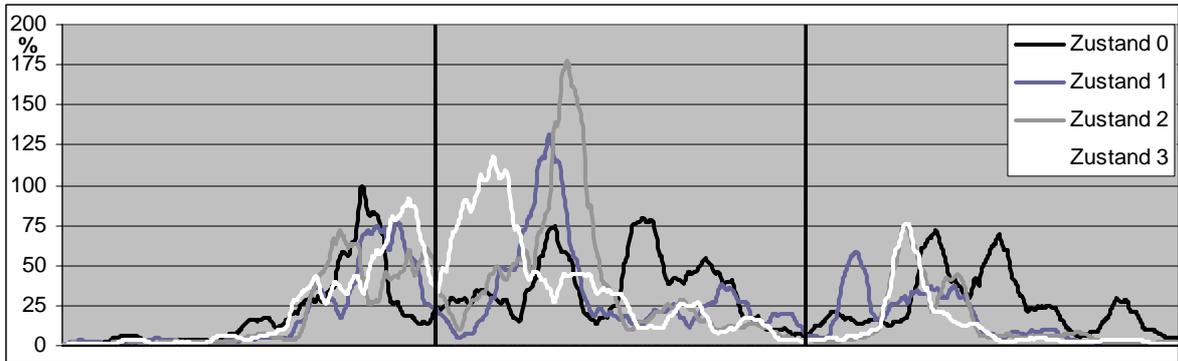
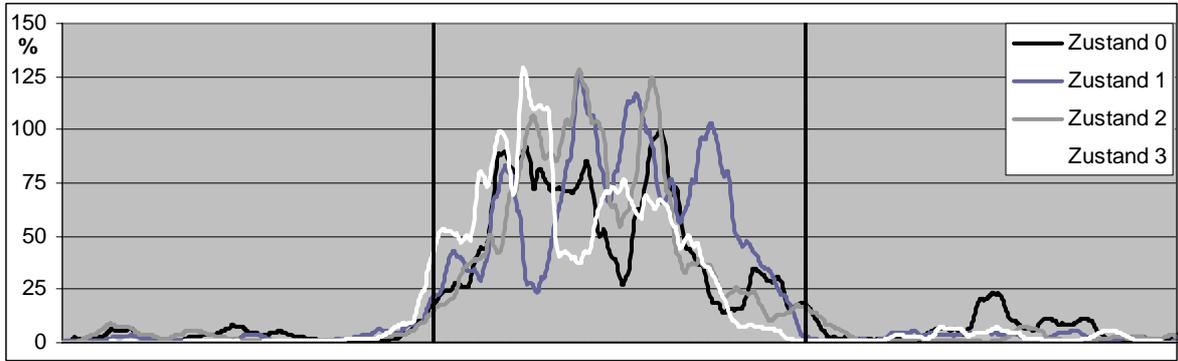
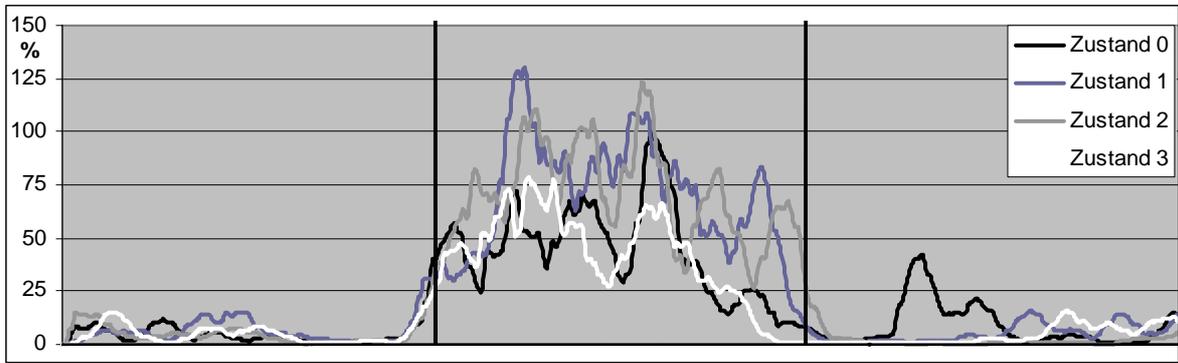


Abb. 129: Proband C EMG Sprung2 nach isometrischer Voreremüdung des M. triceps surae

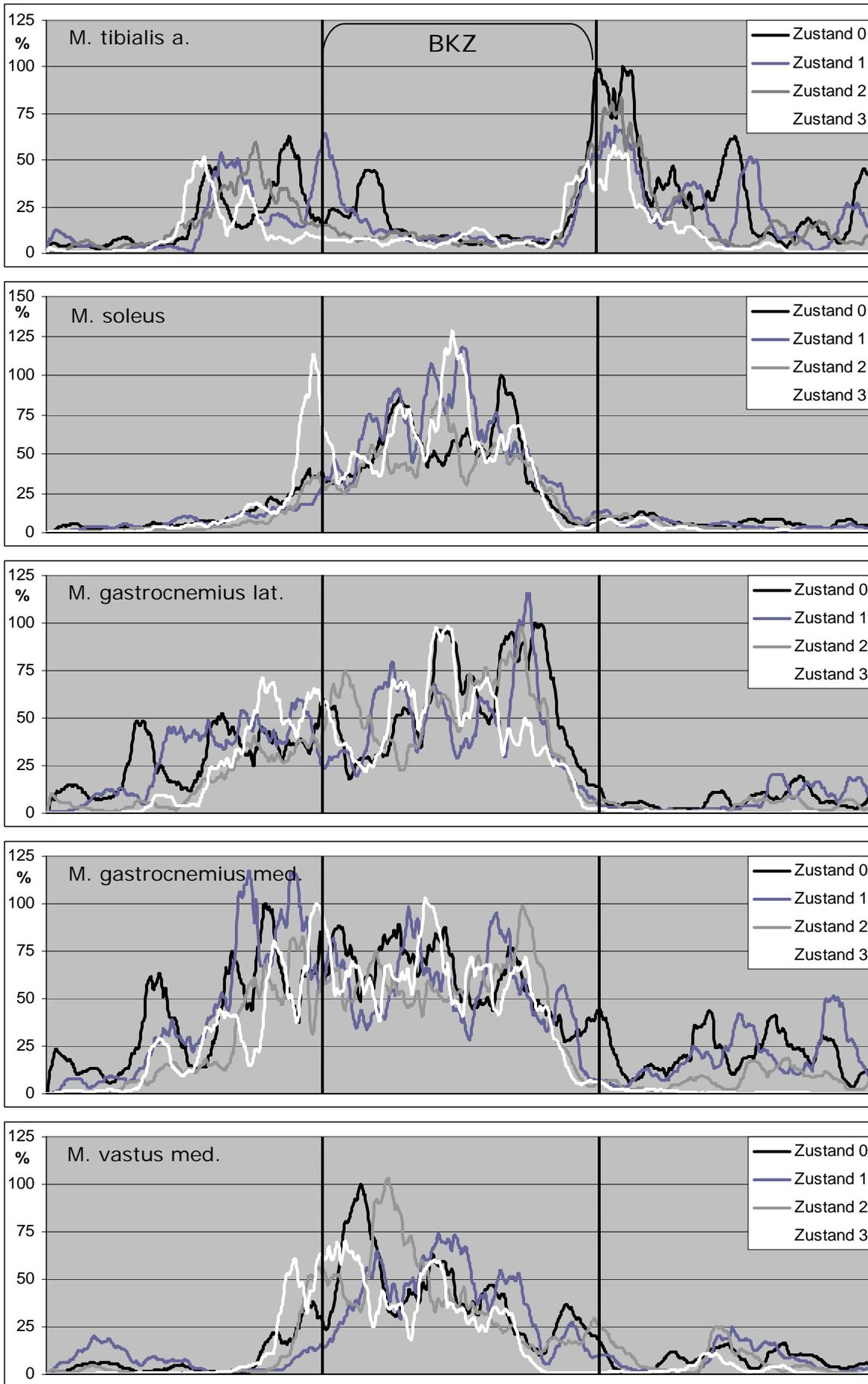


Abb. 130: Proband C EMG Sprung 3 nach isometrischer Vorermüdung des M. triceps surae

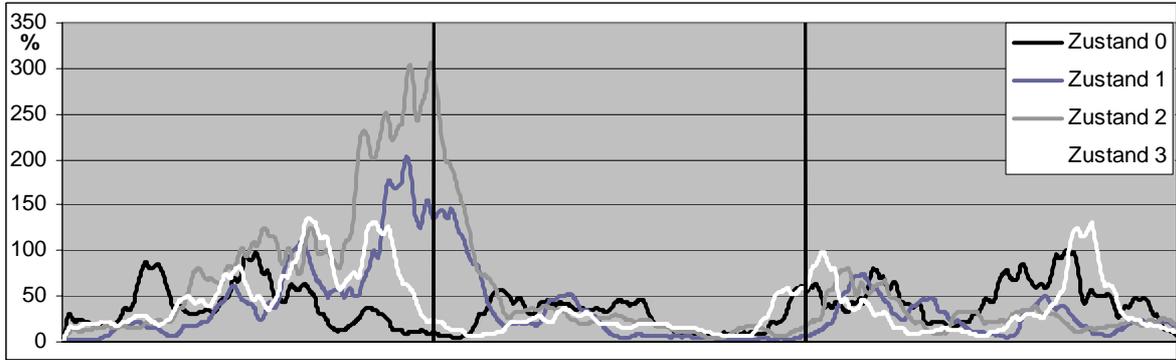
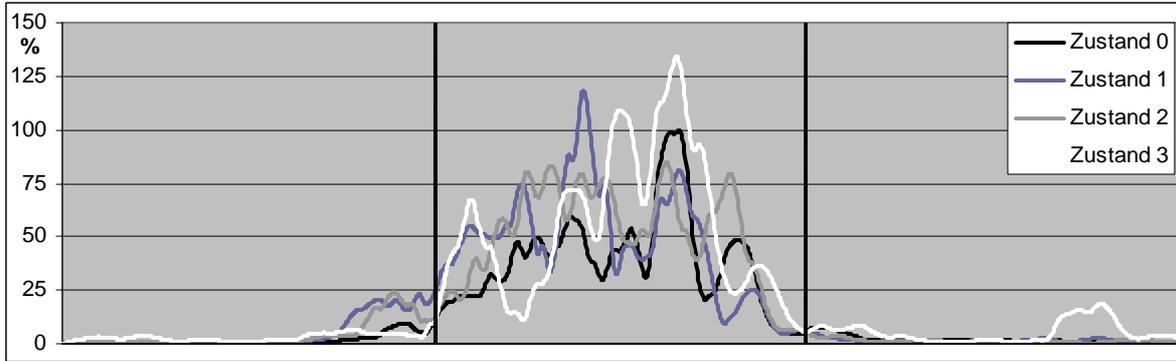
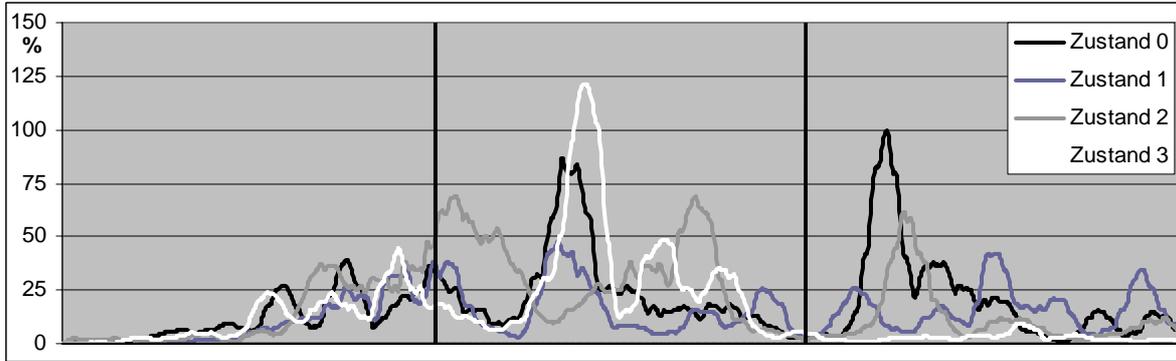
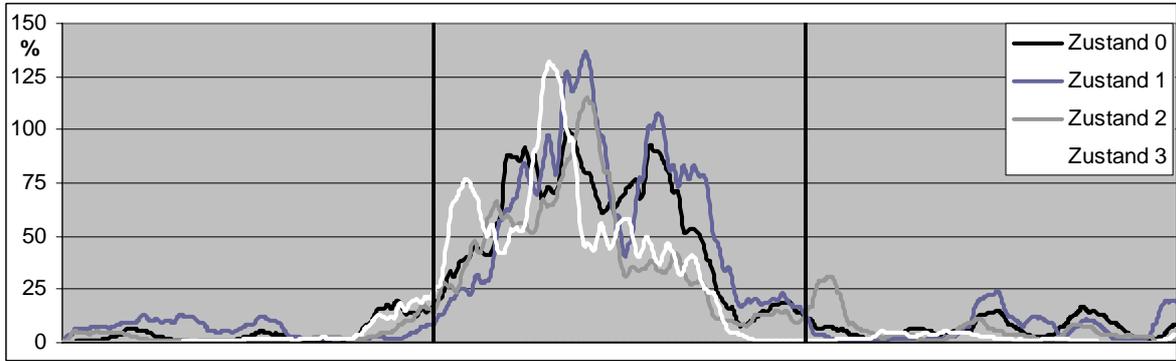
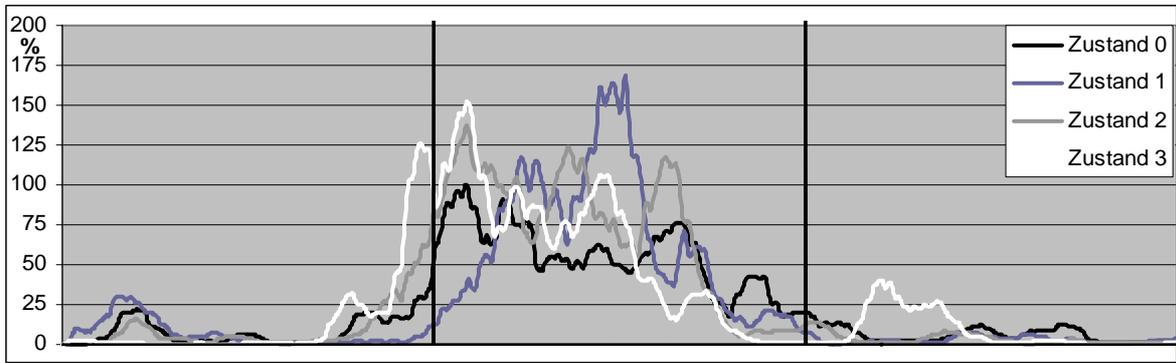


Abb. 131: Proband C EMG Sprung 3 nach isometrischer Voreremüdung des M. triceps surae

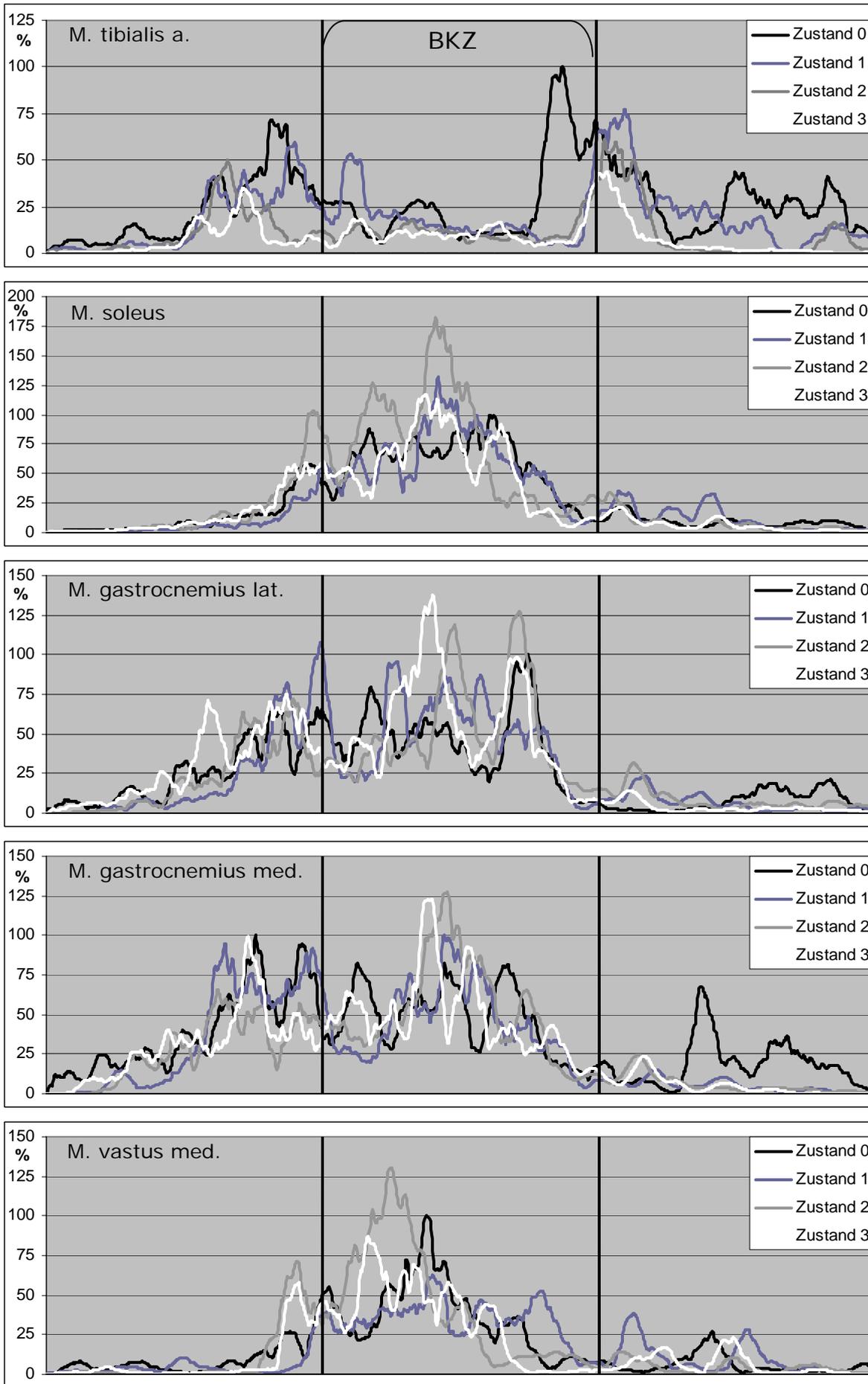


Abb. 132: Proband C EMG Sprung 2 nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae

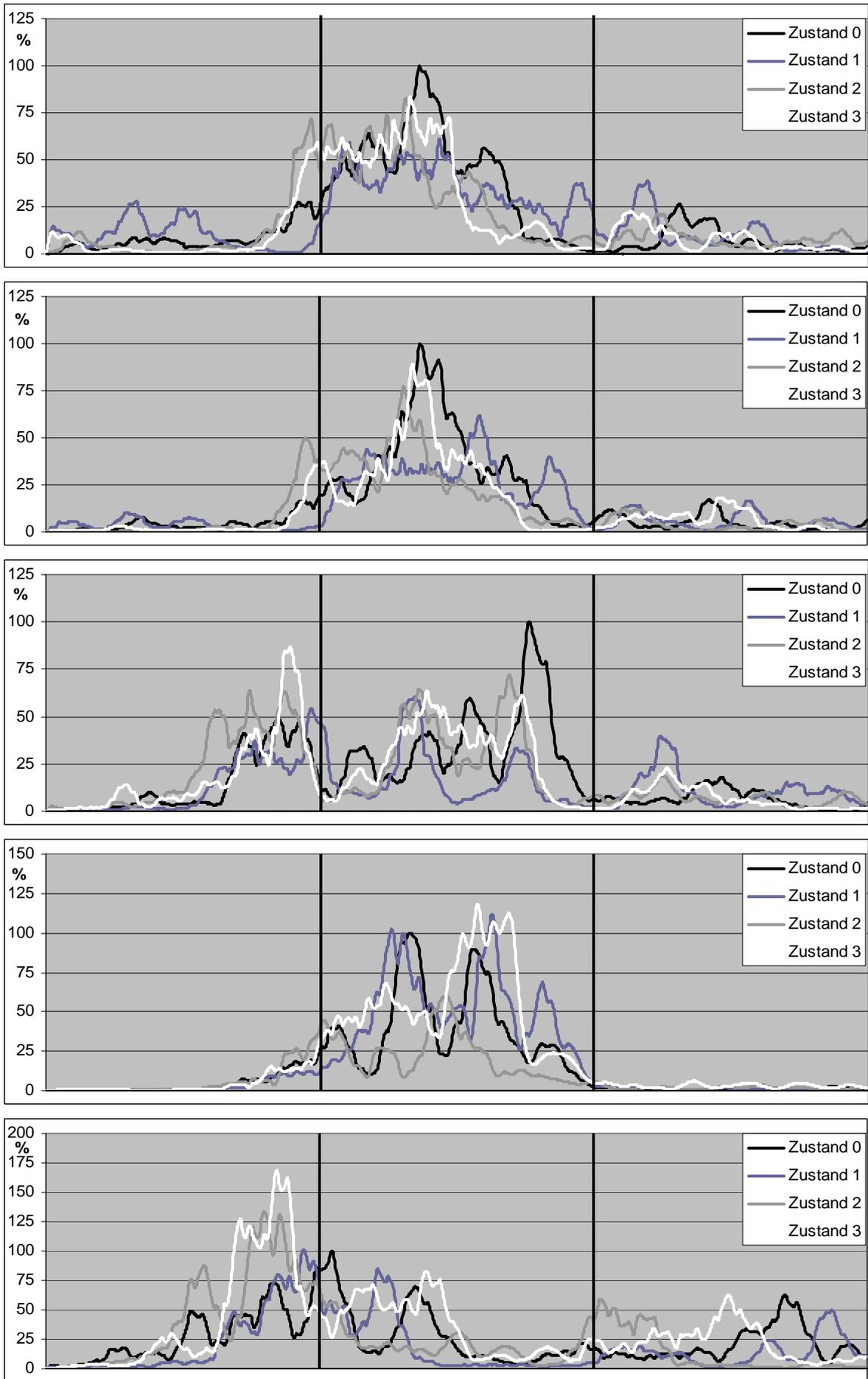


Abb. 133: Proband C EMG Sprung 2 nach dynamischer Voreremüdung des M. triceps surae

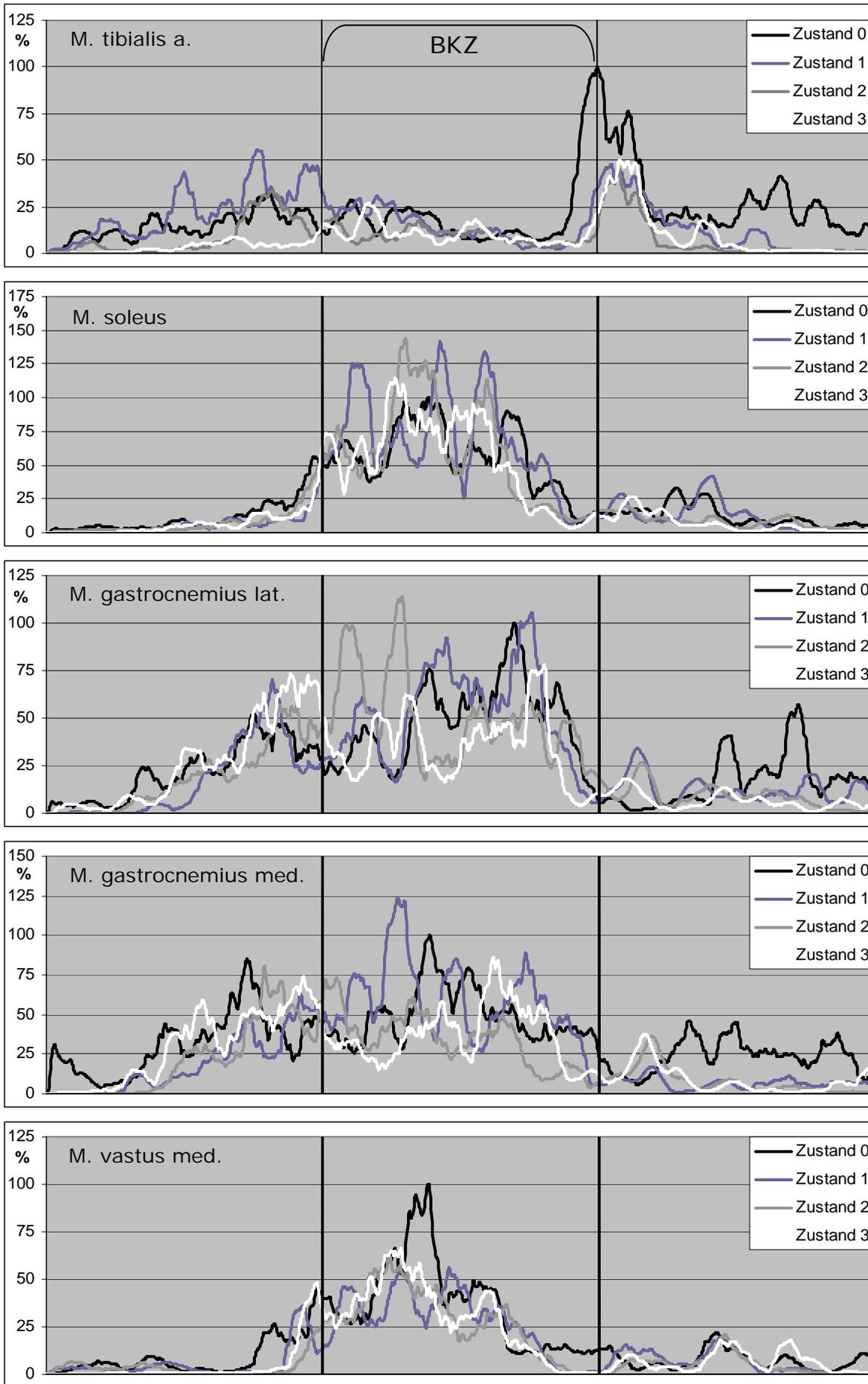


Abb. 134: Proband C EMG Sprung 3 nach dynamischer Vorermüdung des M. triceps surae

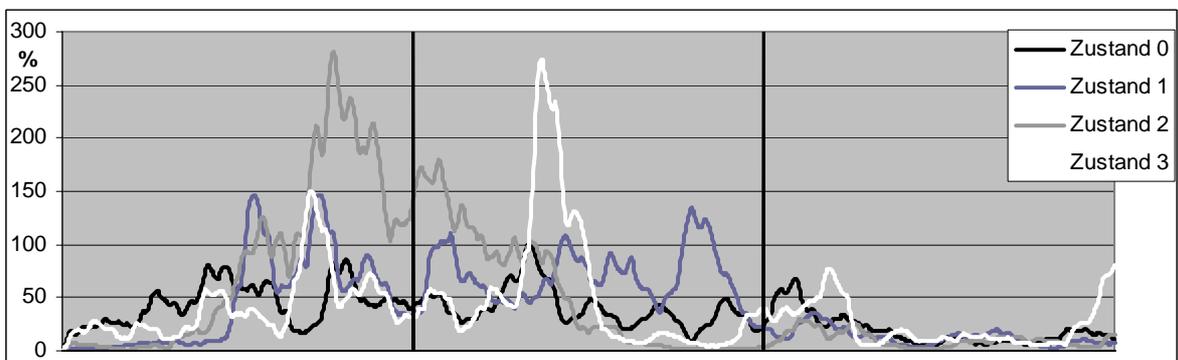
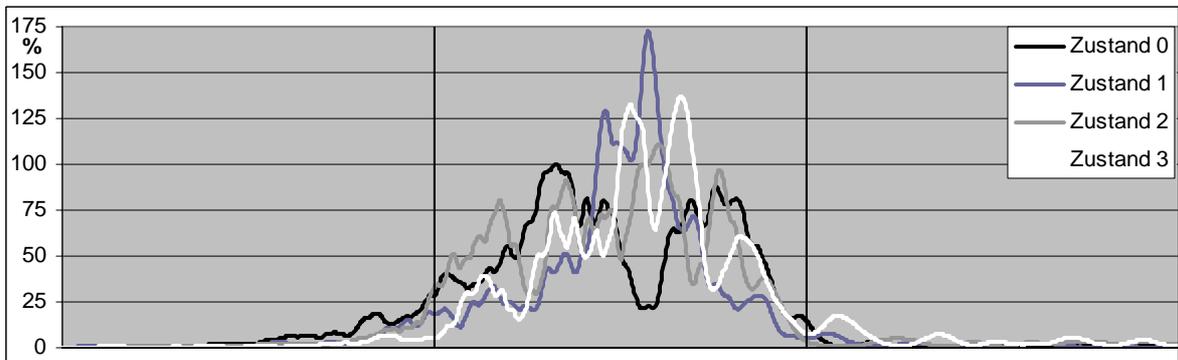
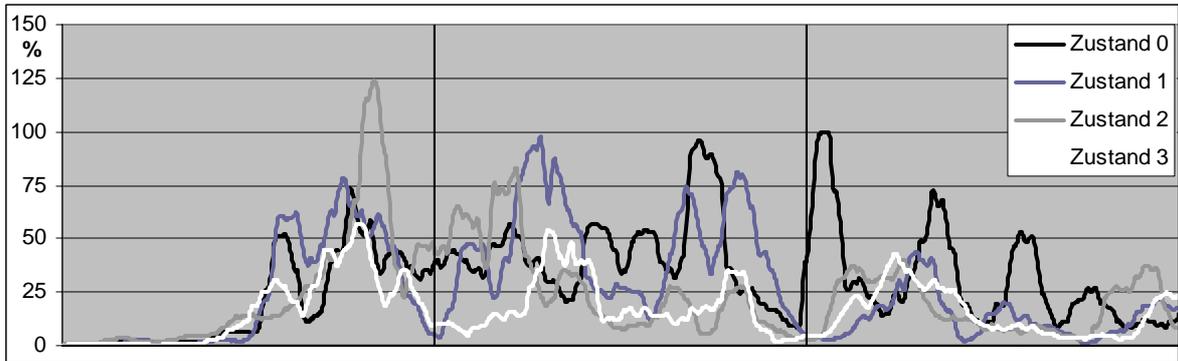
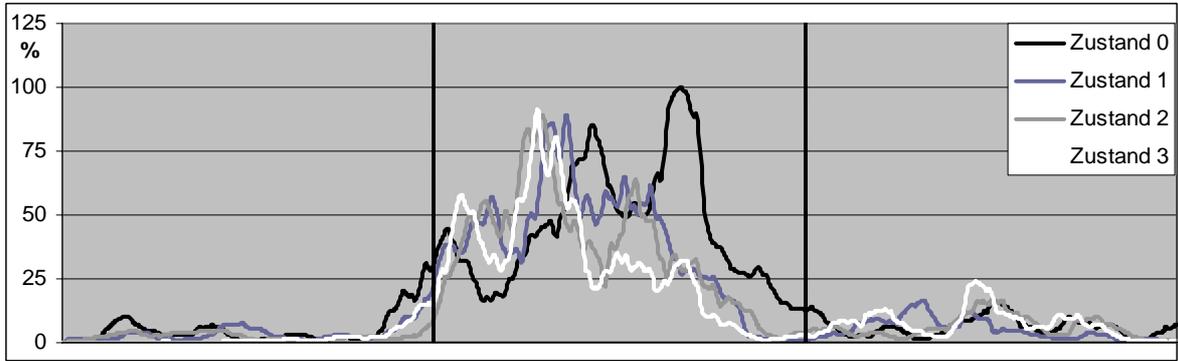
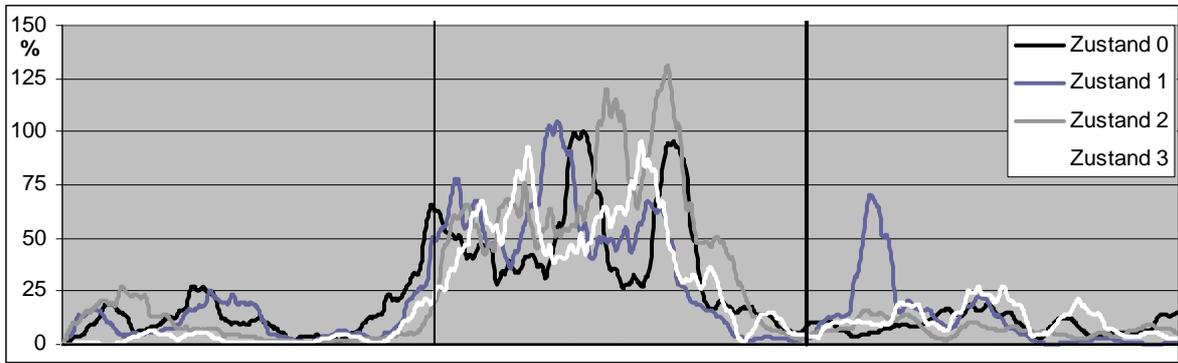


Abb. 135: Proband C EMG Sprung 3 nach dynamischer Voreremüdung des M. triceps surae

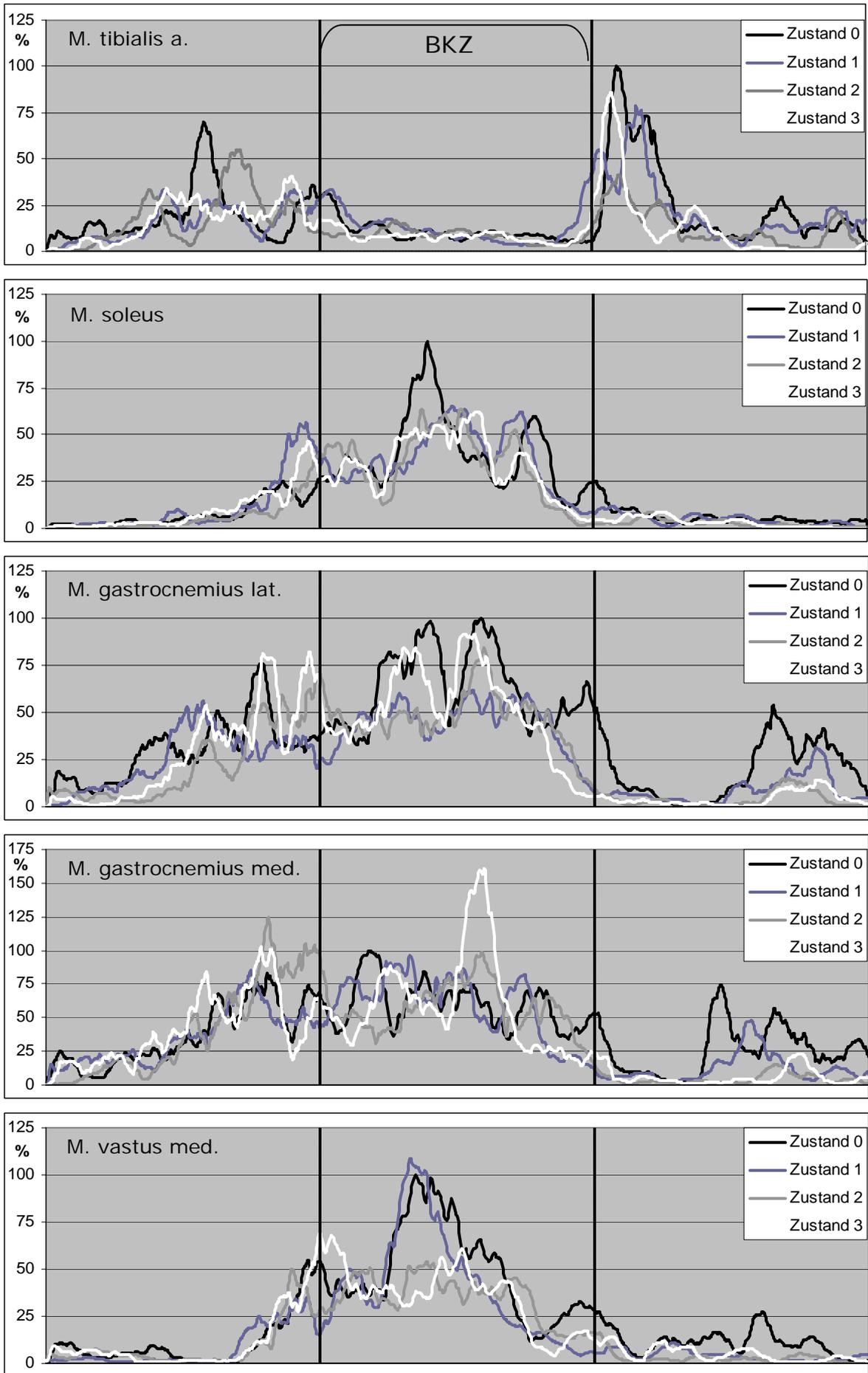


Abb. 136: Proband C EMG Sprung 2 nach isometrischer Voreremüdung des M. quadriceps femoris

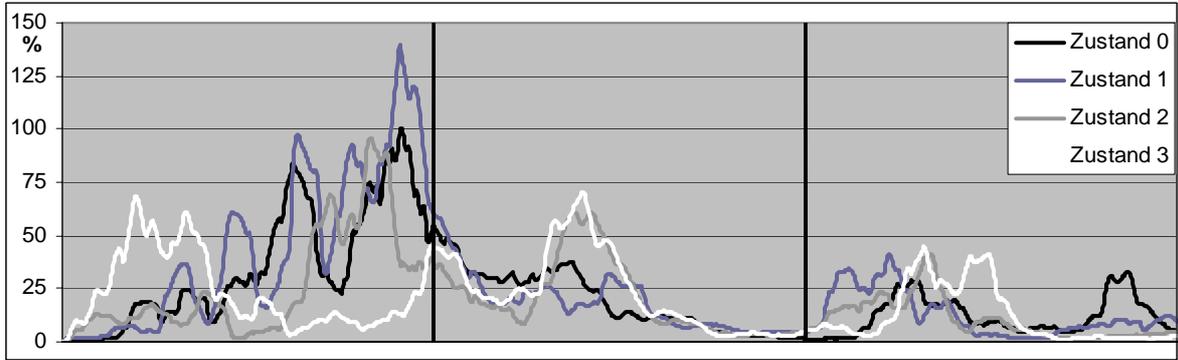
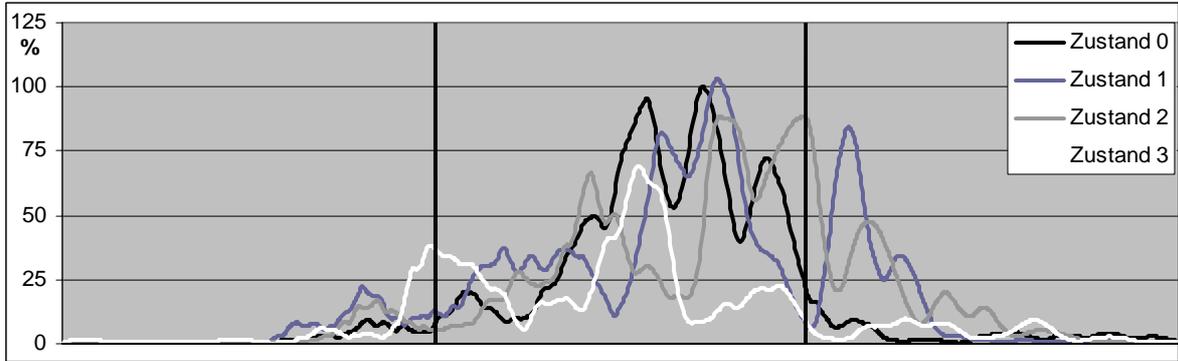
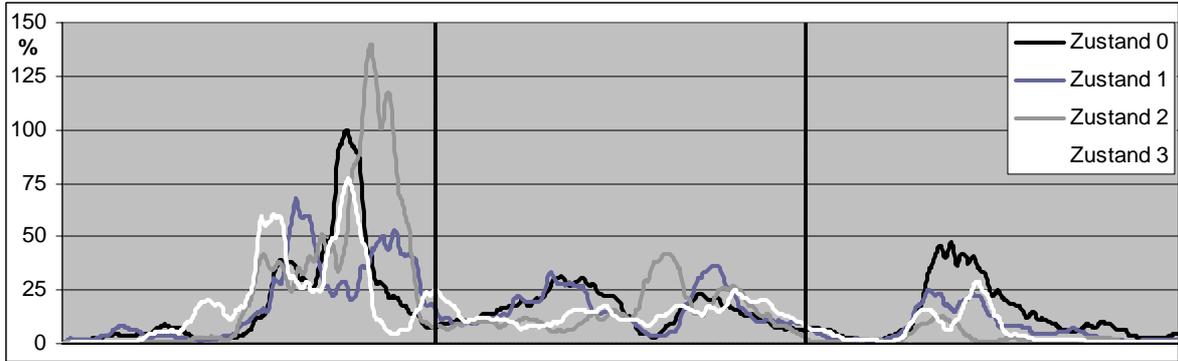
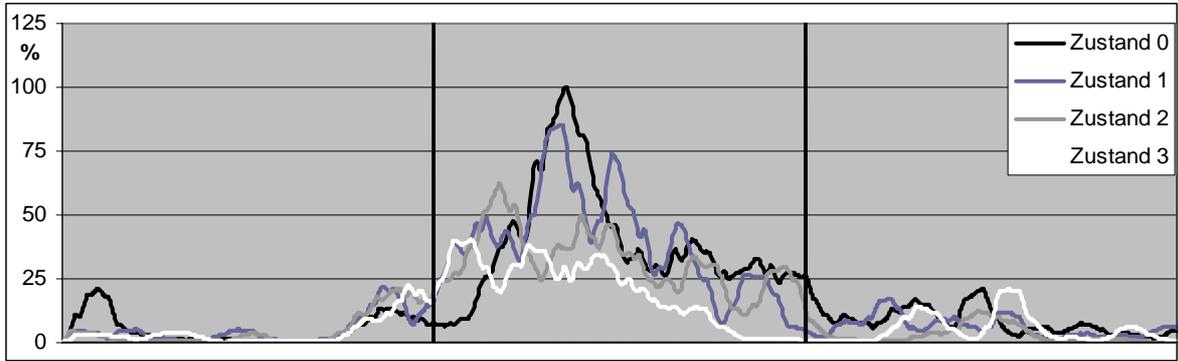
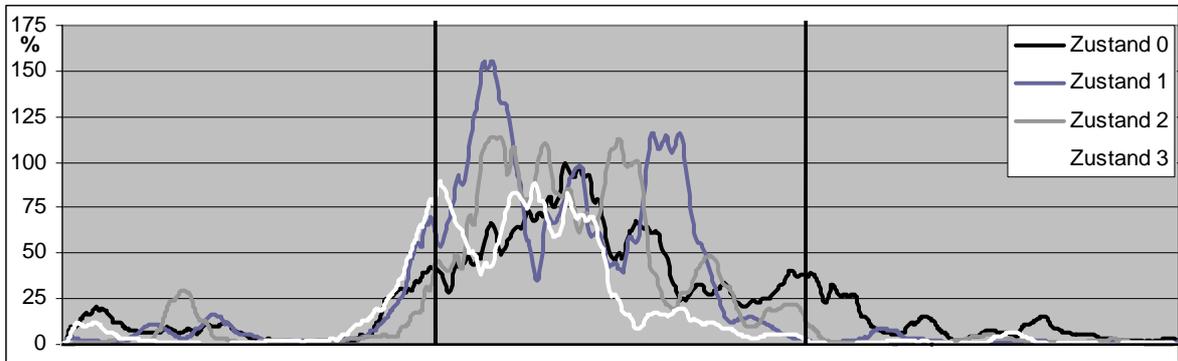


Abb. 137: Proband C EMG Sprung 2 nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

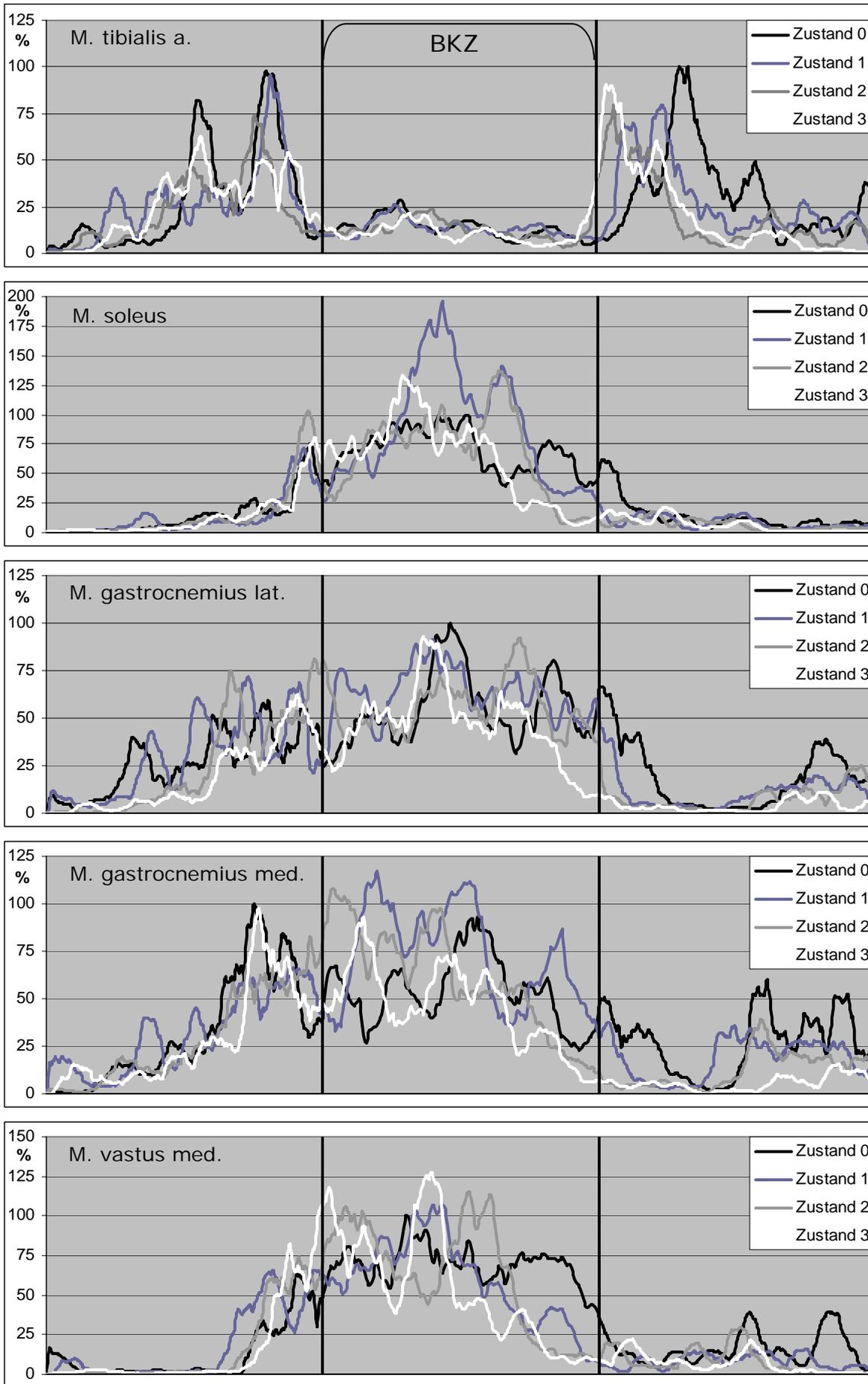


Abb. 138: Proband C EMG Sprung 3 nach isometrischer Voreremüdung des M. quadriceps femoris

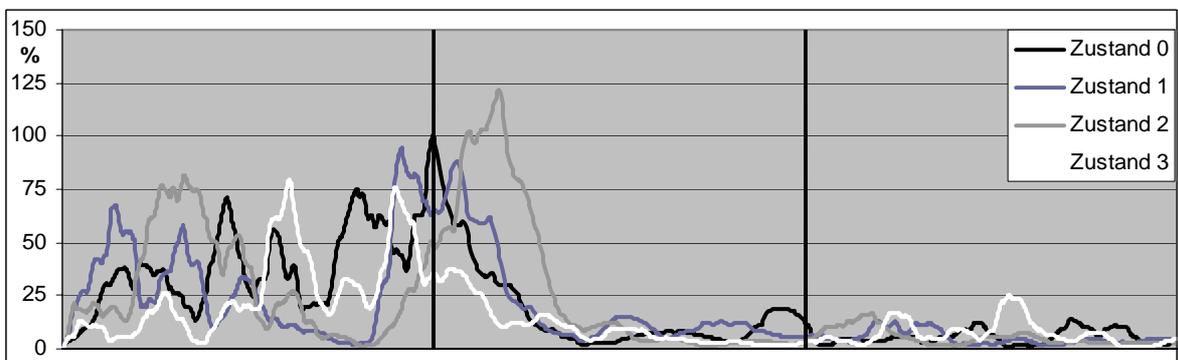
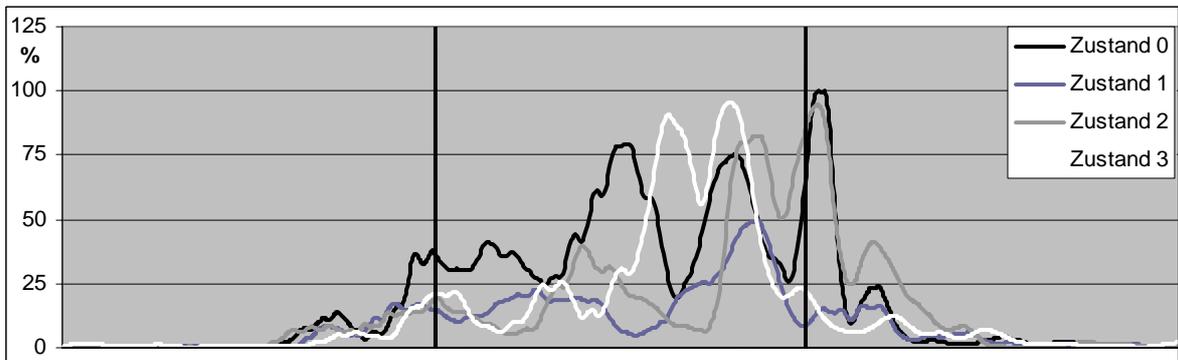
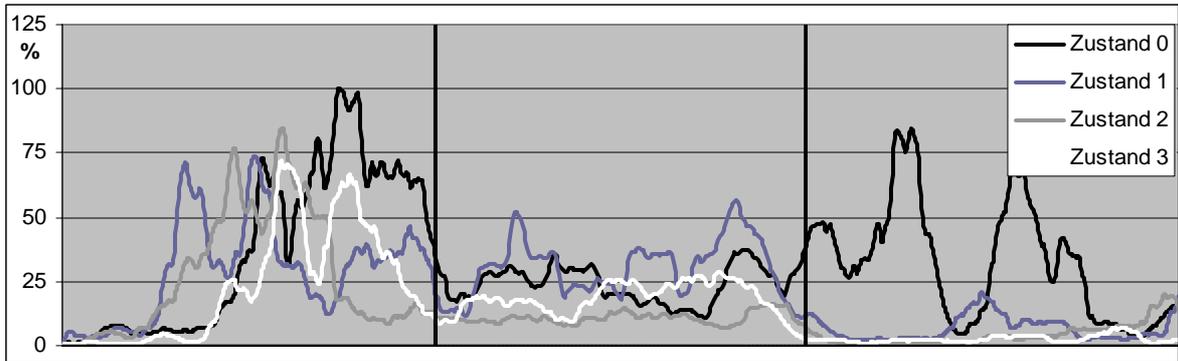
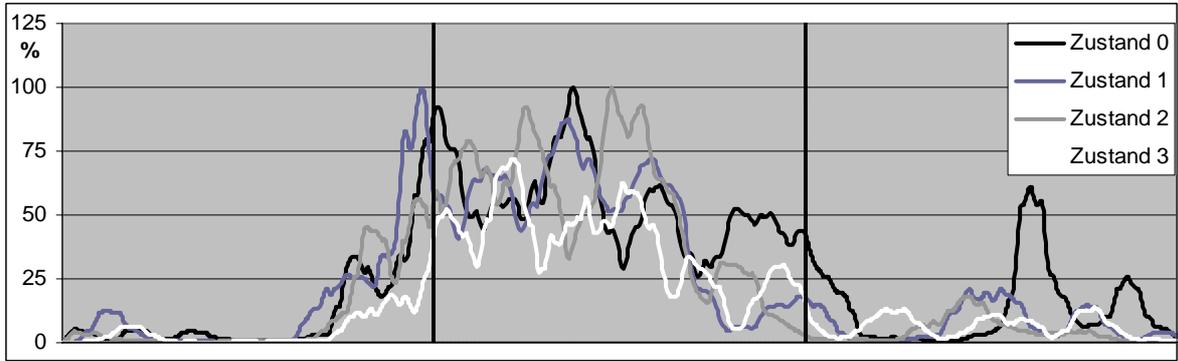
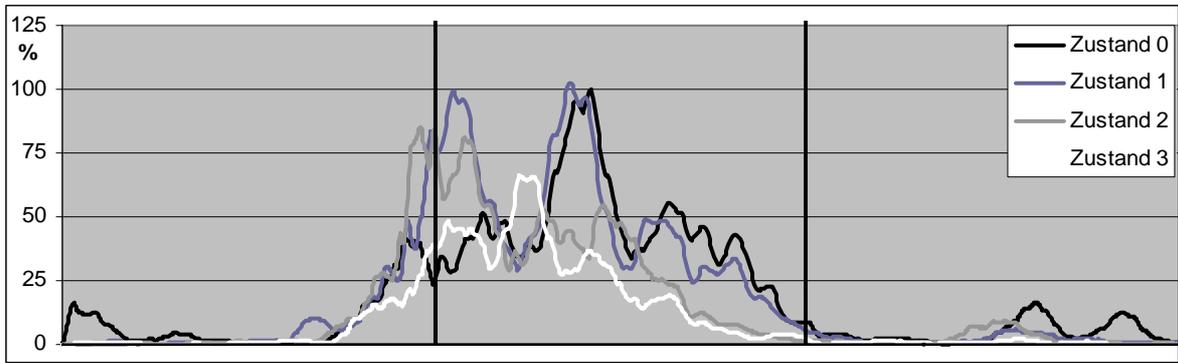


Abb. 139: Proband C EMG Sprung 3 nach isometrischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

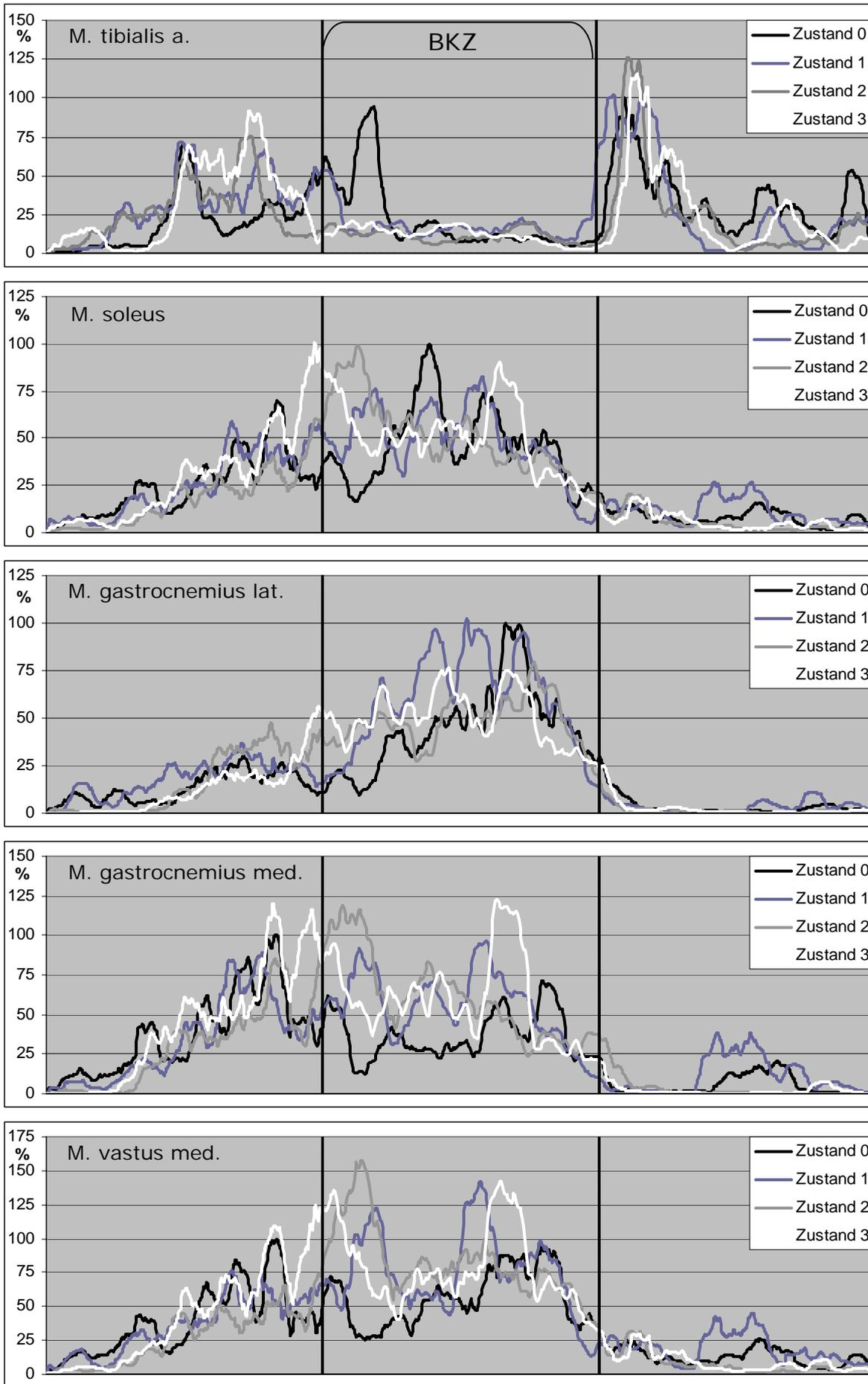


Abb. 140: Proband C EMG Sprung 2 nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

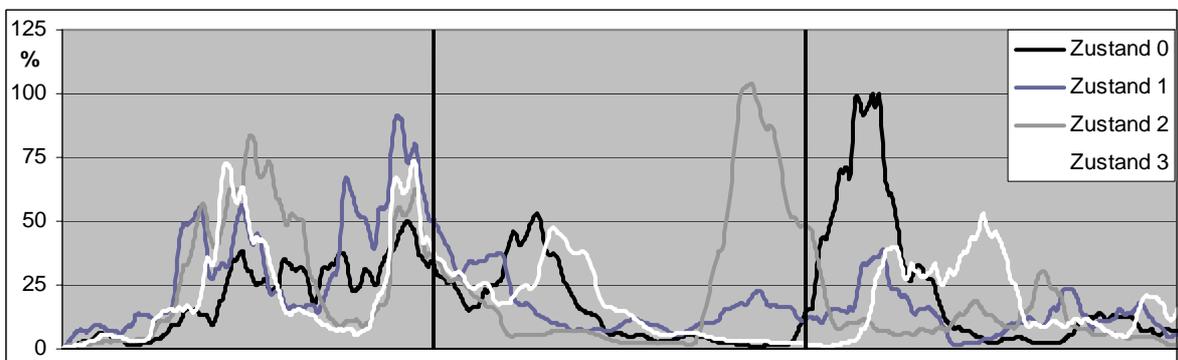
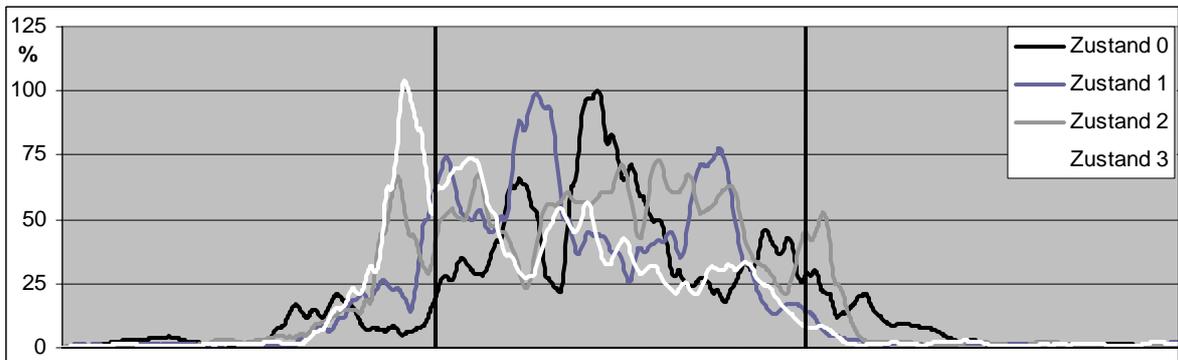
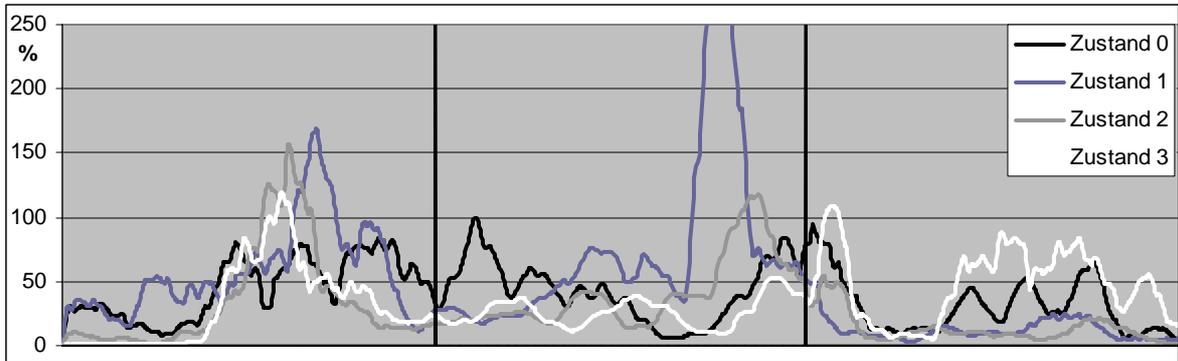
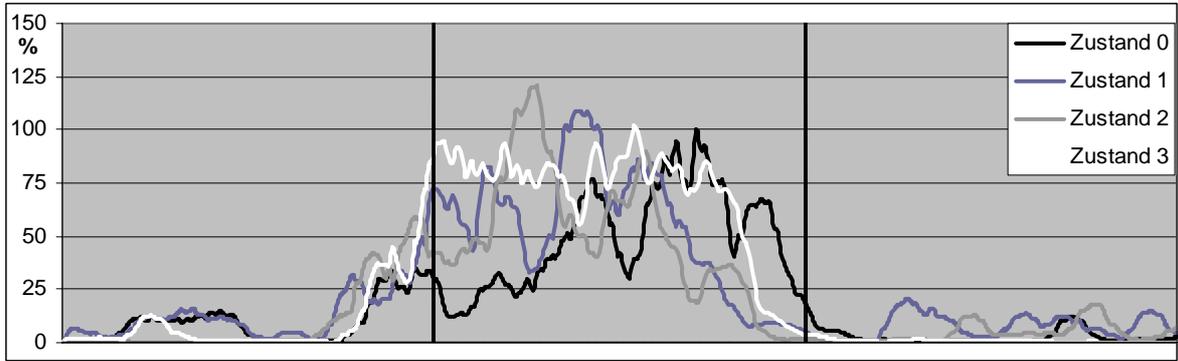
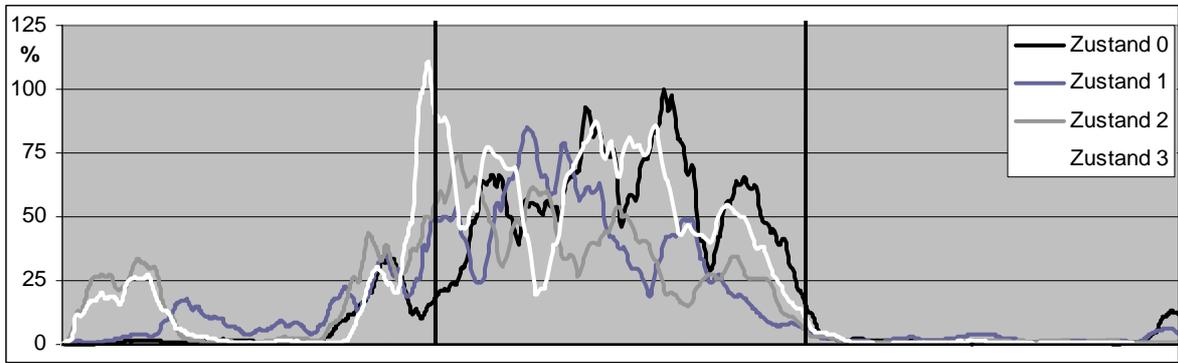


Abb. 141: Proband C EMG Sprung 2 nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

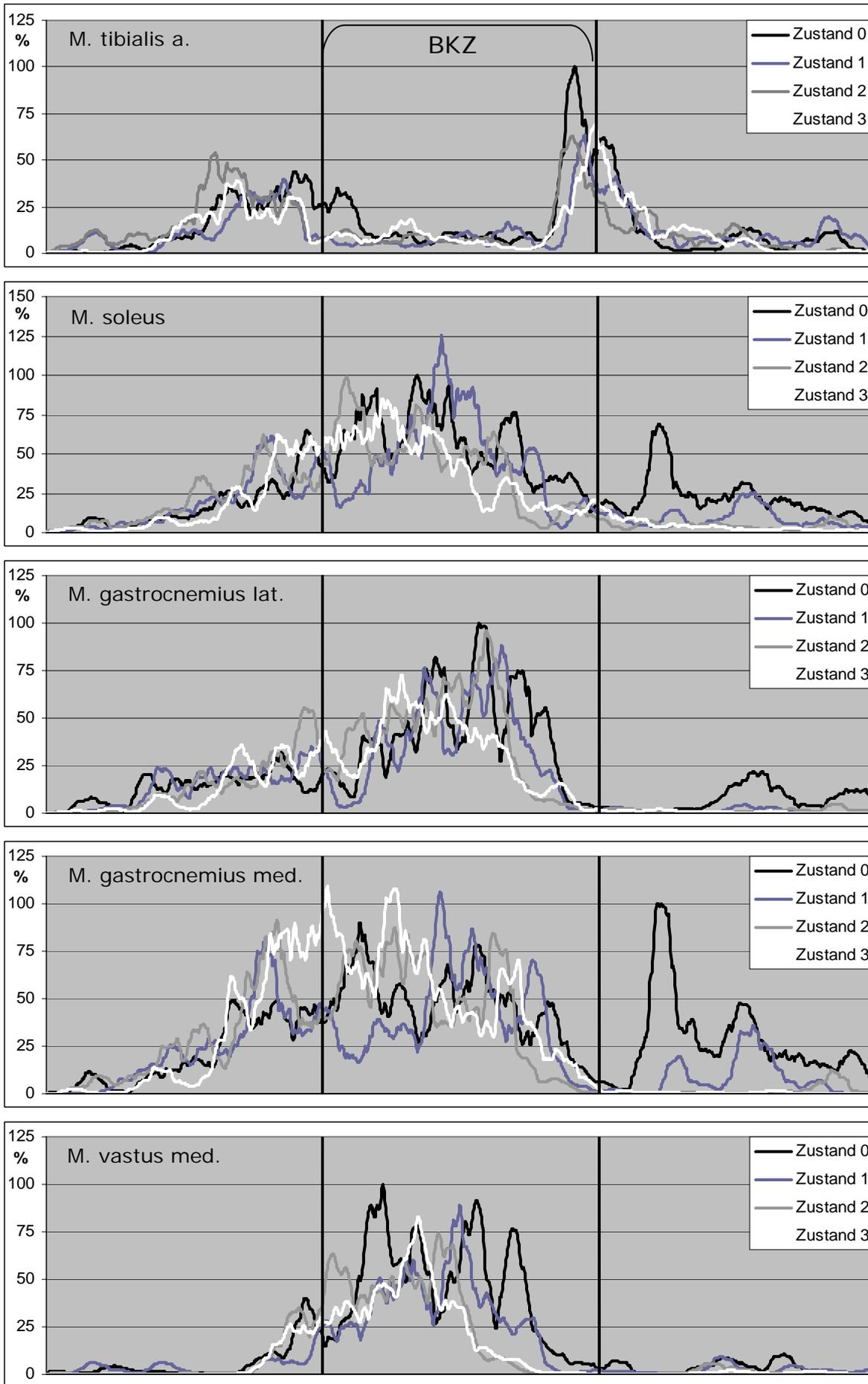


Abb. 142: Proband C EMG Sprung 3 nach dynamischer Vorermüdung des M. quadriceps femoris

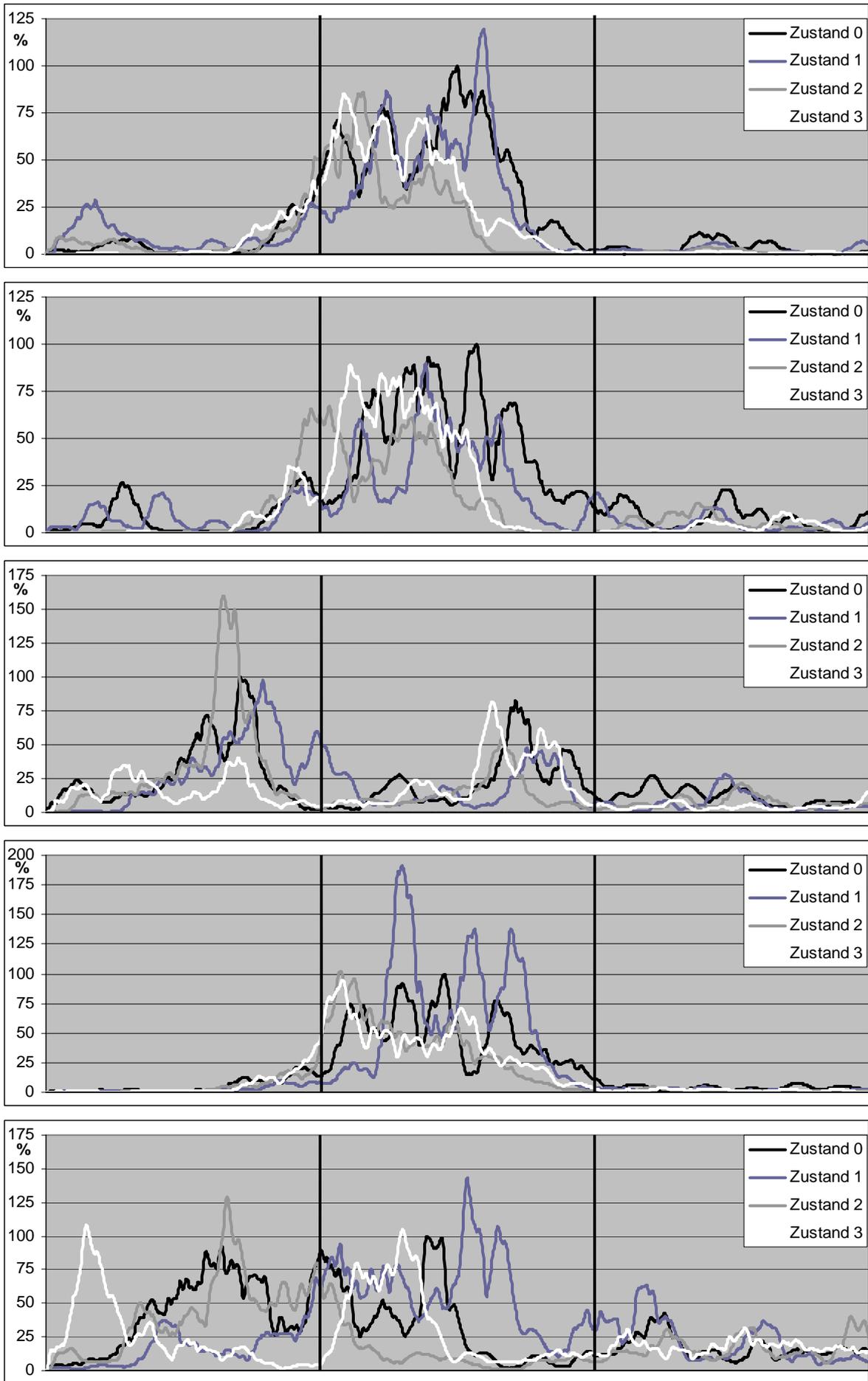


Abb. 143: Proband C EMG Sprung 3 nach dynamischer Vorerermüdung des M. quadriceps femoris