

Aus der Abteilung Sportmedizin
am Institut für Sportwissenschaften
(Prof. Dr. med. et Dr. rer. nat. A. Niklas)
im Zentrum Anaesthesiologie, Rettungs- und Intensivmedizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen

**Adjuvanter Einsatz ausgewählter objektivierender Parameter in der
arbeitsplatzbezogenen medizinischen Rehabilitation**

INAUGURAL – DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades

der Medizinischen Fakultät
der Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von

Wilhelm Moesch

aus

Uetersen

Göttingen 2005

Dekan: Prof. Dr. med. W.Brück

I. Berichtstatter: Prof. Dr. med. et. Dr. rer. nat. A. Niklas

II. Berichtstatter/in:

III. Berichtstatter/in:

Tag der mündlichen Prüfung:

Inhaltsverzeichnis

1. EINLEITUNG	1
2. FRAGESTELLUNGEN	12
2.1 Lässt sich bei der FCE-Testung durch Ableitung eines Oberflächen-EMG´s der Ausprägungsgrad der Hilfsmuskelaktivität objektivieren?.....	12
2.2 Lassen die gemessenen Beschleunigungswerte, in Verbindung mit den daraus berechneten Kraftkurven, Rückschlüsse auf die „maximale Belastung“ im FCE (IWS)-Test zu?	12
2.3 Ergeben sich aus den EMG-Amplitudenveränderungen Hinweise auf eventuelle Selbstlimitierung?	12
2.4 Stehen für erweiterte Fragestellungen oder bei Präzisierung der FCE (IWS)- Beobachtungskriterien zusätzliche Messinstrumente zur Objektivierung zur Verfügung?	13
3. MATERIAL UND METHODEN	13
3.1 Probanden	13
3.2 Testvorbereitung.....	14
3.3 Versuchsanordnung.....	18
3.4 Testdurchführung.....	19
3.5 Testauswertungen	20
3.5.1 Myographie	20
3.5.2 Beschleunigungsmessungen	22
3.5.3 Kompasssystem.....	23
3.5.4 Goniometer.....	24
3.5.5 Laststufen	26
3.6 Statistik.....	26
4. PHYSIOLOGISCHE UND ANATOMISCHE GRUNDLAGE	28
5. DARSTELLUNG DER EIGENEN UNTERSUCHUNGEN („ERGEBNISSE“) ...	30
5.1 Auswertung „mittelschwere Belastungsstufe“.	32

5.2	Auswertung „schwere Belastungsstufe“	33
5.3	Auswertung „maximale Belastung“	37
6.	DISKUSSION DER ERGEBNISSE	40
6.1	Oberflächen - EMG	41
6.1.1	Ergebnisse Oberflächen - EMG „mittelschwere Belastung“	42
6.1.2	Ergebnisse Oberflächen - EMG „schwere Belastung“	42
6.1.3	Ergebnisse Oberflächen - EMG „maximale Belastung“	43
6.1.4	Beurteilung Oberflächen- EMG	44
6.1.5	Kosten Oberflächen-EMG-Untersuchungen	45
6.2	Beschleunigungs- / Kraftkurven.....	46
7.	BEANTWORTUNG DER FRAGESTELLUNGEN	47
8.	ZUSAMMENFASSUNG	51
9.	ANHANG (GRAPHISCHE DARSTELLUNG DER ERGEBNISSE)	53
10.	LITERATURVERZEICHNIS	70

Abkürzungsverzeichnis

bzw.	= beziehungsweise
d.h.	= das heißt
DOT	= Dictionary of Occupational Titles
EFL	= Evaluation funktioneller Leistungsfähigkeit
EMG	= Elektromyogramm
etc.	= et cetera
FCE	= Functional Capacity Evaluation
IWS	= Isernhagen Work Systems
lfde. Nr.	= laufende Nummer
M.	= Musculus
Mm.	= Musculi
m. E.	= meines Erachtens
P	= Proband
PACT	= Performance Assessment and Capacity Testing
PC	= Personalcomputer
PILE	= Progressive Isoinertial Lifting Evaluation
SOMEKO	= Kommission zur Weiterentwicklung der Sozialmedizin in der gesetzlichen Rentenversicherung
VDR	= Verband Deutscher Rentenversicherungsträger
z. B.	= zum Beispiel

1. Einleitung

Seit 1997 befassen sich der ärztliche Dienst und die für Rehabilitation zuständigen Mitarbeiter der LVA Braunschweig intensiv mit dem Aspekt „arbeitsplatzbezogener Rehabilitation“ bei Patienten mit chronischen Rückenschmerzen.

Krankheiten des Skeletts, der Muskeln und des Bindegewebes sind die mit Abstand häufigste Ursache für Arbeitsunfähigkeit (Walter et al.2002). Auch beim Frührentenzugang waren diese Diagnosegruppen im Jahre 2001 mit 27% bei Männern an der Spitze; bei Frauen lagen sie mit einer Häufigkeit von 23% - nach den psychischen Erkrankungen (35%) – an zweiter Stelle (VDR 2002). Nach epidemiologischen Schätzungen leiden etwa 85 % der Bevölkerung in westlichen Industriestaaten mindestens einmal in ihrem Leben an Rückenschmerzen. Etwa 10% der Fälle werden chronisch (Pfungsten, Hildebrandt 2001; Schumacher, Baumann 2003). Bei Chronifizierung korrelieren die erhobenen Befunde und das Schmerzsyndrom oftmals nicht miteinander; die sozialmedizinische Beurteilung wird hierdurch erheblich erschwert. Die Prognose hinsichtlich der Wiedereingliederung ins Erwerbsleben verschlechtert sich deutlich.

Zur Vorbeugung einer Chronifizierung wird eine frühe Aufnahme der Alltagsaktivitäten vorgeschlagen. Bis auf einige Notfallsituationen sollte eine Immobilisierung vermieden werden (Weiland, Wessel 2004).

Hildebrandt und Pfingsten (1998) führen aus, dass die Dauer der Arbeitsunfähigkeit ein ganz wichtiges prognostisches Kriterium für die Behandlungseffektivität ist.

Von der Europäischen Kommission werden derzeit europäische Leitlinien zum Management von Rückenschmerzen erarbeitet. Die Effektivität von Verhaltenstherapie in Kombination mit Trainings- und Arbeitstherapie („work hardening“) wird dort beschrieben (Hildebrandt 2004).

Vor dem Hintergrund zunehmender Arbeitslosigkeit sind rehabilitative Maßnahmen, die das Verbleiben Leistungsgeminderter am Arbeitsplatz ermöglichen, von besonderer Bedeutung.

Sachs B L et al. (1990) beschreiben, dass 6 Monate nach einem „work tolerance program“) von 45 Patienten mit Wirbelsäulendysfunktion noch 73 % arbeitsfähig waren und arbeiteten. In der Kontrollgruppe, die keine arbeitsspezifische Rehabilitation durchführte, arbeiteten nach 6 Monaten lediglich 38 %.

Im Bereich der beruflichen Rehabilitation wird ein RehaAssessment mit „umfassender Analyse der Übereinstimmung und Diskrepanz von beruflichen Anforderungen

und Fähigkeiten durch objektivierbare Methoden“ gefordert (van de Sand 2001 S.309).

Um qualifizierte Aussagen zum beruflichen Einsatz machen zu können muss die konkrete berufliche Belastung (Anforderungsprofil) und die individuelle berufliche Leistungsfähigkeit (Fähigkeitsprofil) ermittelt werden. Erst der Abgleich von Fähigkeits- und Anforderungsprofil (Jobmatch) lässt konkrete Aussagen zur beruflichen Leistungsfähigkeit zu. Auch gezieltes arbeitsplatzbezogenes Training (Work Conditioning/Hardening) ist erst danach möglich.

Das Leistungsvermögen ist jedoch kein direkt zu messender Parameter, sondern erschließt sich uns erst über Indikatoren (Raspe 1994). Die Messung funktioneller Einschränkungen im Erwerbsleben ist einer dieser Indikatoren. Tittor et al. (2004) führen aus, dass ein Leistungsfähigkeitsmodell relevante Parameter verwenden soll, mit deren Hilfe sich die in der Arbeitswelt geforderten Leistungsfähigkeiten angemessen beschreiben lassen.

Auch Tuomi et al. (2001) halten eine Messung der Arbeitsfähigkeit mit nur einem Instrument nicht für möglich. Sie fordern eine Einschätzung auf der Grundlage von Daten aus mehreren unterschiedlichen Quellen und weisen darauf hin, dass auch der Selbstbeurteilung eine große Bedeutung zukommt.

„Nahezu 70 % der Patienten, die nicht an den Arbeitsplatz zurückkehrten, nahmen schon **vor** der Behandlung an, dass sie die Arbeit bzw. ihren Beruf wahrscheinlich würden aufgeben müssen, nur ca. 35% der an den Arbeitsplatz zurückkehrenden Patienten hatten diese Befürchtung im Vorhinein“ (Hildebrandt, Pfingsten 1998 S.153,154).

Die hohe Variabilität der zu erfassenden Indikatoren erschwert die sozialmedizinische Beurteilung. Da für viele Bereiche der Leistungsdiagnostik geeignete Instrumente fehlen, ist eine valide Beurteilung oftmals nur „näherungsweise“ möglich (Cibis 2003).

Arbeitsplatzspezifische Untersuchungsmethoden sind daher besonders wichtig und werden bislang in der medizinischen Rehabilitation nur selten eingesetzt. Neben unspezifischen Hebe- und Tragetests (z.B. PILE –Test (Mayer et al.1988)) und Vergleichen mit Normuntersuchungen der Beweglichkeit (Sachse et al.2002) stehen uns

jetzt auch Testmethoden mit direktem Arbeitsplatzbezug zur Verfügung. In der Brunswiek-Klinik der LVA-Braunschweig kommt seit einigen Jahren zur Überprüfung der funktionell motorischen Leistungsfähigkeit das aus den USA stammende Assessmentverfahren „Functional Capacity Evaluation“ von ISERNHAGEN WORK SYSTEMS [FCE-IWS], das in Deutschland unter dem Namen „Evaluation funktioneller Leistungsfähigkeit (EFL)“ nach Susan Isernhagen bekannt ist, zum Einsatz. Hier werden 29 Testelemente aus den Bereichen „Last hantieren/Kraft, längerdauernde Haltung, Handkoordination, Haltung/Beweglichkeit, Fortbewegung“ überprüft. Die folgende Tabelle 1 zeigt die einzelnen Testbereiche.

Last hantieren / Kraft	Haltung / Beweglichkeit
• Heben Boden zu Taillenhöhe	• Arbeiten über Kopfhöhe
• Heben Taillen- / Überkopfhöhe	• Bücken im Sitzen / Stehen
• Heben horizontal	• Rotation im Sitzen / Stehen
• Schieben / Drücken / Ziehen	• Kriechen / Knien / Hocken
• Tragen rechts / links	• wiederholte Kniebeuge
• Tragen vorne beidhändig	
• Handkraft rechts / links	Fortbewegung
Längerdauernde Haltung	• Gehen
• Sitzen / Stehen	• Treppe steigen
Handkoordination	• Leiter steigen
• Geschicklichkeit rechts / links	• Gehen auf Balken

Tabelle 1 : Testelemente der FCE (IWS) nach EFL-Kursmanual Deutschland 2000

Der Arbeitsplatzbezug der Einzeltests ergibt sich aus den im „Dictionary of Occupational Titles“ (DOT) beschriebenen physischen Beanspruchungen in den USA gebräuchlicher, industrieller Berufsbilder, die in unterschiedlichem Umfang in praktisch allen aus den USA stammenden FCE-Systemen verwandt werden. Durch direkte Testung der arbeitsspezifischen funktionell motorischen Leistungsfähigkeit lassen sich nachvollziehbare Aussagen zur Arbeitsfähigkeit/Arbeitseignung ableiten.

Patienten mit chronischen Rückenschmerzen geben häufig eine generelle Einschränkung des Leistungsvermögens an. Die Beschwerden bleiben bei längerer

Krankheitsdauer oft nicht auf die Wirbelsäule begrenzt (Beyer, Heisel 2003). Es kommt zu einer Symptomausweitung.

Da mit den FCE-Systemen jedoch fast ausschließlich funktionell motorische Parameter erfasst werden, ergibt sich bei isolierter Beurteilung ein unvollständiges, möglicherweise falsches, Leistungsbild.

Das kardiopulmonale und psychische Leistungsvermögen sowie die Leistungsbereitschaft muss ebenfalls bei der Leistungsbeurteilung angemessen berücksichtigt werden.

Dies setzt eine „ganzheitliche“ medizinische Beurteilung voraus. Die Ergebnisse der einzelnen Untersuchungs-, Mess- oder Testverfahren müssen zu einem problembezogenen Bild hinsichtlich der Funktionsfähigkeiten zusammengefügt werden (Schreiber et al.1999).

FCE-Systeme können immer nur ein Baustein dieser ganzheitlichen sozialmedizinischen Beurteilung (Begutachtung) sein (EFL-Kursmanual 2000, Erbstößer et al.2003, King et al. 1998; Schreiber et al. 2000).

Die Durchführung und Bewertung von FCE-Systemen allein durch Nichtärzte wird dem nicht gerecht und ist daher abzulehnen.

Grundsätzlich bieten sich zwei Einsatzmöglichkeiten für FCE-Systeme an:

1. Einschätzung des „abstrakten“ Leistungsvermögens ohne konkreten Arbeitsplatzbezug im Rahmen einer Begutachtung. Zum Beispiel Rentenbegutachtung oder Begutachtung im Rahmen einer beruflichen Rehamaßnahme (berufliche Neuorientierung).
2. Einschätzung des „konkreten“ Leistungsvermögens für eine bestimmte Tätigkeit. Zum Beispiel Eignungs-, bzw. Einstellungsuntersuchung. Überprüfung von Arbeitsfähigkeit/Arbeitsunfähigkeit (Hart et al. 1993).

Die FCE (Isernhagen) basiert auf 29 standardisierten funktionellen Leistungstests. Die Beurteilung erfolgt durch speziell geschulte Untersucher anhand von standardisierten funktionellen Beurteilungskriterien. Beurteilungskriterien sind unter anderem

die beobachtete Sicherheit der durchgeführten Funktion, die Standbreite, die Rumpfstabilität, die rekrutierte Muskulatur.

Leistungsfähigkeit setzt sich aus objektivem individuellem Leistungsvermögen und subjektiver Leistungsbereitschaft zusammen (Silomon 1984). Eine mögliche Selbstlimitierung bzw. ein „suboptimales Leistungsverhalten“ (Merten 2002) sollte erkannt und bewertet werden. Zielparameter bei der FCE (IWS) ist die maximale Leistungsfähigkeit bei sicherer Testdurchführung (kinesiophysischer Test). Damit unterscheidet sich dieser Test deutlich von herkömmlichen Testmethoden, bei denen als Zielparameter die absolute Maximalleistung gilt (psychophysischer Test) (FCE (IWS) 1997, Kaiser et al. 2000). Die Steuerung des Testverlaufes durch den Therapeuten wirkt einer möglichen Selbstlimitierung entgegen.

Die Konsistenz der Testleistung wird durch Vergleich der Ergebnisse verschiedener Tests mit ähnlicher biomechanischer Belastung überprüft (Oliveri et al. 1996). Der abschließende Vergleich mit einem vor Testbeginn vom Probanden ausgefüllten Selbstbeurteilungsbogen zur Selbsteinschätzung der Wirbelsäulenfunktion (PACT), zusätzliche Verhaltensbeobachtungen, „positive Waddel - Zeichen“, etc. (Beck-Föhn 1999, Waddell et al. 1980) geben weitere Hinweise auf mögliche Selbstlimitierungen bzw. Symptomausweitung (Matheson LN, Matheson ML 1989/91, EFL- Kursmanual 2000).

Die Testung erfolgt stufenweise mit steigender Belastung. Die einzelnen Belastungsstufen werden vom Untersucher individuell, anhand der beobachteten Beurteilungskriterien, festgelegt. Nach Abschluss der Testung werden für den Probanden leichte, mittlere, schwere und maximale Belastungen im jeweiligen Bereich definiert, und die zulässige Häufigkeit der einzelnen Lasten im Arbeitstag festgelegt.

Es wird unterstellt, dass leichte Gewichte ständig (d.h. mehr als 90% eines Arbeitstages), mittlere Gewichte überwiegend (51 -90% des Arbeitstages), schwere Gewichte zeitweise (ca. 10% des Arbeitstages) und maximale Gewichte gelegentlich (bis zu 5 % des Arbeitstages.) bewegt werden können (Tabelle 2).

Von besonderer Bedeutung für die graduelle Abstufung zwischen leichter, mittlerer und schwerer Belastung ist die Bewertung der rekrutierten Muskulatur, speziell der eingesetzten Hilfsmuskulatur. Hier soll der Beobachter zwischen leichtem Anspannen, deutlichem Anspannen und „Vorwölben“ von Hilfsmuskeln unterscheiden.

Gewicht	Leicht	Mittelschwer	Schwer	Maximal
zulässige Häufigkeit	Ständig > 90 %	Überwiegend 51 – 90 %	Zeitweise ca. 10%	Gelegentlich < 5%
Rekrutierte Muskulatur	Anspannung von funktionell primärer Muskulatur	Leichtes Anspannen der Hilfsmuskulatur	Deutliches Anspannen der Hilfsmuskulatur	Deutliches Vorwölben der Hilfsmuskulatur
Standbreite	Normale Standbreite; evt. enge Standbreite	Stabile Standbreite	Etwas vergrößerte Standbreite	Sehr breite Standbreite
Haltung	Normale (aufrechte) Haltung	Gegengewicht erkennbar (Extension)	Vermehrtes Gegengewicht	Ausgeprägtes Gegengewicht
Kreislauf, Atmung	Minimale Erhöhung der Herzfrequenz	Leichte Erhöhung der Herzfrequenz und Verstärkung der Atmung	Deutliche Erhöhung der Herzfrequenz und Verstärkung der Atmung	Wesentlich höhere Herzfrequenz und verstärkte Atmung
Koordination und Sicherheit	Leichte lockere Bewegung	Flüssige Bewegung	Mit Schwung schwierig zu beobachten, sicher ergonomisch	Noch sicher aber mit mehr Gewicht unkontrolliertes Hantieren der Last
Tempo	Schnelles Tempo möglich	Etwas langsamer	Deutlich langsamer. Sehr kontrolliert und koordinierte Bewegung	Am langsamsten. Bei mehr Tempo Verlust von Stabilität und Kontrolle der Last

Tabelle 2: Objektive Beobachtungskriterien am Beispiel „Heben Boden zu Taillenhöhe“ (nach EFL-Kursmanual 2000)

Zur Testgüte des FCE (IWS), wie auch zu den anderen in Deutschland bekannten FCE-Systemen, liegen bislang nur sehr wenige verwertbare Studien zur Reliabilität und Validität vor. (Schreiber et al. 2000)

Dies ist ein von potentiellen Auftraggebern (z.B. Sozialleistungsträger, Versicherungen, Unternehmen/Betriebe, Gerichten) häufig vorgetragener Kritikpunkt, der Handlungsbedarf erkennen lässt. Weitergehende wissenschaftliche Studien werden gefordert (Frank et al. 2003; VDR–SOMEKO 2004).

Isernhagen et al. (1999) beschreiben zwar hohe Interrater- und Intraraterreliabilität bei einer Videoanalyse von 3 Probanden durch 12 erfahrene Beobachter, es ist jedoch auch zu prüfen, ob die entscheidenden Beurteilungskriterien durch alleinige Beobachtung mit der notwendigen Genauigkeit erfasst werden können.

Reneman (2004) stellt jetzt weitere Reliabilitäts- und Validitätsstudien für FCE (IWS) vor und geht dabei besonders auf das Test-Retest Verhalten ein.

In der vorliegenden Arbeit soll am Beispiel des Hebetestes „Boden zu Taillenhöhe“ untersucht werden, ob sich die von den Untersuchern (anhand der genannten Beobachtungskriterien) erhobenen Befunde durch zusätzlich erfasste biomechanische Messwerte bestätigen bzw. objektivieren lassen. Hierzu soll eine Messmethodik entwickelt werden die im klinischen Untersuchungsbetrieb eingesetzt werden kann.

Maßgebliche Beobachtungsparameter sind die in Tabelle 2 zur Differenzierung der Laststufen beschriebenen Kriterien und die im EFL-Kursmanual aufgeführten Abbruchbedingungen:

1. Rekrutierte Muskulatur.
2. Standbreite.
3. Haltung.
4. Kreislauf, Atmung.
5. Koordination und Sicherheit.
6. Tempo.

1.) Ein ganz wesentliches Beobachtungskriterium ist die Bewertung der „rekrutierten Muskulatur“.

Isernhagen differenziert zwischen leichtem Anspannen, deutlichem Anspannen und deutlichem Vorwölben der entsprechenden Muskelgruppen (S.7 Tabelle 2 (EFL-Kursmanual 2000)).

Schon die gewählten Begriffe, leicht bzw. deutlich, weisen auf eine gewisse Trennschärfe-problematik hin.

Zur besseren Differenzierung und Objektivierung der Muskelaktivität bieten sich elektromyographische Untersuchungen an. Beginn und Änderung der Muskelaktivität können sicher aufgezeichnet werden. Mit dem Oberflächen-EMG steht eine nicht-invasive Untersuchungsmethode zur Verfügung, die sich gut in den FCE (IWS)- Test integrieren lässt.

2. und 3.) Die Beobachtung von Standbreite und Haltung ist von einem geschulten Beobachter, bei der nur gering differenzierten Fragestellung („eng, stabil, vergrößert“), in der Regel problemlos möglich.

Für die meisten Fragestellungen, die sich durch die FCE ergeben, dürften die visuellen Beobachtungen ausreichend sein.

Bei erweiterter Fragestellung kann der Bewegungsablauf prinzipiell durch Methoden der Ganganalyse objektiviert werden. Die rein subjektive visuelle Wahrnehmung kann durch Videoaufzeichnungen ergänzt und bei Bedarf, entsprechend der jeweiligen Fragestellung, durch verschiedene Messverfahren präzisiert werden.

So bieten sich zum Beispiel im Rahmen der Qualitätssicherung einfache Videoanalysen zur Überprüfung der Interraterreliabilität an, wie sie von Isernhagen et al. (1999) auch bereits beschrieben wurden.

Die einzelnen Möglichkeiten, die von einfacher Videoaufzeichnung über mehrdimensionale messpunktzentrierte Videoanalyse bis hin zu komplexen System mit Berücksichtigung von Stoffwechselfparametern, Zeit-Distanz-Messungen und muskulärer Aktivität (Myographie) reichen, zeigt die folgende Abbildung.

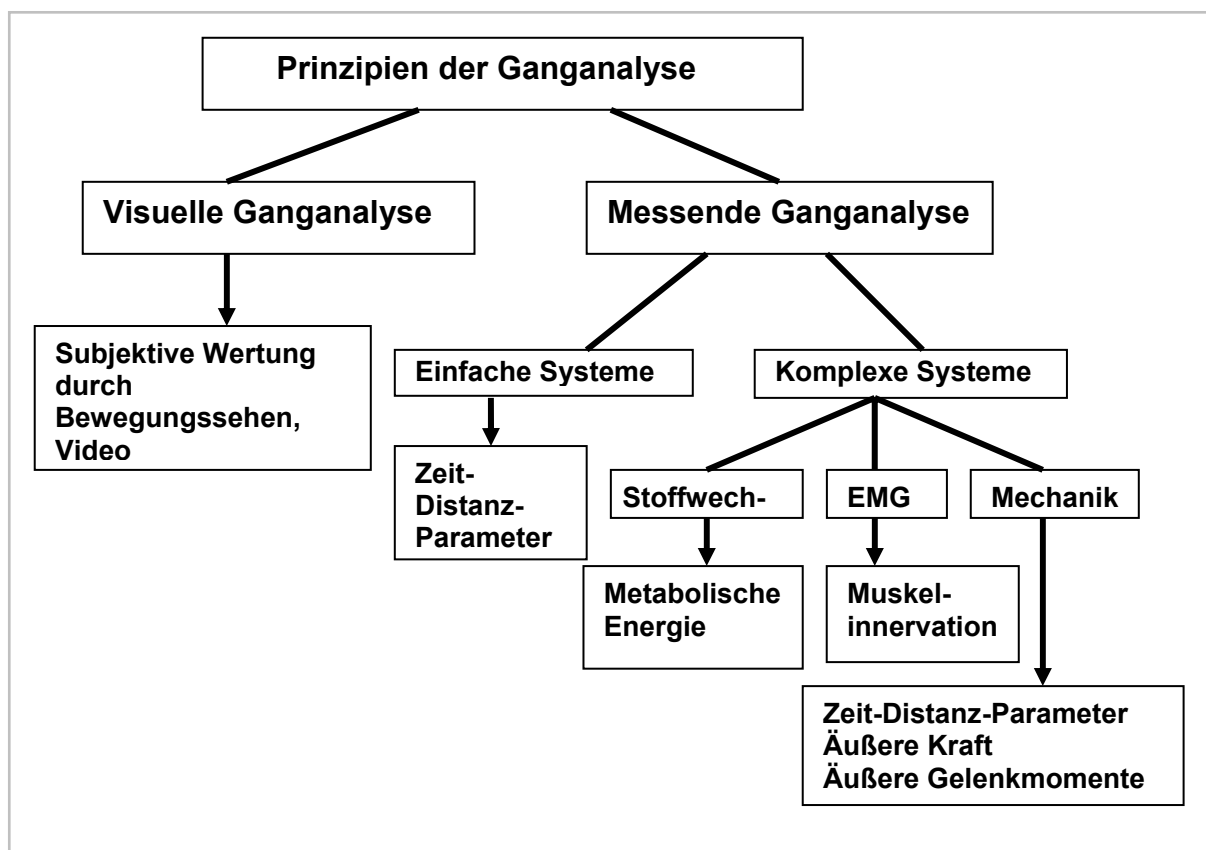


Abbildung 1: Methoden der Ganganalyse und ihre Analyseparameter nach Bock (2000) S.99.

Die oben aufgeführten komplexen Systeme sind für den Routinebetrieb im FCE-Test zu aufwendig und in dieser Präzision dort auch nicht erforderlich. Ihr Einsatz sollte speziellen Fragestellungen vorbehalten bleiben.

Durch ein über den Dornfortsätzen der Wirbelsäule mit Doppelklebeband fixiertes flexibles Goniometer der Firma Peny & Giles lassen sich Bewegungsänderungen in den entsprechenden Wirbelsäulensegmenten in 2 Ebenen ebenfalls erfassen. Bei 2-dimensionaler Messung können so Inklination, Reklination sowie Seitneigung, die Ausdruck des Aufbaus eines Gegengewichts ist, erfasst werden.

Um jedoch einen Vergleich mit den Beobachtungsdaten zu ermöglichen, müsste zunächst die unpräzise Fragestellung (erkennbares, vermehrtes bzw. ausgeprägtes Gegengewicht) konkretisiert werden.

Ab welchem Neigungsgrad, gemessen in welcher Körperregion, beginnen die jeweiligen Einstufungen? Da es sich beim FCE (IWS) um eine standardisierte Testmethode handelt, können und müssen diese Grenzwerte vom Lizenzgeber (IWS) festgelegt und präzisiert werden.

4.) Im Beobachtungsbereich „Kreislauf, Atmung“ erfolgt eine automatische Registrierung der Herzfrequenz über einen Brustgurt und einen am Handgelenk getragenen Pulsmesser. Die damit ermittelten Daten bedürfen im Rahmen dieses Testes keiner weiteren Objektivierung. Die Atemfrequenz wird vom FCE-Therapeuten nicht gemessen. Es wird entsprechend den FCE(IWS)-Vorgaben lediglich, ganz unspezifisch, auf „verstärkte Atmung“ geachtet, was dann auch nur als zusätzliches Indiz für mögliche Ausbelastung angesehen wird.

Konkrete Werte, die evtl. mit anderen Methoden objektiviert werden könnten, werden nicht erhoben.

5.) Bei der Beurteilung von Koordination und Sicherheit wird auf „flüssigen Bewegungsablauf“, „leicht und lockere Bewegung“ geachtet. Auch hier erscheint wegen der unpräzisen Formulierung eine Objektivierung sämtlicher Belastungsstufen nur schwer oder zumindest nicht exakt möglich zu sein. Einige der im EFL - Kursmanual genannten Abbruchkriterien wie „Anreißen, Werfen“ der Kiste sowie die dort beschriebene fehlende Stabilisierung der LWS bei belastender Hebetchnik (Aufrichten der Beine vor dem Oberkörper) können jedoch messtechnisch gut erfasst werden.

Anreißen und Werfen lässt sich durch Geschwindigkeitsänderungen darstellen, die mit Hilfe der ermittelten Beschleunigungsdaten zu erfassen sind.

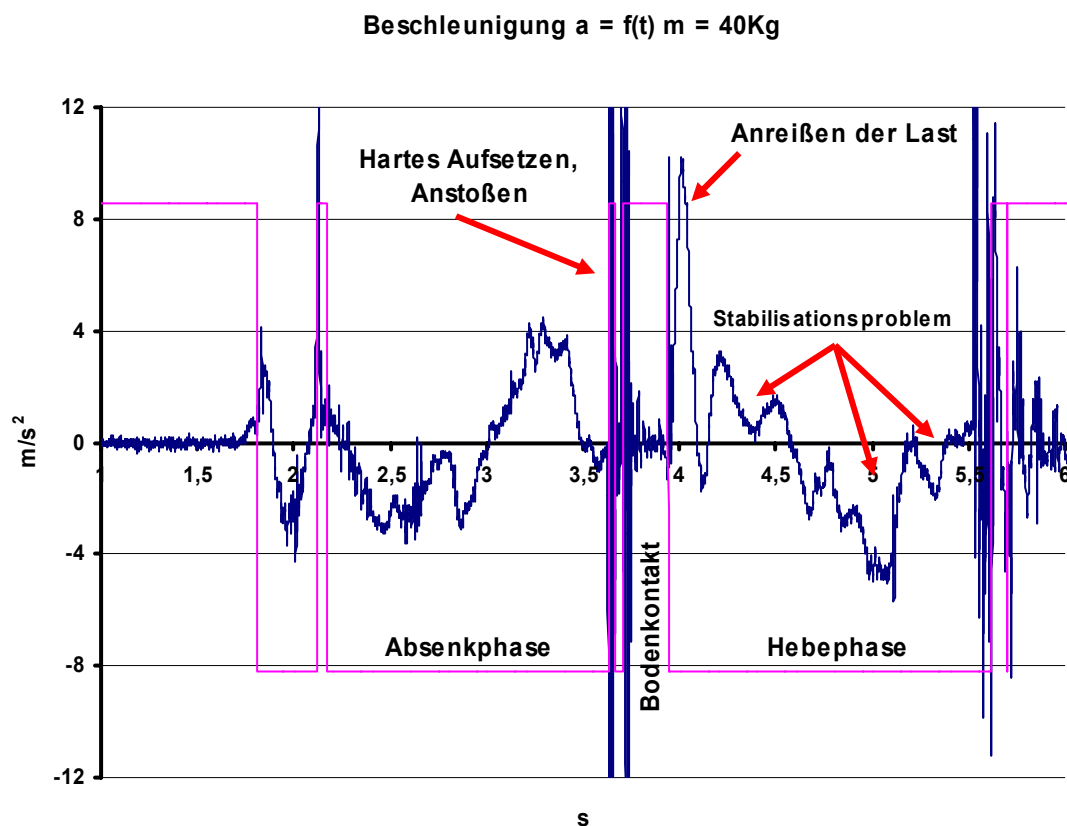


Abbildung 2: Beschleunigungsverlauf

Aus den Beschleunigungswerten lassen sich Kraftkurven berechnen, aus denen sich bei Ausbelastung Hinweise auf die Maximalkraft ergeben.

Mittels eines Goniometers können Bewegungsänderungen im Bereich der großen Beingelenke registriert werden. In Verbindung mit den ermittelten Kraftwerten und den Hebelarmlängen lässt sich das Drehmoment berechnen. Eine Aufrichtung der Beine zeigt sich durch Veränderung der Kniegelenksbeugung. Die Aufrichtung des Oberkörpers wird durch Beugeänderung im Hüftgelenk deutlich. Zeitabhängig verglichene Messungen mit Darstellung der Beugewinkel in den Hüft- und Kniegelenken spiegeln den Bewegungsablauf wider und zeigen so auch die „Aufrichtung“ in den einzelnen Körperabschnitten.

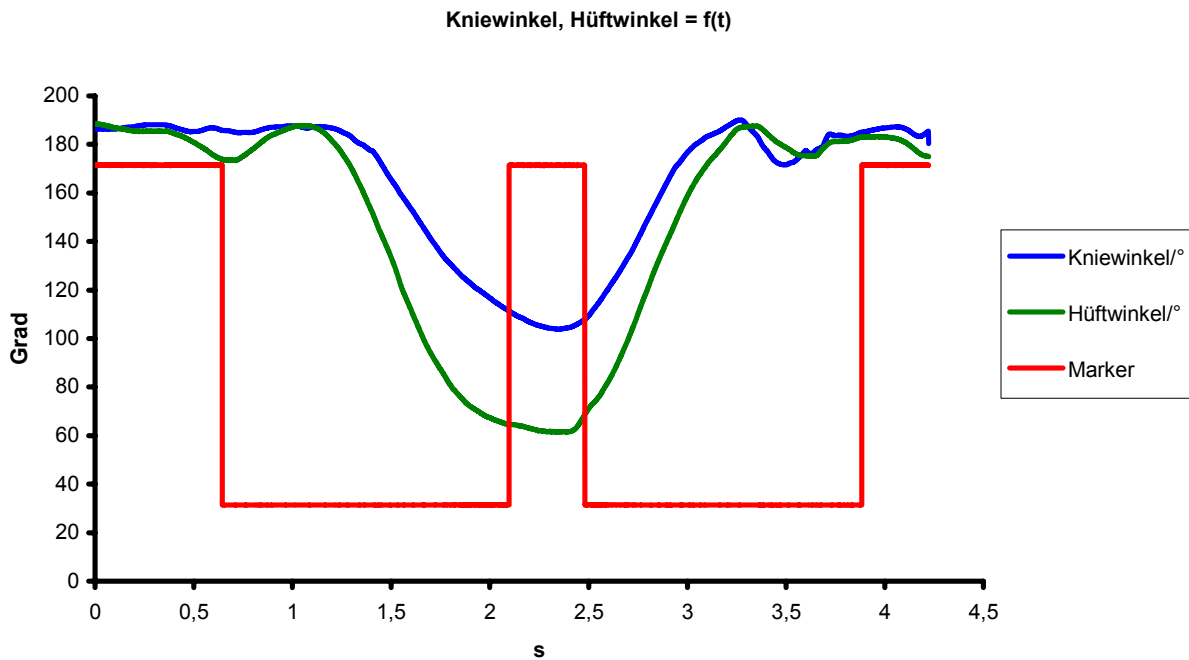


Abbildung 3: Bewegungsdarstellung durch Goniometer

Diese Veränderungen sind aber durch alleinige visuelle Beobachtung bereits mit großer Sicherheit zu erfassen, so dass sich der messtechnische Aufwand für diese Untersuchung nur bei speziellen Fragestellungen bzw. bei zusätzlichen orthopädischen Problemen in den entsprechenden Gelenken lohnt.

Ein unsicheres Hantieren der Last wird auch durch einseitiges Absenken oder Verkanten der Last deutlich und kann mit Hilfe eines elektronischen Kompasses erfasst werden, der in den Boden der Hebevorrichtung integriert wird.

6.) Das Arbeitstempo wird bei der FCE-Beobachtung mit einer Stoppuhr ermittelt und mit im Testmanual beschriebenen, als Norm festgelegten Maximalwerten verglichen.

Diese gestoppten Zeitmessungen sind ausreichend präzise und bedürfen keiner weiteren Objektivierung.

Zur Objektivierung des ausgewählten Testelementes „Heben Boden zu Taillenhöhe“ erscheinen daher elektromyographische Messungen ausgewählter Kennmuskeln für die zum Einsatz kommende „Primär- und Hilfsmuskulatur“ besonders geeignet. Damit ist eine zuverlässige Differenzierung der „rekrutierten Muskulatur“ möglich, die einen Vergleich mit den durch Beobachtung erhobenen Werten ermöglicht. Ergänzend können Beschleunigungsmessungen zur Maximalkraftermittlung erfolgen.

Die weiteren, im Einzelfall sinnvollen Ergänzungsuntersuchungen und Berechnungen (Winkel (Goniometer, Kompass), Geschwindigkeits-, Leistungsverlauf) sollten auf ihre Praktikabilität hin in Vorversuchen getestet werden.

2. Fragestellungen

Die Auswahl der Testmethodik muss sich an den standardisierten Beobachtungs-/Bewertungskriterien des FCE (IWS)-Tests orientieren.

Folgende Fragen sollen bearbeitet werden:

2.1 Lässt sich bei der FCE-Testung durch Ableitung eines Oberflächen-EMG's der Ausprägungsgrad der Hilfsmuskelaktivität objektivieren?

Es soll untersucht werden, ob sich mit zunehmender Belastung der von den FCE-Therapeuten erwartete und zu beobachtende Anstieg der Hilfsmuskelaktivität elektromyographisch im periodisch registrierten Amplitudenverlauf nachweisen und somit objektivieren lässt.

2.2 Lassen die gemessenen Beschleunigungswerte, in Verbindung mit den daraus berechneten Kraftkurven, Rückschlüsse auf die „maximale Belastung“ im FCE (IWS)-Test zu?

Zunehmende Belastung müsste, bis zum Erreichen der Maximalkraft, zu einem Anstieg der errechneten Kraftkurve führen mit einem Umschlagspunkt bei Überschreiten der Maximalkraft.

2.3 Ergeben sich aus den EMG-Amplitudenveränderungen Hinweise auf eventuelle Selbstlimitierung?

Kann z.B. bei Abbruch der Belastung ohne adäquaten Hilfsmuskulatureinsatz auf Selbstlimitierung geschlossen werden?

2.4 Stehen für erweiterte Fragestellungen oder bei Präzisierung der FCE (IWS)-Beobachtungskriterien zusätzliche Messinstrumente zur Objektivierung zur Verfügung?

Erweiterte Fragestellungen können sich bei unklarer, unsicherer Beurteilung des Beobachters ergeben. Zusätzliche Begleiterkrankungen mit atypischen Bewegungsmustern können die Beurteilung erschweren.

3. Material und Methoden

3.1 Probanden

Untersucht wurden 19 Probanden (15 Männer, 4 Frauen).

Als Probanden standen Sportstudenten (die im Rahmen ihrer Ausbildung Trainingsmitteluntersuchungen mit myographischen Messungen bei Hebe- und Tragebelastungen durchführen) und Rehabilitanten der Brunswiek-Klinik mit chronischen Rückenschmerzen zur Verfügung.

Alle Probanden absolvierten den FCE (IWS)-Test „Heben Boden zu Taillenhöhe“ unter Berücksichtigung der im Testmanual vorgegebenen standardisierten Bedingungen.

Die Anordnung der Myographieelektroden wurde entsprechend den Testbedingungen ergänzt; die Hebelbelastung wurde entsprechend den IWS-Vorgaben standardisiert. Zusätzlich wurde ein Beschleunigungsmesser in die Hebevorrichtung integriert und ein elektronisches Kompasssystem in den Boden der Hebevorrichtung eingebaut (Moesch et al. 2003).

Die Probanden wurden über Studienziele, Testverlauf und die eingesetzten Messinstrumente informiert und haben anschließend ihr Einverständnis zur Teilnahme erklärt.

Kabelführung und Geräteaufbau wurden so angeordnet, dass die Probanden in ihrer Beweglichkeit nicht wesentlich behindert wurden und eine ordnungsgemäße Durchführung des Tests entsprechend der FCE (IWS) Vorgaben erfolgen konnte.

Beim Geräteaufbau wurde darauf geachtet, dass der EFL-Therapeut durch die Geräte- bzw. Elektrodenplatzierung und Kabelführung nicht in seiner Sicht behindert wird und eine uneingeschränkte Beobachtung des Patienten entsprechend den EFL-Manualvorgaben während des gesamten Tests gewährleistet ist.

Weiterhin wurde sichergestellt, dass der EFL-Therapeut keine Sicht auf den Messmonitor hat und somit keinerlei Zusatzinformationen erhält, die ihn in seiner auf Beobachtung basierenden Einschätzung des Leistungsvermögens beeinflussen könnte. Erfahrene EFL-Therapeuten beobachten und bewerten den EFL-Test unabhängig von den elektromyographischen Messungen entsprechend den Isernhagenkriterien auf herkömmliche Weise. Die Testauswertung erfolgt streng getrennt. Kein Untersucher hat Kenntnis von den Ergebnissen des anderen. Da die Testauswertung grundsätzlich erst am nächsten Tag erfolgt konnte eine strikte Trennung sichergestellt werden. Erst nach Abschluss der Auswertungen eines kompletten Untersuchungstages wurden die Ergebnisse per Post ausgetauscht. Zum Einsatz kamen zwei Therapeuten, deren Ergebnisse (Abweichungen bzw. Übereinstimmungen mit den EMG-Messungen) miteinander verglichen werden.

3.2 Testvorbereitung

Zur Vorbereitung des Testes muss zunächst ein an der zu beurteilenden Belastung maßgeblich beteiligter Muskel als „Hauptmuskel“ festgelegt werden. Bei der beschriebenen Belastung kann davon ausgegangen werden, dass der M. quadriceps, die Rumpfstabilisatoren, der M. biceps brachii sowie die Hand- und Unterarmmuskulatur primär funktionell gefordert werden (EFL-Kursmanual 2000). Der ausgewählte Kennmuskel muss während des gesamten Untersuchungsvorgangs sichtbar sein. Aufgrund seiner anatomischen Lage (gut zu beobachten, wenig Störeinflüsse durch die geforderte Belastung) erschien der M. biceps brachii für Testzwecke besonders geeignet.

Als Kennmuskel für die eingesetzte Hilfsmuskulatur kamen die Nackenmuskulatur, der obere M. trapezius, der M. deltoideus, die Mm. rhomboidei und die vorderen Bauchmuskeln, insbesondere der M. rectus abdominis in Frage.

Da die Mm. rhomboidei praktisch vollständig vom M. trapezius bedeckt werden, und somit nicht frei beobachtet werden können, sind diese Muskeln für eine Oberflächen-EMG-Ableitung nicht geeignet. Hinzu kommt, dass auch ihre Aktivität im Oberflächen-EMG vom M. trapezius überlagert wird. Dies gilt auch für die zervikalen paraspinalen Muskeln die sich nicht immer sicher trennen lassen (Benninghof und Goerttler 1967).

Der Ableitung eines Oberflächen-EMG im Bereich der Bauchmuskulatur standen erhebliche technische Schwierigkeiten entgegen. Bei adipösen Probanden ist eine

visuelle Beobachtung der Muskelaktivität nicht möglich. Das Hebeelement schränkt die Sicht auf die Muskeln stark ein. Bei einem Vorversuch zeigte sich außerdem, dass sich die Klebeelektroden zusammen mit dem subkutanen Fettgewebe während des geforderten Bewegungsablaufes um mehrere Zentimeter verschieben und so keine zuverlässige Ableitung der darunter liegenden Muskelaktivität möglich war. Da aus ergonomischen Gründen gefordert wird, die zu hebende Last möglichst dicht am Körper zu führen, ergaben sich weitere mechanische Probleme. Der Kontakt der Hebevorrichtung mit den Elektroden verursachte Artefakte und führte in Einzelfällen zur Ablösung der Elektrode.

Eine zusätzliche Schwierigkeit bestand darin, dass die Aufzeichnung der Bauchmuskelaktivität häufig durch die Herzmuskelaktivität überlagert wurde.

Da der Musculus trapezius für einen Vergleich mit den Aktivitätsbeobachtungen der Physiotherapeuten besonders geeignet ist – aufgrund seiner anatomischen Lage kann er während des gesamten Belastungstest beobachtet werden –, wurde dieser als Kennmuskel für die Hilfsmuskelaktivität ausgesucht. Für die EMG - Ableitung eignet sich am besten der obere (absteigende) Muskelabschnitt.

Vor Testbeginn wurde den Probanden ein Brustgurt zum Messen der Herzfrequenz angelegt und die Ruheherzfrequenz bestimmt.

Anlage der Oberflächen-EMG-Elektroden: Die Amplitude eines EMG - Signals ist auch abhängig vom Hautwiderstand. Fett oder lose abgeschilferte Epithelien führen zur Erhöhung des Hautwiderstandes. Zur Senkung des Haut-Elektrodenwiderstandes sowie zur besseren Haftung der Klebeelektroden wurden daher die jeweiligen Hautstellen mit Softasept[®]-N-Lösung der Firma Braun (Ethanol, 2-Propanol + gereinigtes Wasser) von Fett und losen Epithelien befreit. Bei stärkerer Behaarung wurden die Ableitungsstellen rasiert.

Anschließend wurden auf dem Musculus biceps brachii rechts und links sowie dem oberen Musculus trapezius rechts und links bipolare Klebeelektroden „blue sensor“ der Firma „Ambu“ entlang des Muskelfaserverlaufes angebracht.

Um einen konstanten Abstand der Elektroden bei allen Messungen zu gewährleisten, wurden die Elektroden aneinander grenzend platziert. Es wurde darauf geachtet, keine Elektroden auf Wunden oder entzündete Hautstellen zu kleben.

Die Referenzelektrode wurde in üblicher Weise am rechten Ellenbogen

über dem Epicondylus medialis aufgeklebt. Die genaue Elektrodenlage ist der folgenden Abbildung 4 zu entnehmen.

Die Elektroden wurden durch Kabel mit einem batteriebetriebenen Telemetriesender (BIOTEL 88 Telemetry Transmitter – Glonner Electronic GmbH) verbunden. Um durch den Kabelverlauf zwangsläufig entstehende Bewegungsartefakte zu reduzieren wurden direkt hinter den Elektroden Signalvorverstärker angebracht.

Die Kabel wurden so fixiert, dass einerseits der nötige Bewegungsumfang nicht durch Kabelspannungen eingeengt wurde und andererseits die Probanden nicht durch zu viel Kabelspiel in der Bewegung behindert wurden.

Um bei fortlaufender Messung die einzelnen Hebevorgänge präzise von einander abgrenzen zu können, wurden am Boden der Hebeeinrichtung Kontaktgeber angebracht, die bei Bodenkontakt ein Signal (Marker) aussenden.

Als Empfänger dient ein RTFB 16 – Kanal Receiver Glonner Electronic Telemyo Noraxon OY. Die Kanäle wurden wie folgt besetzt:

Kanal 1 = Musculus biceps brachii rechts

Kanal 2 = Musculus biceps brachii links

Kanal 3 = Kompass X-Achse

Kanal 4 = Kompass Y-Achse

Kanal 5 = Musculus trapezius rechts

Kanal 6 = Musculus trapezius links

Kanal 7 = Kniegelenkwinkel

Kanal 8 = Hüftgelenkwinkel

Kanal 9 = Beschleunigungsgeber a_y

Kanal 10 = Beschleunigungsgeber a_x

Kanal 11 = nicht belegt

Kanal 12 = nicht belegt

Kanal 13 = nicht belegt

Kanal 14 = nicht belegt

Kanal 15 = nicht belegt

Kanal 16 = Marker Bodenkontaktanzeige

Die dort empfangenen Rohdaten wurden über einen angeschlossenen Laptop mit Hilfe des Programms Noraxon MyoResearch 2.02 weiter verarbeitet.

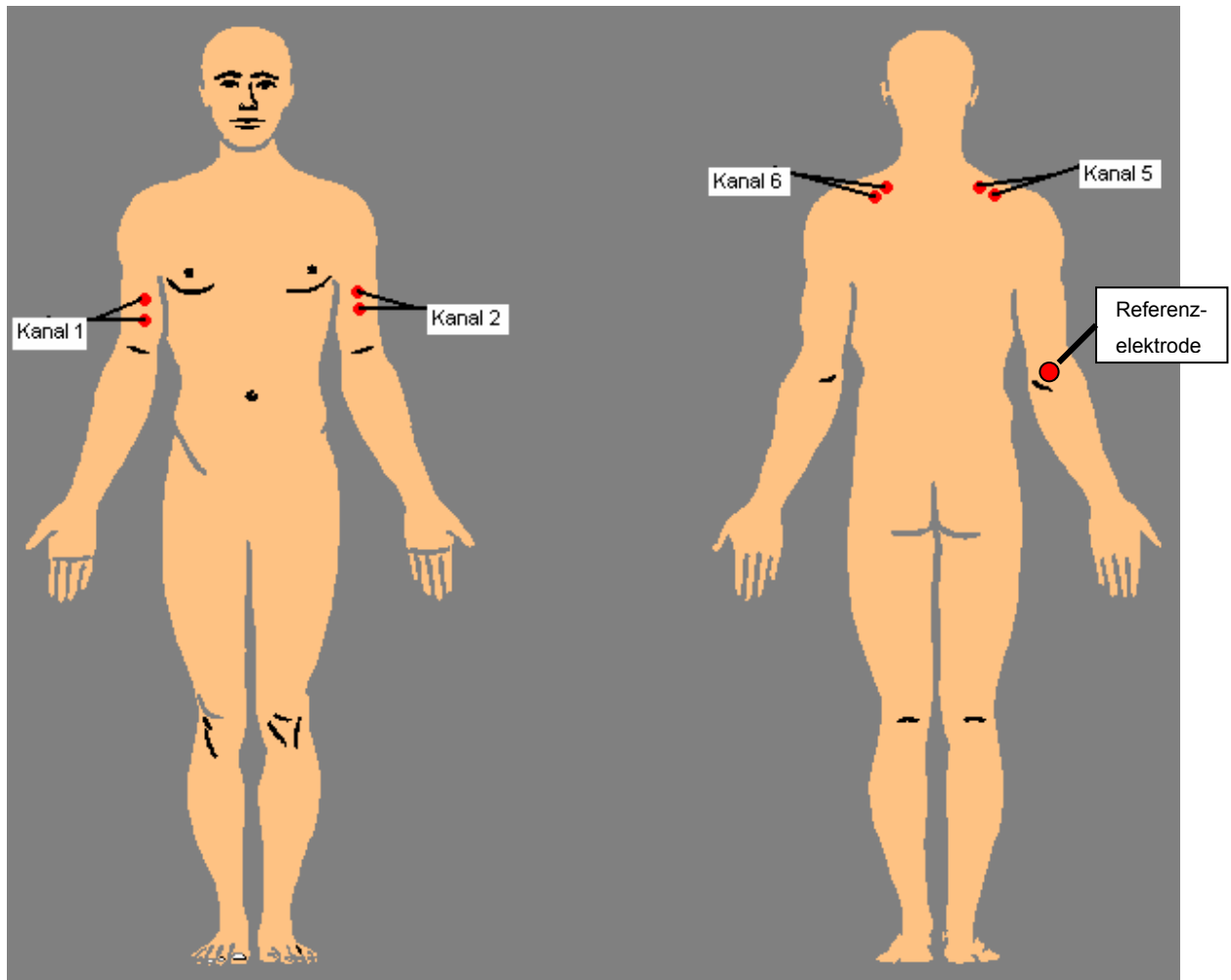
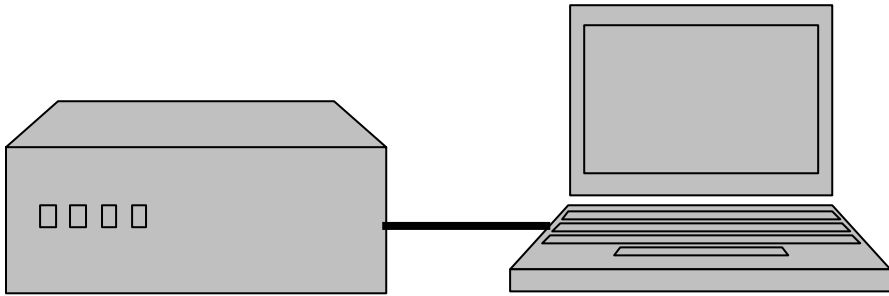


Abbildung 4: Positionierung der EMG -Elektroden

3.3 Versuchsanordnung



Empfänger

PC-Auswertung

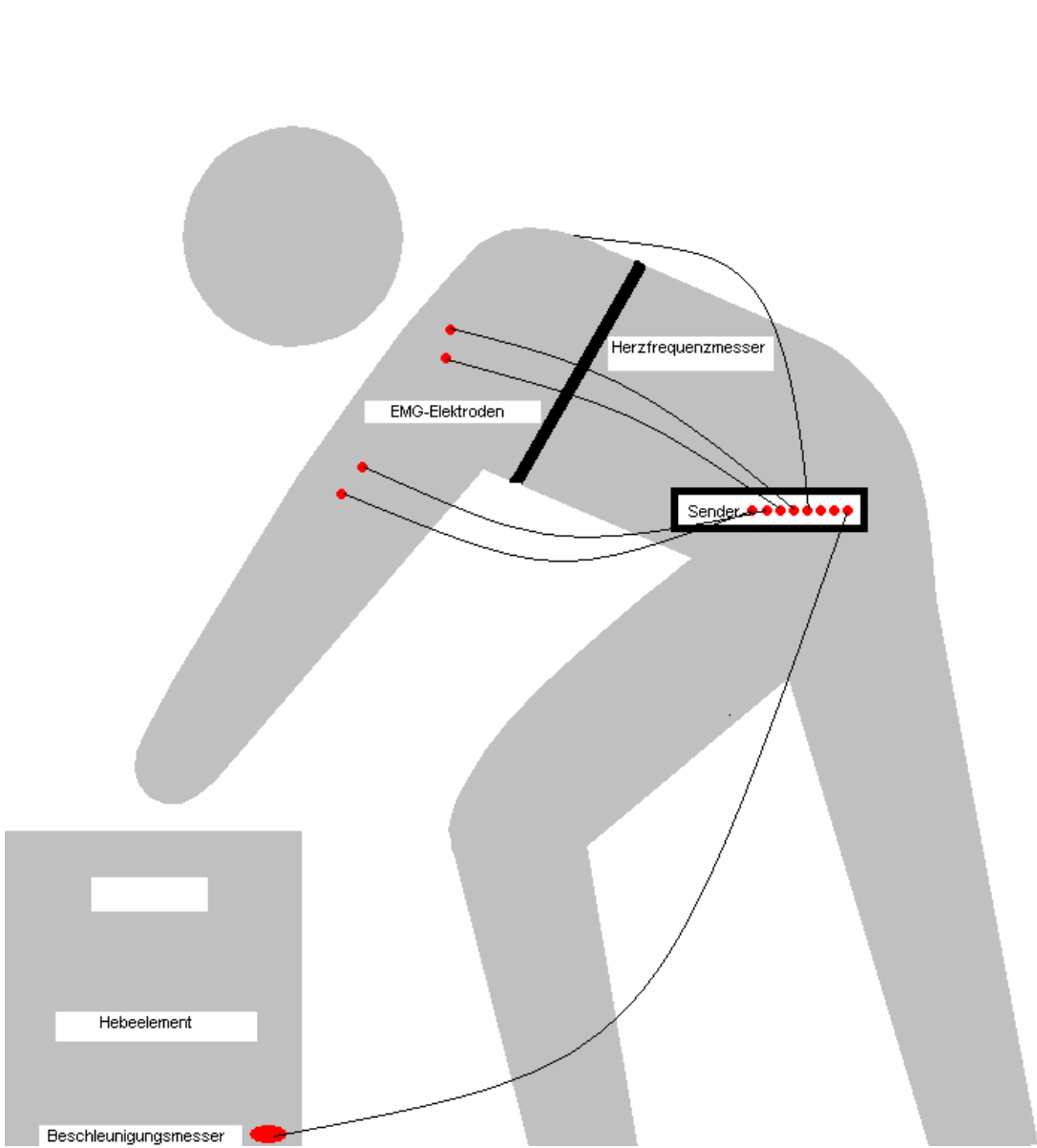


Abbildung 3: Versuchsanordnung

3.4 Testdurchführung

Ein höhenverstellbares Wandregal wird so ausgerichtet, dass der Regalboden auf Taillenhöhe des Probanden steht und die Arme des Probanden beim Greifen der Kiste in den Ellenbogen einen rechten Winkel bilden.

Die Probanden hatten die Aufgabe eine standardisierte, den FCE-IWS Richtlinien entsprechende Hebevorrichtung (Kiste) mit einem Leergewicht von 2,5 kg von einem auf Taillenhöhe angebrachten Regalbrett anzuheben und mit einer Körperdrehung um 90° auf dem Fußboden abzusetzen. Dabei soll sich der Proband in Hüft- und Kniegelenken beugen, sich dann mit der Kiste wieder aufrichten und diese auf das Regalbrett zurück stellen.

Dieser Vorgang ist ohne zwischenzeitliche Pausen 4 x zu wiederholen. Jede Testsequenz besteht folglich aus 5 Hebe- bzw. Absenkvorgängen.

Zeitvorgabe für jede Testsequenz sind maximal 90 Sekunden.

Vor Testbeginn wurde ein „Probelauf“ (1-maliges bis maximal 3-maliges Heben der leeren Kiste) zur Demonstration und Instruktion des geforderten, sicheren Bewegungsablaufes durchgeführt. Sicheres Heben wird in den IWS - Richtlinien definiert als Heben mit stabilisierter LWS, mit Beugung aus den Hüften und Knien bei relativ aufrechtem Oberkörper.

Es folgt eine Pause zur Normalisierung der Herzfrequenz. Die Herzfrequenz sollte vor der nächsten Belastungsstufe wenigstens auf Werte <100/Minute zurückgegangen sein.

Anschließend wird der Test mit steigender Gewichtsbelastung durch Einlegen von Sandsäcken bzw. Metallscheiben wiederholt.

Abbruch des Tests erfolgt bei der Belastungsstufe, bei der keine sichere Testdurchführung mehr festgestellt werden kann.

Abbruchkriterien nach Isernhagen (EFL-Kursmanual) sind: Herzfrequenz > 190 – Lebensalter, sowie bei Auftreten von klinisch relevanten Beschwerden; Proband bringt die Kiste nicht mehr kontrolliert, sicher auf das Regal, macht belastende Ausweichbewegungen (unkontrolliert: Anreißen, „Werfen“ der Kiste), fehlende Stabilisation der LWS, belastende Hebetechnik (z.B. Aufrichten der Beine vor dem Oberkörper).

3.5 Testauswertungen

Untersucht wurden 19 Probanden; 15 Männer, 4 Frauen.

Zur Auswertung kamen 17 Datensätze; 15 Männer, 2 Frauen.

In 2 Fällen (P 5 und P 10) wurde die Untersuchung vom Probanden vorzeitig abgebrochen; aufgrund der geringen Datenmenge war keine Auswertung möglich.

In einem Fall (P 17) wurde die Untersuchung vom Untersucher wegen Überschreitens der maximalen Herzfrequenz (Abbruchkriterium entsprechend Isernhagen-Testmanual; siehe hierzu Kapitel 3.2) abgebrochen; hier war nur eine eingeschränkte Auswertung möglich.

3.5.1 Myographie

Das erhaltene Roh - EMG wurde zunächst mit Hilfe der eingesetzten Software (Noraxon MyoResearch 2.02) gleichgerichtet indem die negativen Signalanteile positioniert wurden. Zur Quantifizierung der Muskelaktivität zu einem bestimmten Zeitpunkt (bestimmter Belastung)

wurde mit dem in der o.g. Software integrierten Noraxon *Standard Report* die mittlere Amplitude durch Bestimmung des geometrischen Mittels [Mean Amplitude] für jede Periode (5 Hebevorgänge in der jeweiligen Belastungsstufe) berechnet.

Da wechselnde Hautwiderstände die Höhe der registrierbaren Signale beeinflussen, sollte bei Bestimmung dieses Parameters eine Referenzaufnahme unter definierten Bedingungen durchgeführt werden auf deren Aktivitätsniveau man die eigentliche Untersuchung bezieht (Noraxon 1993). Als Referenzaufnahme diente der Messwert beim Heben der leeren Kiste (2,5 kg Eigengewicht). Dieser Basiswert wurde gleich 0 gesetzt und die jeweilige Veränderung in Prozent zum Basiswert (Amplitudenanstieg) berechnet.

Da bei der zu bearbeitenden Fragestellung Seitendifferenzen ohne Bedeutung sind, wurden die gemessenen Aktivitätsänderungen der beteiligten Muskelpaare (Σ M.biceps brachii rechts/links; Σ M.trapezius rechts/links) zunächst addiert.

Bei anderer oder erweiterter Fragestellung können durch den Seitenvergleich noch zusätzliche Informationen, wie zum Beispiel „Händigkeit“, muskuläre Balance/Dysbalance etc. gewonnen werden.

Die sich ergebenden Wertepaare wurden in eine Exceltabelle eingetragen und in einem Punktdiagramm graphisch dargestellt.

In die Messpunkte wurden eine Trendlinie (polynomisch 4. Ordnung) gelegt. Diese zeigt die sich mit steigender Belastung verändernde Muskelaktivität. Das Bestimmtheitsmaß R^2 (Quadrat des Korrelationskoeffizienten) für die sich ergebende Funktion (Kurve) wurde mit Hilfe des benutzten Excel Graphikprogramms berechnet. Wobei $R^2 = 1$ einen eindeutigen linearen Zusammenhang beschreibt; $R^2 = 0$ schließt einen statistischen Zusammenhang aus (Ramm und Hofmann 1987).

Signifikante Änderungen der Muskelaktivität lassen sich in der graphisch dargestellten Funktion an Anstiegsänderungen erkennen und durch Berechnung des Differentialquotienten genau bestimmen.

Die Steigung einer Kurve in einem gegebenen Punkt ist gleich der Steigung der Tangente an die Kurve in diesem Punkt.

Für die Steigung in einem Punkt einer beliebigen Kurve gilt somit allgemein:

$$m = \frac{\Delta Y}{\Delta X} \quad \text{für } \Delta X \rightarrow 0 (\Delta X \text{ gegen Null})$$

Der Anstieg der Kurve an den jeweiligen Messpunkten wurde entsprechend berechnet.

Einsetzende, ansteigende und nachlassende Muskelaktivität stellt sich in der Kurve durch Anstiegsänderungen (**Δm**) dar.

Der höchste errechnete Wert für **m** in Ableitung I (größter Anstieg) lässt auf eine signifikante Änderung der Muskelaktivität schließen.

Andere Hinweise auf signifikante Muskelaktivitätsänderungen sind erneute Anstiegszunahmen nach vorhergegangener Plateaubildung bzw. nach vorheriger geringer Anstiegsabnahme, sowie die größte Anstiegsdifferenz zwischen den einzelnen Belastungsstufen, die durch Berechnen von **Δm** zwischen den einzelnen Belastungsstufen in Ableitung II genauer erfaßt werden kann.

Als Beginn einsetzender Muskelaktivität wurde der erste positive Wert in Ableitung II (**positives Δm**) festgelegt.

Der nächste Punkt signifikant gesteigerter Muskelaktivität ist der stärkste Anstieg (**größtes m**) der Kurve in Ableitung I.

Falls dieser Punkt nicht zu ermitteln war, wurde hilfsweise auf die anderen oben genannten Kriterien (erneuter Anstieg nach Plateau etc.) zurückgegriffen

Bei einem Anstieg von **$m = 0$** , mit nachfolgend negativen Anstiegswerten, ist die maximale Aktivität erreicht.

3.5.2 Beschleunigungsmessungen

Ergänzend zu den elektromyographischen Messungen wurden zur Maximalkraftbestimmung noch die Beschleunigungsdaten ausgewertet.

Kraft wird in der klassischen Mechanik durch Geschwindigkeitsänderung (Beschleunigung) einer (trägen) Masse definiert (Newtonsches Kraftgesetz).

Mit dem am Boden der Hebeeinrichtung angebrachten Beschleunigungsgeber (ADXL202E* Analog Devices) wurden auf Kanal 9 und 10 Beschleunigungsrohdaten registriert. Es handelt sich um einen preiswerten, 2-achsigen Beschleunigungsgeber mit einem Messbereich von +/- 2 g (Produktinformation Analog Devices 2000). Die physikalische Größe Beschleunigung **a** (**m/s²**) wird durch entsprechende Sensoren in eine elektrische Größe Spannung (**mV**) gewandelt. Diese elektrische Größe wird durch einen Analog-Digital-Umsetzer (ADU) in digitale Größen gewandelt, welche dann im Rechner abgespeichert werden.

Nach Zuordnung zu den jeweiligen Belastungsstufen wurden in einem Excelarbeitsblatt die ermittelten Koeffizienten und Konstanten eingesetzt und Beschleunigungs- bzw. Kraftkurven

$$(Kraft [kg*m/s^2= N] = Masse * Beschleunigung) F = m * a$$

für die einzelnen Probanden erstellt.

In Vorversuchen konnte festgestellt werden, dass ein streng linearer Zusammenhang zwischen der Beschleunigung **a** und der Spannung **U** besteht. Dazu wurden, zusätzlich zu der unten aufgeführten 3 Punktekali­brierung noch 2 Zwischenstufen mit Auflegen des Beschleunigungsgebers auf 60° Schrägen (entsprechend $\cos(60^\circ) = 0,5$) durchgeführt und damit eine 5 Punkte Kalibrierung erreicht.

Die **Regressionsgerade** $y = a_0 + a_1 * x$ erlaubt die Vorhersage einer Variablen aus einer anderen bei Vorliegen eines korrelativen Zusammenhanges.

$$a_0 = 0,00564557$$

$$a_1 = 0,00859588$$

Vor Testbeginn wurde der Beschleunigungsgeber mit Hilfe einer zweidimensionalen Wasserwaage unter Ausnutzung des Gravitationsfeldes der Erde in drei Schritten kalibriert.

1.) Kalibrierung – g.

Hierbei wird der Beschleunigungsgeber so gedreht, dass er entgegen der Erdbeschleunigung „-g“ ($\sim -9,81 \text{ m/s}^2$) steht. Jetzt werden die Spannungswerte für 10 Sekunden registriert.

2.) Kalibrierung 0 g.

Zur Erfassung des Nullpunktes wird der Beschleunigungsgeber so angeordnet (der Messchip wird flach auf die Unterlage gelegt), dass er nicht durch die Erdbeschleunigung beeinflusst wird. Anschließend erneutes Aufzeichnen der Spannungswerte für 10 Sekunden.

3.) Kalibrierung + g.

Zuletzt wird der Beschleunigungsgeber so gedreht, dass er der Erdbeschleunigung ausgesetzt ist. Wiederum werden die Spannungswerte für 10 Sekunden erfasst.

3.5.3 Kompasssystem

In den Boden des Hebeelementes wurde ein elektronischer Kompass der Firma Saxotec vom Typ FGS1/COB07 eingesetzt. Dabei handelt es sich um ein miniaturisiertes Zweiachsen-Magnetometer, bestehend aus zwei Fluxgatesensoren und einem ASIC zur Auswertung (Produktinformation Fa. Saxotec).

Beim Einsatz eines magnetischen Kompasssystems kann grundsätzlich nur im freien Feld ein weitgehend verzerrungsfreies Erdmagnetfeld erwartet werden. Beim Einsatz innerhalb von Gebäuden ergeben sich zwei Möglichkeiten:

1. Schaffung eines künstlichen Magnetfeldes durch Induktionsspulen (z.B. Helmholtz Spule).
2. Ausmessen des genutzten Untersuchungsraumes mit dem eingesetzten elektronischen Kompasssystem; abspeichern dieser Werte zur späteren individuellen Kalibrierung.

Das System erfasst die x- und y-Winkel des Untersuchungsgegenstandes im Raum.

3.5.4 Goniometer

Zur Beurteilung der Gelenkbeweglichkeit kamen ein 2-achsiges, frei bewegliches Goniometer der Firma Peny & Giles sowie ein selbst gebautes (Institut für Sportwissenschaften Georg-August-Universität Göttingen) 1-achsiges Goniometer zum Einsatz; wobei das 2-achsiges, frei bewegliche Goniometer vorwiegend im Bereich der einzelnen WS-Segmente eingesetzt wurde, da hier eine 2-dimensionale Bewegungsanalyse erforderlich war (Reklination und Inklination sowie Seitneigung). Im Bereich der großen Beingelenke (Hüft- und Kniegelenke) konnte ein 1-dimensionales Goniometer verwendet werden, da hier ausschließlich Streckung und Beugung zu bewerten war.

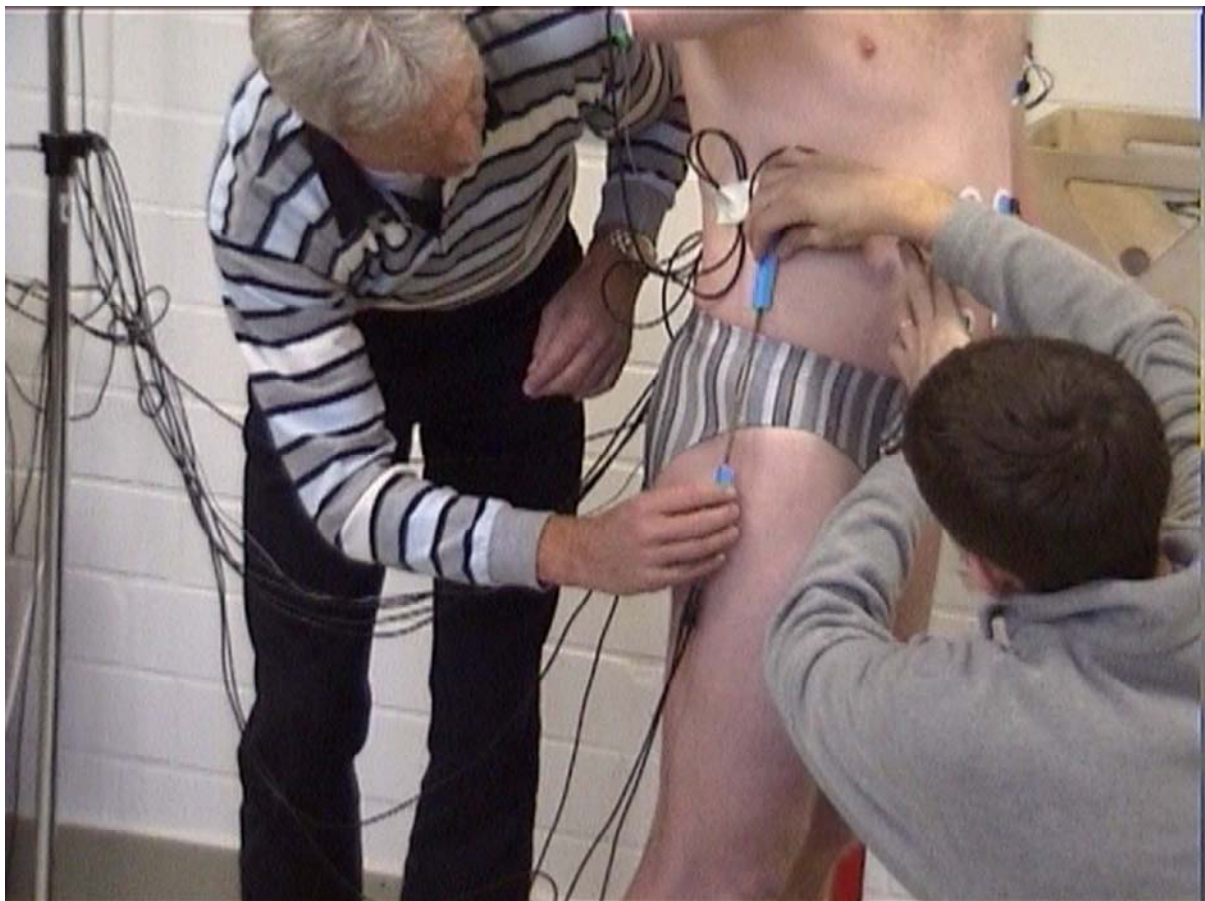


Abbildung 5: Einsatz des flexiblen 2-Achsendgoniometers zur Hüftgelenksbeurteilung.

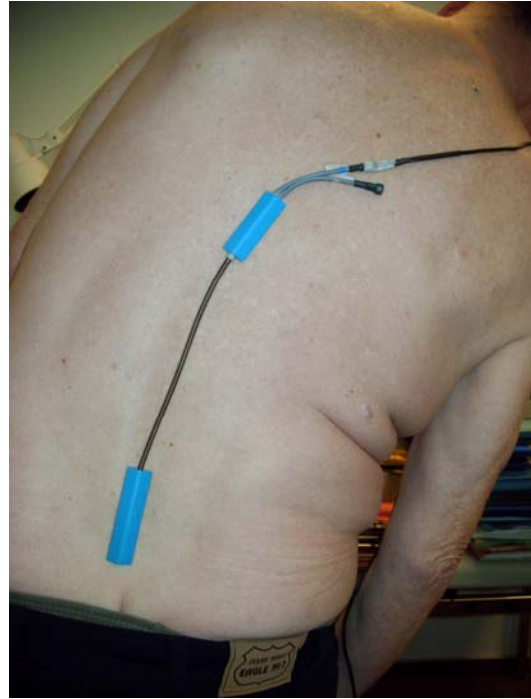


Abbildung 6: Einsatz des flexiblen 2-Achsendgoniometers zur Beurteilung der Wirbelsäulenbeweglichkeit.

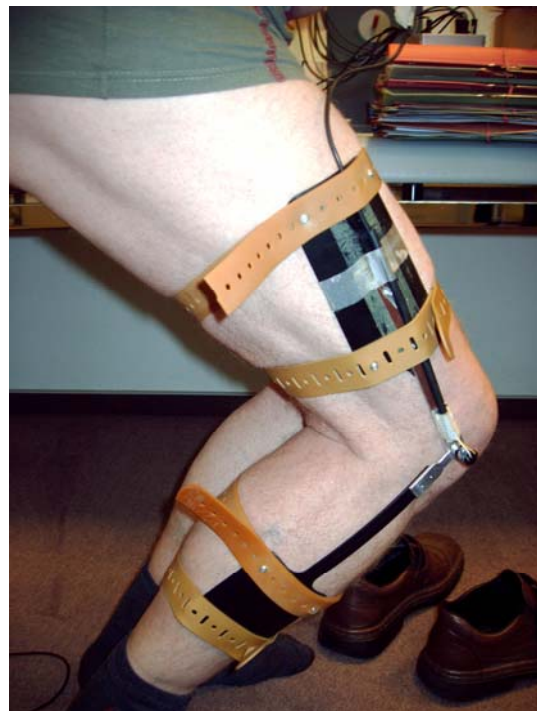


Abbildung 7: Einsatz des 1-Achsgoniometers zur Beurteilung der Kniegelenksfunktion

3.5.5 Laststufen

Entsprechend den FCE (IWS)-Kriterien (siehe auch Tabelle 2 S.6) wurde folgende Einteilung durchgeführt:

Mittelschweres Gewicht:

Bereits bei leichtem Anspannen der „Hilfsmuskeln“ handelt es sich um ein individuell mittelschweres Gewicht.

Bei positivem Δm (erster positiver Wert in Ableitung II) ist demnach von einsetzender „Hilfsmuskelaktivität“ auszugehen, als Hinweis auf leichtes Anspannen der „Hilfsmuskeln“; die mittlere Gewichtsstufe nach FCE (IWS)-Kriterien ist erreicht.

Schweres Gewicht:

Die nächste signifikante Änderung der Muskelaktivität (deutliches Anspannen der Hilfsmuskulatur als Zeichen schwerer Gewichte) kann ab Zeitpunkt des größten Anstiegs der Kurve angenommen werden. Größtes positives m in Ableitung I.

Falls dieser Wert nicht zu ermitteln war, wurde auf die oben genannten Hilfskriterien zurückgegriffen.

Maximales Gewicht:

Zum Zeitpunkt $m = 0$ mit nachfolgend negativen Anstiegswerten kommt es zu keiner weiteren Aktivitätszunahme; die Aktivität nimmt wieder ab. Die Maximalkraft ist erreicht.

3.6 Statistik

Eine Prüfstatistik hat die Aufgabe, anhand von Stichproben mit Hilfe verschiedener Testverfahren bestimmte Aussagen oder Hypothesen zu prüfen.

t-Test

Ein t-Test ist ein Verfahren zur statistischen Hypothesenprüfung, in dem geprüft wird, ob sich die arithmetischen Mittel von 2 Stichproben signifikant unterscheiden.

Beim t-Test für Differenzen werden zwei abhängige Stichproben auf einen Mittelwertunterschied geprüft.

Der Wahrscheinlichkeitswert (p) gibt die Wahrscheinlichkeit an, dass der gemessene Unterschied zufällig ist.

„Der p-Wert ist die Wahrscheinlichkeit, dass unter der Annahme, die Nullhypothese sei wahr, die Teststatistik den beobachteten oder einen extremeren Wert annimmt.“...“Der p-Wert ist die Wahrscheinlichkeit dafür, dass sich die Daten wie beobachtet realisieren, falls die Wirklichkeit der Nullhypothese zutrifft. Wenn diese Wahrscheinlichkeit klein ist, so spricht dieses Ergebnis gegen die Nullhypothese...“ (Bender und Lange 2001).

Als Nullhypothese wurde in der vorliegenden Arbeit angenommen, dass im Ergebnis kein Unterschied zwischen den verschiedenen Untersuchungsverfahren (Myographie / FCE-Beobachtung) besteht.

Aussagen, denen eine statistische Sicherheit von 95% zugrunde liegt, nennt man signifikant. Nach Clauß und Ebner (1985) bezeichnet man eine Irrtumswahrscheinlichkeit von $> 0,05$ als nicht signifikant. Irrtumswahrscheinlichkeit $\leq 0,05$ = signifikant; $\leq 0,01$ sehr signifikant und ≤ 0.001 hoch signifikant.

Varianzanalyse

Als Varianz bezeichnet man die Summe der Abweichungsquadrate aller Messwerte einer Verteilung von ihrem arithmetischen Mittel (Clauß und Ebner 1985). Sie gibt damit die Abweichung einer Zufallsvariablen von ihrem Erwartungswert an.

Die Varianzanalyse dient zur quantitativen Untersuchung von Einflussgrößen auf Versuchsergebnisse (Sachs 1997) und wird häufig eingesetzt um die Signifikanz verschiedener Einflussgrößen zu testen. Sie kann einfaktoriell und multifaktoriell durchgeführt werden.

Varianzanalyse und t-Test wurden mit Hilfe des Statistikprogramms „Statistica“ (StatSoft GmbH) berechnet.

4. Physiologische und anatomische Grundlage

Die Muskeln werden durch Aktionspotentiale der innervierenden Motoneurone zur Kontraktion gereizt.

Funktionell ist der Skelettmuskel in motorische Einheiten unterteilt. Unter einer motorischen Einheit versteht man ein motorisches Neuron, sein Axon und alle von ihm versorgten Muskelfasern.

Sie stellt die kleinste funktionelle Einheit des Muskels, die willkürlich aktiviert werden kann, dar (Ludin 1997, Schmidt et al. 2000, Mumenthaler 1979).

„Durch Aktivierung einer alphanmotorischen Vorderhornzelle kommt es nach Weiterleitung der Erregung im motorischen Nerv und durch das Freisetzen von Transmitterstoffen zum Entstehen eines Endplattenpotentials an den motorischen Endplatten der motorischen Einheit. Ist das Endplattenpotential geeignet die umliegende Muskelfasermembran zu depolarisieren, so kommt es zur Ausbreitung der Erregung an der Oberfläche der Muskelfaser in Form einer Depolarisation. Die Erregung breitet sich über ein Tubulussystem entlang der Muskelfaser aus, und führt schließlich zur Freisetzung von Calciumionen in die Muskelzelle. Kontraktile Elemente innerhalb der Zelle reagieren darauf mit einer Verkürzung. Es kommt zu einer Kontraktion der Muskelfaser“ (Noraxon 1993, S.5). Durch Rekrutierung mehrerer motorischer Einheiten kann die Muskelkraft und die Kontraktionsgeschwindigkeit gesteigert werden. Bei nur geringer Willküranstrengung der Muskeln werden im Elektromyogramm folglich nur von wenigen motorischen Einheiten Aktionspotentiale abgeleitet; bei starker willkürlicher Muskelanspannung werden mehr motorische Einheiten rekrutiert und somit mehr elektrische Aktivität im Oberflächenelektromyogramm registriert (Schmidt et al. 2000). Zwar verhält sich die Amplitude eines elektromyographischen Signals nicht linear zu der von der untersuchten Muskelpartie produzierten Kraft, aus der Zunahme der Signalamplitude kann man aber auf eine gesteigerte Aktivität der unter den Ableitungselektroden liegenden Muskelpartien schließen (Noraxon 1993). Da im Oberflächen - EMG nur eine Summe von motorischen Einheiten zugleich registriert wird ist zwar keine differenzierte Beurteilung möglich. Hier ist die Nadelmyographie Methode der Wahl. Für myokinetische Untersuchungen ist das Oberflächen - EMG jedoch durchaus brauchbar. Die Mehrkanalelektromyographie mit Oberflächenelektroden gestattet unter anderem Aussagen über Ausmaß und Zeitpunkt der elektrischen Aktivität mehrerer Muskeln bei komplexen Bewegungsvorgängen (Lieftring et. al. 1991; Conrad et al. 1998).

Bei kinesiologischen Fragestellungen sollte sich die Analyse der Signale auf Zeit- und Amplitudenveränderungen beschränken. Frequenzuntersuchungen sind bei Bewegungen, bis auf wenige Ausnahmen, nicht durchführbar. Um die Aktivität eines Muskels für eine bestimmte Bewegung/Belastung beurteilen zu können, ist es erforderlich, die aufgezeichneten Myographiesignale den jeweiligen Bewegungsphasen zuordnen zu können. Hierzu können entweder Videoaufzeichnungsgeräte oder Kontaktschalter (z.B. Bodenkontaktschalter) eingesetzt werden, deren Signale synchron zu den Myographiesignalen aufgezeichnet werden (Noraxon 1993).

5. Darstellung der eigenen Untersuchungen („Ergebnisse“)

Untersucht wurden 19 Probanden (15 Männer, 4 Frauen).

Die Probanden verteilten sich auf 2 Untersuchungsgruppen:

Gruppe I = Probanden Nr. 1 – 9;

(Proband Nr.5 kam wegen frühzeitigem Testabbruch durch Selbstlimitierung nicht zur Auswertung).

Gruppe II = Probanden Nr.10 – 19;

(Proband Nr.10 kam wegen frühzeitigem Testabbruch nicht zur Auswertung; Proband Nr.17 war eingeschränkt auswertbar nach vorzeitigem Ende wegen kardialer Ausbelastung).

Testaufbau und Aufgabenstellung war in beiden Gruppen identisch. Die Gruppen unterschieden sich lediglich durch unterschiedliche Physiotherapeuten, die den Test entsprechend den FCE (IWS)- Kriterien beobachteten und bewerteten.

Die Gruppengrößen waren vergleichbar; Gruppe I = 8 Auswertungen; Gruppe II = 8 vollständige Auswertungen plus eine Teilauswertung (Proband Nr. 17 konnte lediglich hinsichtlich mittlerer Belastung – Einsatz der Hilfsmuskulatur – ausgewertet werden).

Beide Physiotherapeuten galten als erfahrene „EFL - Anwender“ mit vergleichbarem Ausbildungsstand (Grundkurs, Aufbaukurse I und II).

Die registrierten EMG - Signale wurden, wie im Kapitel 3.5 ausführlich beschrieben, graphisch dargestellt.

Die Art der gewählten Darstellung ermöglicht eine Kurvendiskussion und lässt sich rechnerisch gut bearbeiten um einen Datenvergleich mit den FCE (IWS)- Beobachtungswerten durchzuführen. Eine spätere Automatisierung der Auswertung ist mit geringem Aufwand möglich. Zur Auswertung wurden die Differentialquotienten der graphischen Funktion berechnet um signifikante Anstiegsänderungen im Kurvenverlauf zu bestimmen, die Ausdruck der einsetzenden bzw. veränderten Muskelaktivität sind.

Die folgende Abbildung 8 zeigt beispielhaft einen typischen Kurvenverlauf wie er sich bei Ausbelastung eines Probanden typischerweise ergibt. Die rechnerisch ermittelten Muskelaktivitätsänderungen wurden durch Pfeile markiert.

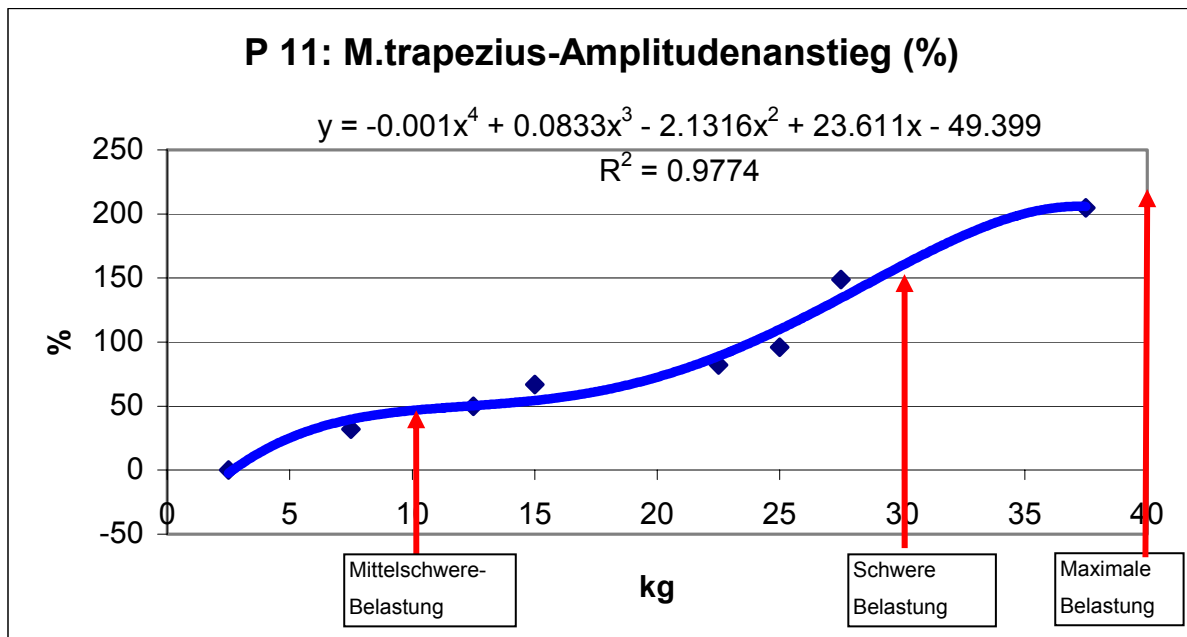


Abbildung 8

Die mittlere Belastung ist bei 10 kg Belastung (Δm erstmalig positiv) eingetragen.

Schwere Belastung beim größten Anstieg der Kurve (**größtes m**) bei 30 kg Belastung.

Maximalbelastung (**negatives m**) rechnerisch bei 40 kg prognostiziert. Testabbruch bei 37,5 kg; somit Maximalbelastung nicht gesehen.

5.1 Auswertung „mittelschwere Belastungsstufe“.

Hinsichtlich der mittelschweren Belastungsstufe war eine eindeutige Zuordnung (erster positiver Wert in Ableitung II) bei allen Probanden möglich. Die einzelnen Messwerte sind Tabelle 3 zu entnehmen.

Laufende Nr. Proband	Messwert Myographie	FCE (IWS)	Differenz
<u>Gruppe 1</u>			
Nr.1 Proband 1	12,5 kg	17,5 kg	- 5,0 kg
Nr.2 Proband 2	10,0 kg	15,0 kg	- 5,0 kg
Nr.3 Proband 3	15,0 kg	20,0 kg	- 5,0 kg
Nr.4 Proband 4	5,0 kg	15,0 kg	-10,0 kg
Nr.5 Proband 6	12,5 kg	20,0 kg	- 7,5 kg
Nr.6 Proband 7	5,0 kg	15,0 kg	-10,0 kg
Nr.7 Proband 8	7,5 kg	17,5 kg	- 10,0kg
Nr.8 Proband 9	10,0 kg	17,5 kg	- 7,5 kg
<u>Gruppe 2</u>			
Nr.9 Proband 11	12,5 kg	22,5 kg	- 10,0 kg
Nr.10 Proband 12	7,5 kg	15,0 kg	- 7,5 kg
Nr.11 Proband 13	15,0 kg	20,0 kg	- 5,0 kg
Nr.12 Proband 14	12,5 kg	22,5 kg	- 10,0 kg
Nr.13 Proband 15	10,0 kg	12,5 kg	- 2,5 kg
Nr.14 Proband 16	7,5 kg	12,5 kg	- 5,0 kg
Nr.15 Proband 17	12,5 kg	15,0 kg	- 2,5 kg
Nr.16 Proband 18	10,0 kg	20,0 kg	- 10,0 kg
Nr.17 Proband 19	10,0 kg	20,0 kg	- 10,0 kg

Tabelle 3

Mittelschwere Belastung/ Merkmal „Leichtes Anspannen der Hilfsmuskulatur“

Es ergaben sich im Vergleich mit den auf FCE (IWS) - Beobachtung basierenden Werten erhebliche Abweichungen. Dies überrascht jedoch nicht, da die vorgegebenen Beobachtungskriterien im Bereich der rekrutierten Muskulatur in dieser Belastungsstufe sehr unscharf („leichtes Anspannen der Hilfsmuskulatur“) formuliert sind, und bei nur

geringer Muskelaktivität auch nur schwer visuell erfasst werden können. Hier hat die Myographie eindeutige Vorteile. Einsetzende Hilfsmuskelaktivität kann myographisch sofort erkannt werden.

Erwartungsgemäß wurde das Einsetzen der Muskelaktivität visuell mit Verspätung wahrgenommen.

Die myographisch ermittelten Werte waren sämtlich niedriger bei einem Mittelwert der Abweichungen von - 7,2 kg.

Im Gruppenvergleich ergab sich ein Mittelwert von - 7,5 kg für Gruppe1 bei einem Vergleichswert von – 6,94 kg für Gruppe 2.

Die Abweichung der FCE-Beobachtung von den myographisch ermittelten Werten war im T- test statistisch hochsignifikant ($p=0,000000$).

Variable	Mean	Std.Dv.	N	Diff.	Std.Dv.Diff	t	df	P
Myo	10,29412	3,046816						
FCE	17,50000	3,186887	17	-7,20588	2,778595	-10,6927	16	0,000000

Tabelle 4: T- test for Dependent Samples; Myographie /FCE - Beobachtung „mittelschwere Belastung“; Markierte Abweichungen sind signifikant bei $p < 0,05000$

5.2 Auswertung „schwere Belastungsstufe“

Zur Auswertung kamen 16 Probanden.

In 11 Fällen war eine eindeutige Einstufung (Darstellung und Berechnung des größten Anstieges m in Ableitung I) möglich.

In 3 Fällen konnte über eine Hilfskonstruktion eine signifikante Muskelaktivitätsänderung festgestellt werden.

In den anderen beiden Fällen fanden sich keine sicheren Hinweise für eine deutliche Muskelaktivitätsänderung entsprechend den Kriterien für eine schwere Belastung.

Die einzelnen Messwerte sind der folgenden Tabelle 5 zu entnehmen

Laufende Nr. Proband	Messwert Myographie	FCE (IWS)	Differenz
<u>Gruppe 1</u>			
Nr. 1 Proband 1	25,0 kg*	27,5 kg	- 2,5 kg
Nr. 2 Proband 2	20,0 kg*	22,5 kg	- 2,5 kg
Nr. 3 Proband 3	Nicht auswertbar		
Nr. 4 Proband 4	12,5 kg	27,5 kg	- 15,0 kg
Nr. 5 Proband 6	25,0 kg	27,5 kg	- 2,5 kg
Nr. 6 Proband 7	Nicht auswertbar		
Nr. 7 Proband 8	20,0 kg*	30,0 kg	- 10,0 kg
Nr. 8 Proband 9	30,0 kg	27,5 kg	+ 2,5 kg
<u>Gruppe 2</u>			
Nr.9 Proband 11	30,0 kg	27,5 kg	+ 2,5 kg
Nr.10 Proband 12	22,5 kg	20,0 kg	+ 2,5 kg
Nr.11 Proband 13	30,0 kg	30,0 kg	0 kg
Nr.12 Proband 14	25,0 kg	30,0 kg	- 5,0 kg
Nr.13 Proband 15	17,5 kg	17,5 kg	0 kg
Nr.14 Proband 16	20,0 kg	17,5 kg	+ 2,5 kg
Nr.15 Proband 17	Abbruch des Tests nach mittlerer Belast.		
Nr.16 Proband 18	25,0 kg	30,0 kg	- 5,0 kg
Nr.17 Proband 19	30,0 kg	32,5 kg	- 2,5 kg

Tabelle 5: Schwere Belastung/Merkmal „Deutliches Anspannen der Hilfsmuskulatur“ * Einstufung mit „Hilfskriterien“ (siehe 3.5)

Auffällig war, dass sämtliche nicht eindeutig beurteilbaren Probanden in der Untersuchungsgruppe 1 waren.

Da Aktivitätsänderungen im Bereich einzelner Muskelgruppen nicht nur abhängig von der abgeforderten Belastung sind, sondern auch von individuellen Bewegungsmustern geprägt werden, können hier vom Probanden erlernte Bewegungstereotype (z.B. Rückenschule) die Auswertung erschwert haben.

Am Beispiel des Probanden Nr.7 fällt sowohl für die Hilfsmuskulatur (Abbildung 9) als auch für die Primärmuskulatur (Abbildung 10) ein ausgeprägtes gleichförmiges Ansteigen der Kurven auf, die keine signifikanten Anstiegsänderungen erkennen lassen, und somit nicht rechnerisch auszuwerten waren.

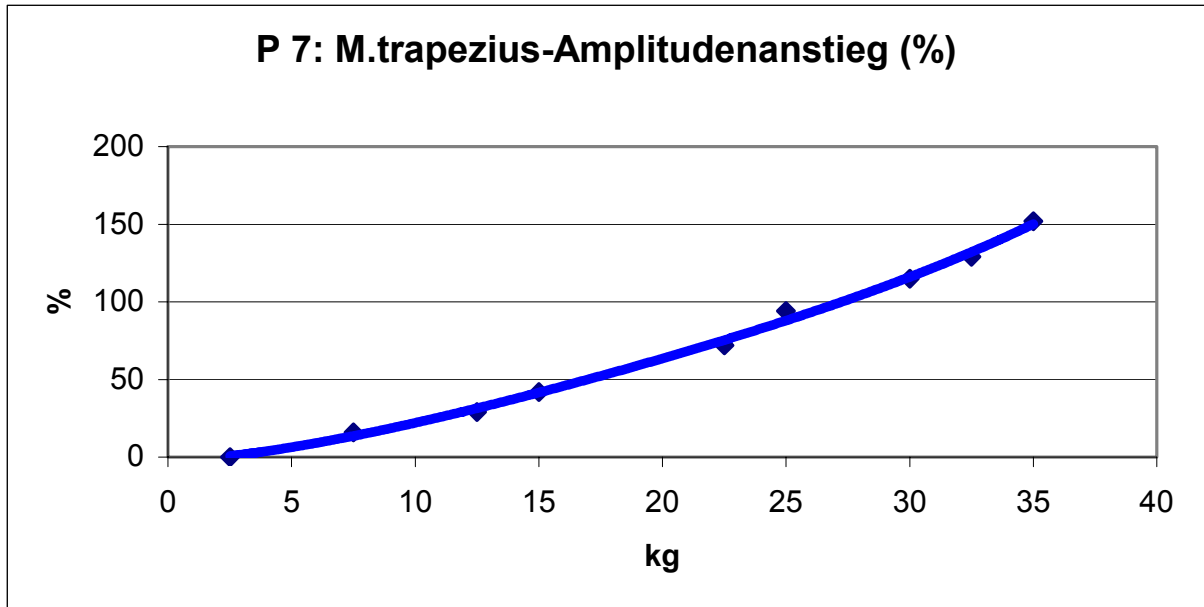


Abbildung 9

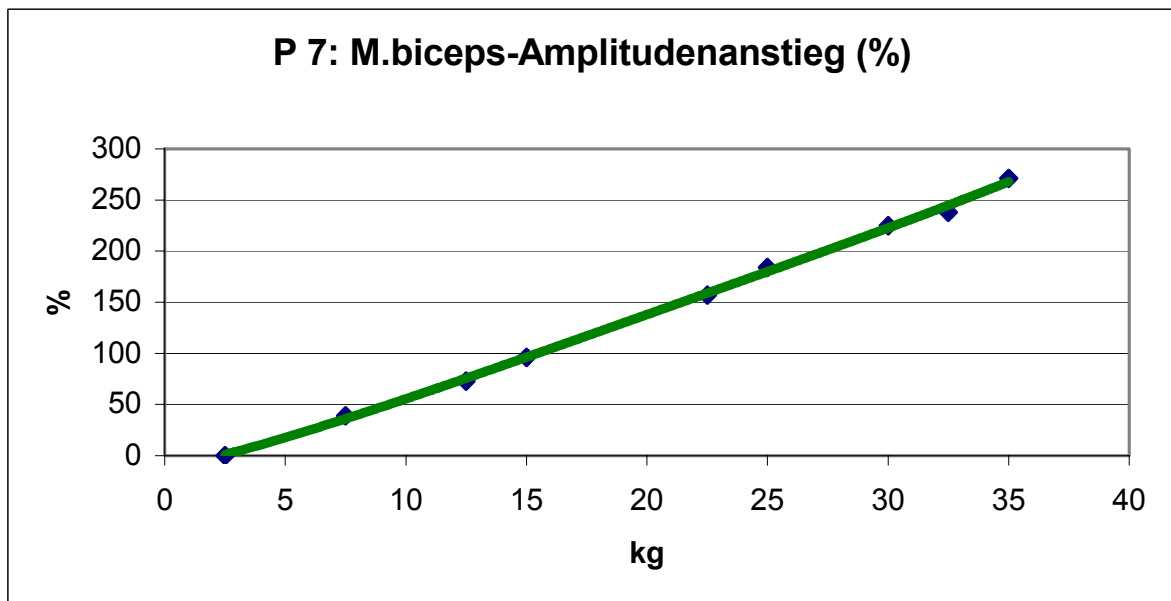


Abbildung 10

Sowohl das erreichte Endgewicht von 35 kg als auch die Beschleunigungs-/Kraftkurve (Abbildung 11) machen eine Ausbelastung wahrscheinlich.

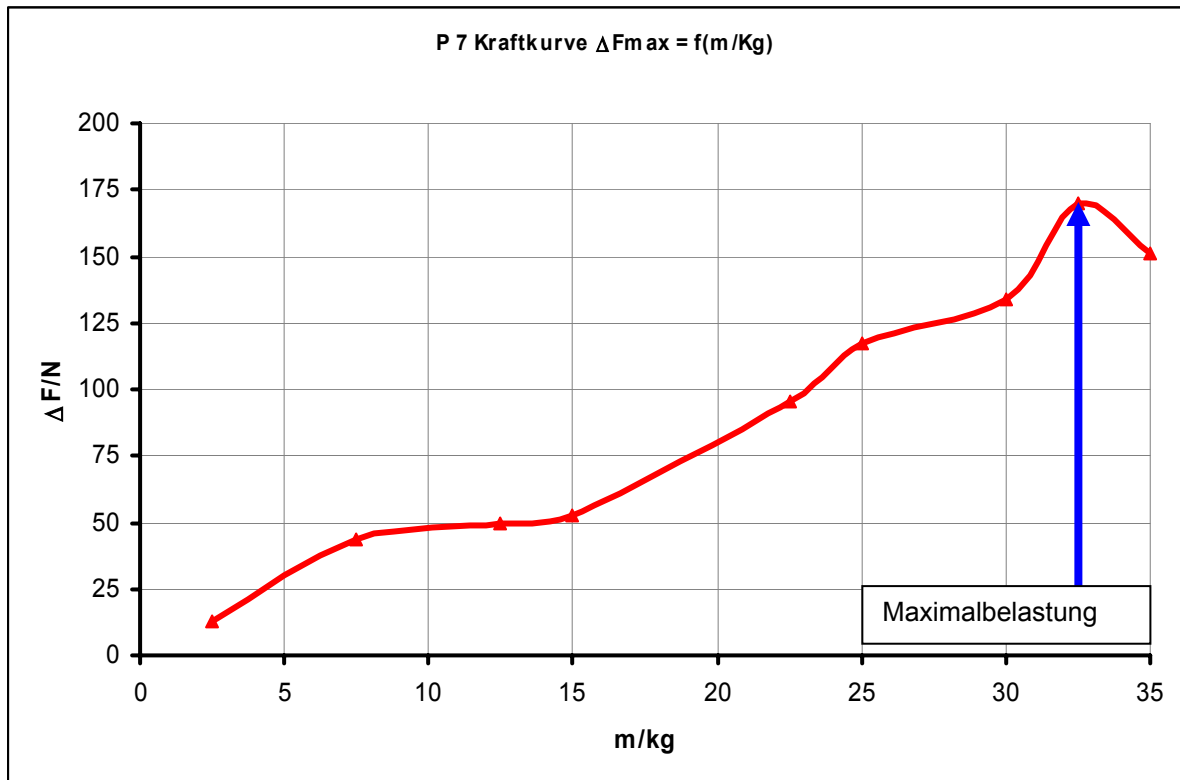


Abbildung 11

Aber auch untersucherspezifische Testmethoden können eine Rolle gespielt haben.

Die Testung in Gruppe 1 erfolgte, deutlich unterschiedlich zur Gruppe 2, mit langsamerer, kontinuierlicher Steigerung der Gewichte. Während die Testsituation in Gruppe 2 durch „forscheres“ Steigern der Belastung geprägt war. Möglicherweise wurden einzelne Probanden nicht ausbelastet.

Da das bei dieser Belastungsstufe geforderte deutliche Anspannen der Muskulatur auch besser visuell erfaßt werden kann, waren die Unterschiede im Vergleich Myographie /FCE-Beobachtung jetzt auch deutlich geringer ausgeprägt als bei der mittleren Belastungsstufe.

Abweichungen traten diesmal nach unten und nach oben auf.

Sie betragen für die Gesamtgruppe im Mittelwert 3,92 kg.

Im Gruppenvergleich ergaben sich bei dieser Belastungsstufe erhebliche Unterschiede. Der Mittelwert der Abweichungen ergab für die Gruppe 1 einen Wert von 5,83 kg; die Gruppe 2 wich lediglich um einen Mittelwert von 2,5 kg ab.

Die folgende Tabelle 6 zeigt, dass in der Gesamtgruppe in dieser Belastungsstufe mit einem p- Wert von 0,089350 keine statistisch signifikanten Abweichungen im Vergleich Myographie /FCE- Beobachtung mehr festzustellen waren.

Variable	Mean	Std.DV.	N	Diff.	Std.DV.Diff	t	df	P
Myo	23,75000	5,348436						
FCE	26,25000	4,878327	14	-2,50000	5,095247	-1,83586	13	0,089350

Tabelle 6: T – test for Dependent Samples; Myographie /FCE - Beobachtung „schwere Belastung“; Markierte Abweichungen sind signifikant bei $p < 0,05000$

5.3 Auswertung „maximale Belastung“.

Ausgewertet wurden Testergebnisse von 16 Probanden.

Die für Maximalbelastung geforderten EMG - Veränderungen (**m = 0 mit nachfolgendem negativen Wert**) im Hilfsmuskel-EMG wurden in 6 Fällen aufgezeichnet und berechnet.

In einem Fall (Proband 11) konnte der EFL-Therapeut keine Maximalbelastung feststellen. Er ging von Testabbruch durch Selbstlimitierung des Probanden aus.

Myographisch konnten jedoch die geforderten Zeichen für Maximalbelastung berechnet werden. Eine Auswertung war wegen fehlender Angaben des FCE-Therapeuten für diesen Probanden nicht möglich.

In 6 weiteren Fällen konnte eine Einstufung aufgrund von entsprechenden EMG-Veränderungen im Bereich der Primärmuskulatur („schwächstes Glied der Kette“) oder durch typischen Kurvenverlauf in der Kraftkurve erfolgen.

In 3 Fällen konnte die vom EFL-Therapeuten angegebene Maximalbelastung durch die Messwerte nicht objektiviert werden.

Nach den myographischen Kriterien lag noch keine Maximalbelastung vor.

Die einzelnen Messwerte sind der nachfolgenden Tabelle 7 zu entnehmen.

Insgesamt konnten in dieser Belastungsstufe 12 Probanden ausgewertet werden.

Laufende Nr. Proband	Messwert Myographie	FCE (IWS)	Differenz
Gruppe 1 Nr. 1 Proband 1	Maximum nicht erreicht	35,0 kg	?
Nr. 2 Proband 2	27,5 kg*	27,5 kg	0 kg
Nr. 3 Proband 3	Maximum nicht erreicht	37,5 kg	?
Nr. 4 Proband 4	35,0 kg*	32,5 kg	2,5 kg
Nr. 5 Proband 6	32,5 kg	32,5 kg	0 kg
Nr. 6 Proband 7	32,5 kg**	30,0 kg	2,5 kg
Nr. 7 Proband 8	Maximum nicht erreicht	32,5 kg	?
Nr. 8 Proband 9	32,5 kg*	35,0 kg	2,5 kg
Gruppe 2 Nr. 9 Proband 11	40,0 kg	Maximum nicht erreicht	?
Nr.10 Proband 12	22,5 kg**	25,0 kg	2,5 kg
Nr.11 Proband 13	40,0 kg	40,0 kg	0 kg
Nr.12 Proband 14	35,0 kg	37,5 kg	2,5 kg
Nr.13 Proband 15	22,5 kg	25,0 kg	2,5 kg
Nr.14 Proband 16	22,5 kg*	22,5 kg	0 kg
Nr.15 Proband 17	Abbruch des Tests nach mittlerer Be- last.		
Nr.16 Proband 18	35,0 kg	37,5 kg	2,5 kg
Nr.17 Proband 19	42,5 kg	42,5 kg	0 kg

Tabelle 7: Maximale Belastung/Merkmal „Deutliches Vorwölben der Hilfsmuskulatur“.

* Maximalbelastung der „Primärmuskulatur“ M.biceps brachii.

** Maximalbelastung in Kraftkurve.

Die Abweichungen der Beobachtungswerte von den myographischen Messwerten waren mit einem Mittelwert von 1,46 kg mit zunehmender Belastung in der Gesamtgruppe weiter rückläufig.

Hierbei muss jedoch berücksichtigt werden, dass 4 Fälle nicht zur Auswertung gelangten.

Einmal hat der FCE-Therapeut das „Maximum“ nicht gesehen, dreimal lagen die geforderten myographischen Veränderungen nicht vor.

Wie unter 3.4 ausführlich beschrieben, wird der EFL-Test mit steigender Belastung durchgeführt bis keine sichere Testdurchführung mehr festgestellt werden kann. Die beobachtete Muskelaktivität ist hierbei nur einer von vielen Beobachtungsparametern. Andere Parameter, wie „Standbreite“, „Koordination und Sicherheit“ sowie „Haltung“, haben bei Beobachtung der Maximalkraft sicher eine größere Bedeutung. Die 3 Fälle bei denen der FCE-Therapeut vor Erreichen der myographischen Ausbelastung abgebrochen hat sind wahrscheinlich so zu erklären.

Tabelle 8 zeigt, dass mit zunehmender Belastung, die Abweichungen zwischen den beiden Messmethoden weiter abnehmen.

Variable	Mean	Std.DV.	N	Diff.	Std.DV. Diff.	t	df	P
Myo	31,66667	6,685579						
FCE	32,29167	6,436608	12	-0,62500	1,884446	-1,14891	11	0,274961

Tabelle 8: T - test for Dependent Samples; Myographie / FCE - Beobachtung „maximale Belastung“; Markierte Abweichungen sind signifikant bei $p < 0,05000$

6. Diskussion der Ergebnisse

Die Beurteilung des arbeitsbezogenen Leistungsvermögens ist in der sozialmedizinischen Begutachtung sowie in der medizinischen und beruflichen Rehabilitation von besonderer Bedeutung.

In der Regel werden Aussagen zum qualitativen und quantitativen Leistungsvermögen gefordert.

Die Leistungsbeurteilung soll sich auf eine „ganzheitliche“ Begutachtung der Probanden stützen.

Herkömmliche Diagnostikverfahren sollen durch arbeitsspezifische Testmethoden ergänzt werden.

In der vorliegenden Arbeit wurde untersucht, ob sich das eingesetzte Assessmentverfahren FCE (IWS), am Beispiel des Tests „Heben Boden zu Taillenhöhe“ durch biomechanische Untersuchungen weiter objektivieren lässt.

Die in die Begutachtung einfließenden medizinischen Befunde können entsprechend ihrer Rangordnung in objektive, semiobjektive und subjektive Befunde unterteilt werden.

Objektive Befunde (harte Daten) sind Befunde, die nicht von der Mitarbeit des Probanden abhängig sind (z.B. Körpergröße, die meisten laborchemischen Parameter, etc.).

Semiobjektive Befunde bedürfen der Mitarbeit des Probanden (z.B. Bewegungs- und Kraftmessungen etc.).

Subjektive Befunde sind Befunde, die allein von den Angaben des Probanden abhängig sind (z.B. Schmerzangabe) (Schröter 1998). Bis auf die automatisch registrierte Herzfrequenzmessung stützt sich der angewandte Test ausschließlich auf standardisierte Beobachtungskriterien, die, da mit arbeitsabhängig, nicht als objektive Befunde - harte Daten - angesehen werden können.

Neben den beobachteten Kraftsteigerungen wird durch die Einteilung in die Gruppen: „leicht“, „mittelschwer“, „schwer“ und „maximal“, auf der Basis dieses Einzeltest, eine Extrapolation auf einen 8-Stunden- Arbeitstag vorgenommen. Dies wird von einigen Autoren in Frage gestellt und auf die Notwendigkeit zur Berücksichtigung weiterer Verhaltens- und Erlebnisindikatoren hingewiesen (Nellessen 2001; Nellessen et al.2002).

Zusätzliche Verhaltensbeobachtungen (subjektive Ermüdung, Schmerzempfinden, Koordination etc.) erfolgen beim FCE (IWS) routinemäßig. Mit der Durchführung

eines Retests für einige Testelemente am Folgetag werden zusätzliche Erkenntnisse hinsichtlich der Dauerbelastbarkeit gewonnen. Hierbei handelt es sich aber ebenfalls „nur“ um subjektive bzw. maximal semiobjektive Befunde.

Zur Testgüte der meist verbreiteten FCE-Systeme liegen bislang nur sehr wenige Studien vor. Weitergehende Studien zur Testgüte sind dringend erforderlich (Bak et al. 2001; Erbstößer et al. 2003).

Der jetzt durchgeführte Versuch soll Aufschluss geben, ob mit vertretbarem Aufwand eine Verbesserung der Testgüte im Sinne einer Objektivierung möglich ist.

Von den in Tabelle 2 aufgeführten Kriterien ist die Beobachtung der rekrutierten Muskulatur von besonderer Bedeutung.

Das Ausmaß der Muskelaktivität ist über die gesamte Testdauer nur in geringem Maße vom Probanden subjektiv zu beeinflussen. Die erhobenen Befunde können daher in der oben genannten Rangskala, sofern sie zuverlässig ermittelt werden, zumindest als semiobjektiv eingestuft werden.

Die Tatsache, dass diese Daten jedoch bei der FCE(IWS) lediglich durch Beobachtung erhoben und graduell bewertet werden, führt eine subjektive Komponente des Untersuchers ein, die den Test in der Gesamtheit subjektiv erscheinen lässt.

Durch den Einsatz objektivierender Parameter könnte hier die Testgüte verbessert werden.

6.1 Oberflächen - EMG

Die Auswahl des M. biceps brachii und M. trapezius als Kennmuskel für „Primär“- bzw. „Hilfsmuskulatur“ stellte sicher, dass die anatomische Lage und die Testbedingungen (apparativer Aufbau, Bewegungsmuster des Tests) eine ständige Beobachtung der Muskeln ermöglicht. Es stellt sich jedoch die Frage, ob die geforderte graduelle Abstufung in der Muskelaktivität allein durch Beobachtung ausreichend sicher festgestellt werden kann. Insbesondere der Übergang von „leicht“ zu „mittelschwer“ erscheint problematisch. Hier fehlt im FCE (IWS)-Manual auch die nötige Trennschärfe.

Was ist ein „leichtes Anspannen der Muskulatur“?

Können diese leichten Veränderungen bereits sicher beobachtet werden?

6.1.1 Ergebnisse Oberflächen - EMG „mittelschwere Belastung“

Die Mehrkanalelektromyographie mit Oberflächenelektroden ist als nicht-invasive Untersuchungsmethode geeignet, Aussagen über Ausmaß und Zeitpunkt der elektrischen Muskelaktivität zu treffen (Lieftring et al.1991). Insbesondere der Beginn einsetzender Aktivität kann sicher erfasst werden. Dieser Übergang von ausschließlich eingesetzter „funktionell primärer Muskulatur“ zu „leichtem Anspannen der Hilfsmuskulatur“ ist visuell, aufgrund der nur geringen Muskelaktivität nur schwer zu erfassen. Hier zeigten sich im Vergleich der beiden Messmethoden die größten, statistisch signifikanten Abweichungen (Tabelle 4).

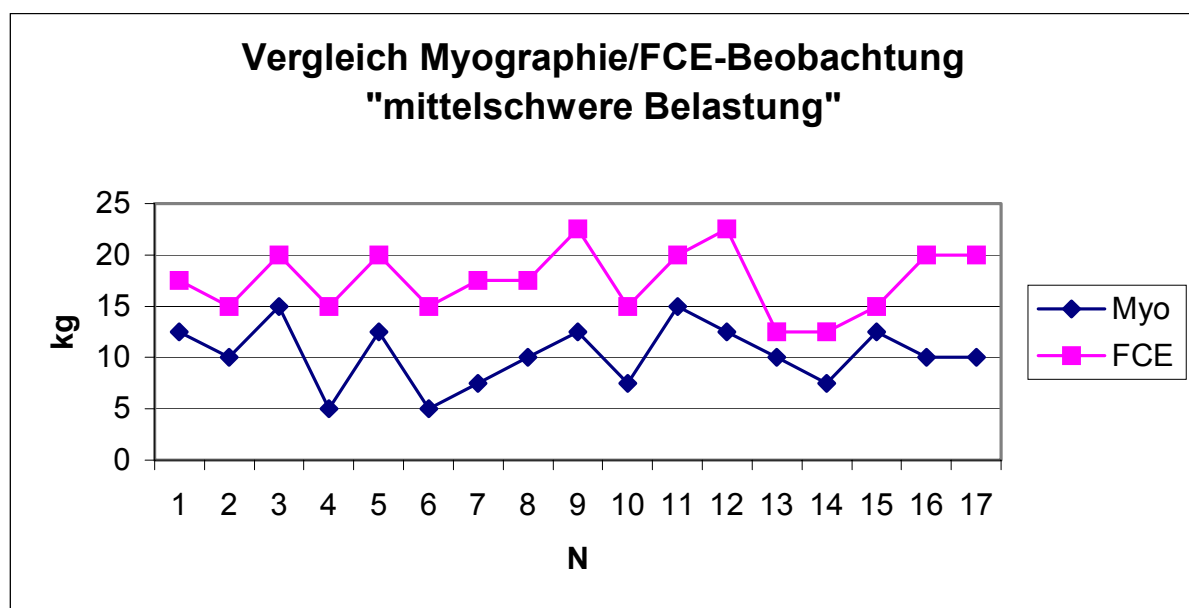


Abbildung 12: Vergleich Myographie / FCE-Beobachtung „mittelschwere Belastung“

6.1.2 Ergebnisse Oberflächen - EMG „schwere Belastung“

Mit zunehmender Belastung kann auch Muskelaktivität vom geschulten Beobachter immer besser wahrgenommen werden. Bei „schwerer Belastung“ mit beobachtetem deutlichen Anspannen der Hilfsmuskulatur, waren die Unterschiede zu den myographischen Befunden jetzt wesentlich geringer ausgeprägt. Die Abweichungen waren in der Gesamtgruppe nicht mehr statistisch signifikant (Tabelle 6).

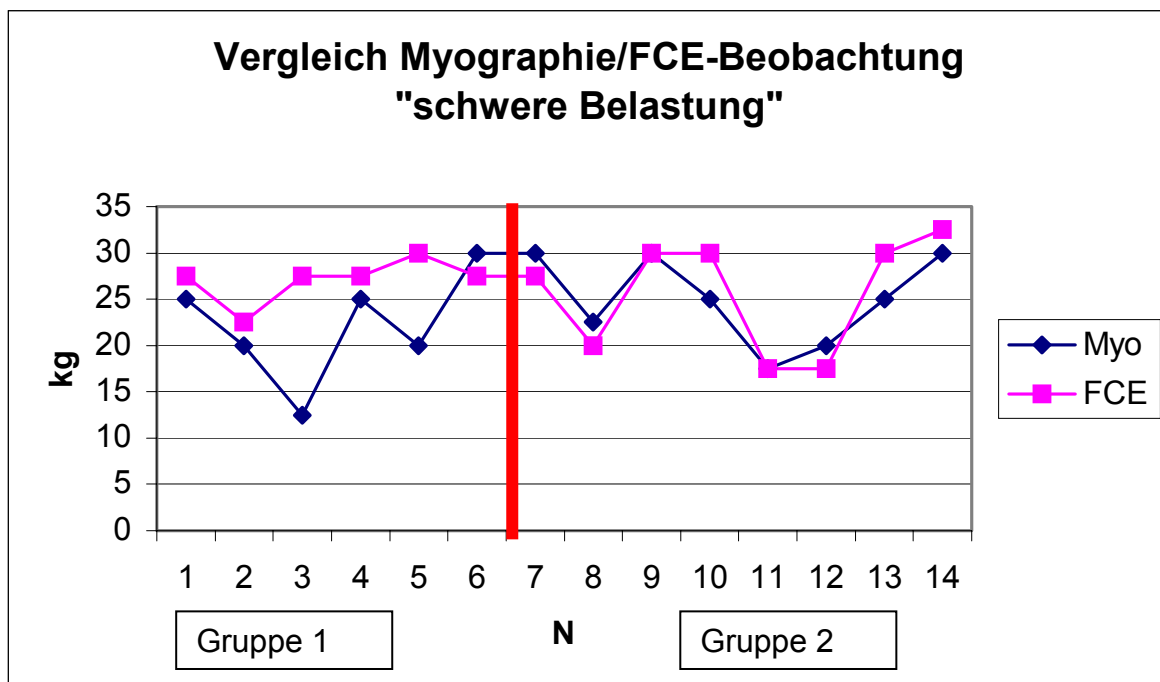


Abbildung 13: Vergleich Myographie / FCE - Beobachtung „schwere Belastung“

Die vergleichsweise größeren Abweichungen in der ersten Probandengruppe (Ifde.Nr. 1 – 6) sind möglicherweise durch die unter 5.3 beschriebenen Veränderungen, die u.a. auch die Anwendung von „Hilfskriterien“ zur Myographieauswertung erforderlich machten, zu erklären.

6.1.3 Ergebnisse Oberflächen - EMG „maximale Belastung“

Maximale Belastung, die definitionsgemäß bei „deutlichem Vorwölben der Hilfsmuskulatur“ festzustellen ist, kann visuell sehr gut erfasst werden. Die Abweichungen im Vergleich zur myographischen Maximalbelastung sind nur noch gering.

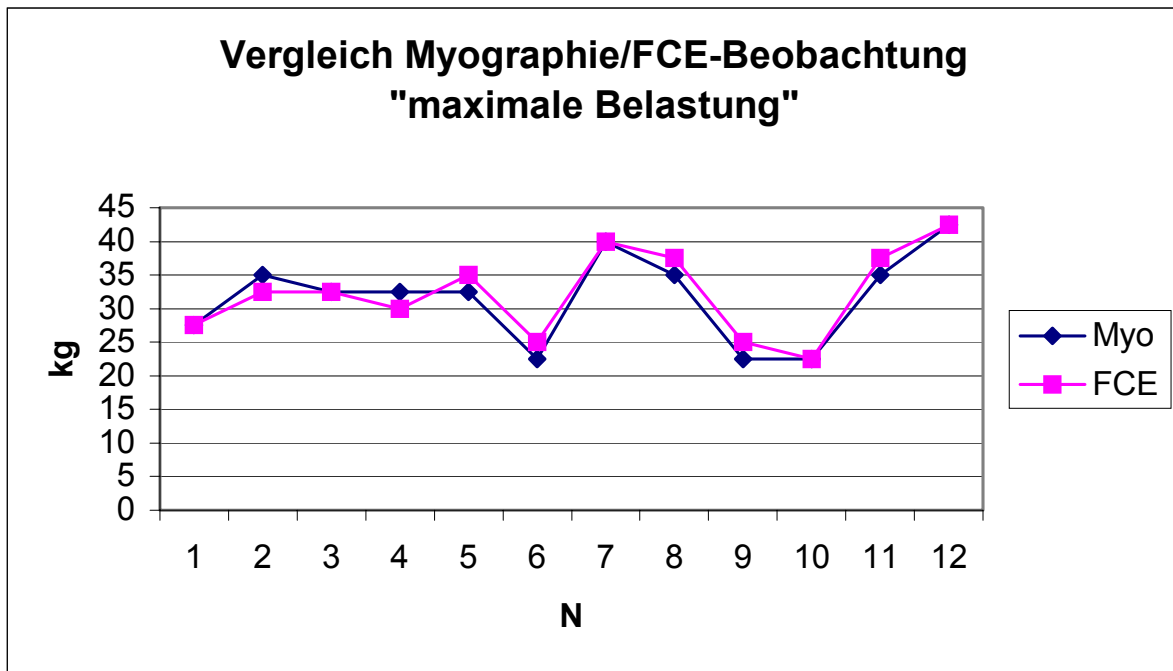


Abbildung 14: Vergleich Myographie / FCE - Beobachtung „maximale Belastung“

Zielgröße des FCE (IWS)-Testes ist die maximale Belastung bei der noch eine sichere Testdurchführung festgestellt werden kann.

Betrachtet man sämtliche in Tabelle 2 aufgeführten Beobachtungskriterien im Bereich „maximale Belastung“, so erkennt man, dass insbesondere Koordination, Sicherheit, Haltung und Standbreite entscheidende, mögliche Abbruchkriterien sind. Ein Testabbruch vor muskulärer Ausbelastung ist daher durchaus möglich und konnte in 3 Fällen festgestellt werden. Entscheidend für den Testabbruch ist das schwächste Glied in der Kette der Untersuchungsparameter.

In einem Fall hat der FCE-Therapeut das Maximum nicht gesehen, obwohl myographisch eindeutige Zeichen für Ausbelastung vorlagen.

6.1.4 Beurteilung Oberflächen- EMG

Insgesamt kann man feststellen, dass die durchgeführten myographischen Messungen den FCE (IWS)-Test „Heben Boden zu Tailenhöhe“ in den Bereichen „schwere“ und „maximale Belastung“ im Wesentlichen objektivieren konnten.

Im Bereich „mittelschwere Belastung“ wurden jedoch deutliche Defizite bei der visuellen Beobachtung aufgezeigt. Beginnende Muskelaktivitäten lassen sich durch Beobachtung nicht zuverlässig erkennen. Diese Belastungsstufe ist aber von besonderer

Bedeutung, da hier extrapoliert wird, dass derartige Belastungen überwiegend, d.h. 51 – 90% eines Arbeitstages durchgeführt werden können.

Sollten sich bei weiteren Untersuchungen diese Ungenauigkeiten bestätigen besteht dringender Handlungsbedarf die Testgüte durch zusätzliche Untersuchungsparameter zu verbessern.

Die beschriebenen myographischen Messungen erscheinen durchaus geeignet hier eine entscheidende Verbesserung zu erzielen.

Statistisch signifikante Untersuchereinflüsse waren nicht nachzuweisen. Eine multifaktorielle Varianzanalyse ergab für alle Untersuchereinflüsse keine signifikanten Abweichungen. P- Wert für Untersucher 0,844305.

Es ist zu erwarten, dass sich auch die anderen Hebe- und Tragetests der FCE (IWS) mit einer vergleichbaren Versuchsanordnung objektivieren lassen.

Als Nebeneffekt kann durch die myographischen Untersuchungen die Akzeptanz des Tests durch die Probanden erhöht werden. Die Ergebnisse werden transparenter, Hinweise auf fehlende muskuläre Ausbelastung (evt. Selbstlimitierung) können mit den Probanden diskutiert werden. Dies führt möglicherweise schon zu Verhaltensänderungen während des Tests.

Auch ein Einsatz im Qualitätsmanagement bei der Therapeutenausbildung/Fortbildung erscheint sinnvoll zu sein, da der Test eine Selbstüberprüfung der Beobachtung (Wahrnehmung) von Muskelaktivitäten ermöglicht.

6.1.5 Kosten Oberflächen-EMG-Untersuchungen

Die Kostenstruktur wird im Wesentlichen durch die notwendige Anschaffung eines EMG - Messplatzes bestimmt. Dies erscheint auf den ersten Blick sicherlich erst bei höheren Testfrequenzen wirtschaftlich zu sein.

Berücksichtigt man jedoch die bestehenden Defizite bei der Beobachtung der mittleren Belastungsstufe, so ergibt sich m.E. Handlungsbedarf die Testgüte zu verbessern. Die Oberflächen - EMG - Untersuchungen sind eine mögliche Ergänzung.

Ein zusätzlicher Zeitaufwand ergibt sich durch Anlegen bzw. Entfernen der Oberflächenelektroden, Testaufzeichnung und Testauswertung.

Die Zeit für das Anlegen bzw. Entfernen der Elektroden dauert im Routinebetrieb sicher nur wenige Minuten und kann m.E. vernachlässigt werden.

Die Testaufzeichnung am PC muss jedoch kontinuierlich während des gesamten Testvorganges, manuell gesteuert, erfolgen. Nach Einarbeitung kann diese Tätigkeit auch von einer Hilfskraft erledigt werden.

Der größte Zeitaufwand wird gegenwärtig noch durch die Auswertung verursacht. Im Routinebetrieb müsste hier eine Auswertungssoftware entwickelt werden, die wesentliche Berechnungen automatisiert.

6.2 Beschleunigungs- / Kraftkurven

Über die Erfassung von Beschleunigungswerten lassen sich Kraftkurven berechnen. Zur Einschätzung der Maximalbelastbarkeit im FCE (IWS)-Test waren die ermittelten Werte jedoch nur bedingt geeignet. Die so berechnete Kraftkurve lässt keine Aussagen auf die Kraftentwicklung bestimmter Muskelgruppen zu, da sie die Summe aller mobilisierten Kräfte widerspiegelt.

Limitierend für die Belastung im Arbeitsleben ist jedoch das schwächste Glied in der Belastungskette. Eine differenzierte Bewertung der einzelnen Muskelgruppen, auch hinsichtlich der Maximalbelastung, erscheint daher sinnvoll zu sein.

Berücksichtigt man weiter, dass im FCE (IWS)-Test Maximalleistung nicht als Maximalkraft im Sinne absoluter Maximalleistung sondern als maximale Leistungsfähigkeit bei sicherer Testdurchführung definiert wird, relativiert sich der Nutzen dieser doch zeitaufwendigen Berechnung weiter.

Lediglich in 2 Fällen (Probanden 7 und 12) konnten für den Test wichtige Zusatzinformationen gewonnen werden.

Die routinemäßige Berechnung der Kraftkurve sollte anderen Fragestellungen vorbehalten bleiben.

7. Beantwortung der Fragestellungen

Lässt sich bei der FCE-Testung durch Ableitung eines Oberflächen-EMG's der Ausprägungsgrad der „Hilfsmuskelaktivität“ objektivieren?

Oberflächen –EMG Ableitungen lassen sich im ausgewählten FCE-Test „Heben Boden zu Taillenhöhe“ ohne größere Probleme integrieren.

In den Messbereichen „schwere“ und „maximale Belastung“ konnten die beobachteten Muskelveränderungen im wesentlichen durch die elektromyographischen Werte objektiviert werden.

Im Bereich „mittelschwere Belastung“ ergaben sich jedoch deutliche, statistisch hoch signifikante Abweichungen, die die Notwendigkeit der Testerweiterung durch derartige Messungen dringlich erscheinen lassen.

Lassen die gemessenen Beschleunigungswerte, in Verbindung mit den daraus berechneten Kraftkurven, Rückschlüsse auf die „maximale Belastung“ im FCE (IWS)-Test zu?

Grundsätzlich lassen sich Kraftkurven berechnen, die bei erfolgter Ausbelastung auch Hinweise auf die Maximalkraft geben. Die dort berechnete Maximalkraft ist jedoch nicht immer identisch mit der im FCE-Test beurteilten „maximalen Belastung“. Die Kraftkurve gibt die Summe aller mobilisierten Kräfte wieder; die „maximale Belastung“ im FCE-Test wird durch ergonomische Kriterien (sicher durchzuführender Testablauf) limitiert. Die Maximalkraft wurde im Test nur selten erreicht. Eine routinemäßige **Berechnung** erscheint daher nicht erforderlich. Da die Registrierung der Daten, neben der einmaligen Installation des Beschleunigungsgebers, jedoch keinerlei zusätzlichen Aufwand erfordert wird der Einsatz dieser Messmethode mit **Datenerfassung** auch im Routinebetrieb vorgeschlagen. Bedarfsweise können dann bei Fragen zur Maximalkraft Kraftkurven berechnet werden.

Ergeben sich aus den EMG - Amplitudenveränderungen Hinweise auf eventuelle Selbstlimitierung?

Das Oberflächen-EMG ist kein Lügendetektor. Es führt jedoch zu einer gewissen Transparenz der Untersuchung.

Einsetzende bzw. steigende Muskelaktivität kann zuverlässig registriert werden. Fehlende muskuläre Ausbelastung ist allein jedoch noch kein hinreichender Beweis für Selbstlimitierung, zumal der FCE (IWS)-Test ja auch bei Feststellung der Maximalbelastbarkeit nicht primär auf die Maximalkraft abzielt sondern auf die ergonomisch sichere Funktion.

Frühzeitiger Abbruch der Belastung bei fehlender Hilfsmuskelaktivierung kann allerdings, nach Ausschluss anderer Faktoren, durchaus ein Hinweis auf Selbstlimitierung sein.

Stehen für erweiterte Fragestellungen oder bei Präzisierung der FCE (IWS)-Beobachtungskriterien zusätzliche Messinstrumente zur Objektivierung zur Verfügung?

Die FCE (IWS) ist ein kinesiophysisches Testverfahren das sich ganz wesentlich auf Beobachtung von Bewegung und Funktion stützt. Die Beobachtungskriterien sind vielfältig und auch, abhängig vom Probanden, unterschiedlich gut visuell zu erfassen. In Vorversuchen wurden verschiedene zusätzliche Messinstrumente und Messmethoden hinsichtlich ihrer Einsetzbarkeit zur Objektivierung der FCE-Beobachtungen im Routinebetrieb überprüft.

Videoaufzeichnung:

Eine Videoaufzeichnung kann, insbesondere bei erschwerten Bedingungen, hilfreich sein. Von Isernhagen wird sie auch bereits im Rahmen der Qualitätssicherung zur Bestimmung der Interraterreliabilität eingesetzt.

Komplexere Systeme der Ganganalyse ermöglichen zwar eine präzisere Analyse von Standbreite und Haltung, die sich jedoch nicht mit den wenig differenzierten Beobachtungskriterien („normal, erkennbar, vermehrt, ausgeprägt“) vergleichen lässt. Berücksichtigt man weiter den damit verbundenen Kosten- und Arbeitsaufwand so

kann ein Einsatz dieser komplexen Ganganalysesysteme im FCE-Test nicht vorgeschlagen werden.

Flexibles 2-Achsen Goniometer

Bei Beobachtung der Haltung der Probanden wird darauf geachtet, ob zur Hantierung der Last ein Gegengewicht aufgebaut wird. Dies führt zu Ausweichbewegungen, im untersuchten Test verbunden mit einer Reklination der Wirbelsäule.

Durch ein mit Doppelklebeband über den Dornfortsätzen der Wirbelsäule fixiertes flexibles 2-achsiges Goniometer können diese zuverlässig und frühzeitig erkannt werden. Ein Vergleich mit den FCE-Beobachtungen wird jedoch auch hier durch die bereits oben beschriebenen wenig differenzierten Beobachtungskriterien erschwert.

Bei Präzisierung dieser Kriterien stünde mit diesem Goniometer ein preiswertes und leicht in den Test zu integrierendes Instrument zur Objektivierung zur Verfügung.

1-Achsgoniometer

Ein von FCE (IWS)-Therapeuten zu beobachtendes Abbruchkriterium ist eine fehlende Stabilisation der LWS bei belastender Hebetchnik wie z.B. das Aufrichten der Beine vor dem Oberkörper. Das Aufrichten in den einzelnen Körperabschnitten zeigt sich durch Änderung der Beugung bis hin zu Streckung der beteiligten großen Gelenke. Dies lässt sich mit an jeweils einem Hüft- und Kniegelenk mit flexiblen Lochgummibändern fixierten Goniometern darstellen. Allerdings behindern diese „starrten“ Geräte die Probanden etwas in ihrer Funktion und sollten daher nur bei ganz spezieller zusätzlicher Fragestellung eingesetzt werden, zumal die Beobachtung des „Aufrichtevorgangs“ in der Regel für einen geschulten Untersucher problemlos mit ausreichender Präzision möglich ist.

Beschleunigungsmessungen:

Plötzliche Änderungen in der Geschwindigkeit des Hebevorgangs liefern Hinweise auf ein „Anreißen“ oder „Werfen“ der Hebevorrichtung, was als Ausdruck unkontrollierter Bewegung zum Abbruch der Belastung führt (EFL-Kursmanual 2000).

Hierzu können die schon zur Berechnung der Kraftkurve erfassten Beschleunigungen herangezogen werden. Plötzliche Geschwindigkeitsänderungen können damit einfach erkannt werden.

In der Regel lassen sich diese Abbruchkriterien durch Beobachtung gut erkennen. Wegen des mit der Berechnung von Beschleunigung und Geschwindigkeit verbundenen Arbeitsaufwandes sollte die Auswertung, solange noch keine entsprechende Auswertungssoftware vorliegt, nur bei vom Beobachter beschriebener besonderer Problematik erfolgen.

Kompasssystem

Einseitiges Absenken der Hebevorrichtung oder „Verkanten“ der Last kann Ausdruck einer Überlastung sein. Ein versuchsweise im Boden der Hebevorrichtung angebrachter elektronischer Kompass macht dies deutlich und kann damit Hinweise auf einen unsicheren Bewegungsablauf geben. Auch hier gilt es Nutzen und Aufwand abzuwägen. Üblicherweise fällt einem geschulten Beobachter die Beurteilung von Koordination und Sicherheit der Bewegung nicht schwer. Bei vorliegenden orthopädischen und/oder neurologischen Begleiterkrankungen kann jedoch ein von der Norm deutlich abweichendes Bewegungsmuster vorliegen, dessen Veränderungen unter Belastung vom FCE-Therapeuten nur schwer einzuordnen sind. Hier sind Zusatzuntersuchungen erforderlich. Die Auswertung des Kompasssystems ist, zumindest solange noch keine automatische Auswertungssoftware vorliegt, sehr zeitaufwendig und sollte daher diesen Spezialfällen vorbehalten bleiben. Die Datenerfassung kann jedoch problemlos routinemäßig erfolgen. Die Anschaffungskosten für einen elektronischen Kompass sind mit ca. 120.- € gering; einmal in die Hebevorrichtung eingebaut, kann eine routinemäßige Datenaufzeichnung, bis auf Kalibrierung, ohne weitere Zusatzarbeiten erfolgen, sofern noch 2 freie Übertragungskanäle zur Verfügung stehen.

8. Zusammenfassung

Patienten mit chronischen Rückenbeschwerden verursachen erhebliche Kosten in unserem Gesundheitssystem. Krankheiten des Skeletts, der Muskeln und des Bindegewebes sind die mit Abstand häufigste Ursache für Arbeitsunfähigkeit (Walter et al.2002) und führen häufig zur vorzeitigen Berentung. Eine multidisziplinäre Therapie, zu der auch ein arbeitsplatzbezogenes Training („work hardening“) gehört, wird empfohlen.

Bei Patienten mit chronischen Rückenschmerzen wird in der arbeitsplatzbezogenen Rehabilitation zur Einschätzung des individuellen Leistungsvermögens das aus den USA stammende Assessmentverfahren FCE (IWS) eingesetzt. Dieses Testverfahren gliedert sich in 29 Einzel - Tests.

In der vorliegenden Arbeit wurde am Beispiel des Einzel-Tests „Heben Boden zu Taillenhöhe“ untersucht, ob sich dieses Assessmentverfahren durch adjuvanten Einsatz ausgewählter biomechanischer Parameter objektivieren lässt und ob die hierzu entwickelte Messmethodik im klinischen Untersuchungsbetrieb einsetzbar ist.

Eingesetzt wurden elektromyographische Untersuchungen (Oberflächen-EMG), Beschleunigungsmessungen mit Berechnung von Kraft und Geschwindigkeit, ein Magnetfeld-Sensorsystem als elektronischer Kompass, Videoaufzeichnungen zur Gang- bzw. Bewegungsanalyse, 1-Achsgoniometer zur Darstellung der Beweglichkeit in Hüft- und Kniegelenken sowie ein flexibles 2-Achsgoniometer zur Beurteilung der Wirbelsäulenfunktion.

Nachdem dem Test entsprechende Kennmuskeln für die beanspruchte Primär- und Hilfsmuskulatur festgelegt wurden, erfolgte eine Oberflächen-EMG-Ableitung mit Registrierung des Amplitudenzuwachses bei steigender Belastung. Die Daten wurden rechnerisch und graphisch aufbereitet; der Grad der Muskelaktivität in der jeweiligen Belastungsstufe wurde bestimmt und mit den von FCE (IWS)-Therapeuten aufgrund von Beobachtung ermittelten Werten verglichen.

In den Bereichen „schwere“ und „maximale Belastung“ konnte eine relativ gute Übereinstimmung zwischen Beobachtungswerten und Myographiedaten festgestellt werden.

Auf der mittelschweren Belastungsstufe, mit Beginn der Hilfsmuskelaktivität, fanden sich jedoch hoch signifikante Abweichungen; die beobachteten Werte lagen sämtlich zu hoch. Offenbar lässt sich die einsetzende Muskelaktivität erst verspätet visuell

erfassen. Sollte sich dies bei weiteren Untersuchungen bestätigen, besteht dringender Handlungsbedarf.

Mit Hilfe von beim Hebevorgang registrierten Beschleunigungswerten wurden Kraftkurven berechnet und graphisch dargestellt. Die dort berechnete Maximalkraft gibt, als Summe aller mobilisierten Kräfte,

Hinweise auf die maximale Leistungsfähigkeit, ist aber nicht vergleichbar mit der „maximalen Belastung“ im FCE (IWS)–Test. Hier wird die maximale Belastung durch ergonomische Faktoren (sichere Durchführung) limitiert. Dies kann bereits vor Erreichen der absoluten Maximalkraft der Fall sein. Wird die Maximalkraft jedoch erreicht, ist sie ein eindeutiger Hinweis auf Überlastung.

Plötzliche Geschwindigkeitsänderungen ergeben sich aus den Beschleunigungswerten und sind hilfreich bei der Beurteilung/Objektivierung der Abbruchkriterien „Last anreißen“, „Werfen“.

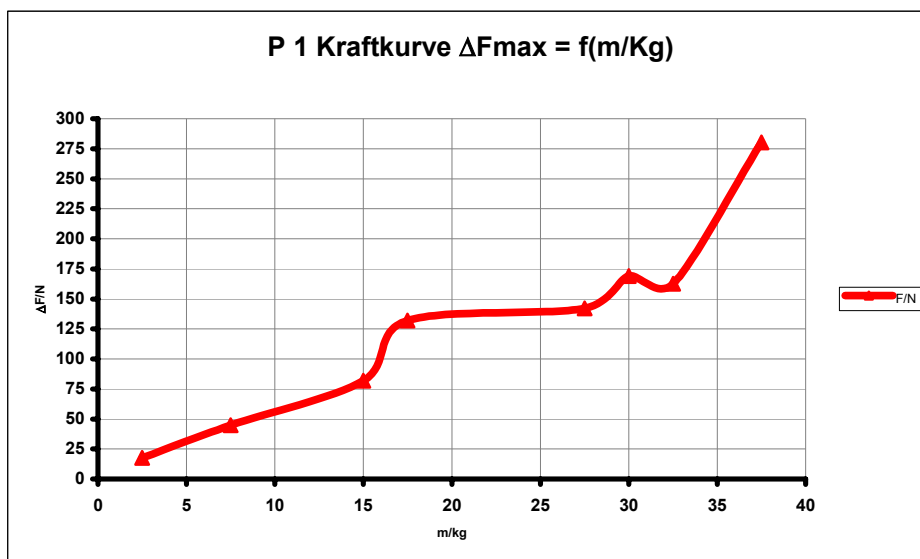
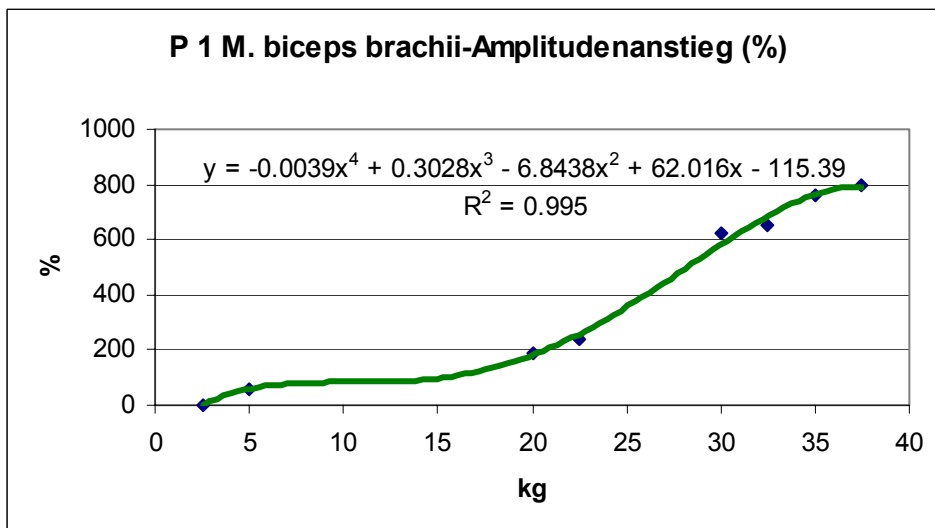
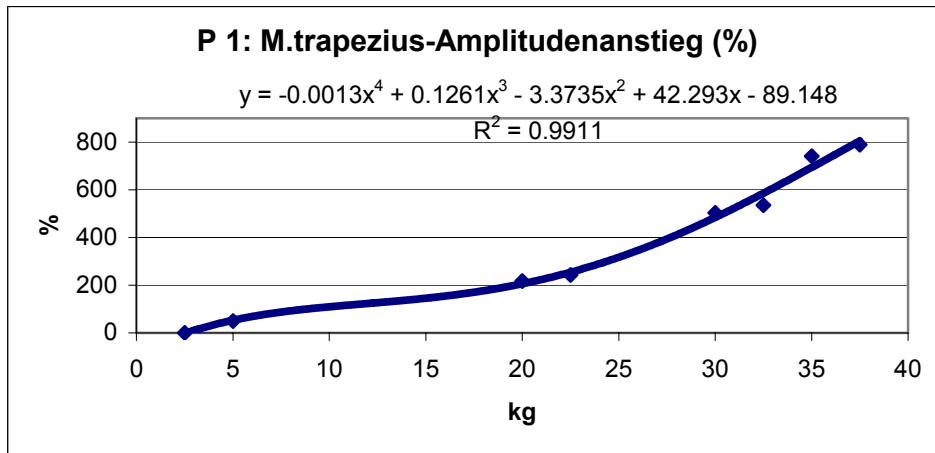
Die mit Videoaufzeichnungen, Goniometeruntersuchungen sowie Kompassmessungen durchgeführten Bewegungsanalysen sind für den Routinebetrieb, solange noch keine automatische Auswertungssoftware zur Verfügung steht, wegen des damit verbundenen Zeitaufwandes nicht geeignet, und sollten Sonderfällen mit spezieller Fragestellung vorbehalten bleiben.

Insgesamt erscheinen die eingesetzten myographischen Untersuchungsmethoden geeignet die Testgüte des Assessmentverfahrens zu verbessern.

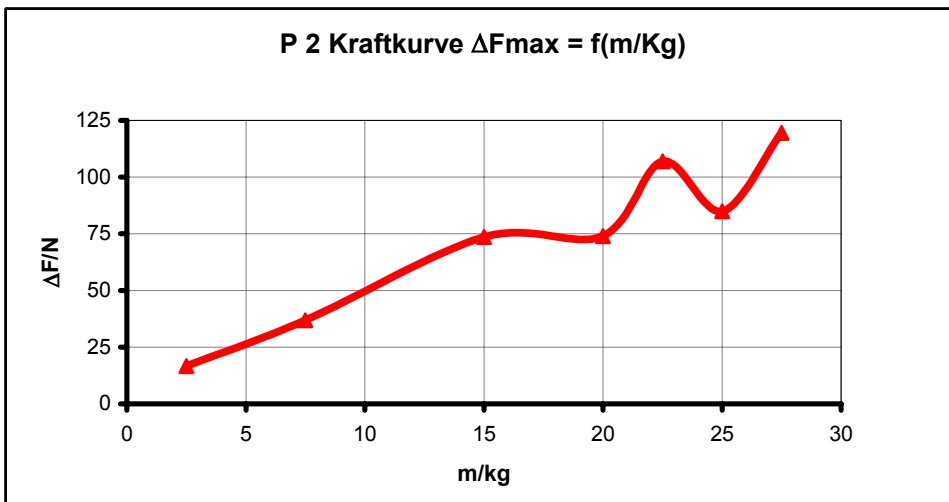
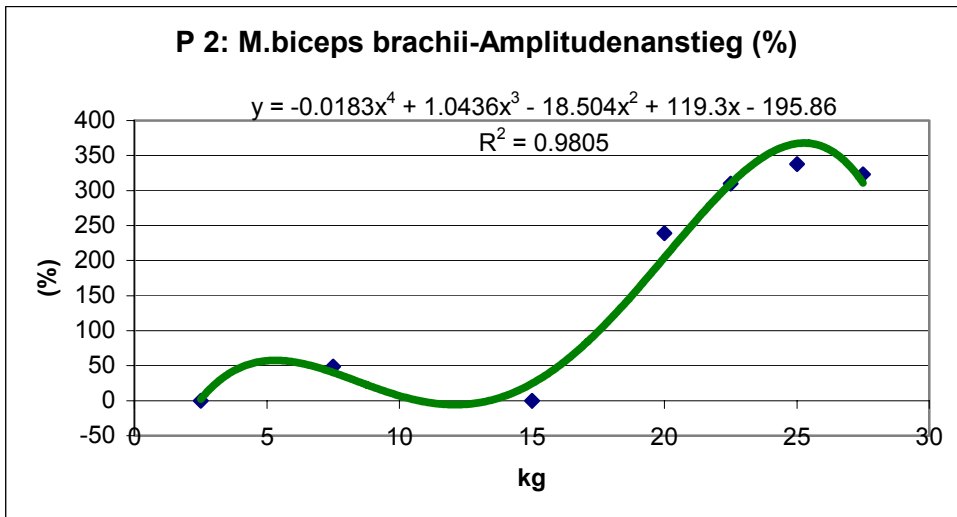
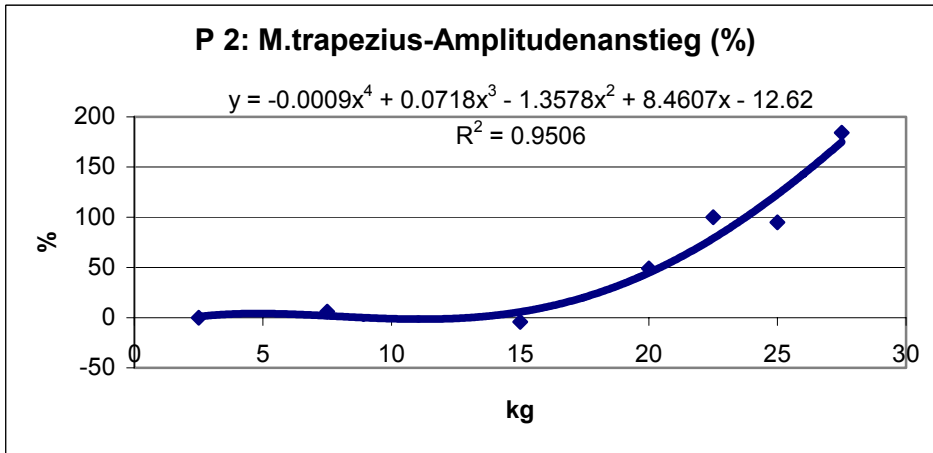
Weitere Untersuchungen zur Verifizierung der aufgezeigten Differenzen erscheinen sinnvoll.

9. Anhang (Graphische Darstellung der Ergebnisse)

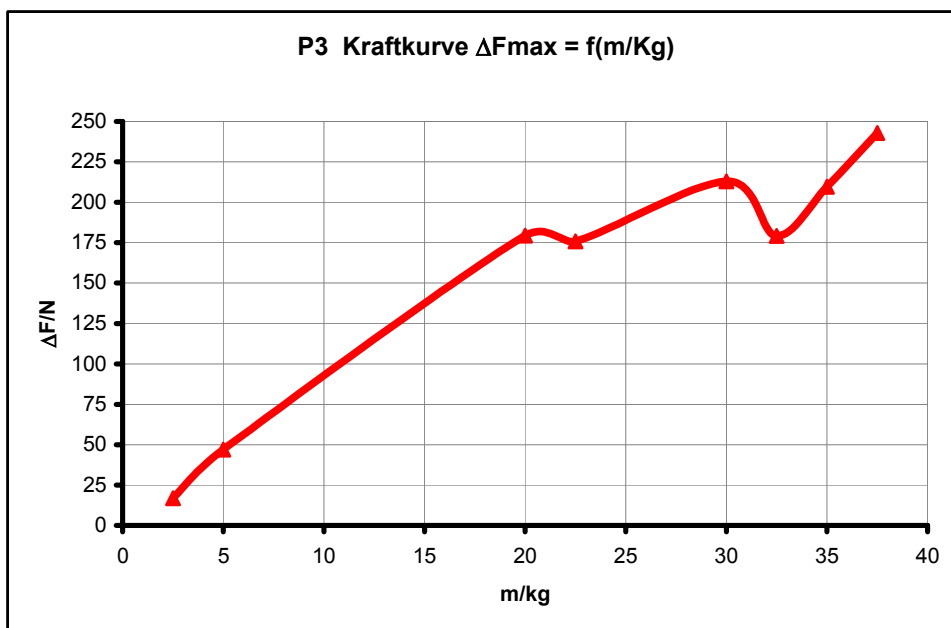
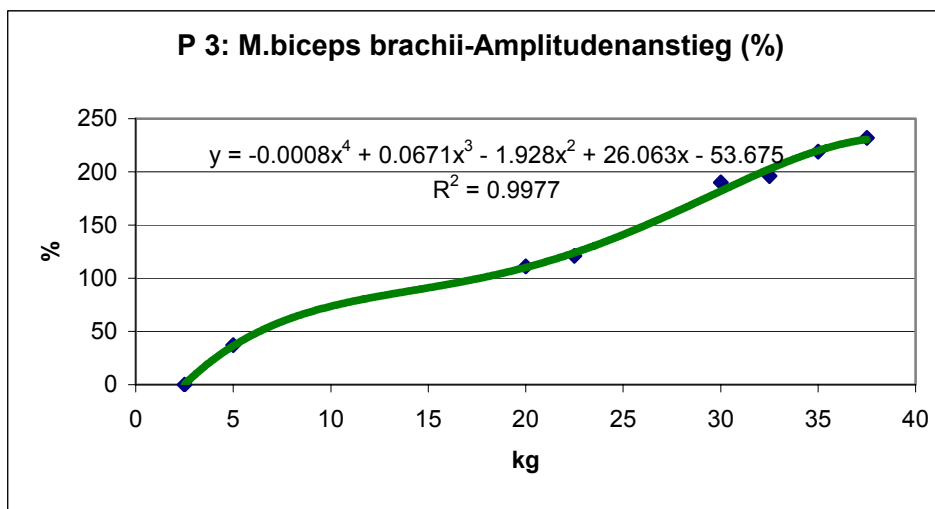
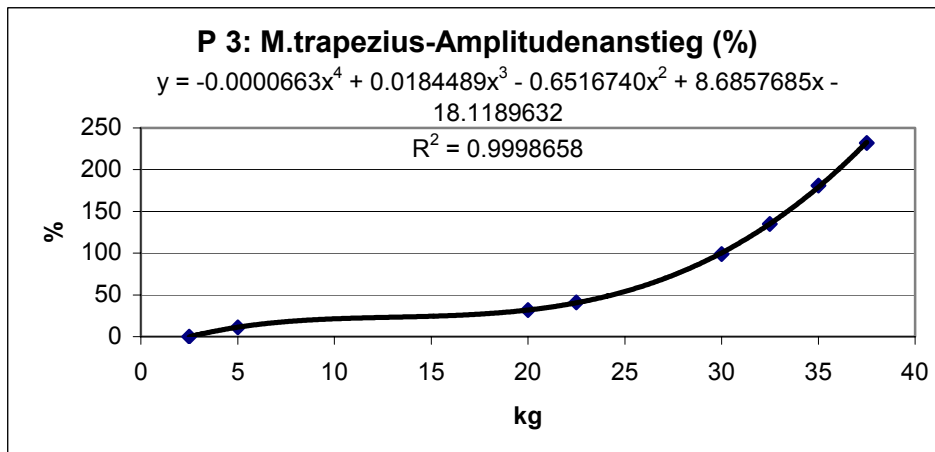
Proband 1



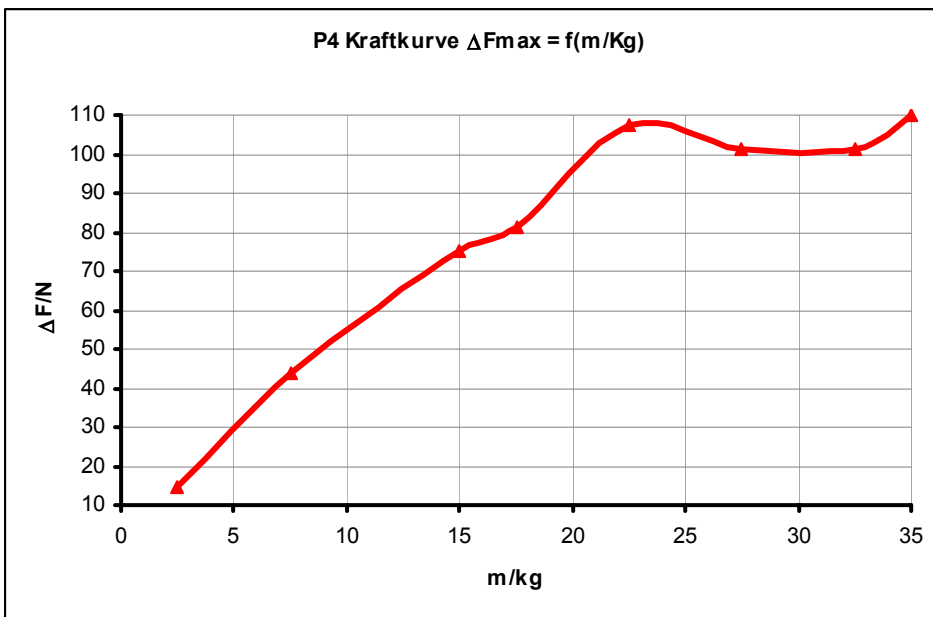
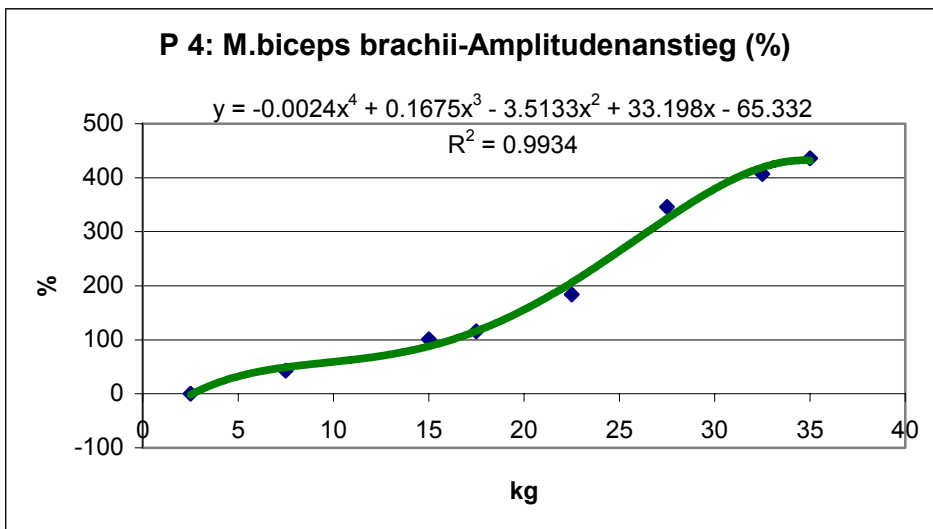
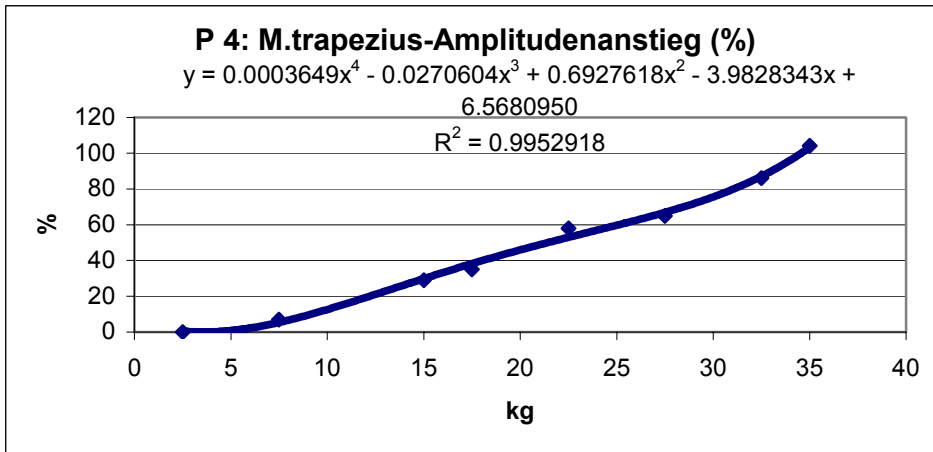
Proband 2



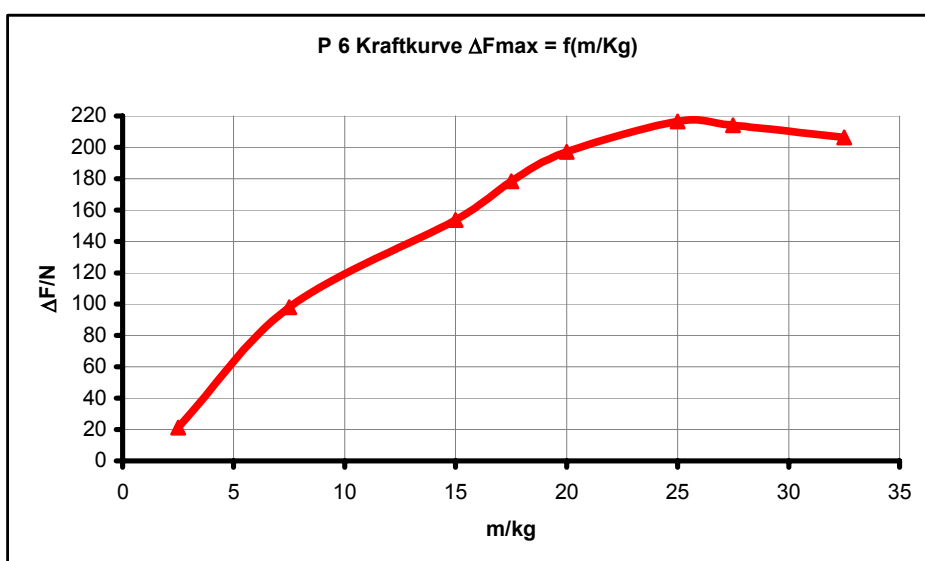
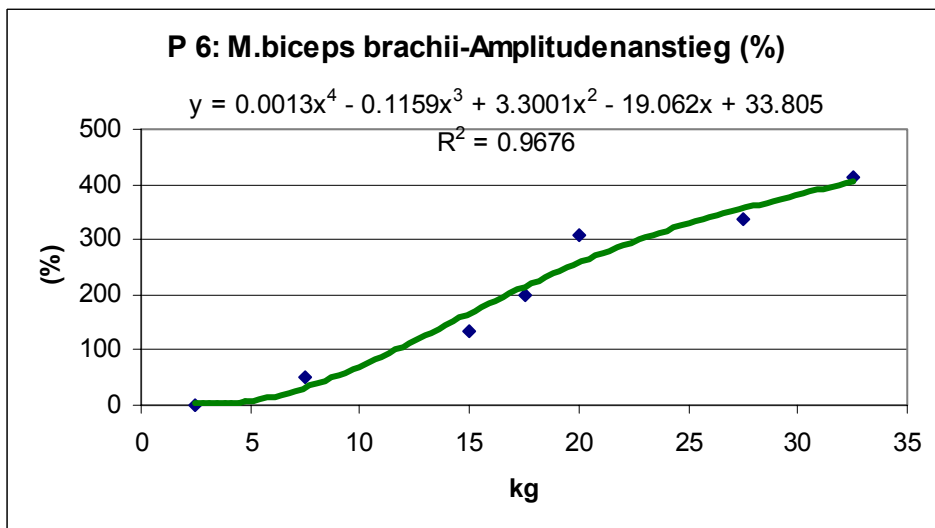
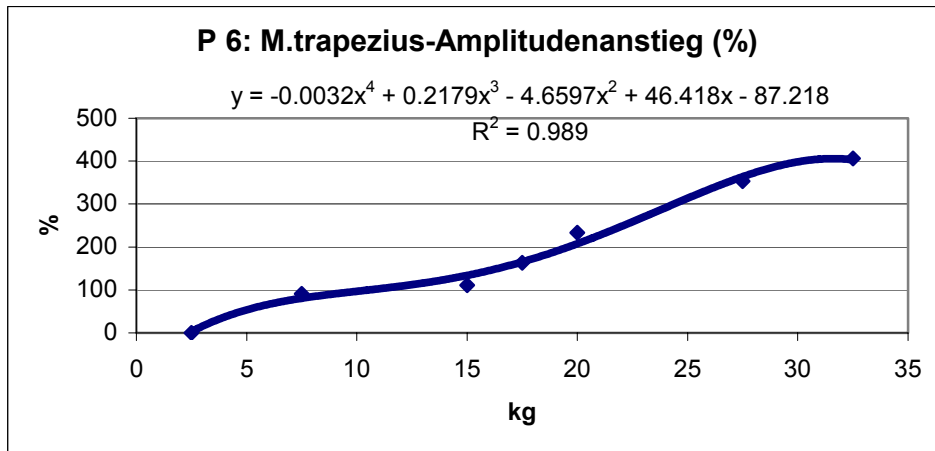
Proband 3



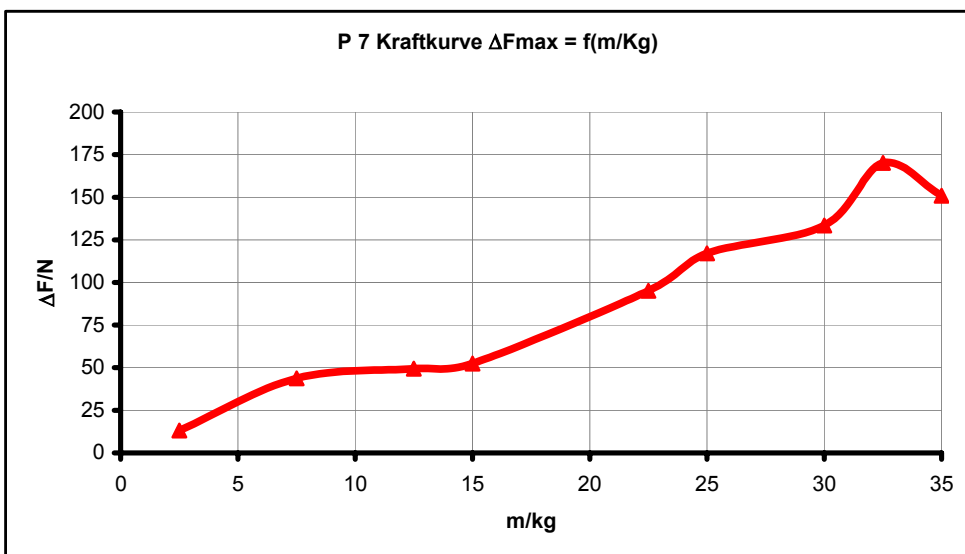
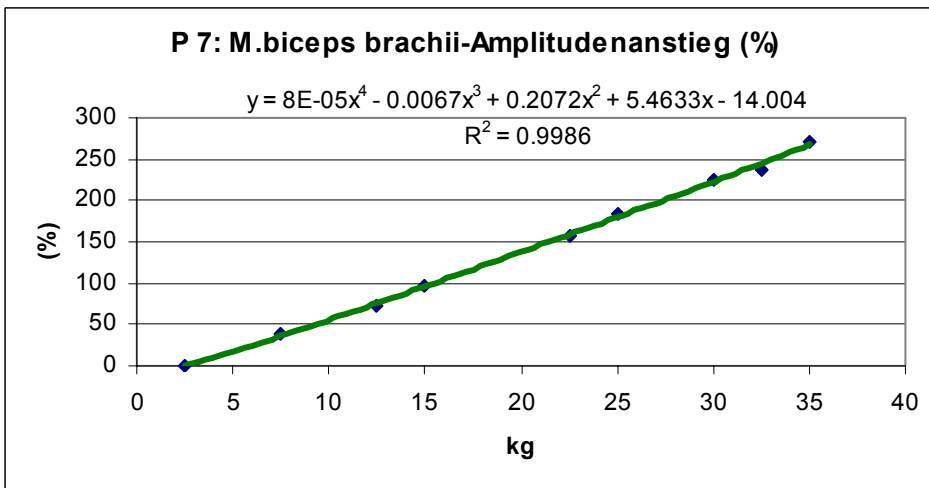
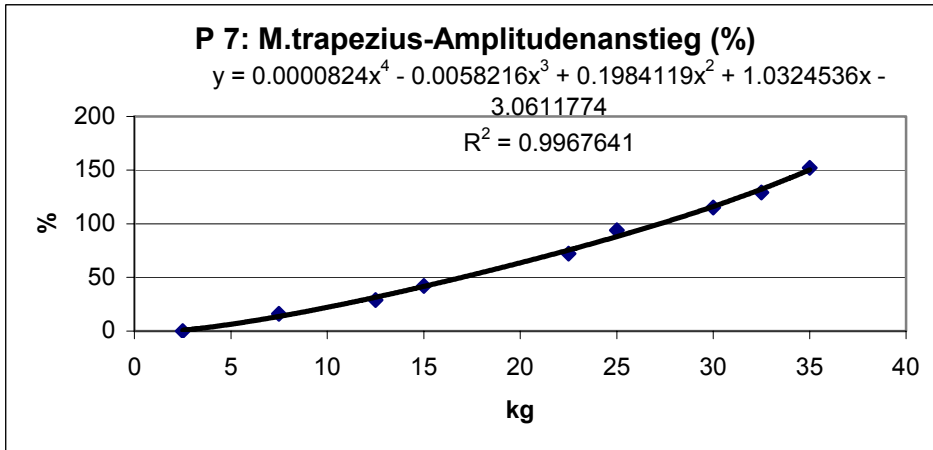
Proband 4



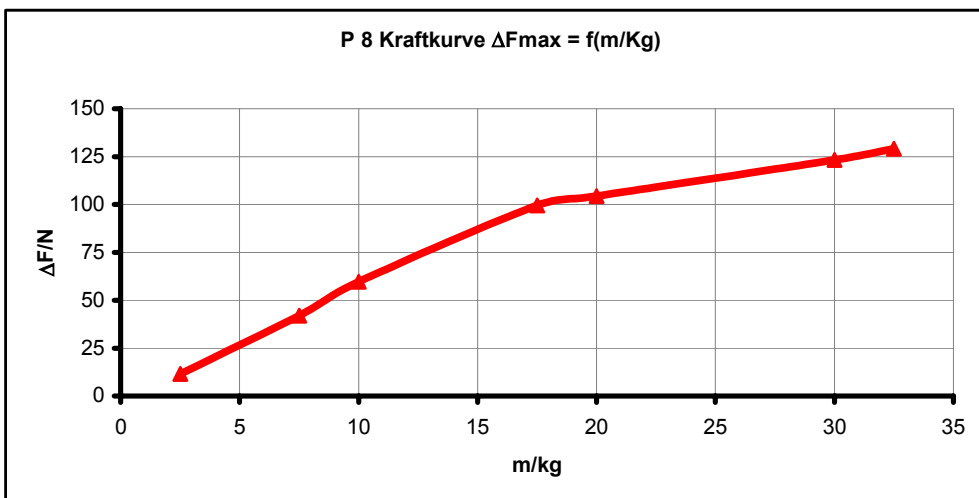
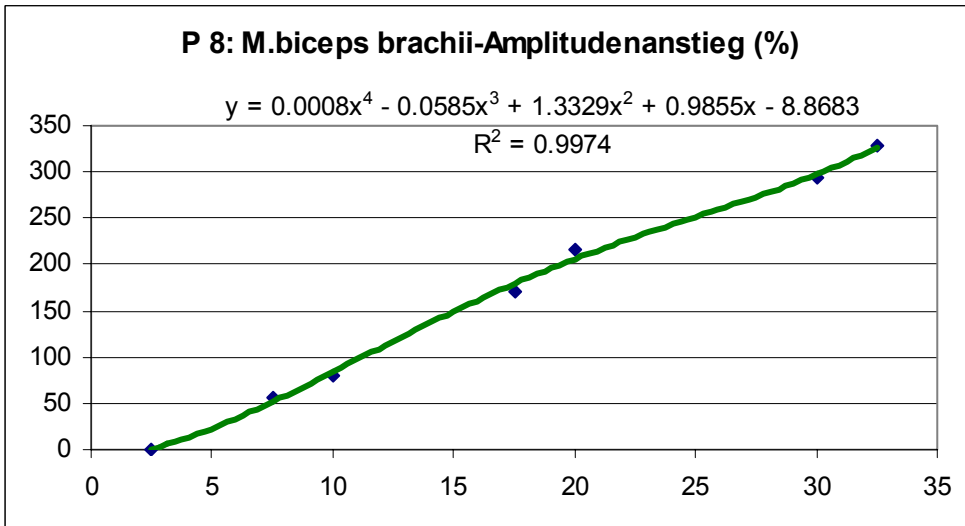
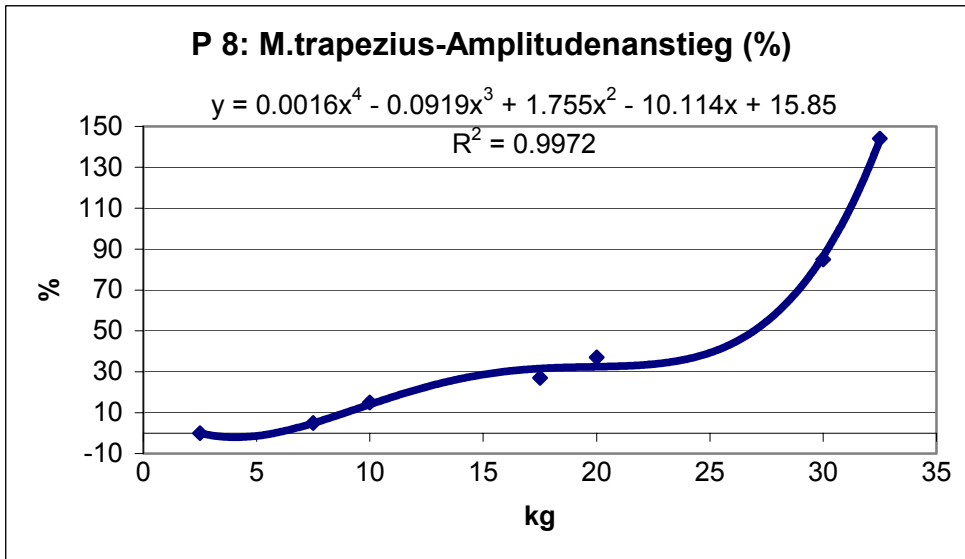
Proband 6



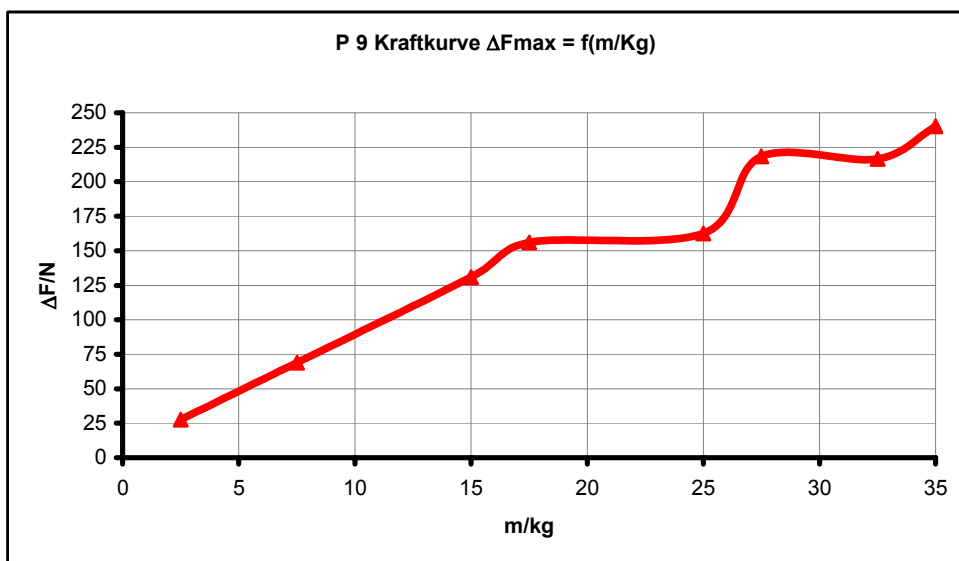
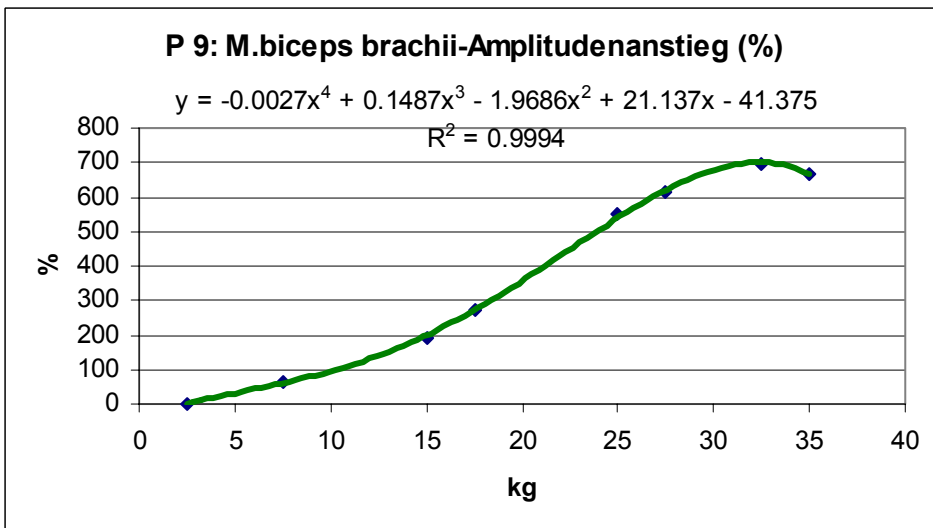
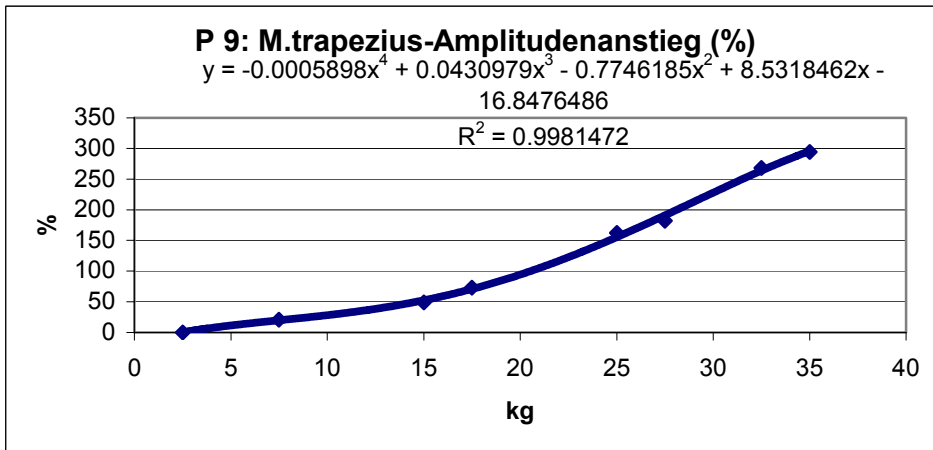
Proband 7



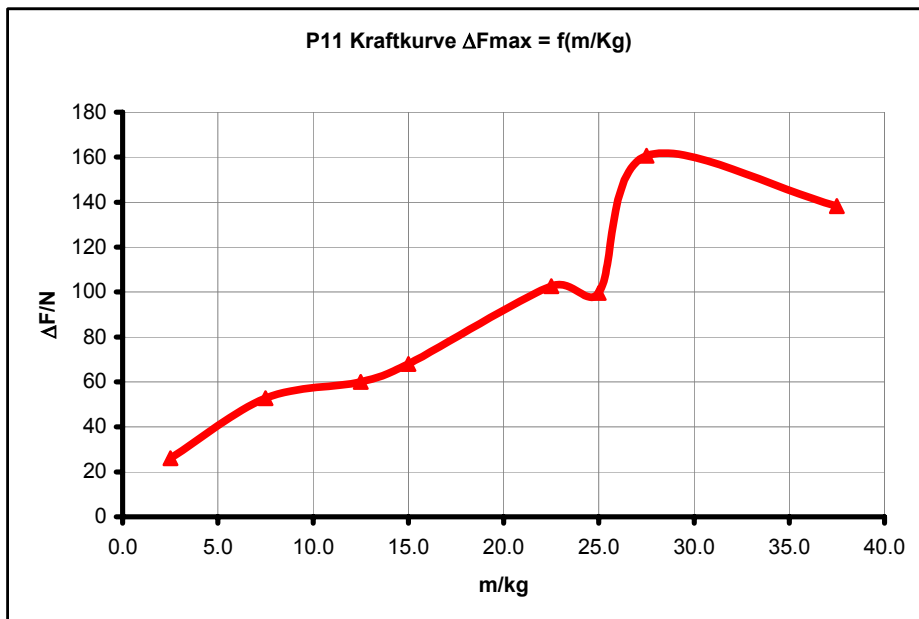
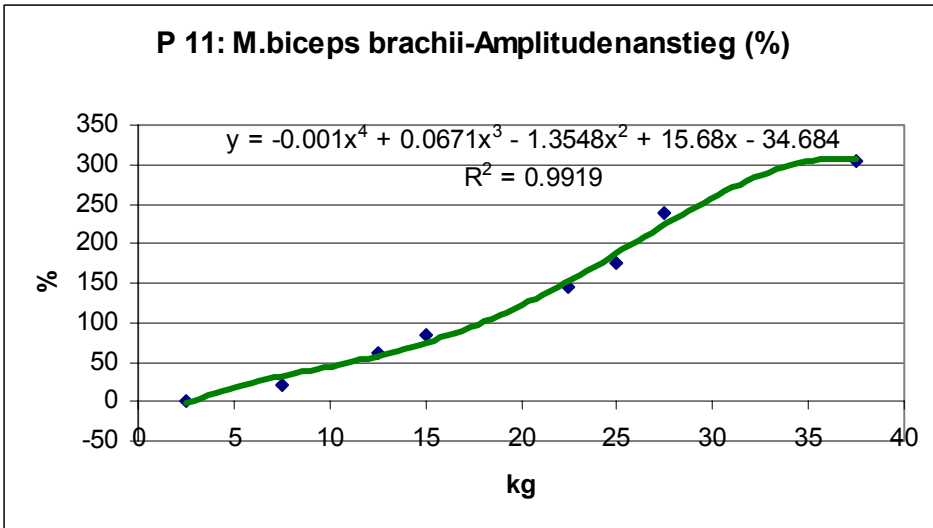
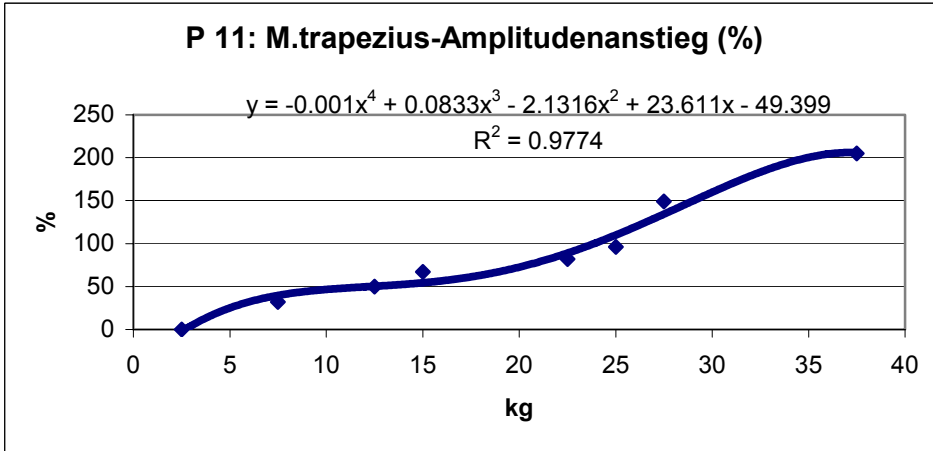
Proband 8



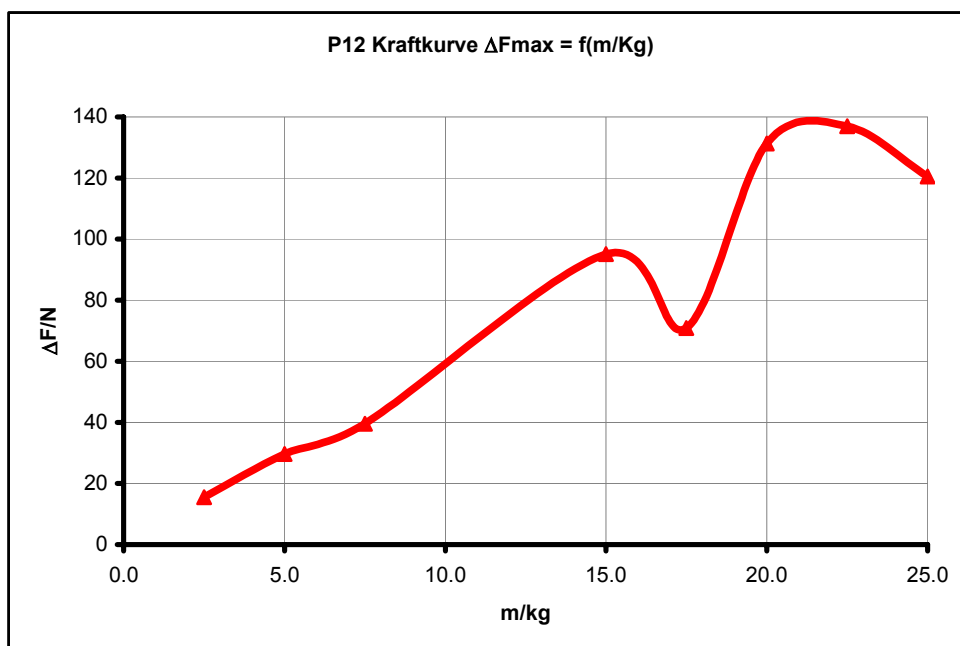
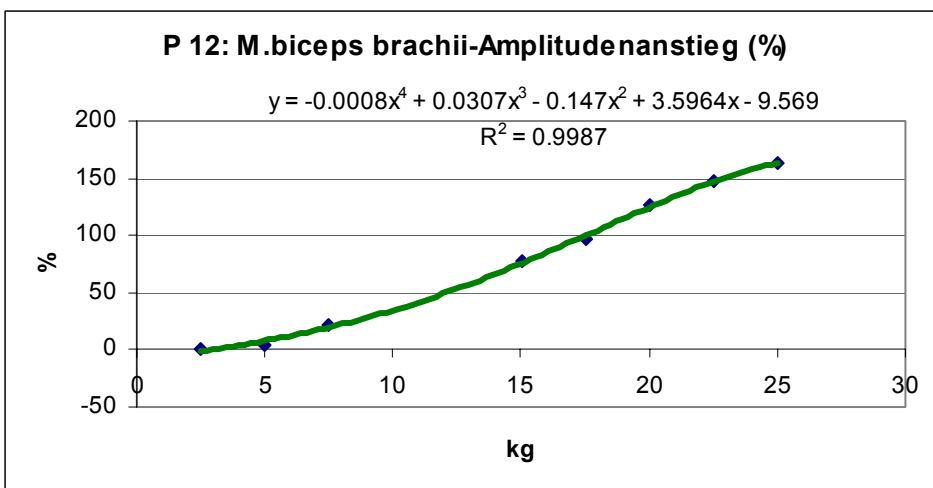
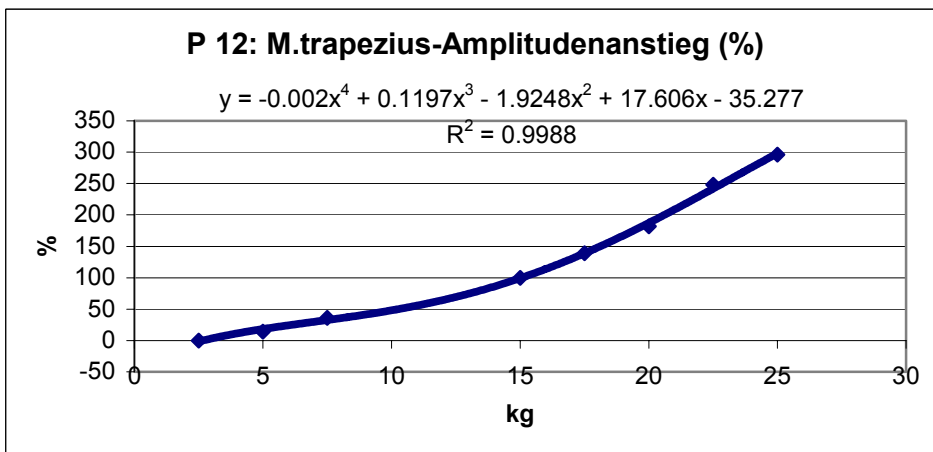
Proband 9



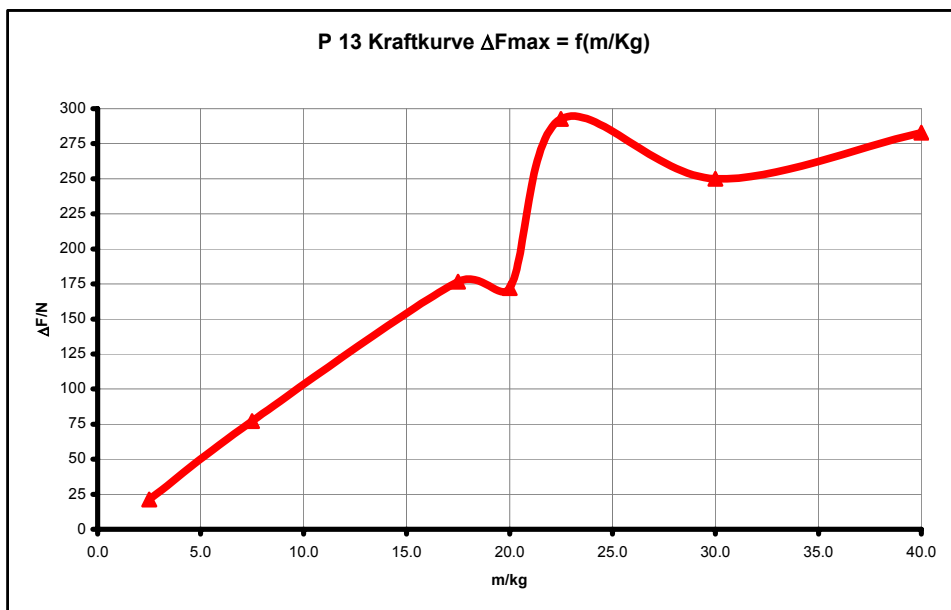
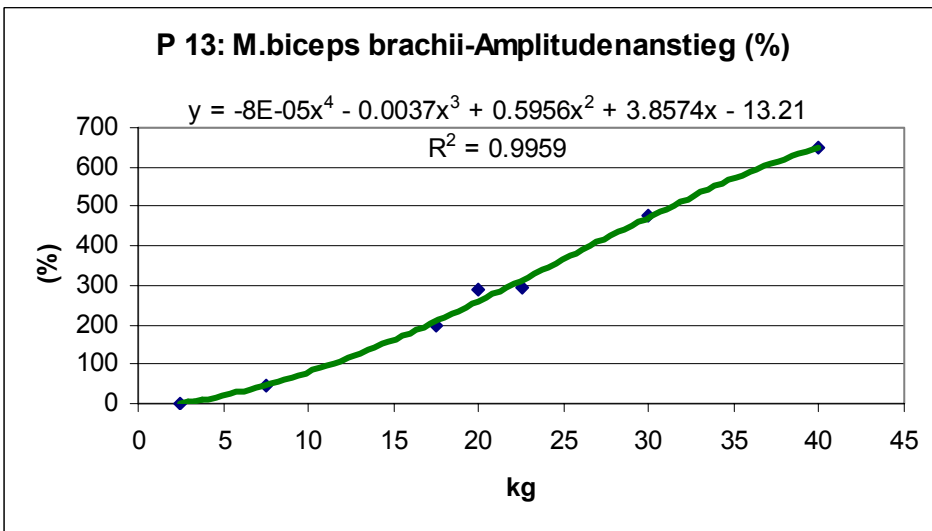
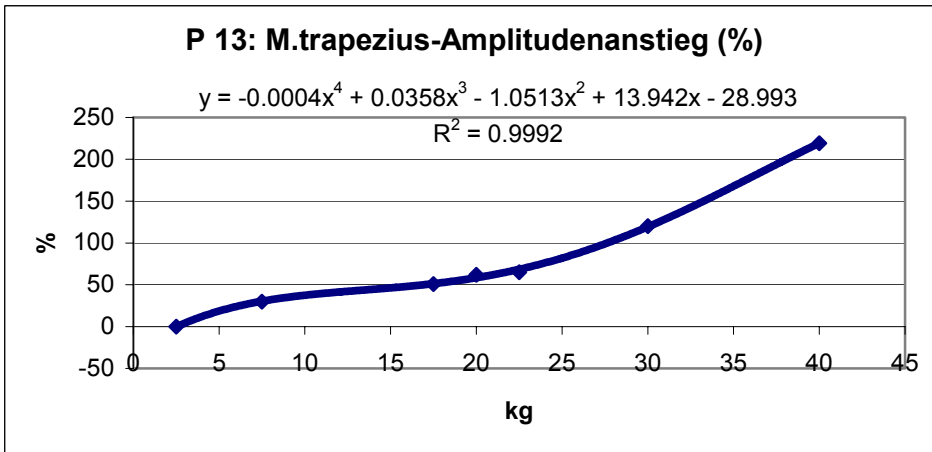
Proband 11



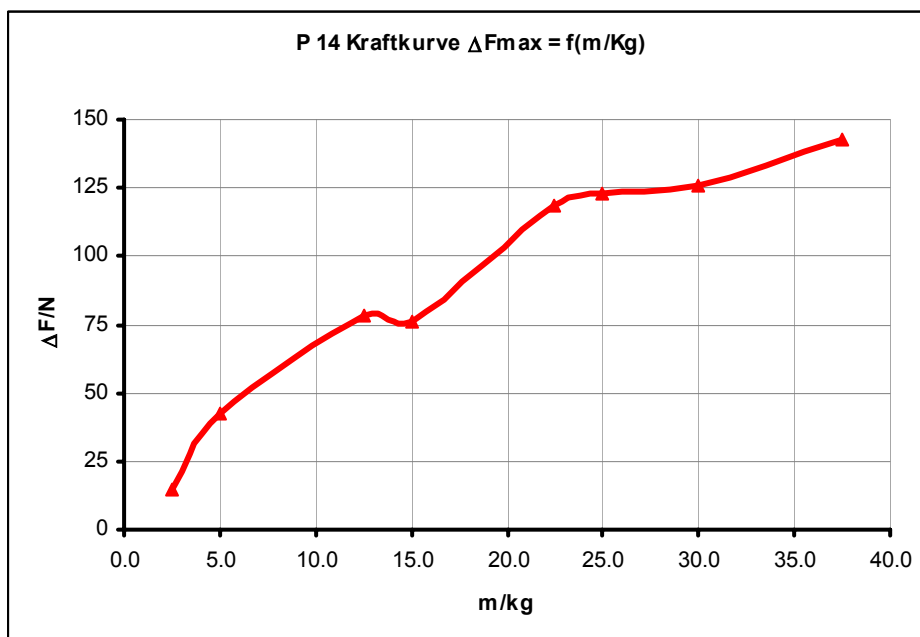
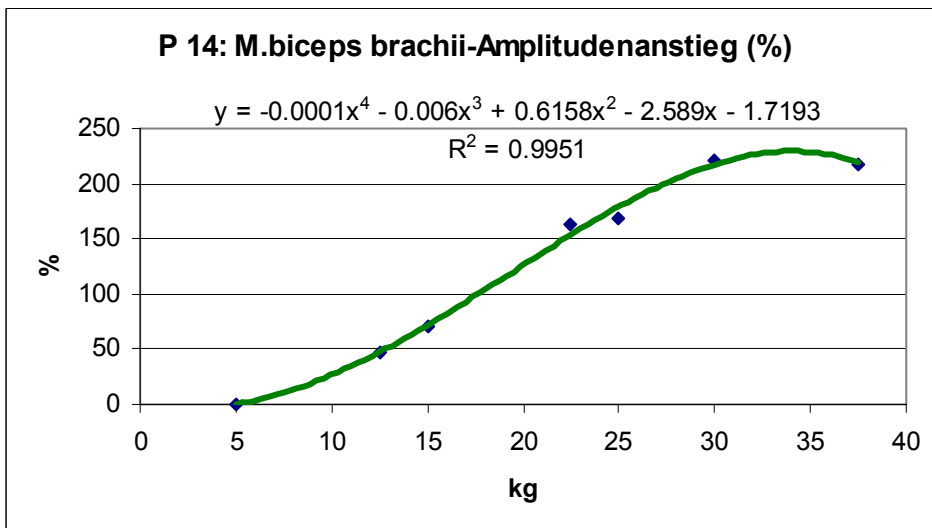
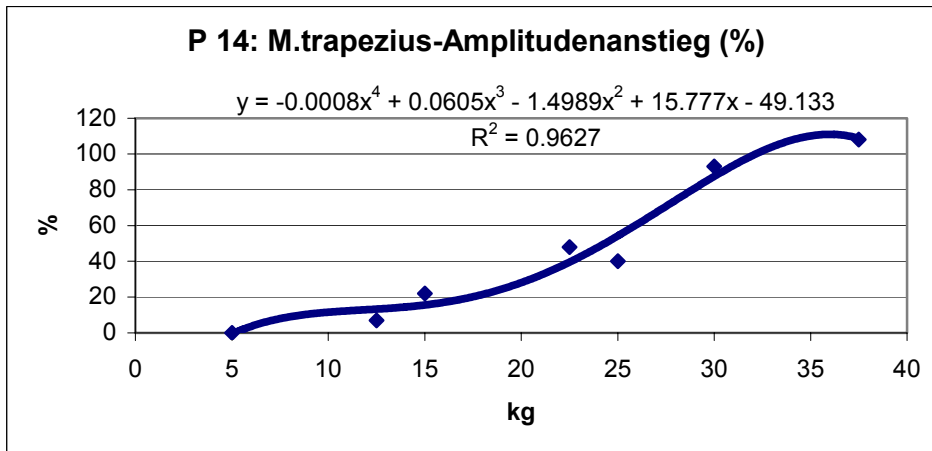
Proband 12



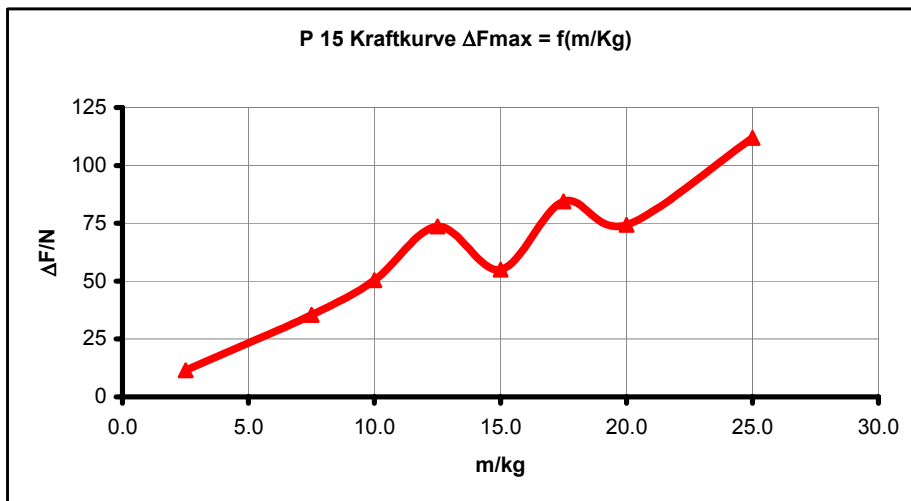
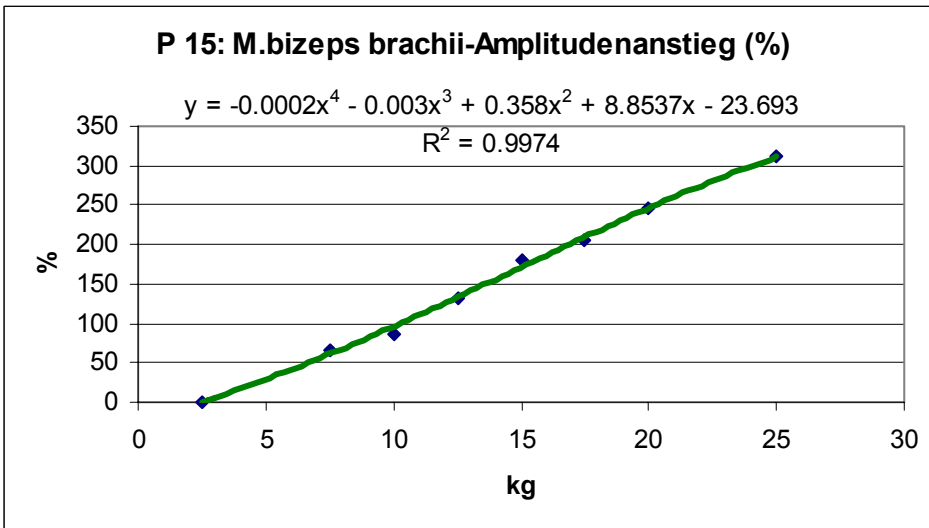
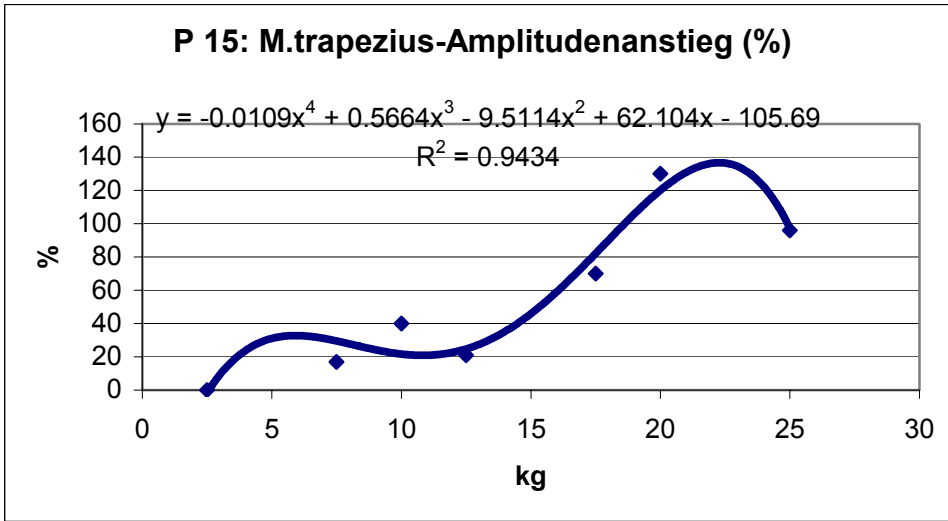
Proband 13



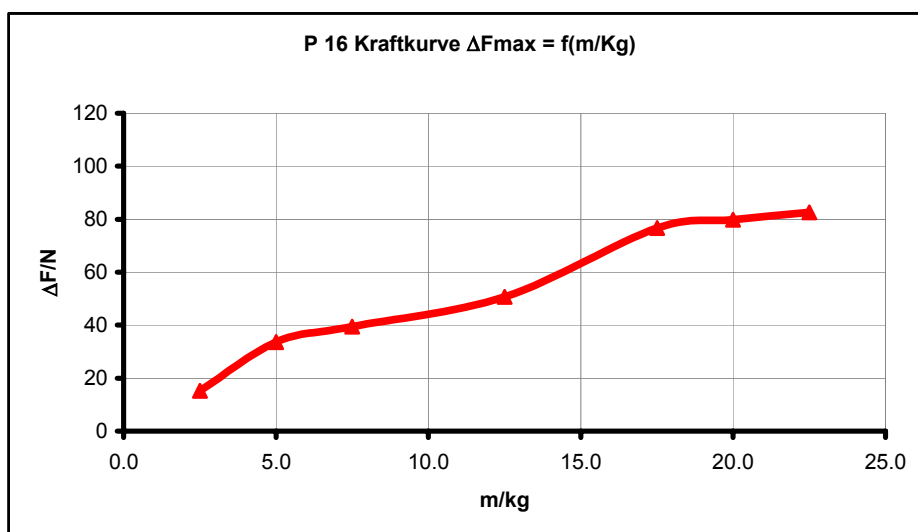
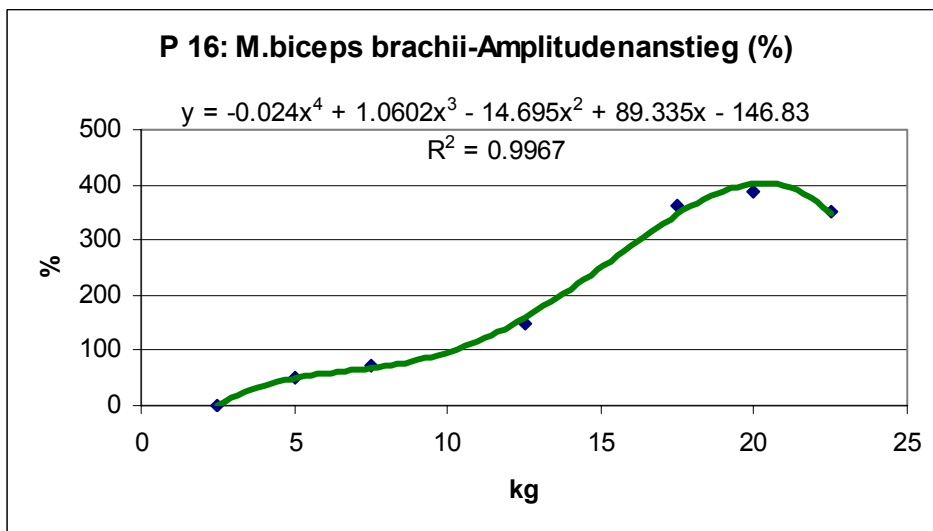
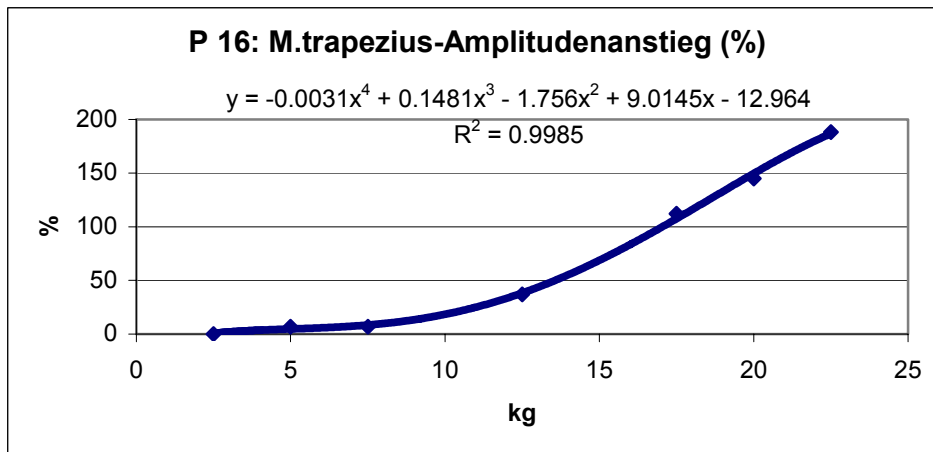
Proband 14



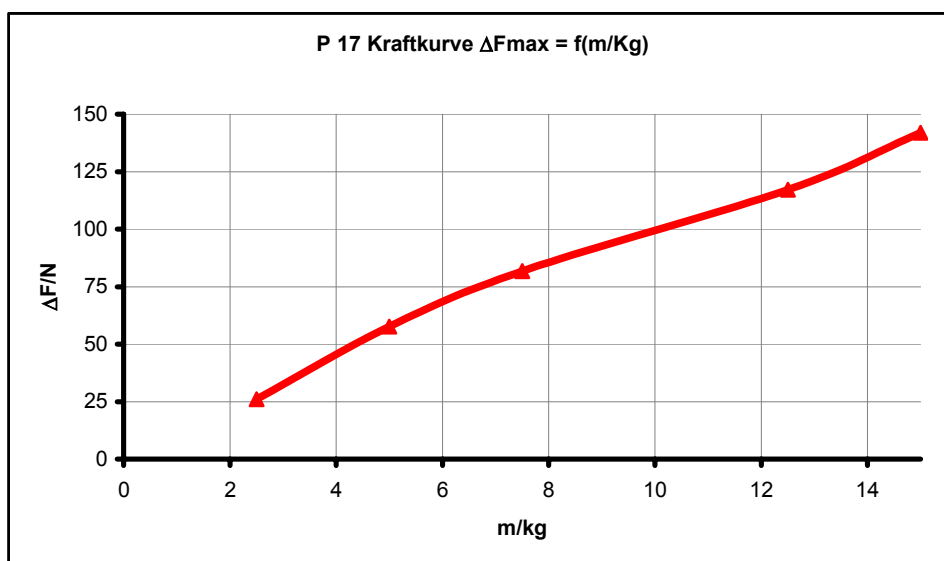
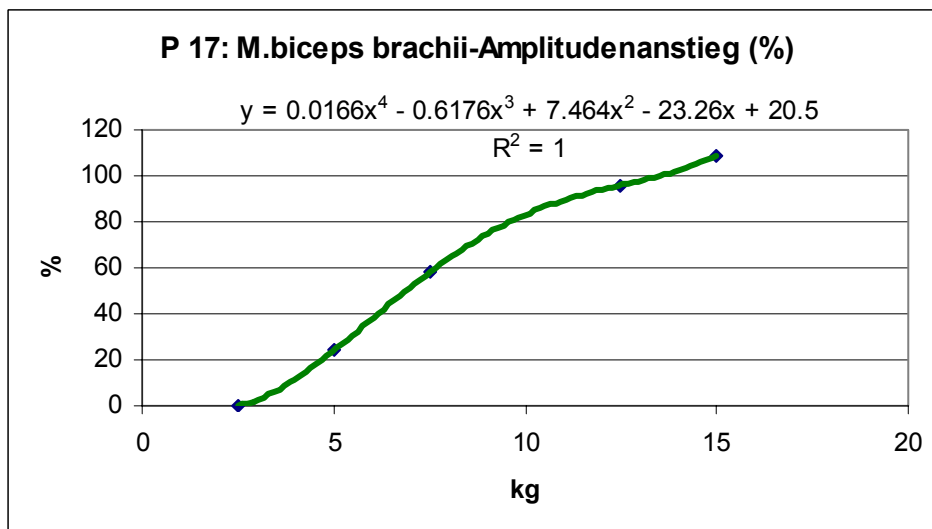
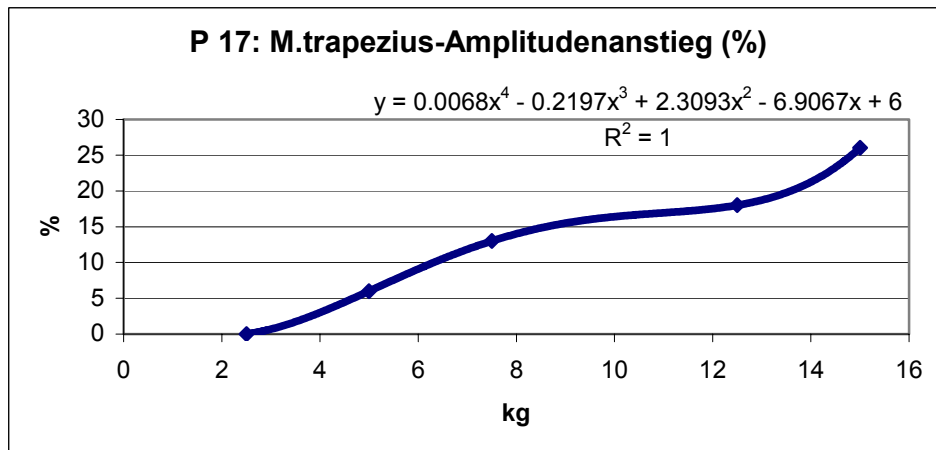
Proband 15



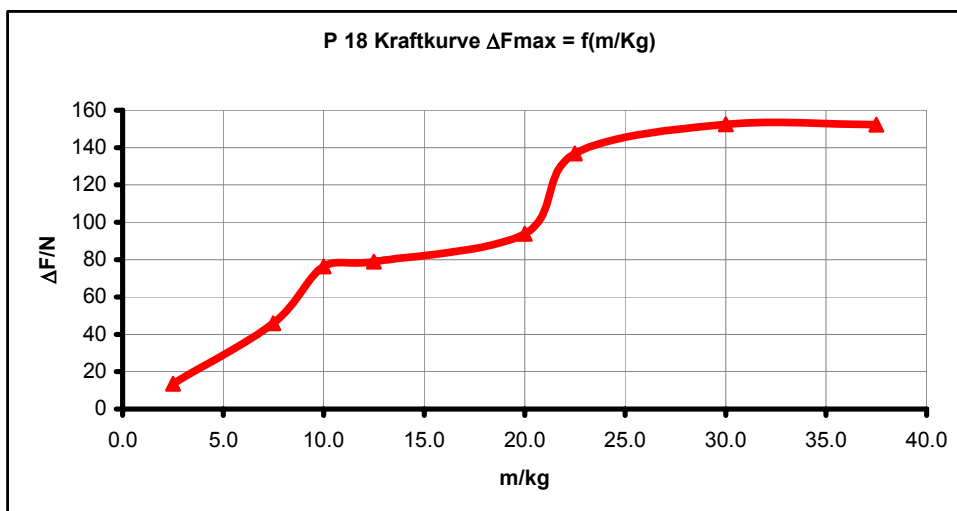
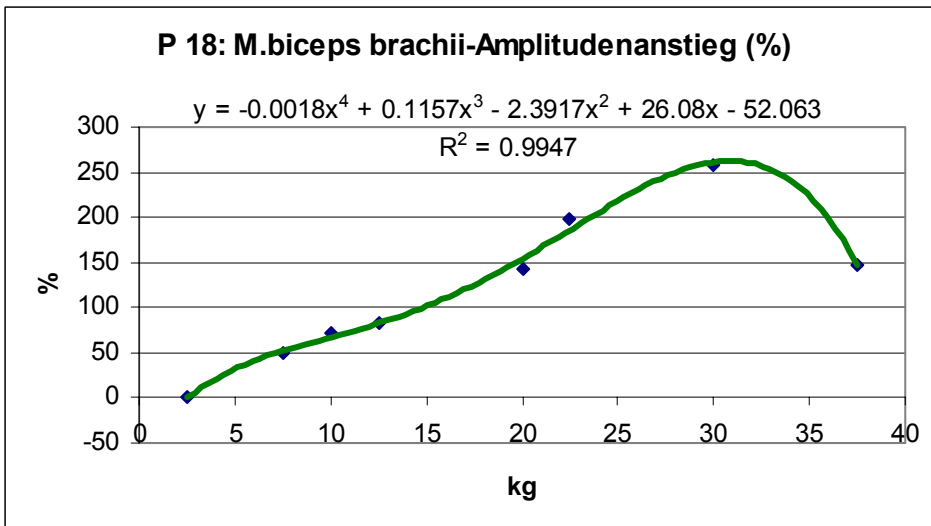
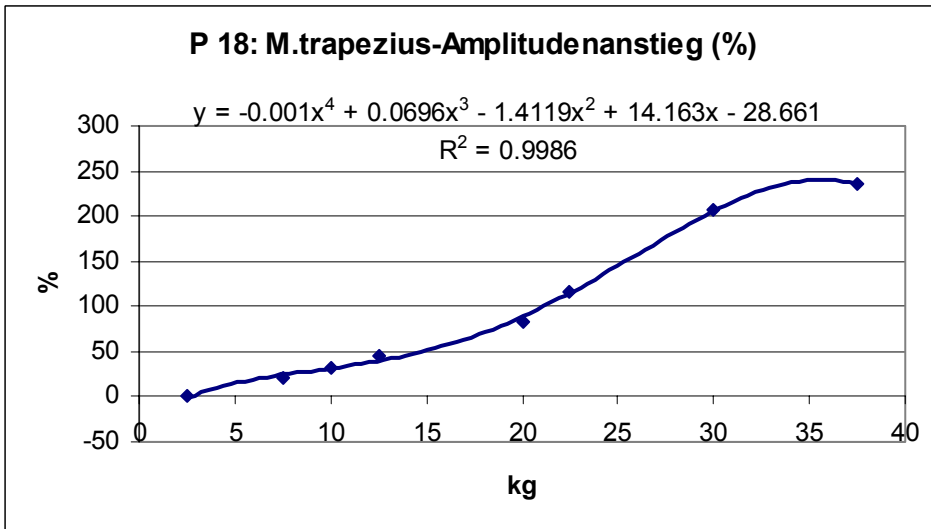
Proband 16



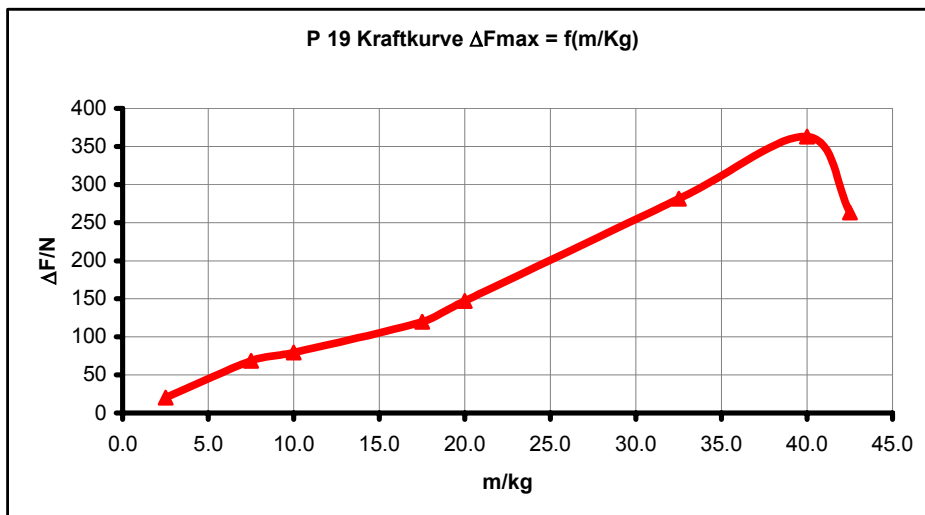
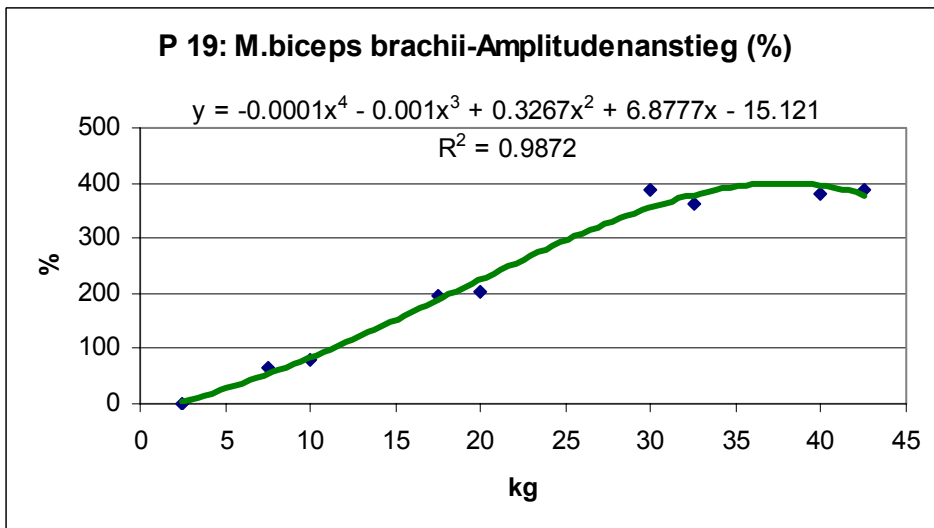
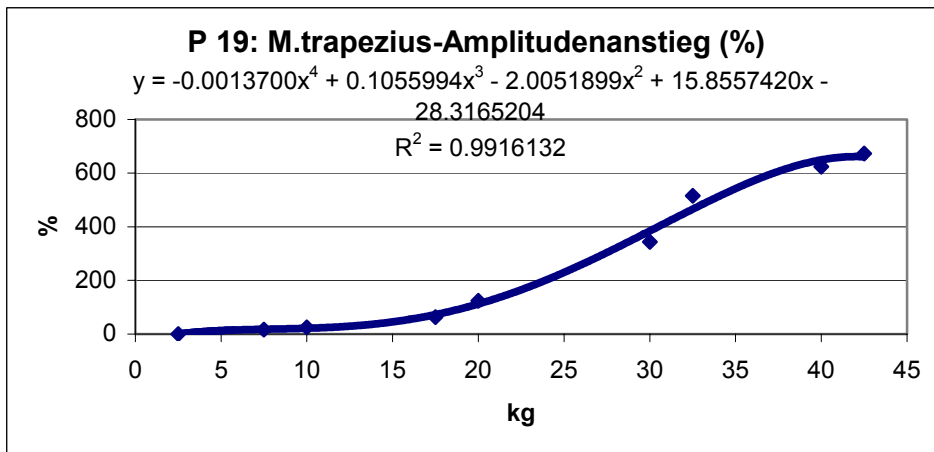
Proband 17



Proband 18



Proband 19



10. Literaturverzeichnis

Analog Devices Inc.: Produktinformation Low Cost +/-2g Dual-Axis Accelerometer with Duty Cycle Output ADXL202E*. <http://www.analog.com> 2000

Bak P, Schreiber T U, Müller W D, Smolenski U: Messsysteme zur Evaluation der funktionellen Leistungsfähigkeit in der beruflichen Prävention und Rehabilitation – Systematisches Review über Testgüte und diagnostische Wertigkeit. In: Tagungsband 10.Rehabilitationswissenschaftliches Kolloquium Wissenstransfer zwischen Forschung und Praxis in Halle/Saale (DRV Schriften Band 26); Verband Deutscher Rentenversicherungsträger (Hrsg.) Frankfurt am Main 2001, 85 -86

Beck-Föhn M (1999): Der Waddell -Index und die Funktionsstörung im Beckenring. *Man Med* 37, 288 –291

Bender R, Lange St (2001): Was ist der p-Wert? *DMW* 126, T39 – T40

Benninghoff A, Goerttler K: Lehrbuch der Anatomie des Menschen Erster Band, Zehnte Auflage. Urban & Schwarzenberg Verlag, München-Berlin-Wien 1967

Beyer W, Heisel J : Krankheiten des Stütz- und Bewegungssystems. In: Verband Deutscher Rentenversicherungsträger VDR (Hrsg.): Sozialmedizinische Begutachtung für die gesetzliche Rentenversicherung; 6.Auflage. Springer Verlag Berlin 2003, 139-208

Bock O: Prothesen-Kompendium. Näder M, Näder H G (Hrsg.). Fachverlag Schiele & Schön GmbH, Berlin 2000

Cibis W: Die sozialmedizinische Begutachtung. Weitere Aspekte der Begutachtung. In: Verband Deutscher Rentenversicherungsträger VDR (Hrsg.): Sozialmedizinische Begutachtung für die gesetzliche Rentenversicherung; 6.Auflage. Springer Verlag, Berlin 2003, 106 - 113

Clauß, Ebner: Statistik für Soziologen, Pädagogen, Psychologen und Mediziner. Band 1 Grundlagen. Verlag Harri Deutsch, Thun 1985

Conrad B, Bischoff C, Benecke R: Das EMG- Buch. Antworten auf alle Fragen zur Methodik und Befundinterpretation. Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York 1998

EFL-Kursmanual Deutschland; EFL-Akademie-Braunschweig (Hrsg.), Braunschweig 2000

Erbstößer S, Nellessen G, Schuntermann M: FCE Studie FCE- Systeme zur Beurteilung der arbeitsbezogenen Leistungsfähigkeit Bestandsaufnahme und Experteneinschätzung Abschlußbericht (DRV Schriften Band 44); Verband Deutscher Rentenversicherungsträger Frankfurt am Main 2003

FCE (IWS): Functional Capacity Evaluation Manual , Edition One 1988, Revised 1996. FCE- Manual. Isernhagen Work System (Hrsg.), Duluth (USA) 1997

Frank M, Hamann I, Butenschön K, (2003): EFL nach Isernhagen zur Beurteilung der berufsbezogenen Leistungsfähigkeit. Trauma Berufskrankh 5, 364 -367

Hart D L, Isernhagen S J, Matheson L N, (1993): Guidelines for Functional Capacity Evaluation of People With Medical Conditions.

J Orthop Sports Phys Ther 18, Nr.6, 682 -686

Hildebrandt J, (2004): EU Leitlinie Prävention und Chronischer Rückenschmerz. Topics express; Deutscher Schmerzkonferenz 2004; 17,18 congress compact Verlag Thomas Ruttkowski Berlin

Hildebrandt J, Pflingsten M: Ergebnisse und Schlussfolgerungen aus dem Göttinger Rückenintensivprogramm. In: Riedel H,

Henningsen P (Hrsg.): Die Behandlung chronischer Rückenschmerzen: Grundlagen – Therapiekonzepte – offene Fragen. Kongressband zur 6.Fachtagung der Stiftung „Psychosomatik der Wirbelsäule“

Heidelberg, 20 – 21.3.1998; Selbstverlag Blieskastel 1998, 139 - 169

Isernhagen S J, Hart D L, Matheson L M, (1999): Reliability of independent observer judgments of level of lift effort in a kinesiological Functional Capacity Evaluation. *Work* 12, 145 – 150

Kaiser H, Kersting M, Schian H -M, Jacobs A, Kasproski D (2000): Der Stellenwert des EFL-Verfahrens nach Susan Isernhagen in der medizinischen und beruflichen Rehabilitation. *Rehabilitation* 39, 297-306

King PM, Tuckwell N, Barrett TE (1998): A critical review of Functional Capacity Evaluations. *Phys Ther* 78, 852 – 866

Liefing V, Hinz K, Seidel W, Conradi E (1991): Objektivierung der Muskelaktivität bei krankengymnastischen Bewegungsabläufen mit Mehrkanalelektromyographie. *Phys Rehab Kur Med* 1, 33 - 37

Ludin H-P: *Praktische Elektromyographie*, 5., überarbeitete Aufl. Enke Verlag, Stuttgart 1997

Matheson LN, Matheson ML: Spinal function sort. Rating of perceived capacity. Test booklet and examiners manual. Performance Assessment and Capacity Testing (PACT); o.Verl., o.O. 1989/91

Mayer T G, Barnes D, Kishino N D, Nichols G, Gatchel J, Mayer H, Mooney V (1988): Progressive Isoinertial Lifting Evaluation I. A Standardized Protocol and Normative Database. *Spine* 13, Nr. 9, 993 -997

Merten T, (2002): Fragen der neuropsychologischen Diagnostik bei Simulationsverdacht. *Fortschr Neurol Psychiatr* 70, 126 – 138

Moesch W, Hottowitz R, Schnalke G: Patentantrag
AZ 103 34 985.5 v.31.7.2003; Arbeitnehmererfindung LVA Braunschweig. Deutsches Patent- und Markenamt München, München 2003

Mumenthaler M,: Neurologie, 6.Auflage. Georg Thieme Verlag,
Stuttgart 1979

Nellessen G: Leistungsdiagnostik und Leistungsprognostik – zentrale Elemente der sozialmedizinischen Begutachtung. Sportwiss. Diss. Köln 2001.

Nellessen G, Froböse I, Schüle K, Schian H M: Leistungsbeurteilungen in Bezug auf den 8-Stunden-Arbeitstag- zwischen Anspruch und Wirklichkeit. In: Tagungsband 11.Rehabilitationswissenschaftliches Kolloquium Teilhabe durch Rehabilitation in München (DRV Schriften Band 33); Verband Deutscher Rentenversicherungsträger (Hrsg.) Frankfurt am Main 2002, 75,76

Noraxon Hrsg.: EMG Fibel; Noraxon User Meeting 1993; Sportomed Mannheim;
Noraxon, Mannheim 1993

Oliveri M, Denier-Bont F, Hallmark Itty M-L (1996): Evaluation der funktionellen Leistungsfähigkeit (EFL) nach Susan Isernhagen. SUVA-Med Mitt 69, 15 – 30

Pfingsten M, Hildebrandt J (2001): Die Behandlung chronischer Rückenschmerzen durch ein intensives Aktivierungskonzept (GRIP) – eine Bilanz von 10 Jahren. Anästhesiol Intensivmed Notfallmed Schmerzther 36, 580 – 589

Ramm B, Hofmann G: Biomathematik und medizinische Statistik, 3.Auflage. Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart 1987

Raspe H, (1994): Das erwerbsbezogene Leistungsvermögen – eine zentrale Kategorie der praktischen Sozialmedizin. Gesundheitswesen 56, 95–102

Reneman M F: Functional capacity evaluation in patients with chronic low back pain: reliability and validity. Proefschrift Rijksuniversiteit Groningen (NL) 2004.

Sachs B L, David J-O A F, Olimpio D, Scala A D, Lacroix M (1990): Spinal Rehabilitation by Work Tolerance Based on objektive Physical Capacity Assessment of Dys-

function. A Prospective Study with Control Subjects and Twelve-Month Review. Spine 15, Nr.12, 1325 - 1332

Sachs L: Angewandte Statistik. Anwendung statistischer Methoden. 8.Auflage Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-New York 1997.

Sachse J, Hinzmann J L, Janda V, Ruhm B (2002): Normuntersuchung der Beweglichkeit junger Erwachsener. Phys Med Rehab Kuror 12, 325–329

van de Sand W H (2001): RehaAssessment – Ein System zur umfassenden Beurteilung der arbeitsbezogenen Leistungsfähigkeit. Rehabilitation 40, 304 – 313

Saxotec mikroelektronische Bauelemente und Systeme: Produktinformation FGS1/COB07 Zweiachsen Fluxgate Magnetfeld-Sensorsystem. <http://www.saxotec.de> Februar 2002.

Schmidt R F, Thews G, Lang F Hrsg.: Physiologie des Menschen, 28.korrigierte und aktualisierte Auflage. Springer Verlag, Berlin (u.a.) 2000

Schreiber T U, Bak P, Müller W-D, Ziegenthaler H, Smolenski U (1999): Funktionelles Assessment am Bewegungssystem. Phys Rehab Kur Med 9, 110 – 121

Schreiber TU, Bak P, Petrovitch A, Anders C, Müller W-D, Smolenski U (2000): Evaluation der Funktionellen Leistungsfähigkeit (EFL) – Überblick über Methoden und Testsysteme. Phys Med Rehab Kuror 10, 108 – 119

Schröter F: Qualitätssicherung in der Begutachtung. In: Rompe G, Erenkämper A (Hrsg.): Begutachtung der Haltungs- und Bewegungsorgane; Georg Thieme Verlag, Stuttgart–New York 1998, 279 - 287

Schumacher H L, Baumann N (2003): Arbeitsunfähigkeit bei jüngeren Dorsopathie-Patienten und ihre Wechselwirkung mit Schmerzen, Funktionskapazität, sozialen Faktoren und Persönlichkeitsstilen. Rehabilitation 42, 245 - 252

Silomon H: Arbeitsunfähigkeit. In: Rauschelbach H H, Jochheim K A (Hrsg.): Das neurologische Gutachten; Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1984, 71-86

Tittor W, Lux A, Nellessen G, Grosch E, Irle H, Kleffmann A, Lampe L, Legner R, Moesch W, Sinn-Behrend A, Sturtz A, Toumi I (2004): Die Relevanz eines Leistungsfähigkeitmodells für eine einheitliche und standardisierte Leistungsdiagnostik. *Rehabilitation* 43, 209 – 218

Tuomi K, Ilmarinen J, Jahkola A, Katajarinne L, Tulkki A: Arbeitsbewältigungsindex Work Ability Index. (Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin - Übersetzung – Ü14); Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin Dortmund/Berlin 2001

VDR = Verband Deutscher Rentenversicherungsträger (Hrsg.): VDR Statistik Rentenzugang des Jahres 2001 einschließlich Rentenwegfall, Rentenänderung/Änderung des Teilrentenanteils in der gesetzlichen Rentenversicherung, Band 141. Frankfurt am Main: VDR, Mai 2002

VDR-SOMEKO = Verband Deutscher Rentenversicherungsträger (Hrsg.): Abschlußbericht der Kommission zur Weiterentwicklung der Sozialmedizin in der gesetzlichen Rentenversicherung – SOMEKO – . (DRV-Schriften Band 53). Frankfurt am Main: VDR, März 2004

Waddell G, McCulloch J A, Kummel E, Venner R M (1980): Nonorganic Physical Signs in Low-Back Pain. *Spine* 5, Nr. 2 ; 117 - 125

Walter U, Hoopmann M, Krauth C, Reichle C, Schwartz F W (2002): Unspezifische Rückenbeschwerden. Medizinische und ökonomische Bewertung eines ambulanten Präventionsansatzes. *Dtsch Ärztebl* Jg.99; Heft 34 - 35; C1808

Weiland T, Wessel K (2004): Therapie des Rückenschmerzes: Was ist durch Studien belegt? *Fortschr Neurol Psychiatr* 72, 1 - 7

Lebenslauf

Wilhelm Moesch; Grünbergstraße 18, 38108 Braunschweig

Ich wurde am 14. März 1951 in Uetersen/Schleswig Holstein geboren. Seit 29. Juli 1979 bin ich in erster Ehe verheiratet und habe 3 Kinder, die 1976, 1982 und 1986 geboren wurden.

1957 wurde ich in der Volksschule Ludwigsburg eingeschult mit anschließendem Wechsel auf die Knaben-Realschule Ludwigsburg, die ich von 1961 – 1966 besuchte.

Danach absolvierte ich eine Drogistenlehre in Ludwigsburg mit erfolgreich bestandener Drogistengehilfenprüfung im März 1969.

Anschließend war ich bis März 1973 als Drogist in verschiedenen Firmen tätig.

Von März 1973 bis Juni 1975 besuchte ich das Berlin-Kolleg und erwarb dort am 19.6.1975 die allgemeine Hochschulreife.

Im folgenden Wintersemester 1975/1976 Aufnahme des Studiums der Humanmedizin an der Freien Universität Berlin mit Approbation als Arzt am 14.6.1983.

In der Zeit vom 1.7.1983 bis zum 30.6.1986 war ich als Assistenzarzt in der Inneren Abteilung des Wenckebach-Krankenhauses Berlin (Chefärzte: Dr. Semler und Prof. Dr. Diefenthal) beschäftigt.

Am 1.7.1986 Wechsel zum Senator für Gesundheit und Soziales Berlin in die Akademie für Arbeitsmedizin (Leiterin Frau Prof. Dr. Stollenz) mit Ernennung zum Medizinalrat zur Anstellung und Weiterbildung zum Arzt für Arbeitsmedizin. Die Facharztanerkennung erfolgte am 20. Oktober 1988.

Es folgte eine vorübergehende Tätigkeit im Jugendgesundheitsdienst Berlin-Zehlendorf. Dort wurde ich bis März 1989 mit der Organisation, Leitung und Durchführung eines Präventionsprogramms zum Screening kardiovaskulärer Risikofaktoren im Jugendalter beauftragt.

Zum 1.4.1989 erfolgte eine Versetzung in den ärztlichen Dienst der LVA Braunschweig. Dort wurde ich am 2.2.1990 zum kommissarischen leitenden Arzt ernannt. Mit meiner Beförderung zum leitenden Landesmedizinaldirektor am 1.11.1992 erfolgte die endgültige Umsetzung auf den Dienstposten des leitenden Arztes des ärztlichen Dienstes der LVA Braunschweig.

In dieser Position bin ich bis heute tätig.

Braunschweig, 20.11.2004