

**Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie
der Technischen Universität München
Klinikum rechts der Isar
(Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger)**

Der Einfluss von Material auf die Belastung des Schlagarms beim Tennisspielen
unter dynamischen Versuchsbedingungen
- Pilotstudie -

Michael Günter Adam

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

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

Prüfer der Dissertation:

1. apl. Prof. Dr. P.S.J. Schaff
2. Univ.-Prof. Dr. A. Imhoff

Die Dissertation wurde am 20.03.2006 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 17.05.2006 angenommen.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Peter Schaff und Herrn Dipl. Physiker Jürgen Mitternacht für ihre fachliche Betreuung. Gewidmet ist die Arbeit meinen lieben Eltern.

Inhaltsverzeichnis	Seite
Abbildungsverzeichnis.....	5
Tabellenverzeichnis.....	8
Abkürzungsverzeichnis	9
1 Einleitung und Problemstellung.....	10
1.1 Der Tennisarm	10
1.2 Übersicht bisheriger Studien.....	13
1.3 Problemstellung	15
1.3.1 Aufschlüsselung des Tennisschlages	15
1.3.2 Studienziel	16
2 Material und Methoden.....	19
2.1 Versuchsaufbau	19
2.1.1 Das EMG als Maß für den Kraftaufwand	19
2.1.2 Zeitliche Bestimmung des Treffpunktes.....	20
2.1.3 Bestimmung des Trefforts.....	21
2.1.4 Bestimmung der Ballgeschwindigkeit und kinetischen Ballenergie	22
2.1.5 Bestimmung der Geschwindigkeit und kinetischen Energie des Tennisschlägers	23
2.1.6 Griffhaltekraft	24
2.1.7 Beschleunigungen am Schlagarm	24
2.1.8 Tennisschläger.....	25
2.1.9 Probanden	26
2.1.10 Messort.....	27
2.1.11 Datenerfassung und Messprotokoll.....	27
2.2 Verarbeitung der Rohdaten.....	28
2.2.1 Beschleunigungssensoren.....	28
2.2.2 Drucksensor.....	29
2.2.3 EMG.....	32
2.3 Statistik	39
3 Ergebnisse der Messungen.....	41
3.1 Regressions- und Korrelationsanalysen.....	41
3.1.1 Kinetische Ballenergie und kinetische Zuschlagenergie	41
3.1.2 Muskelaktivitätsniveau und kinetische Zuschlagenergie.....	43
3.2 Griffhaltekraft	46
3.2.1 Optimaler Kurvenverlauf	46

3.2.2	Griffhaltekräftkurven bei Proband A	48
3.2.3	Griffhaltekräftkurven bei Proband B	52
3.2.4	Griffhaltekräftkurven bei Proband C	58
3.2.5	Griffhaltekräftkurven bei Proband D	64
3.2.6	Griffhaltekräftkurven bei Proband E	70
3.2.7	Zusammenfassung	76
3.3	Schlagflächengröße	81
3.3.1	Vergleich der Schlagflächengröße bei zentrischen Treffern	81
3.3.2	Vergleich der Schlagflächengröße bei exzentrischen Treffern	86
3.3.3	Vergleich des Treffpunktes beim Midsizeschläger	90
3.3.4	Vergleich des Treffpunktes beim Oversizeschläger	94
3.3.5	Zusammenfassung	98
4	Diskussion	100
4.1	Bedeutung der Haltekraft für die Armbelastung	100
4.1.1	Schädigende Faktoren	100
4.1.2	Zusammenhang zwischen Haltekraft und Übertragung von Schwingungen auf den Schlagarm	101
4.1.3	Anforderungen an die Haltekraft	103
4.1.4	Modulation der Haltekraft	103
4.1.5	Interindividuelle Unterschiede der Haltekraft	105
4.1.6	Hypothese eines Bewegungsprogramms der Griffhaltekräft	106
4.1.7	Unterschiede der Haltekraftmodulation bei Vorhand und Rückhand ..	107
4.1.8	Griffgröße	109
4.2	Einfluss der Schlagflächengröße auf das EMG ausgewählter Unterarmmuskeln als Maß für die Belastung des Schlagarms	111
4.3	Messaufbau und Studiendesign unter dynamischen Bedingungen	114
4.3.1	Dynamischer Versuchsaufbau	114
4.3.2	Bewertung der Messvariablen	118
5	Zusammenfassung	127
6	Literaturverzeichnis	129
7	Anhang	135

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Ereigniskette eines Tennisschlages.....	16
Abb. 2: EMG – Ableitungen der Unterarmextensoren.	20
Abb. 3: Beschleunigungssensor zur Bestimmung des Treffzeitpunktes.	21
Abb. 4: Die 3 Schlägermodelle mit ansteigender Schlagflächengröße.....	21
Abb. 5: High-speed Videoaufnahme des Trefforts.....	22
Abb. 6: Der Drucksensor wird durch einen Griffschlauch geschützt.....	24
Abb. 7: Das Power–Control–System (PCS).	25
Abb. 8: Der Versuchsaufbau.	27
Abb. 9: Zeitliche Bestimmung des Treffpunktes.	29
Abb. 10: Überlagerung der Druckkurve durch Tennisschlägervibrationen.	30
Abb. 11: Frequenzspektrum einer Druckkurve.	31
Abb. 12: Vergleich der Druckkurve vor und nach Glättung durch einen Tiefpassfilter (30Hz).	32
Abb. 13: Die Verarbeitungsschritte der EMG - Rohdaten.....	33
Abb. 14: Hüllkurve des EMG-Signals (linear envelop).....	34
Abb. 15: Orientierungspunkte zur Integration des EMG – Signals.	36
Abb. 16: Vergleich zwischen einer gemittelten und einzelnen Beschleunigungskurve.	48
Abb. 17: Proband A Rückhand Griff 2 Zentrum.....	49
Abb. 18: Proband A Rückhand Griff 5 Zentrum.....	50
Abb. 19: Proband A Vorhand Griff 2 Zentrum.....	51
Abb. 20: Proband A Vorhand Griff 5 Zentrum.....	52
Abb. 21: Proband B Rückhand Griff 3 Zentrum.....	53
Abb. 22: Proband B Rückhand Griff 2 Zentrum.....	54
Abb. 23: Proband B Rückhand Griff 5 Zentrum.....	55
Abb. 24: Proband B Vorhand Griff 3 Zentrum.....	56
Abb. 25: Proband B Vorhand Griff 2 Zentrum.....	57
Abb. 26: Proband B Vorhand Griff 5 Zentrum.....	58
Abb. 27: Proband C Rückhand Griff 3 Zentrum.....	59
Abb. 28: Proband C Rückhand Griff 2 Zentrum.....	60
Abb. 29: Proband C Rückhand Griff 5 Zentrum.....	61
Abb. 30: Proband C Vorhand Griff 3 Zentrum.	62
Abb. 31: Proband C Vorhand Griff 2 Zentrum.	63

Abb. 32: Proband C Vorhand Griff 5 Zentrum.	64
Abb. 33: Proband D Rückhand Griff 4 Zentrum.....	65
Abb. 34: Proband D Rückhand Griff 2 Zentrum.....	66
Abb. 35: Proband D Rückhand Griff 5 Zentrum.....	67
Abb. 36: Proband D Vorhand Griff 4 Zentrum.	68
Abb. 37: Proband D Vorhand Griff 2 Zentrum.	69
Abb. 38: Proband D Vorhand Griff 5 Zentrum.	70
Abb. 39: Proband E Rückhand Griff 3 Zentrum.....	71
Abb. 40: Proband E Rückhand Griff 2 Zentrum.....	72
Abb. 41: Proband E Rückhand Griff 5 Zentrum.....	73
Abb. 42: Proband E Vorhand Griff 3 Zentrum.....	74
Abb. 43: Proband E Vorhand Griff 2 Zentrum.....	75
Abb. 44: Proband E Vorhand Griff 5 Zentrum.....	76
Abb. 45: Proband A. Vergleich der Schlagflächengröße Rückhand – Zentrumtreffer.	82
Abb. 46: Proband B. Vergleich der Schlagflächengröße Rückhand- Zentrumtreffer.	82
Abb. 47: Proband C. Vergleich der Schlagflächengröße Rückhand – Zentrumtreffer.	83
Abb. 48: Proband D. Vergleich der Schlagflächengröße Rückhand – Zentrumtreffer.	83
Abb. 49: Proband E. Vergleich der Schlagflächengröße Rückhand – Zentrumtreffer.	83
Abb. 50: Proband A. Vergleich der Schlagflächengröße Vorhand – Zentrumtreffer. .	84
Abb. 51: Proband B. Vergleich der Schlagflächengröße Vorhand – Zentrumtreffer. .	85
Abb. 52: Proband C. Vergleich der Schlagflächengröße Vorhand – Zentrumtreffer. .	85
Abb. 53: Proband D. Vergleich der Schlagflächengröße Vorhand – Zentrumtreffer. .	85
Abb. 54: Proband E. Vergleich der Schlagflächengröße Vorhand – Zentrumtreffer. .	86
Abb. 55: Proband A. Vergleich der Schlagflächengröße Rückhand – exzentrische Treffer.....	87
Abb. 56: Proband C. Vergleich der Schlagflächengröße Rückhand – exzentrische Treffer.....	87
Abb. 57: Proband D. Vergleich der Schlagflächengröße Rückhand – exzentrische Treffer.....	88
Abb. 58: Proband E. Vergleich der Schlagflächengröße Rückhand – exzentrische Treffer.....	88

Abb. 59: Proband B. Vergleich der Schlagflächengröße Vorhand – exzentrische Treffer.....	89
Abb. 60: Proband C. Vergleich der Schlagflächengröße Vorhand – exzentrische Treffer.....	89
Abb. 61: Proband D. Vergleich der Schlagflächengröße Vorhand – exzentrische Treffer.....	89
Abb. 62: Proband E. Vergleich der Schlagflächengröße Vorhand – exzentrische Treffer.....	90
Abb. 63: Proband A. Vergleich des Treffpunktes Rückhand – Midsize.	91
Abb. 64: Proband C. Vergleich des Treffpunktes Rückhand – Midsize.	91
Abb. 65: Proband D. Vergleich des Treffpunktes Rückhand – Midsize.	91
Abb. 66: Proband E. Vergleich des Treffpunktes Rückhand – Midsize.	92
Abb. 67: Proband A. Vergleich des Treffpunkts Vorhand – Midsize.	92
Abb. 68: Proband B. Vergleich des Treffpunkts Vorhand – Midsize.	93
Abb. 69: Proband C. Vergleich des Treffpunkts Vorhand – Midsize.	93
Abb. 70: Proband D. Vergleich des Treffpunkts Vorhand – Midsize.	93
Abb. 71: Proband E. Vergleich des Treffpunkts Vorhand – Midsize.	94
Abb. 72: Proband A. Vergleich des Treffpunkts Rückhand – Oversize.	95
Abb. 73: Proband B. Vergleich des Treffpunkts Rückhand – Oversize.	95
Abb. 74: Proband C. Vergleich des Treffpunkts Rückhand – Oversize.	95
Abb. 75: Proband D. Vergleich des Treffpunkts Rückhand – Oversize.	96
Abb. 76: Proband E. Vergleich des Treffpunkts Rückhand – Oversize.	96
Abb. 77: Proband B. Vergleich des Treffpunkts Vorhand – Oversize.	97
Abb. 78: Proband C. Vergleich des Treffpunkts Vorhand – Oversize.	97
Abb. 79: Proband D. Vergleich des Treffpunkts Vorhand – Oversize.	98
Abb. 80: Proband E. Vergleich des Treffpunkts Vorhand – Oversize.	98

Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Tennisschlägereigenschaften.....	16
Tab. 2: Mit der EMG untersuchte Muskeln.	19
Tab. 3: Parameter der im Test verwendeten Tennisschläger.....	26
Tab. 4: Schlägerfaktoren (S) für unterschiedliche Schlagflächengrößen.....	37
Tab. 5: Vergleich der medianen Frequenzen zu Messbeginn und –ende.	39
Tab. 6: Regressionskoeffizienten (β) für kinetische Zuschlag- und Ballenergie.	41
Tab. 7: Korrelationskoeffizienten nach Pearson (r) für kinetische Zuschlag- und Ballenergie.	42
Tab. 8: Korrelationskoeffizienten nach Spearman – Rho (Spear) für kinetische Zuschlag- und Ballenergie.....	43
Tab. 9: Regressionskoeffizienten (β) für das Muskelaktivitätsniveau und die kinetische Zuschlagenergie bei Rückhandschlägen.....	43
Tab. 10: Regressionskoeffizienten (β) für das Muskelaktivitätsniveau und die kinetische Zuschlagenergie bei Vorhandschlägen.	44
Tab. 11: Korrelationskoeffizienten (r) für das Muskelaktivitätsniveau und die kinetische Zuschlagenergie bei Rückhandschlägen.....	45
Tab. 12: Korrelationskoeffizienten nach Spearman – Rho (Spear) für das Muskelaktivitätsniveau und die kinetische Zuschlagenergie bei Rückhandschlägen.....	45
Tab. 13: Korrelationskoeffizienten (r) für das Muskelaktivitätsniveau und die kinetische Zuschlagenergie bei Vorhandschlägen.	45
Tab. 14: Korrelationskoeffizienten nach Spearman – Rho (Spear) für das Muskelaktivitätsniveau und die kinetische Zuschlagenergie bei Vorhandschlägen.	46
Tab. 15: Ordinalskala der mittleren Kraftniveaus der Haltekraft.	79
Tab. 16: Mittlere Griffhaltezeiten in ms der charakteristisch erhöhten Haltekraft.	79
Tab. 17: Ordinalskala der mittleren Griffhaltezeiten der charakteristisch erhöhten Haltekraft.....	80

Abkürzungsverzeichnis

accHg	Beschleunigungssensor am Caput ulnae
accRa	Beschleunigungssensor am Tennisschläger
β	Regressionskoeffizient
BVO	Berufsverband der Ärzte für Orthopädie
cm ²	Quadratcentimeter
E _b	kinetische Ballenergie
ECRB	M. extensor carpi radialis brevis
ECRL	M. extensor carpi radialis longus
EDC	M. extensor digitorum communis
EMG	Elektromyogramm, Elektromyographie
FCR	M. flexor carpi radialis
FFT	Fast Fourier Transformation
g	Gramm
g	Erdbeschleunigung (9,81 m/sec ²)
Hz	Hertz
kg	Kilogramm
kp	Kilopond
M.	Musculus
m	Masse
mm	Millimeter
ms	Millisekunde
MVC	maximal willkürliche Kontraktion
n	Anzahl
N.	Nervus
NTSC	National Television Systems Committee
PCS	Power-Control-System
r	Korrelationskoeffizient nach Pearson
S	Schlägerfaktor
s	Sekunde
s	Strecke
SEM	Standardfehler des Mittelwertes
Sign	Signifikanz
Spear	Korrelationskoeffizient nach Spearman-Rho
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
t	Zeit
TP	Treffpunkt
V _b	Ballgeschwindigkeit
V _r	Schlägerkopfgeschwindigkeit

1 Einleitung und Problemstellung

1.1 Der Tennisarm

Ein Jahr bevor Major Wingfield beim Londoner Patentamt 1874 die Regeln und das von ihm erfundene Spielfeld für das Tennisspiel in seiner heutigen Form anmeldet¹, hat Runge² bereits das heute allgemein als Tennisarm bezeichnete typische Schmerzsyndrom im Bereich des lateralen Epikondylus humeri als Schreibkrampf beschrieben. In den Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie und des Berufsverbandes der Ärzte für Orthopädie (BVO) findet sich folgende Definition: „Eine Epicondylopathia radialis humeri ist ein erworbener schmerzhafter Reizzustand im Bereich des Epikondylus radialis humeri am Ursprung der Strecksehnen.“ Synonyme sind die Begriffe „Tennisellenbogen“ oder „Epicondyli-tis radialis humeri“. Die Inzidenz im europäischen Raum beträgt 3-4%³, jedoch nur ca. 5% der Patienten erwerben die Beschwerden durch Tennisspielen. Dies ist im Vergleich mit dem Gesamtkollektiv nur ein geringer Anteil, innerhalb der Tennisspieler erkranken dann aber immerhin ca. 30-50%⁴.

Das typische Beschwerdebild sind belastungsabhängige Schmerzen im Bereich des Epikondylus humeri radialis am Ursprung der Extensorensehnen, die sich im Rahmen der Provokationstests⁵ durch Pronation und Handgelenksstreckung gegen Widerstand verstärken. Im fortgeschrittenen Stadium kann es zu deutlichen Funktionseinbußen mit reduzierter Hand- und Armkraft sowie eingeschränkter Unterarmum-wendbewegung kommen. Ferner sind bei Tennisarmpatienten eine deutliche Reduk-tion der Griffhaltekraft unabhängig von der Ellenbogengelenkstellung⁶ sowie eine frühere, längere und größere Aktivierung der Extensoren im EMG als bei einer ge-sunden Kontrollgruppe⁷ beschrieben.

Während sich ätiologisch der Tennisarm meistens übereinstimmend als Folge einer akuten oder chronischen lokalen Überlastung verstehen lässt, herrscht eine Vielzahl

¹ Theyssen (1987, S. 4)

² Runge (1873, S. 145-284)

³ Gutjahr et al. (1991, S. 116)

⁴ Priest et al. (1980, S. 81-91), Kamien (1990, S. 173-191)

⁵ Schmerzen am Extensorenansatz bei Dorsalextension im Handgelenk gegen Widerstand (Thomsen-Test), beim Hochheben eines Stuhls in Pronation und gestrecktem Ellenbogengelenk (Chairtest) oder bei Dorsalextension des Mittelfingers gegen Widerstand.

⁶ De Smet et al. (1996, S. 28)

⁷ Bauer et al. (1999, S. 245-252)

von Meinungen über das pathophysiologische und das pathoanatomische Korrelat der Schmerzen. In Übersichtsarbeiten⁸ werden zusammenfassend die Periostitis, Affektionen und osteochondrale Läsionen des Humeroradial- und proximalen Radioulnargelenks, Läsionen des Kapsel-Bandapparates einschließlich der entsprechenden Bursae des Ellenbogengelenks, Läsionen der Muskulatur oder der Extensorensehnen sowie Läsionen von Ästen des N. radialis beschrieben. Während die Tendinopathie der Unterarmextensoren seit längerem akzeptiert ist gewinnt in letzter Zeit die Affektion kleinerer Äste des N. radialis zunehmend an Bedeutung⁹, so dass diesen beiden Entitäten besondere Bedeutung zukommt. Klinisch weisen beide Gruppen die gleiche Symptomatik auf¹⁰.

In der funktionellen Einheit aus Muskeln, Sehnen, Knochen und Gelenken bildet die Sehne aufgrund ihrer bradytrophen Eigenschaften das schwächste Glied. Besondere Bedeutung kommt der Insertionszone mit unterschiedlichen Gewebsstrukturen von Fasergewebe über Knorpelgewebe bis hin zum Knochen zu. Beim Tennisspielen sind die Unterarmextensoren einer vermehrten Belastung ausgesetzt, die zum einen bei Rückhandschlägen aus dem spezifischen Bewegungsablauf und zum anderen durch die antagonistische Aktivität zur Handgelenksstabilisierung beim Greifen resultiert. Verstärkt wird dieser Effekt bei erhöhter Griffhaltekraft, um dem vermehrten Flexionsmoment im Handgelenk entgegenzuwirken¹¹. Auf Grund der geringeren Arbeitsmöglichkeit der Extensoren von ca. 5,4 kg gegenüber ca. 13,4 kg der Flexoren ist die relative Belastung der Extensoren größer¹². Da bei zunehmender Muskelkontraktion die Mikrozirkulation beeinträchtigt wird muss der Energiebedarf zunehmend anaerob gedeckt werden mit vermehrter Milchsäureproduktion. Im Rahmen dieser chronischen Überbeanspruchung entstehen Mikrotraumen der Extensorensehnen, wobei exzentrische Belastungen als Hauptursache angesehen werden. V.a. bei Rückhandschlägen mit vermehrter Flexion im Handgelenk werden die Extensoren exzentrisch belastet¹³. Sogar auf Ebene der Myofibrillen ist eine exzentrische Belastung des M. extensor carpi radialis brevis bei kontinuierlicher Handgelenksflexion durch eine biphasische Längenänderung der Sarkomere beschrieben¹⁴. Von Seiten

⁸ Szewczyk (1992), Hennig (2000)

⁹ Gutjahr et al. (1991), Albrecht et al. (1997), Albrecht et al. (1998)

¹⁰ Pietschker (Dissertationsschrift, 1994, S. 49-50)

¹¹ Snijders et al. (1987, S. 520-521)

¹² Szewczyk (1992, S. 110)

¹³ Blackwell et al. (1994, S. 512), Knudson et al. (1997, S. 79, 81)

¹⁴ Lieber et al. (1997, S. 251-252)

des Tennisschlägers werden Vibration und Aufprallschock als ursächliche Noxen angesehen.

Der bisher geläufige Begriff der Epikondylitis humeri radialis ist pathogenetisch eingeschränkt zu verwenden, da in histologischen Untersuchungen¹⁵ keine Entzündungszellen (neutrophile Granulozyten, Makrophagen, Lymphozyten) gefunden wurden. Vielmehr ist der Tennisarm als eine Tendinose zu verstehen, bei der durch rezidivierende Mikrotraumen ein atypisches Granulationsgewebe mit vermehrten unreifen Fibroblasten, einer vaskulären Hyperplasie sowie unreifen und ungeordneten Kollagenfibrillen als Zeichen der fehlgeschlagenen Heilung entsteht¹⁶. Analog zur Tendinose werden in einer weiteren histologischen Untersuchung¹⁷ des M. extensor carpi radialis brevis Fasernekrosen, mottenfraßähnliche Faserschäden, Zeichen der Faserdegeneration sowie eine Konversion der Fasertypen zu mehr oxidativen Formen als Hinweis auf eine relative Ischämie beschrieben. Der Ansatz der Tendinose findet sich auch in den Leitlinien der Orthopädie wieder.

Zunehmende Bedeutung erlangt die These, dass dem Tennisarm ein Kompressionsyndrom des N. radialis, bzw. kleinerer Nervenäste zu den Extensoren zugrunde liegt. Jedoch finden sich unterschiedliche Angaben über den Ort oder die Art der Schädigung. Einerseits wird eine Läsion des N. radialis vor dem Abgang der Nervenäste zum M. extensor carpi radialis longus, bzw. der Nervenäste selbst durch Zerrung der kontrahierten Extensoren angenommen¹⁸, andererseits finden sich pathologische neuro- und elektromyographische Befunde sowie Zeichen der neurogenen Denervierung in histologischen Untersuchungen intraoperativ gewonnener Präparate des M. extensor carpi radialis brevis und M. extensor digitorum communis¹⁹. Eine weitere Hypothese²⁰ geht von anatomischen Varianten des M. extensor carpi radialis brevis aus. Dieser besitzt einen nach ulnar offenen, L - förmigen Ursprung, der über den gemeinsamen Extensorensehnenansatz hinausgehen kann und oft an der Frohse'schen Arkade²¹ beteiligt ist. Weiterhin liegen große Variationen der versorgenden Radialisäste, die größtenteils sogar aus dem Ramus superficialis abgehen, vor. Die Nervenäste werden bei einer Kontraktion der Mm. extensor carpi radialis longus und

¹⁵ Kraushaar et al. (1999, S. 259), Albrecht et al. (1998, S. 12)

¹⁶ Kraushaar et al. (1999, S. 261)

¹⁷ Ljung et al. (1999S. 178-179)

¹⁸ Gutjahr et al. (1991, S. 120)

¹⁹ Albrecht et al. (1998, S. 10-12)

²⁰ Albrecht et al. (1997/I, S. 160)

²¹ Bogenförmiger Schlitz des M. supinator, durch den der Ramus profundus des N. radialis verläuft und den M. supinator in eine oberflächliche und tiefe Schicht teilt.

brevis im Sinne einer dynamischen Stenose komprimiert. Bei zusätzlicher Rotation des Unterarms mit einer Kontraktion der Mm. brachialis und brachioradialis wird der N. radialis im Rahmen der Pronation in Richtung der Sehne des M. extensor carpi radialis brevis verlagert, so dass ein Verschiebeeffect mit Kompression resultiert. Bei fixiertem Ellenbogengelenk mit Pronation im Handgelenk, wie z.B. durch das Umgreifen bei der Rückhand, wirken die beschriebenen Schädigungsfaktoren synergistisch. Für das Ausmaß der Kompression ist unter anderem der Sehnenquerschnitt wichtig, womit eventuell eine Verbindung zur Tendinose mit Auftreibung der Sehne besteht. So zeigt sich in einer weiteren Studie²² auch eine geringere postoperative Versagerate bei den Patienten mit ausgedehnteren Tenotomien des M. extensor carpi radialis brevis.

Die therapeutischen Optionen sind entsprechend der Pathogenese breit gefächert und reichen konservativ von der medikamentösen Schmerztherapie über physikal-medizinische²³ bis zu orthopädiotechnischen Maßnahmen. Unter dem Aspekt einer Tendinose ist das Ziel die Förderung des Heilungsvorgangs durch die Bewahrung einer nervalen und vaskulären Versorgung sowie der Kollagenproduktion²⁴. Wichtig ist hierbei die Schmerztherapie, die Bewahrung der Beweglichkeit, Flexibilität und Stärke der Sehne durch geeignete Beübung sowie die kontinuierliche Stärkung durch eine graduelle Steigerung der Beübung und die generelle Fitness der kinematischen Kette. Die Operation ist erst der letzte Schritt bei einem Versagen der konservativen Maßnahmen einschließlich Stoßwellentherapie über 3-6 Monate und entsprechendem Leidensdruck²⁵. In den Verfahren, die von reinen Sehneneingriffen bis zur Denervierung reichen, spiegeln sich die derzeitigen hauptsächlichen Auffassungen der Tendinose bzw. der radialen Neuropathie wider.

1.2 Übersicht bisheriger Studien

Ein großer Teil der bisherigen Forschung bezüglich des Tennisarms widmet sich dem Tennisschläger hinsichtlich seiner physikalischen Eigenschaften und Wirkungsweise sowie der Interaktion zwischen Tennisschläger und Tennisspieler. Basierend auf der Annahme, dass die Schlägervibrationen einen wesentlichen Einfluss auf die Entstehung des Tennisarms haben, handelt ein Großteil der Studien von Vibrationen oder

²² Albrecht et al. (1997/II, S. S. 164. 171)

²³ z.B. Posner (1981)

²⁴ Kraushaar et al. (1999, S. 273)

²⁵ Leitlinien der Orthopädie (2002)

Impulskräften, die während des Treffpunkts entstehen²⁶. Brody hat detaillierte Untersuchungen²⁷ der physikalischen Eigenschaften eines Tennisschlägers hinsichtlich Schwingungseigenschaften und unterschiedlichen Trefforten auf der Schlagfläche durchgeführt, die eine bis heute anerkannte Grundlage der biomechanischen Forschung in diesem Bereich bilden.

Ein weiterer Themenblock untersucht die Interaktion zwischen Tennisschläger und Tennisspieler hinsichtlich der Übertragung schädigender Faktoren auf den Schlagarm oder hinsichtlich des Zusammenhangs zwischen Griffhaltekraft, resultierender Ballgeschwindigkeit und Armbelastung²⁸. Gerade in diesem Bereich erscheinen Studien mit gegensätzlichen Ergebnissen.

Große Unterschiede zeigen sich auch im jeweiligen Studiendesign. Das Spektrum reicht von statischen Versuchsaufbauten²⁹, über dynamische Messungen während des Tennisspielens³⁰ bis zu mathematischen Modellen und Computeranimationen³¹. Das Hauptproblem bei statischen Versuchsaufbauten ist, dass diese teilweise weit von der Realität entfernt sind. Beispielsweise werden Tennisschläger oft in Haltevorrichtungen eingespannt und mit Tennisbällen beschossen. Dies würde einer unendlich hohen Haltekraft entsprechen. Weiterhin ist anzunehmen, dass sich ein bewegter Tennisschläger während des Treffpunkts anders verhält als ein in einer Haltevorrichtung fixierter Tennisschläger. Im Gegensatz hierzu sind Messungen während des Tennisspielens zwar realitätsnah, jedoch treten hierbei eine Vielzahl von Faktoren auf, die nur schwer zu kontrollieren sind. Weiterhin ist es äußerst schwierig verschiedene Variablen wie zum Beispiel den Treffort auf der Schlagfläche, Haltekraft und auch Zuschlaggeschwindigkeit konstant zu halten, sodass hinsichtlich der Reliabilität des Versuchsaufbaus deutliche Einschränkungen gegeben sind.

Aus diesen Überlegungen heraus kommt der Arbeit von Hatze große Bedeutung zu. Dieser hat auf der Grundlage eines mathematischen Modells ein Computerprogramm zur Bestimmung verschiedener biomechanischer Parameter wie Masse oder Trägheitsmoment anthropomorphischer Segmente entwickelt³². Dies wiederum bildet die Grundlage für den von Hatze entwickelten „Manusimulator“, einem Kunstarm mit al-

²⁶ z.B. Hennig et al. (1992, 1993, 1995), Engel (1995), Groppe et al. (1987), Hatze (1992)

²⁷ Brody (1979), Brody (1981), Brody (1987), Brody (1989)

²⁸ z.B. Knudson (1991), Adelsberg (1986), Grabiner et al. (1983), Elliott (1982), Watanabe et al. (1979), Hatze (1976)

²⁹ z.B. Hennig et al. (1992, 1993, 1995), Engel (1995), Groppe et al. (1987), Watanabe et al. (1979)

³⁰ z.B. Adelsberg (1986), Knudson (1991), Knudson et al. (1997), Blackwell et al. (1994), Kleinöder et al. (1998)

³¹ z.B. Bitz Widing et al. (1990), Brannigan et al. (1981), King Liu (1983), Baca (1998)

³² Hatze (1980)

len Gelenken und Bewegungsmöglichkeiten eines menschlichen Arms von der Schulter bis zur Hand. Basierend auf dem erwähnten mathematischen Modell entsprechen die biomechanischen Parameter des Kunstarms einem menschlichen Arm. Durch spezielle Torsionselemente und Dämpfer wird die Aktion der Armmuskulatur beim Treffpunkt simuliert. Im Haltebereich werden die Weichteile einer wirklichen Hand mit einer Spezialauskleidung nachgebildet. Durch spezielle Sensoren kann der Griffdruck an mehreren Stellen gemessen werden und hierdurch auch eine exakte Justierung der Haltekraft vorgenommen werden. Biomechanisch-biologische Eigenschaften sollen bewahrt werden aufgrund der Sensitivität von Tennisschlägereigenschaften bezüglich der Haltevorrichtung³³. Ziel ist sämtliche Eigenschaften des Spielers konstant und kontrolliert zu halten und nur noch Tennisschlägereigenschaften mit entsprechend hoher Reliabilität zu testen³⁴.

1.3 Problemstellung

1.3.1 Aufschlüsselung des Tennisschlages

Beim Tennisspielen beschleunigt ein Tennisspieler mit einem bestimmten Kraftaufwand einen Tennisschläger, um damit einen Tennisball möglichst effektiv zu beschleunigen. Die Kopplung Spieler – Schläger geschieht mit einer bestimmten Griffhaltekraft am Tennisschlägergriff, der einen bestimmten Umfang aufweist, die Griffgröße. Während eines Zeitraumes von 4 – 5 ms³⁵ findet im Treffpunkt die Energie- und Impulsübertragung vom Tennisschläger auf den Ball statt. Dies ist ein sehr komplexer Vorgang, da der Tennisschläger eine gleichgroße Impulsänderung mit umgekehrtem Vorzeichen mit seiner beteiligten Masse erfährt. Zunächst ist beim Treffpunkt nur der Schlägerkopf beteiligt, von dem sich dann Impuls und Energie bis auf den Schlägergriff und den Schlagarm verteilen, so dass sich die an der Impulsübertragung beteiligte effektive Masse des Tennisschlägers während des Vorgangs vergrößert. Eine genaue Impulsbetrachtung wird dadurch sehr erschwert. Bei der Interaktion zwischen Schläger und Ball spielen zum einen Tennisschlägereigenschaften (vgl. Tab. 1) wie die Schlagflächengröße, als auch der Treffort auf der Schlagfläche eine entscheidende Rolle. Beim Treffpunkt kommt es zu einer Verformung von Tennisschläger und Ball, wodurch ein Aufprallschock und eine anschließende Vibration

³³ Hatze (Broschüre „Testing the Quality of tennis rackets-Biomechanically“)

³⁴ Hatze (1997, S. 15-16)

³⁵ Engel (1995, S. 77)

des Schlägers entstehen. Entscheidend für die Übertragung dieser Noxen auf den Arm des Tennisspielers ist die oben erwähnte Kopplung. Ziel ist es nun mit dem geringsten nötigen Kraftaufwand eine möglichst hohe Ballgeschwindigkeit zu erzielen. Dies ist selbstverständlich nur mit der entsprechenden Präzision hinsichtlich der Treffgenauigkeit möglich. Hierbei sollten möglichst wenig schädliche Einflüsse auf den Spieler einwirken.

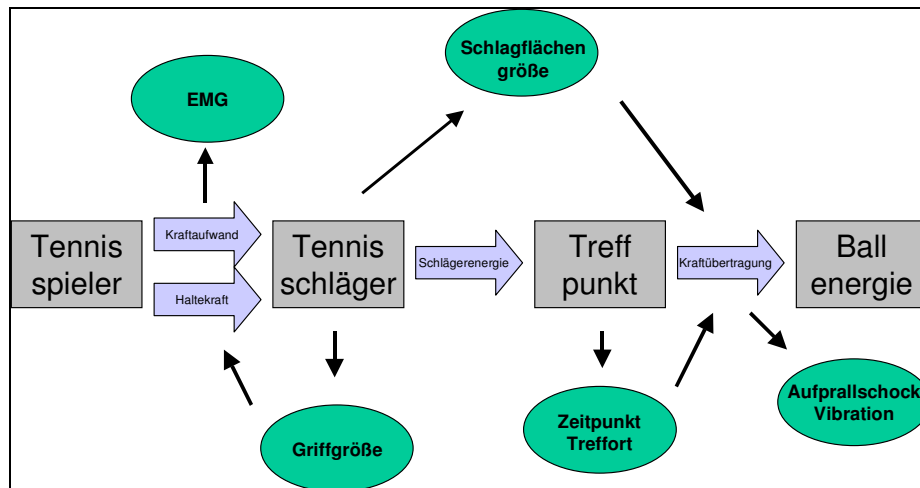


Abb. 1: Ereigniskette eines Tennisschlages

Wichtige Tennisschlägereigenschaften	
Rahmendesign	Balance
Ra – Wert des Rahmens ³⁶	Gewicht
Materialzusammensetzung	Bespannung
Swing - Weicht	Schlagflächengröße
Gesamtlänge	Griffgröße

Tab. 1: Tennisschlägereigenschaften

1.3.2 Studienziel

Die unterschiedlichen Ansatzpunkte der im Unterpunkt 1.2 übersichtsartig dargestellten Studiendesigns zeigt, wie schwierig ein Tennisschlag zu simulieren ist. Unter der Annahme, dass bestimmte Ergebnisse in einem statischen Versuchsaufbau mit z.B. eingespanntem Tennisschläger verborgen bleiben, wird in dieser Studie der Versuch eines dynamischen Studiendesigns unternommen, bei dem ein Proband so realitätsnah wie möglich Tennis spielt unter bestmöglicher Kontrolle der in Abb. 1 dargestell-

³⁶ Der Ra- Wert ist ein von der Firma Babolat GmbH, Hanau, Deutschland eingeführtes Maß für die Steifigkeit eines Tennisschlägerrahmens. Die Steifigkeit nimmt mit der Größe der Maßzahlen zu.

ten Parameter. Hierfür wird ein eigener Versuchsaufbau entwickelt. Da diese Studie unter dem Aspekt eines Pilotprojekts erfolgt, ist das Studiendesign relativ breit mit einer großen Anzahl von Messvariablen gestaltet.

Die Epicondylopathia radialis humeri stellt innerhalb der Gruppe der Tennisspieler ein doch deutliches Problem mit relativ hoher Inzidenz dar. Unter dem Aspekt eines Überlastungsschadens der Unterarmstreckmuskulatur und deren Sehnenansätze am Epikondylus radialis humeri stellt sich die Frage inwieweit bestimmte Tennisschlägereigenschaften hierfür mit verantwortlich sind oder ob sich die Entstehung des so genannten Tennisarms eventuell verhindern lässt. Ein nahe liegender Ansatz ist die Reduktion des Kraftaufwands. Ein in der täglichen Spielpraxis nachvollziehbarer Effekt ist die höhere Ballbeschleunigung mit einer größeren Schlagfläche, also mit einem Oversizeschläger im Vergleich zu einem Midsizeschläger mit kleinerer Schlagfläche. Umgekehrt lässt sich also die gleiche Ballbeschleunigung mit einem geringeren Kraftaufwand erzielen, die Extensoren werden weniger belastet. Als Messvariable für den Kraftaufwand wird das Oberflächen-EMG repräsentativer Unterarmmuskeln verwendet³⁷.

Ein weiterer häufig erwähnter Faktor ist die exzentrische Belastung der Extensoren während der Muskelkontraktion, wie dies z.B. durch den Aufprallschock bei Rückhandschlägen geschieht. Aufprallschock und insbesondere die durch ihn entstehenden Schlägervibrationen gelten als wesentliche vom Tennisschläger ausgehende Noxen. In Anlehnung an arbeitsmedizinische Untersuchungen erfolgt die Annahme einer schnelleren Muskelermüdung bei Vibrationsbelastung mit erhöhter Vulnerabilität. Inwieweit bestimmte Noxen welcher Art auch immer auf den Schlagarm und insbesondere die Extensoren übergreifen können, hängt wesentlich von der Griffhalterkraft ab. Diese ist für die Kopplung des Tennisschlägers an den Schlagarm verantwortlich, weshalb die Haltekraft während des Tennisspielens und nicht unter statischen Bedingungen untersucht werden soll.

Unterschiedliche Griffgrößen erscheinen beim Tennisspielen mehr oder weniger angenehm, weshalb ein Tennisspieler relativ schnell die ihm angenehme Griffgröße herausfindet und auch relativ empfindlich gegenüber einem zu großen oder zu kleinen Griff reagiert. Ein weiterer Aspekt dieser Studie ist die Frage, ob unterschiedliche Griffgrößen als beeinflussbare Eigenschaften des Tennisschlägers sich auf die Hal-

³⁷ z. B. Kelley et al. (1994, S. 360) und Morris et al. (1989, S. 241-242)

tekraft und somit auf die Armbelastung und möglicherweise auch auf die Entstehung des Tennisarms auswirken.

2 Material und Methoden

2.1 Versuchsaufbau

Der im Folgenden dargestellte Versuchsaufbau ermöglicht es, alle in Abb. 1 erwähnten Parameter zu kontrollieren. In den nachfolgenden Abschnitten werden diese einzeln aufgegriffen und die Eingliederung in den Versuchsaufbau beschrieben.

2.1.1 Das EMG als Maß für den Kraftaufwand

Als Maß für den in einen Tennisschlag investierten Kraftaufwand soll das Oberflächen-EMG dienen. Dies ist eine etablierte Methode zur Aufzeichnung der bei einer Muskelkontraktion entstehenden elektrischen Ströme, also eine Möglichkeit, den Innervationszustand eines Muskels zu betrachten. Nach gängiger Methode³⁸ werden handelsübliche Oberflächenklebeelektroden (Ag-AgCl-Elektroden, 25 mm² Elektrodenfläche) auf die Muskelbäuche der zu untersuchenden Unterarmmuskeln (vgl. Abb. 2) angebracht. Diese sind in folgender Tabelle dargestellt.

Muskel	Ursprung	Ansatz	Innervation	Funktion
M. extensor carpi radialis longus (ECRL)	Epicondylus humeri lateralis, dist. Margo lateralis, Septum intermusculare brachii lateralis	dorsale Fläche Basis metacarpale II.	N. radialis	Dorsalflexion Radialabduktion
M. extensor carpi radialis brevis (ECRB)	Epicondylus humeri lateralis, Ligamentum annulare radii	dorsale Fläche Basis metacarpale III.	N. radialis	Dorsalflexion Radialabduktion
M. extensor digitorum communis (EDC)	Epicondylus humeri lateralis, Fascia antebrachii	Dorsalaponeurose II.-V. Finger	N. radialis	Streckung der Finger , v.a. der proximalen Phalangen
M. flexor carpi radialis (FCR)	Epicondylus humeri medialis, Fascia antebrachii	palmare Fläche Basis metacarpale II.	N. medianus	Palmarflexion, geringe radiale Abduktion

Tab. 2: Mit der EMG untersuchte Muskeln.³⁹

³⁸ Zwick et al. (1994, S. 25). Nach anatomischer Identifizierung werden Oberflächenklebeelektroden in Muskelfaserrichtung auf die Muskelbäuche aufgebracht. Die Haut wurde vorher gegebenenfalls rasiert und mit Alkohol entfettet. Dies verbessert die Elektrodenhaftung und senkt den Hautwiderstand. Da die Datenaufzeichnung bipolar erfolgt, wird eine Referenzelektrode am Beckenkamm befestigt. Der Interelektrodenabstand beträgt 25 mm, die Ableitfläche einer Elektrode 25 mm². Besondere Sorgfalt wird auf das Verlegen und die Fixierung der Elektrodenkabel gelegt, um den Probanden eine uneingeschränkte Beweglichkeit zu ermöglichen und um Bewegungsartefakte durch Kabelschlagen zu verhindern. Der hierfür besonders anfällige Kabelanteil zwischen Elektrode und Vorverstärker beträgt nur 5 cm. Signalverstärkung und –erfassung werden in Kapitel 2.1.11 beschrieben.

³⁹ Sobotta (1988, S. 241, 245), Atlas der Anatomie des Menschen, Band 1. Mit der EMG untersuchte Muskeln mit Ursprung, Ansatz und Innervation.

Besonderes Augenmerk kommt den Unterarmstreckmuskeln (ECRL, ECRB, EDC) mit ihrem Ursprung am Epicondylus humeri lateralis zu. Exemplarisch für die Antagonisten wird der FCR bestimmt.

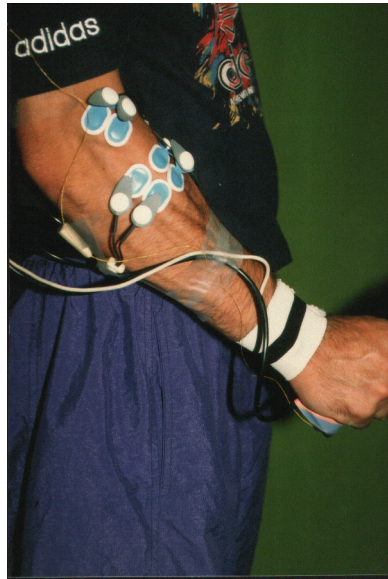


Abb. 2: EMG – Ableitungen der Unterarmextensoren.

2.1.2 Zeitliche Bestimmung des Treffpunktes

Ein besonders wichtiger Augenblick in einem Tennisschlag ist der Treffpunkt. Hier findet in 4 – 5 ms die Energie- und Impulsübertragung vom Schläger auf den Ball statt, wodurch der Tennisschläger eine kurzzeitige negative Beschleunigung erfährt. Diese wird in ihrem zeitlichen Verlauf durch einen Beschleunigungssensor (ICSensors CA U.S.A. 3021-020-R, 3A14665, 20g), der am Rahmen oberhalb des Griffes befestigt ist, bestimmt. Das gering auftragende Kabel wird entlang des Schlägergriffes verlegt. Weiterhin kann durch diesen Sensor eine Aussage über die Schwingungsdauer und –frequenz des Schlägers gemacht werden.

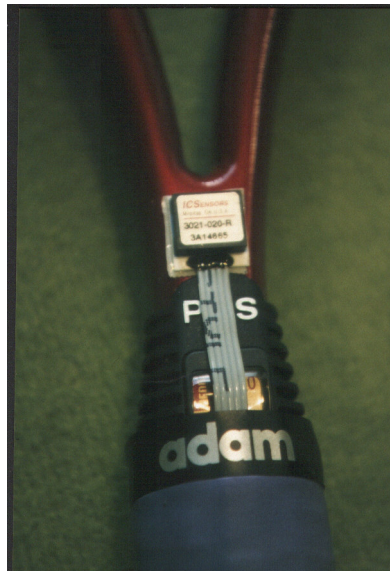


Abb. 3: Beschleunigungssensor zur Bestimmung des Treffzeitpunktes.⁴⁰

2.1.3 Bestimmung des Trefforts

Neben dem Treffzeitpunkt ist ebenso der Treffort bedeutsam. Durch eine NTSC High – speed Videokamera (Framerate 180Hz) wird von hinten, also senkrecht zur Schlagfläche, der Treffort des Balles auf der Schlagfläche des Tennisschlägers bestimmt. Hierzu werden 20% des Schlagflächendurchmessers in Schlagflächenmitte als Zentrum definiert und markiert. Zur besseren Abgrenzbarkeit im Videobild wird der Schlägerkopf mit Licht reflektierendem Klebeband bestückt.



Abb. 4: Die 3 Schlägermodelle mit ansteigender Schlagflächengröße.⁴¹

Dadurch ist eine eindeutige Beurteilung des Trefforts im Videobild möglich. Unterschieden wird zwischen Treffern im Zentrum, also Bällen, die mit mindestens halbem Balldurchmesser innerhalb der markierten Zone liegen und solchen, die exzentrisch, also außerhalb liegen.

⁴⁰ Das Kabel beeinträchtigt nicht die Greiffunktion.

⁴¹ Das reflektierende Klebeband und die Markierung des geometrischen Mittelpunktes sind deutlich zu erkennen.

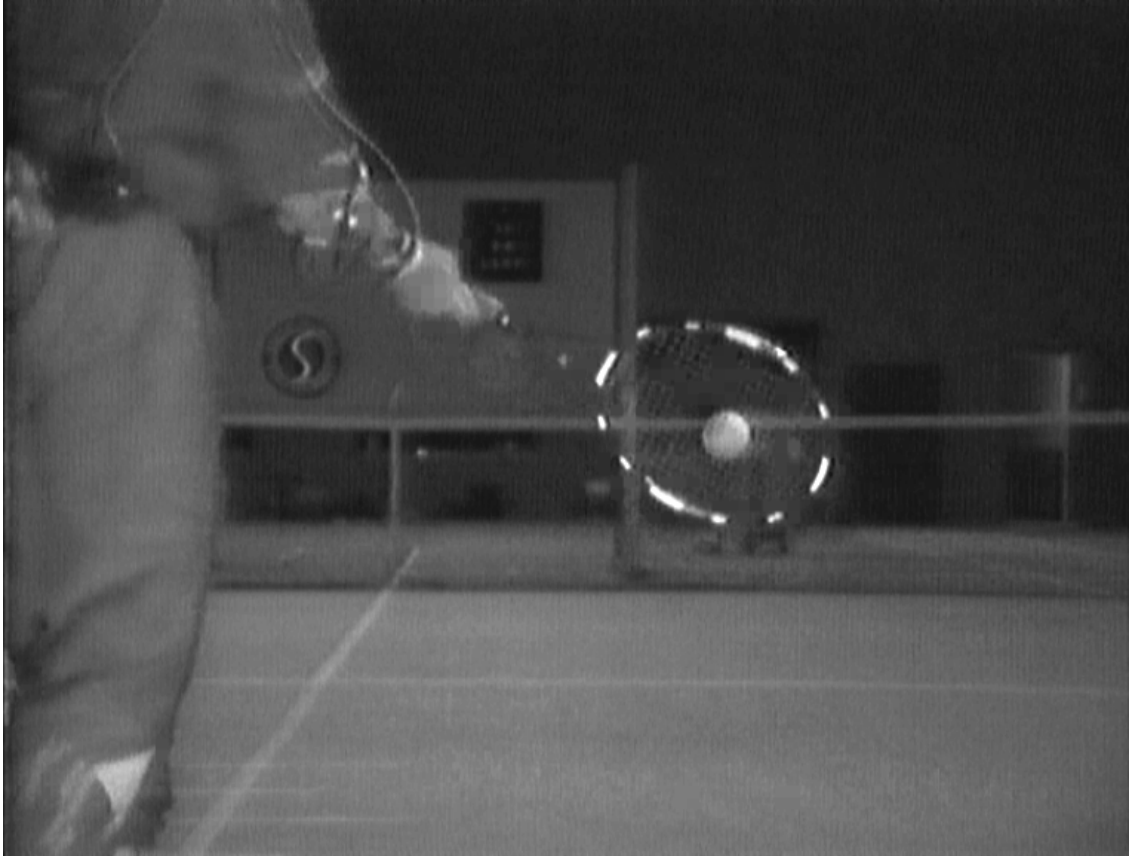


Abb. 5: High-speed Videoaufnahme des Trefferts.⁴²

2.1.4 Bestimmung der Ballgeschwindigkeit und kinetischen Ballenergie

In der erzielten Ballgeschwindigkeit (v_b) spiegelt sich die Effizienz eines Tennisschla-
ges wider. Zu deren Ermittlung gemäß der Formel:

$$v_b = \Delta s / \Delta t$$

Gleichung 1: Ballgeschwindigkeit (v_b). Δs ist die Ballflugstrecke, Δt die Ballflugzeit

wird eine 250cm x 150cm große Trefferwand in definierter Entfernung aufgestellt. Die genaue Wegstrecke (Δs)⁴³ wird mit Hilfe einer Skalierung auf dem Boden im senkrecht zur Schlagrichtung aufgenommenen Videobild (Videokamera mit 50 Hz Frame-rate) abgelesen. Die Videoaufnahmen und EMG – Messungen sind zeitlich synchronisiert. Die Luftreibung und die dadurch bedingte Abnahme der Ballgeschwindigkeit während der Flugstrecke bis zur Trefferwand werden vernachlässigt.

⁴² High-speed Videoaufnahme senkrecht zur Schlagrichtung, um den Treffort des Balles auf der Schlagfläche zu ermitteln. Im Hintergrund rechts ist die Ballmaschine zu erkennen. In Netzmitte befindet sich die Trefferwand.

⁴³ Der maximale geometrische Fehler durch unterschiedliche Treffpunkte auf der Trefferwand liegt bei 0,6 %, der Fehler durch Ablesen der Entfernung aus dem Videobild bei einer Genauigkeit von 5 cm bei 0,4 %. Beide Fehler addieren sich zu einem möglichen Gesamtfehler von 1 % in der Bestimmung der Ballflugstrecke.

Auf der Trefferwand ist ein weiterer Beschleunigungssensor installiert, der den Aufprall des Balles anzeigt. Durch die Differenz der Zeitpunkte des Ballkontaktes mit dem Tennisschläger und der Trefferwand lässt sich die Ballflugzeit (Δt)⁴⁴ ermitteln. Mit diesen Daten kann die Ballgeschwindigkeit nach Gleichung 1 berechnet werden. Zusammen mit der Masse eines Tennisballes (m) wird die kinetische Ballenergie (E_b) mit der Formel:

$$E_b = m/2 * v_b^2$$

Gleichung 2: kinetische Ballenergie (E_b).

berechnet.

2.1.5 Bestimmung der Geschwindigkeit und kinetischen Energie des Tennisschlägers

Die kinetische Energie des Tennisschlägers ist dem Input in der Interaktion des Schlägers mit dem Ball gleichzusetzen. Sie muss durch den Tennisspieler erbracht werden. Um die Effizienz eines Tennisschlages beurteilen zu können, muss sowohl der Input, wie auch der Output, die kinetische Ballenergie bekannt sein.

Die Tennisschlägergeschwindigkeit wird ebenfalls aus dem seitlichen Videobild gewonnen, indem durch ein Bewegungsanalyseprogramm (Peak Motus 3.0, Peak Performance Technologies Inc., Englewood, Co, USA) die Koordinaten der Schlägerkopfspitze in zwei aufeinander folgenden Videobildern zum Zeitpunkt des Treffpunktes oder unmittelbar vorher erstellt werden. Die x-Achse liegt in Schlagrichtung, die y-Achse entspricht der Vertikalachse. Da die Bewegungsbahn der Schlägerkopfspitze um den Zeitpunkt des Treffpunktes näherungsweise eine Gerade beschreibt und somit die z-Achse, die der Bewegung auf die Kamera zu entspricht, näherungsweise 0 ist, genügt eine zweidimensionale Koordinatenerfassung.

Die Schlägerkopfgeschwindigkeit (v_r) kann nun gemäß folgender Formel berechnet werden:

$$v_r = \Delta s / \Delta t$$

Gleichung 3: Schlägerkopfgeschwindigkeit (v_r).

⁴⁴ Beide Zeitpunkte werden auf $\frac{1}{2} * 1/1000$ sec genau bestimmt. Der maximale Messfehler von Δt beträgt deshalb $1/1000$ sec. Bei einer Ballflugzeit von ca. 0,6 sec entspricht dies 0,16% und ist im Vergleich zum möglichen Fehler bei der Messung der Ballflugstrecke vernachlässigbar.

wobei Δs der von der Schlägerkopfspitze von Bild zu Bild zurückgelegte Weg ist und Δt die Zeitdifferenz zwischen zwei Videobildern (20 ms bei 50 Hz Aufnahme­frequenz). Die Wegstrecke Δs ⁴⁵ ergibt sich aus der Formel:

$$\Delta s = \sqrt{[(\Delta x)^2 + (\Delta y)^2 + (\Delta z)^2]}$$

Gleichung 4: Wegstrecke der Schlägerkopfspitze (Δs).

wobei um die Treffzeit $\Delta z \approx 0$ ist.

Die kinetische Schlägerenergie wird mit der Masse des Tennisschlägers analog zur kinetischen Ballenergie berechnet.

2.1.6 Griffhaltekraft

Die Griffhaltekraft beinhaltet Informationen über die Kopplung des Tennisschlägers an den Tennisspieler. Sie wird mit einem Gelkissendrucksensor (Paromed TM Medizintechnik GmbH, 83115 Markt Neubeuern, Deutschland) von 5 mm Dicke bestimmt. Dieser wird unter dem 3. und 4. Finger auf der Unterseite des Schlägergriffes senkrecht zur Schlagrichtung angebracht. Dadurch wird ein Einfluss der Zuschlagbewegung auf den gemessenen Druckwert verhindert. Über den gesamten Schlägergriff wird ein Griffschlauch (TUBE OVERGRIP®, adam Sportproducts GmbH, Deutschland) als Schutz des Sensors und der auf dem Griff verlaufenden Kabel gezogen.



Abb. 6: Der Drucksensor wird durch einen Griffschlauch geschützt.

2.1.7 Beschleunigungen am Schlagarm

Die beim Aufprall des Balles auf den Tennisschläger entstehenden Beschleunigungskräfte Aufprallschock und Schlägervibration werden als ursächlich für die Entstehung des Tennisarms angesehen. Eine Übertragung dieser Schwingungen auf den Schlagarm, insbesondere die Sehnenansätze der Unterarmextensoren am Epicondylus humeri radialis, ist nur bei entsprechend hoher Griffhaltekraft möglich⁴⁶. Außerdem beeinflusst die Griffhaltekraft in umgekehrter Richtung durch entspre-

⁴⁵ Der maximale relative Fehler bei der Bestimmung der Position der 2,5 cm breiten Schlägerkopfspitze im Koordinatensystem liegt bei einer durchschnittlichen Geschwindigkeit des Schlägerkopfes von ca. 25 m/s und einer somit in 20 ms von Videobild zu Videobild zurückgelegten Strecke von 0,5 m bei maximal 5%.

⁴⁶ Hatze (1976, S. 94)

chende Dämpfung der Weichteile die Schwingungsdauer des Tennisschlägers⁴⁷. Die Beschleunigungsmessung der Knochenschwingungen wird durch Anpressen des Sensors (Entran Sensoren GmbH, Ludwigshafen, Deutschland, ENTRAN EGCS-DO-50, 50g) mit einer elastischen Bandage verbessert⁴⁸. Der Sensor wird über dem Caput ulnae aufgrund der im Vergleich zum Epicondylus humeri radialis größeren Auflagefläche sowie der dünneren Weichgewebeschicht befestigt. Außerdem sind die hier gemessenen Schwingungen eng mit denen am Epicondylus humeri radialis korreliert⁴⁹. Diese Daten sollen qualitativ, hinsichtlich des Auftretens von Beschleunigungsbelastungen auf die Sehnenansätze der Unterarmextensoren in Beziehung zu den Griffhaltekräften ausgewertet werden.

2.1.8 Tennisschläger

Um die Auswirkung bestimmter Tennisschlägereigenschaften zu testen, ist es notwendig die übrigen Schlägerparameter konstant zu halten. Hierfür werden Tennisschläger der Firma adam Sportproducts GmbH gewählt, die mit dem „Power Control System“ ausgestattet sind. Dieses ermöglicht eine Anpassung des Swing – weights, das dem physikalischen Drehmoment entspricht, durch eine Verschiebung des Griffes in Längsrichtung auf dem Schlägerschaft, also eine Längenänderung des Hebelarms.

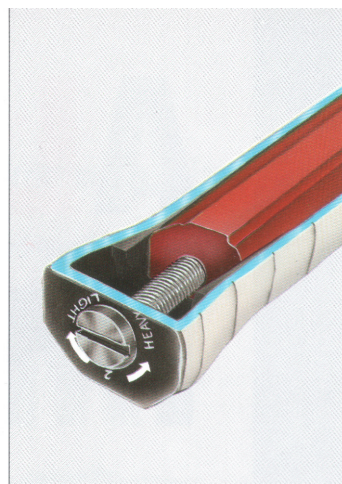


Abb. 7: Das Power-Control-System (PCS).⁵⁰

Ebenso kann beim gleichen Tennisschläger der Griff gewechselt werden.

⁴⁷ Brody (1989, S. 452)

⁴⁸ Hennig et al. (1988, S. 74-75)

⁴⁹ Hennig et al. (1992, S. 1137)

⁵⁰ Durch eine Verschiebung des Schlägergriffes auf dem Schlägerschaft in Längsrichtung um insgesamt 2 cm wird eine Anpassung des Swing-weights möglich.

Die unterschiedlichen Modelle zeichnen sich durch verschiedene Schlagflächengrößen bei ansonsten gleichen Parametern aus. Der „Pro Integrale“ entspricht einem Midsize – Schläger, der „Pro Turbo“ einem Midsize Plus – Schläger und der „Pro Giant“ einem Oversize - Schläger⁵¹.

Parameter	Pro Integrale	Pro Turbo	Pro Giant
Schlagflächengröße	Midsize (595 cm ²)	Midsize plus (625 cm ²)	Oversize (690 cm ²)
Rahmendesign	Rundprofil – Widebody		
Material	Epoxy – Glasfiber – Graphite - Mischung		
RA – Wert Rahmen	69	69	68
Gewicht (g)	249	250	248
Länge (mm)	669	669	669
Balance (mm)	378	378	376
Swing – weight	120		
Bespannung (kp)	24/22,5	24/22,5	25,5/24
Griffgröße	2 – 5		

Tab. 3: Parameter der im Test verwendeten Tennisschläger.

Dadurch wird es möglich durch unterschiedliche Schlägermodelle bei gleicher Griffgröße gesondert die Schlagflächengröße und durch unterschiedliche Griffe am gleichen Schläger („Pro Turbo“) die Griffgröße⁵² zu variieren.

2.1.9 Probanden

Die am wenigsten kontrollierbare Variable ist sicherlich der Proband. Um Einflüsse einer unterschiedlichen Spielstärke gering zu halten, werden ausschließlich aktive Tennislehrer als Probanden zugelassen. Keiner der Probanden hatte bisher eine Epicondylitis humeri radialis oder ähnliche Erkrankung. Aufgrund der Fülle der zu bestimmenden Parameter können insgesamt nur 5 Probanden untersucht werden. Diese (4 Männer, 1 Frau) sind in einem Alter von 24 – 48 Jahren und spielen sämtliche Schläge einhändig, was aufgrund der Untersuchung von Vorhand- und Rückhandschlägen von Vorraussetzung ist.

⁵¹ Dies sind die üblichen Bezeichnungen für die Schlagflächengrößen. Ausgangspunkt ist eine Fläche von 460 cm², die als 100 % Referenz gilt. Ein Midsize-Schläger hat eine 25 – 30 % (590 – 600cm²) größere Schlagfläche, ein Midsize plus Schläger eine 30 – 40 % (620 – 630 cm²) größere Schlagfläche und ein Oversizeschläger eine 45 – 55 % (667 – 720 cm²) größere Schlagfläche. Es gibt jedoch Unterschiede zwischen den einzelnen Herstellern und im Verlauf der Tennisschlägerentwicklung, so dass eine bestimmte Schlagflächengröße auch außerhalb dieser Bereiche liegen kann.

⁵² Die Griffgrößen, also der Umfang des Griffes, sind in Zoll bemessen. Dabei liegen die Unterschiede im Bereich von 1/8, beginnend bei 4 Zoll. Als gängige Bezeichnung für eine Griffgröße wird der Zähler herangezogen. So ist der Umfang 4 0/8 die Griffgröße 0 und 4 3/8 die Griffgröße 3. Der Umfangsunterschied zwischen Griffgröße 2 und 5 beträgt nur ca. 8,8 %. Dies sind die beiden Extreme, der im Versuch verwendeten Griffgrößen.

2.1.10 Messort

Sämtliche Messungen finden auf einem Tennisplatz in einer Halle statt. Da für die Videoaufnahmen eine exakte Position des Probanden notwendig ist, erfolgt das Ballzuspiel durch eine Ballmaschine (miha 1000 tr). Die Tennisbälle sind von der Firma Tretern. Es wird auf drucklose Bälle zurückgegriffen, um die Balleigenschaften während der Messdauer konstant zu halten.

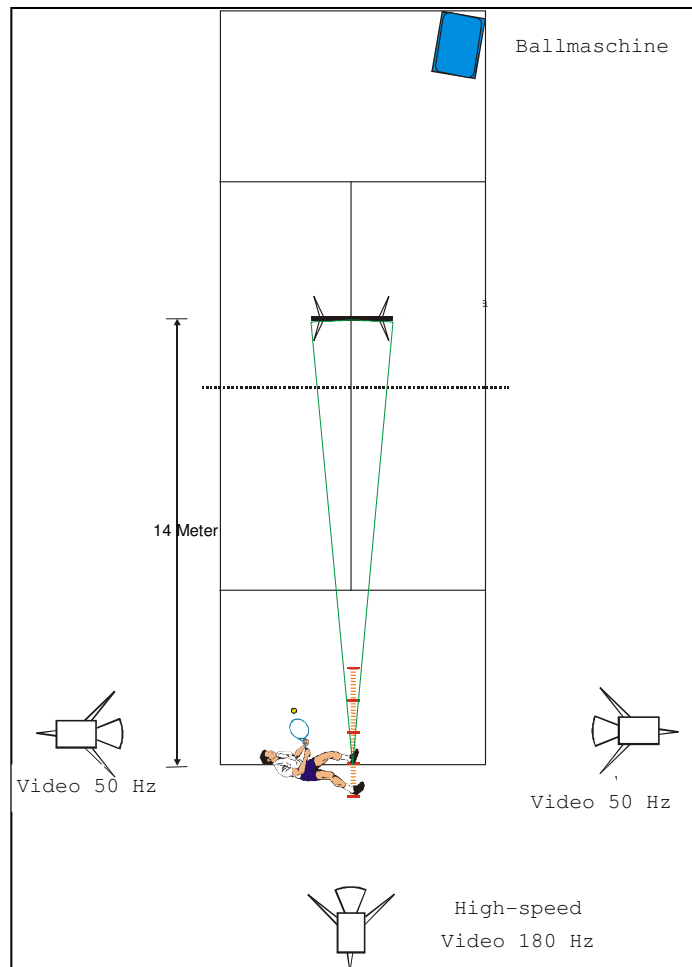


Abb. 8: Der Versuchsaufbau.⁵³

2.1.11 Datenerfassung und Messprotokoll

Sämtliche Messdaten werden mit einer Abtastfrequenz⁵⁴ von 1000 Hz auf eine Chipkarte in einen Datenlogger (Paromed TM Medizintechnik GmbH, 83115 Markt Neubeuern, Deutschland), der zum Erhalt der Bewegungsfreiheit an einem Gürtel getra-

⁵³ Durch die Skalierung auf dem Boden (rot) lässt sich im seitlichen Videobild die Entfernung zur Trefferrand ablesen. Die grünen Linien markieren den maximalen Trefferbereich mit dem oben beschriebenen maximalen Fehler der Ballflugstrecke von 0,6%.

⁵⁴ Bei der Wahl der Abtastfrequenz ist das Abtasttheorem von Nyquist zu beachten. Dies besagt, dass die Abtastfrequenz mindestens den doppelten Wert der maximal zu erwartenden Signalfrequenz betragen muß, um ein Signal in seinem vollständigen Frequenzspektrum erfassen zu können (Acierno: A practical guide to electromyography for biomechanists, S. 18).

gen wird, eingelesen. Hiermit ist bei der Anzahl der gewählten Kanäle eine Messdauer von 60 sec möglich, was 10 – 12 Tennisschlägen entspricht. Pro Variable werden mindestens zwei Messungen durchgeführt, da später die Schläge nach Trefferten, die zum Messzeitpunkt noch nicht bekannt sind, aufgeteilt werden und auch die Trefferwand getroffen werden muss. Durch diese beiden Voraussetzungen wird die Anzahl der in die Auswertung eingehenden Schläge vermindert. Die Übertragung der Messdaten erfolgt auf einen Computer, wo sie anschließend mit der Software „adgraf“ (BASiS, München), einem Analyseprogramm für Messdaten verarbeitet werden. Eine automatische Steuerung mittels einer Kommandodatei ist möglich. Das ausführliche Messprotokoll ist im Anhang dargestellt.

2.2 Verarbeitung der Rohdaten

2.2.1 Beschleunigungssensoren

In einer Referenzmessung werden sowohl der Offset, wie auch die Werte für +1g und -1g ($g = \text{Erdbeschleunigung } 9,81 \text{ m/s}^2$) in Skalenteilen bestimmt. Anschließend erfolgt die Kalibrierung der Daten gemäß der Formel:

$$\text{Kalibrierter Wert} = \text{Kalibrierungsfaktor} * (\text{unkalibrierter Wert} - \text{Offset}),$$

Gleichung 5: Kalibrierung der Rohdaten.

wobei der Kalibrierungsfaktor dem Reziprokwert der Skalenteile für 1g entspricht. Der Treffzeitpunkt entspricht nun dem Kurvenabschnitt, an dem ein plötzlicher Kurvenabfall (= negative Beschleunigung) auftritt. Der Zeitwert kann leicht im Datenfenster der Auswertesoftware abgelesen werden.



Abb. 9: Zeitliche Bestimmung des Treffpunktes.⁵⁵

Die Beschleunigungssignale am Handgelenk und Tennisschläger werden zur besseren Anschaulichkeit zentriert⁵⁶. Das Ende der übertragenen Schwingungen ist erreicht, wenn die Schwingungsamplituden dem Grundrauschen gleich sind. Beim Beschleunigungssignal des Tennisschlägers ergeben sich gelegentlich durch Bewegungsartefakte Probleme diesen Kurvenabschnitt eindeutig zu identifizieren. Der entscheidende Parameter ist hier jedoch die Bestimmung des TP, die Schwingungsdauer des Tennisschlägers wird lediglich im Zusammenhang mit der Griffhaltekraft beschrieben.

2.2.2 Drucksensor

Wie schon unter Punkt 2.1.6 beschrieben, wird über den am Griff befestigten Drucksensor ein Griffschlauch gezogen. Dieser übt schon einen gewissen Druck aus, der bei ansteigenden Griffgrößen zunimmt, was zu einem deutlichen Offset führt. Es ist also notwendig diesen Ruhedruck zu bestimmen und zu subtrahieren, um einen einheitlichen Ausgangswert zu bekommen. Deswegen wird das Kurvenminimum über

⁵⁵ Zur besseren Übersicht ist ein Kurvenabschnitt von 200 ms dargestellt. Die Marke (1) entspricht dem Treffzeitpunkt. Durch den Aufprall des Balles wird der Schläger in starke Schwingungen versetzt, die anfangs den Messbereich des Sensors (+10 g bis -10 g) überschreiten. Dadurch werden die Maxima „abgeschnitten“.

⁵⁶ Eine Zentrierung der Daten wird durch Subtraktion des jeweiligen Signalmittelwertes erreicht.

die gesamte Messdauer bestimmt und als Offset abgezogen. Eine primär durchgeführte Nullmessung für jede Griffgröße kann auf Grund eines deutlichen Offsetdrifts der Rohdaten nicht verwendet werden. Aus demselben Grund kann auch nur eine qualitative Kurvenbeschreibung erfolgen.

Nach dem Treffpunkt zeigen sich im Verlauf der Druckkurve starke hochfrequente Schwingungen (vgl. auch Abb. 10, 12), die auf Grund des zeitlichen Verlaufs keiner Änderung der Griffhaltekraft entsprechen können. Da diese Schwingungen die gleiche Frequenz wie die des Beschleunigungssensors am Tennisschläger aufweisen, dürfte es sich um eine Übertragung des Aufprallschocks und von Vibrationen des Tennisschlägers auf die Gelmatrix des Drucksensors handeln. Der eigentliche Kurvenverlauf der Griffhaltekraft wird also durch Vibrationseffekte überlagert.

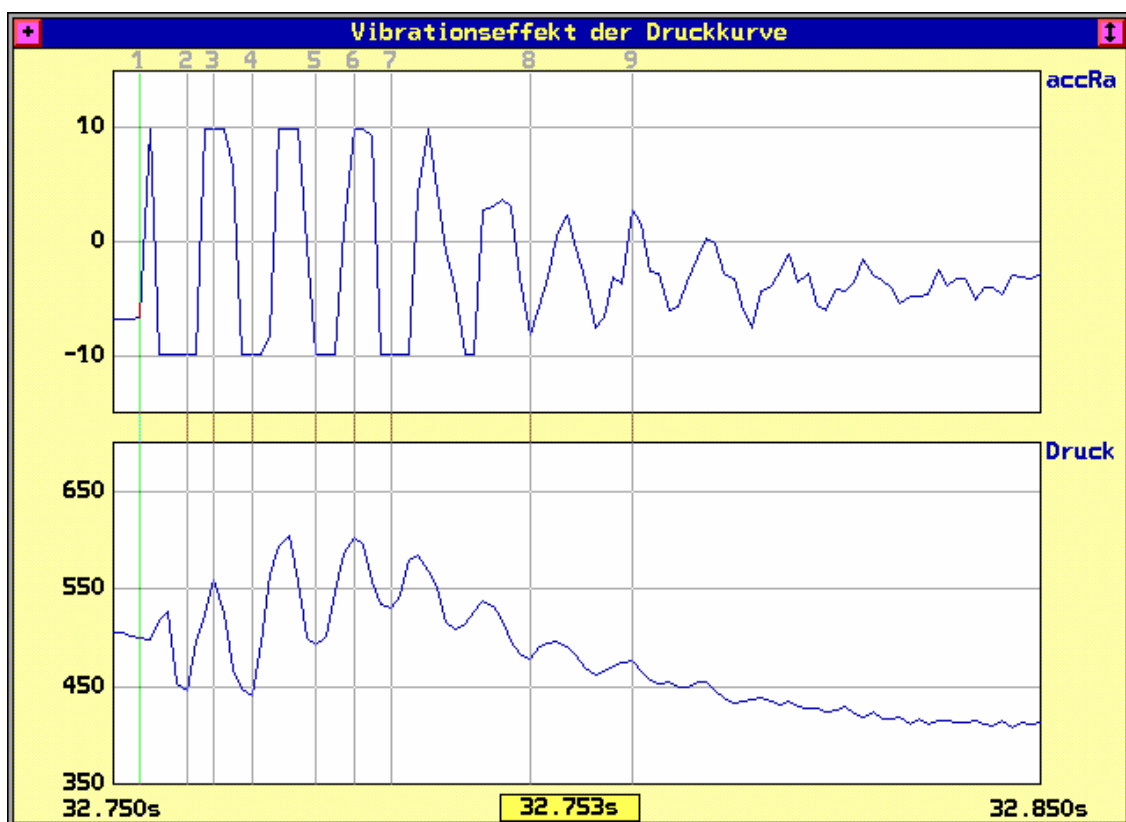


Abb. 10: Überlagerung der Druckkurve durch Tennisschlägervibrationen.⁵⁷

Die Frage ist nun, wie sieht der tatsächliche Kurvenverlauf der Griffhaltekraft in der Zeit aus, in der der Tennisschläger stark vibriert, also in den ca. 70 – 150 ms nach

⁵⁷ Im Kanal „accRa“ ist das Beschleunigungssignal des Tennisschlägers (Erdbeschleunigung), im Kanal „Druck“ die Griffhaltekraft (willkürliche Skalenteile) dargestellt. Marke 1 kennzeichnet den Treffzeitpunkt, ab dem der Tennisschläger stark vibriert (vgl. Abb.9). Ab diesem Zeitpunkt kommt es auch zu einer abrupten Änderung im Signalverlauf der Druckkurve. Die Schwingungen haben den gleichen zeitlichen Abstand, also die gleiche Frequenz, wie das Beschleunigungssignal und verlaufen annähernd synchron (Marken 2 – 9). Innerhalb des dargestellten Zeitfensters von 100 ms kehrt das Beschleunigungssignal beinahe auf das Grundrauschen zurück, wodurch das Ende der Tennisschlägervibrationen angezeigt wird

dem Treffpunkt⁵⁸. Die Frage ob der Betrag einer Änderung der Druckkurve innerhalb dieser Zeitspanne des gestörten Signals einer realen Änderung der Griffhaltekraft entsprechen kann oder durch die Signalüberlagerung bedingt ist, kann aus dem Kurvenverlauf selbst bestimmt werden, indem man die Größe dieser Änderung pro Zeiteinheit mit einer Druckschwankung in einem ungestörten Kurvenverlauf vergleicht. Hierbei bestätigten sich alle Druckschwankungen als real.

Weiterhin ist zu beachten, in welchem Zeitraum sich solche Änderungen der Griffhaltekraft, also Kontraktionen und Erschlaffungen von Muskelfasern überhaupt abspielen können. Die Anstiegszeit einer Einzelzuckung von quergestreiften Skelettmuskeln liegt in einem Bereich von 10 – 100 ms⁵⁹, die Erschlaffung kann bis zu fünfmal länger dauern⁶⁰. Im Rohsignal liegen diese somit relevanten Anteile in einem Frequenzbereich zwischen 2 Hz und 100 Hz. In einer Frequenzanalyse⁶¹ der Druckkurve zeigt sich eine Häufung der Frequenzanteile in einem Bereich zwischen 0,2 und 20 Hz.

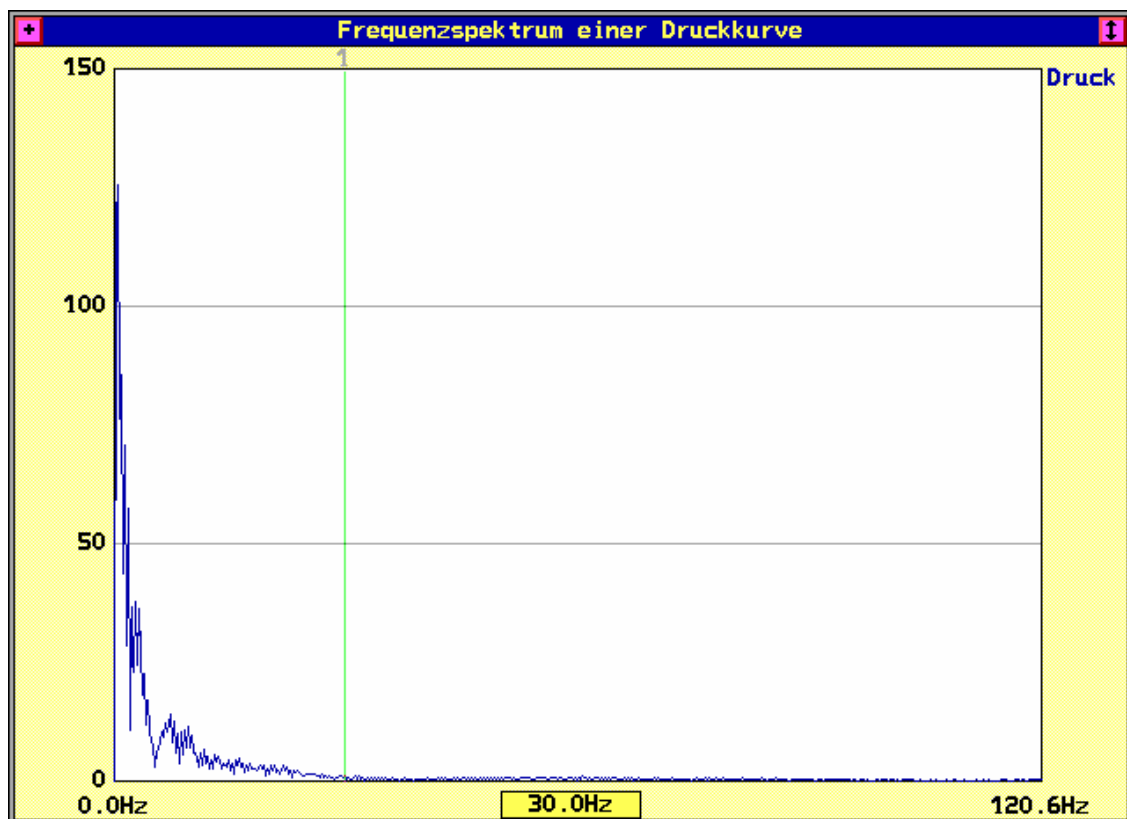


Abb. 11: Frequenzspektrum einer Druckkurve.⁶²

⁵⁸ Diese Zeitspanne ergibt sich aus dem Beschleunigungssignal der eigenen Messungen und bestätigt sich in der Literatur bei Hennig et al. (1992, S. 1136)

⁵⁹ TenBruggencate (1984, S.113)

⁶⁰ Hasselbach (1975, S. 77)

⁶¹ Die Frequenzanalyse wird mit einer Fast Fourier Analyse durchgeführt.

⁶² Die Marke 1 bezeichnet die Frequenz 30 Hz. Die wesentlich vertretenen Frequenzen des Signals liegen unter dieser Frequenz in einem Bereich zwischen 0,2 und 20 Hz

Unter Berücksichtigung der obigen Überlegungen stellt sich ein Tiefpassfilter mit einer Frequenz von 30 Hz als geeignet heraus, da höhere Frequenzanteile, wie auf Abb. 11 zu sehen, nicht mehr wesentlich vertreten sind.

Die resultierende Graphik für die Griffhaltekraft ist in Abb. 12 im Vergleich zu der Kurve der Rohdaten dargestellt.

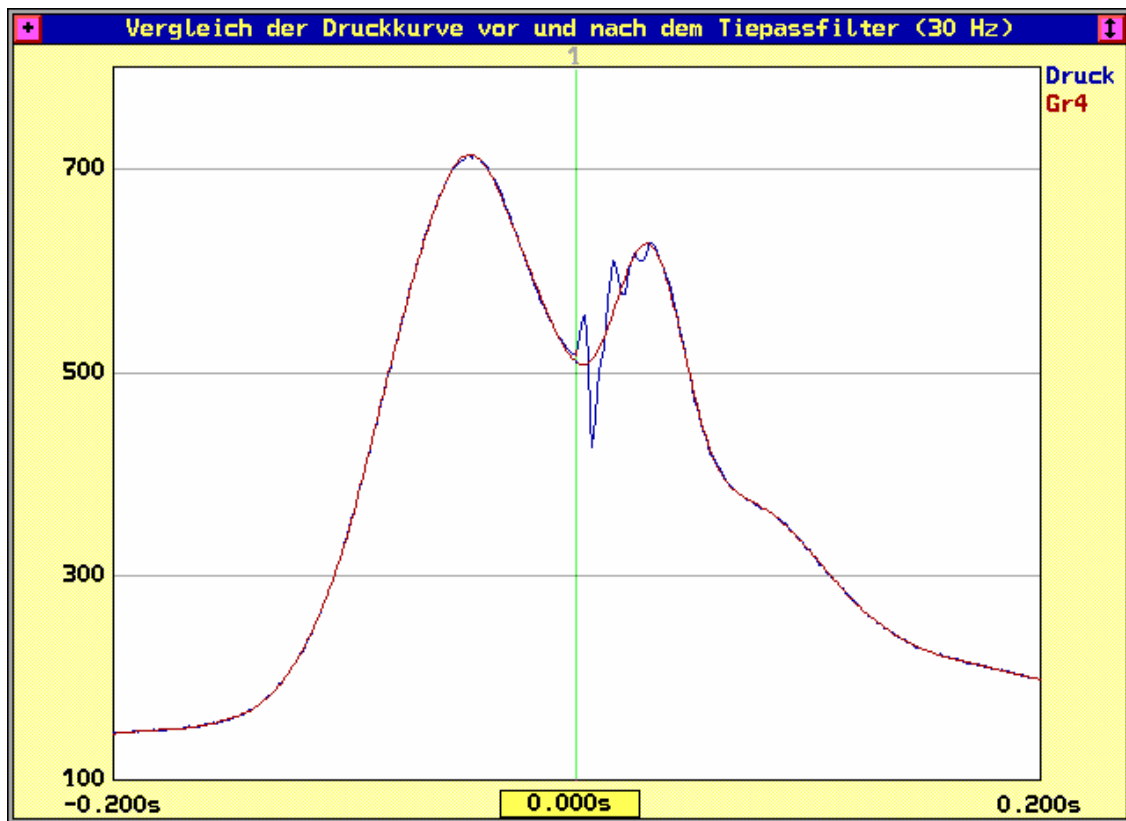


Abb. 12: Vergleich der Druckkurve vor und nach Glättung durch einen Tiefpassfilter (30Hz).⁶³

2.2.3 EMG

2.2.3.1 Die Verarbeitung des Rohsignals

Aus der EMG – Messung sollen Aussagen über die Beanspruchung der Unterarmmuskulatur bei Verwendung unterschiedlicher Schlagflächengrößen abgeleitet werden. Da aus dem Roh – EMG lediglich beurteilt werden kann, ob ein Muskel aktiv ist oder nicht, müssen verschiedene Verarbeitungsschritte vorangestellt werden⁶⁴. Erst danach kann eine Aussage über das Beanspruchungsniveau eines Muskels gemacht

⁶³ Vergleich der Druckkurve als Rohsignal und nach Glättung mit einem 30 Hz Tiefpassfilter. Die mit „Druck“ bezeichnete Kurve ist das durch Schlägervibrationen überlagerte Rohsignal, die mit „Gr4“ bezeichnete Kurve die gefilterte. Der Glättungseffekt ist deutlich zu erkennen. Beide Signale haben bis zum Treffzeitpunkt (Marke 1) einen identischen Verlauf. Dann zeigt sich die deutliche Überlagerung durch das Beschleunigungssignal, wodurch die eigentliche Griffhaltekraft maskiert wird. Durch Herausfiltern der Frequenzanteile dieses Signals kommt die ursprüngliche Griffhaltekraft wieder zum Vorschein.

⁶⁴ De Luca (1997, S.135-163), Zwick et al. (1994)

werden. Ziel dieser Verarbeitungsschritte ist es mögliche Störeinflüsse auf das EMG – Signal zu eliminieren und eine Normierung der Rohdaten durchzuführen. Hierzu werden die Daten zunächst zentriert. Anschließend werden mögliche niederfrequente Störsignale, wie z. B. Bewegungsartefakte, durch einen Hochpassfilter⁶⁵ mit 6 Hz eliminiert. Um aus dem mit hohen Schwingungsanteilen überlagerten Signalverlauf dessen Trend zu verdeutlichen müssen die gleichgerichteten Daten noch mit einem Tiefpassfilter mit 20 Hz gefiltert werden, wodurch eine Hüllkurve (Abb. 14) erstellt wird.

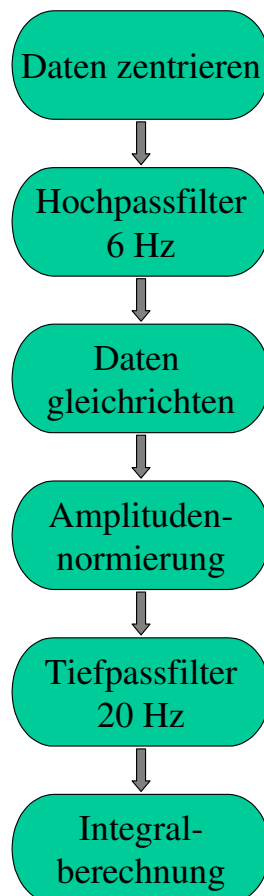


Abb. 13: Die Verarbeitungsschritte der EMG - Rohdaten

Die Normierung der EMG – Daten erfolgt durch einen Bezug zu einer Maximal willkürlichen Kontraktion (MVC) eines jeden Probanden, wodurch eine relative Skalierung erreicht wird⁶⁶. Hierzu werden von jedem Probanden 3 – 4 isometrische Muskelkontraktionen der untersuchten Muskeln mit maximaler Anspannung für eine Dau-

⁶⁵ Die Signalkurve wird durch einen digitalen Frequenzbandfilter geglättet. Die Filterung erfolgt durch eine Fast Fourier Transformation (FFT). Bei einem Hochpassfilter werden nur Frequenzen oberhalb einer bestimmten Grenzfrequenz durchgelassen. Ein Tiefpassfilter hat den gegenteiligen Effekt.

⁶⁶ In der Studie von Knutson et al. (1994) werden verschiedene Normierungsverfahren verglichen und bewertet. Die Normierung auf die maximal willkürliche Kontraktion erreicht die höchste Reproduzierbarkeit.

er von ca. 5 Sekunden durchgeführt. Zwischen den Kontraktionen muss eine ausreichende Erholungszeit gewährt werden. Anschließend wird mit einem gleitenden Fenster von 1 Sekunde der Mittelwert errechnet. Der größte Wert wird gleich 100% gesetzt. Sämtliche EMG – Daten werden dann als Prozentwerte dieser Referenzmarke angegeben.

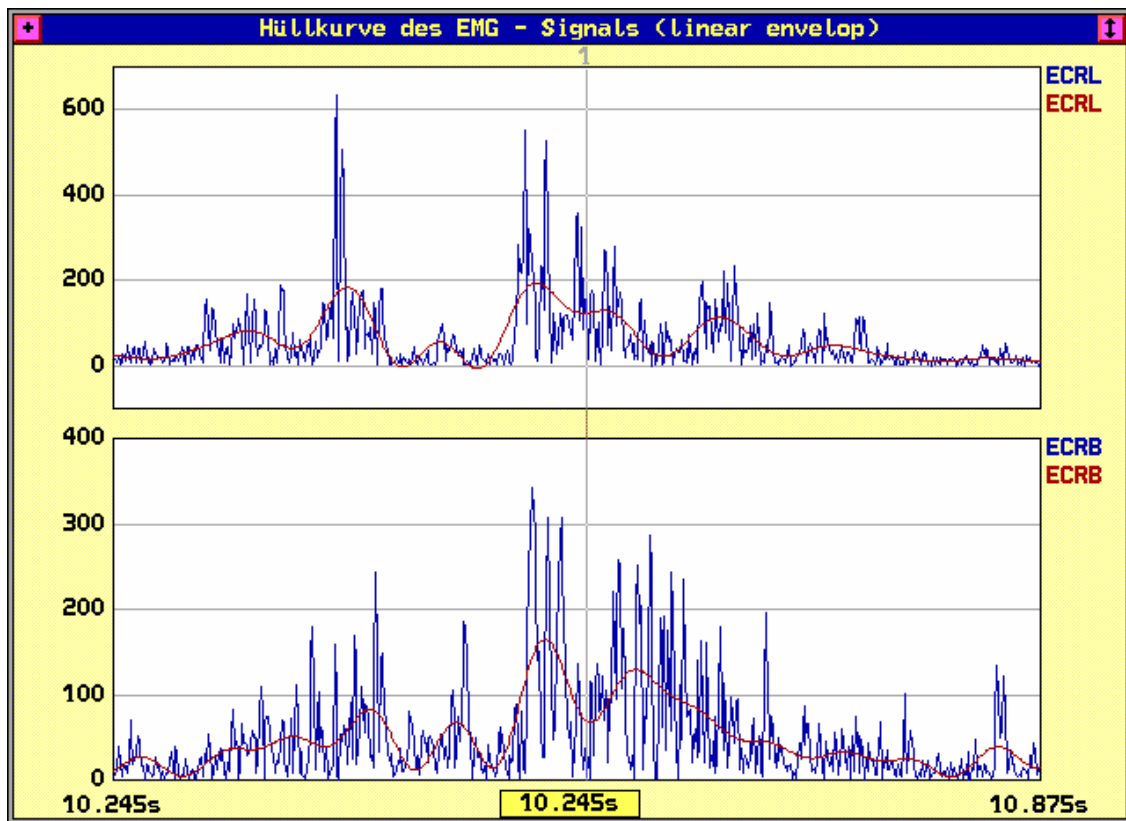


Abb. 14: Hüllkurve des EMG-Signals (linear envelop).⁶⁷

Die Voraussetzung für den Vergleich von EMG – Daten mehrerer Einzelschläge ist, dass nur korrespondierende Schlagphasen miteinander verglichen werden. Innerhalb des Versuchsaufbaus kann zwar der Schlagablauf vergleichbar gestaltet werden, jedoch wäre auf Grund des unterschiedlichen zeitlichen Verlaufs eine zeitliche Normierung des EMG – Signals notwendig. Hierzu sind zwei eindeutig identifizierbare Ereignisse innerhalb des Bewegungsablaufes erforderlich, die als 100% - Referenz dienen. Hierdurch wird der Einzelschlag in relative Zeiteinheiten gegliedert, die dann miteinander vergleichbar sind. Mit dem Treffpunkt ist problemlos ein sicher identifizierbares Ereignis gegeben. Die Zuordnung eines zweiten Ereignisses zu einem eindeutigen Messwert gestaltet sich jedoch in diesem Versuchsaufbau schwierig. So

⁶⁷ Vergleich der Hüllkurve (linear envelop) mit dem gleichgerichteten, normierten EMG – Rohsignal der Muskel ECRL und ECRB. Die Hüllkurve gibt den Trend des Signals wieder und glättet einzelne Amplitudenspitzen, wie auch hochfrequente Schwankungen, so dass die Amplitudenverläufe, also die unterschiedlichen Aktivitätsniveaus des Muskels, klarer dargestellt werden. Dadurch werden die Kurven besser vergleichbar.

lassen sich eindeutige Ereignisse im Bewegungsablauf, wie z. B. der Anfang oder der Umkehrpunkt in der Ausholbewegung, keinem eindeutigen Messwert zuordnen. Da das Beschleunigungssignal wegen des großen Aufprallschocks mit einem großen Messbereich gewählt werden muss, können Änderungen in der Ausholbewegung nicht eindeutig identifiziert werden. Diese Punkte sind zwar im Videobild sicher zu erkennen, hier ist jedoch die zeitliche Auflösung nicht ausreichend. Selbst Versuche mit Goniometern in vorausgegangenen Messungen waren aufgrund einer teilweisen Diskrepanz von Goniometersignal und Videobild nicht verwertbar.

Aus obigen Gründen und den versuchsspezifischen Gegebenheiten, muss auf eine zeitliche Normierung relativ zum Gesamtbewegungsablauf verzichtet werden. Als Lösung wird ein Verfahren gewählt, durch das sowohl ein zeitlicher Bezug, wie auch ein Bezug zum Beanspruchungsniveau des Muskels hergestellt werden soll. Hierzu wird die gesamte Muskelarbeit eines Tennisschlages als Ausgangspunkt genommen. Da zwischen dem Integral eines EMG – Signals und der muskulären Beanspruchung ein Zusammenhang besteht⁶⁸, werden die Hüllkurven integriert und auf einen Zeitraum von 1 Sekunde bezogen. Dazu wird ausgehend vom Treffpunkt als eindeutig zu identifizierendes Ereignis ein Bereich ausgewählt, der sich 2,5 Sekunden nach vorne und 2 Sekunden nach hinten erstreckt. Diese Blöcke reichen also in Phasen hinein, in denen der Proband in Grundstellung steht und somit nur das Grundrauschen des EMG – Signals vorhanden ist. Dieses Grundrauschen wird als Nullaktivität bezeichnet und muss vom Integralwert subtrahiert werden. Hierzu wird der kleinste Mittelwert von einem Fenster mit 1 Sekunde, das über den gesamten Messbereich von 60 Sekunden gleitet, bestimmt. Dadurch wird eine Information über das Beanspruchungsniveau eines Muskels gewonnen, die sowohl die Amplitude des Signals, wie auch die zeitliche Dauer mitberücksichtigt. Voraussetzung ist, dass sicher in einen Bereich der Nullaktivität hinein integriert wird. Dieses Verfahren wurde schon von Henning et al. (1992) analog zur Beschreibung der Schwingungsbelastung des Armes mit Beschleunigungsmessungen durchgeführt. Eine Auswertung des EMG – Signals in dieser Weise ist noch nicht beschrieben.

⁶⁸ De Luca (1997, S. 148-155)

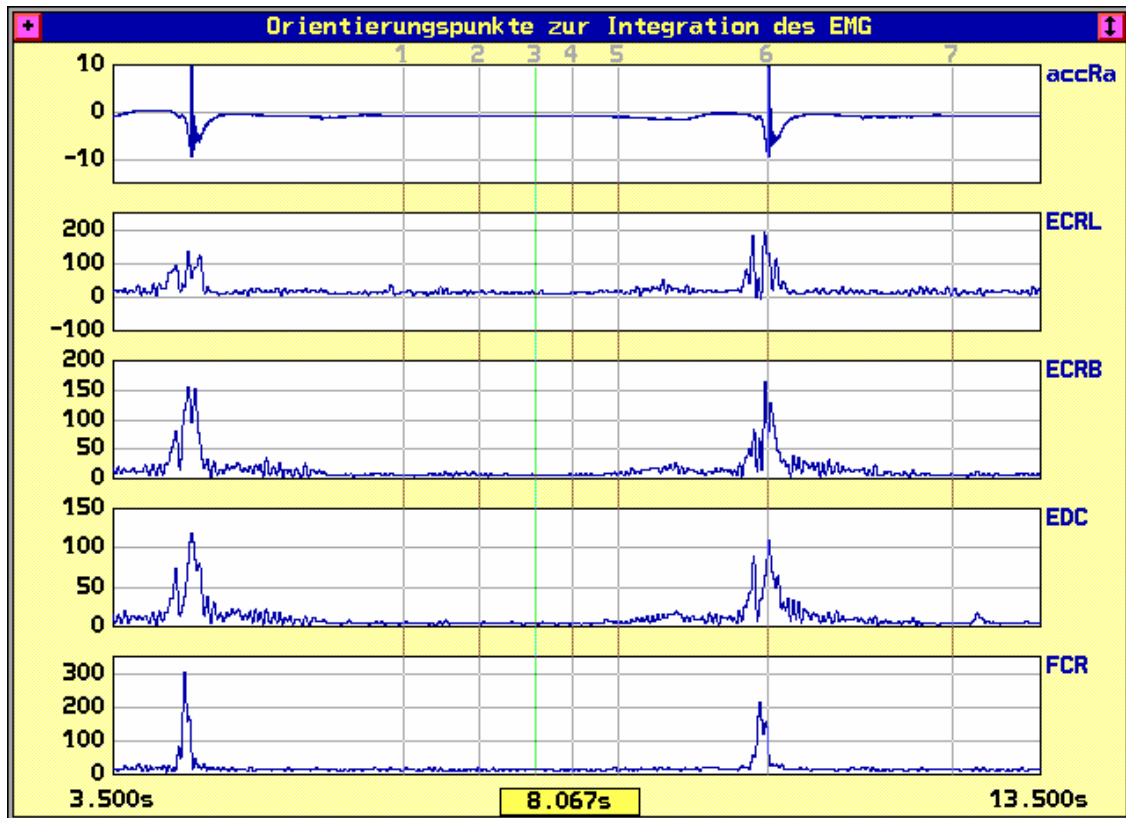


Abb. 15: Orientierungspunkte zur Integration des EMG – Signals.⁶⁹

2.2.3.2 Berücksichtigung von Ballenergie und Schlägerenergie

Zurückkommend auf die Fragestellung, wie sich das Beanspruchungsniveau der untersuchten Unterarmmuskeln bei unterschiedlich großen Schlagflächen verändert, muss man eingedenk der Ereigniskette eines Tennisschlages (vgl. Abb.1) nun noch die Zuschlagenergie und die resultierende Ballenergie mit einbeziehen. Bei gleicher Zuschlagenergie und gleichem Treffpunkt ist anzunehmen, dass mit einer größeren Schlagfläche auf Grund der größeren Saitenlänge eine höhere Ballenergie resultiert⁷⁰. Der Tennisspieler muss also für den gleichen Effekt weniger Kraft einsetzen. Da es nun nicht möglich ist, jeden Schlag gesondert hinsichtlich dieser Parameter zu

⁶⁹ Dargestellt sind das Beschleunigungssignal des Tennisschlägers (accRa) und die Hüllkurven der EMG – Signale (ECRL, ECRB, EDC, FCR). Marke 1 bezeichnet das Schlagende des vorhergehenden Schlages. Ab hier verharrt der Proband in Grundstellung, das Beschleunigungssignal ist konstant. Der neue Schlag beginnt bei Marke 5. Die Marken 2 – 4 kennzeichnen das 1 sec. große Zeitfenster zur Bestimmung der Nullaktivität des EMG während der Grundstellung. Marke 3 – 6 bezeichnet den 2,5 sec. großen Integrationsblock bis zum Treffpunkt, Marke 6 – 7 den 2 sec. Block nach dem Treffpunkt.

⁷⁰ Bei der größeren Schlagfläche verteilt sich die angelegte Saitenspannung auf eine größere Saitenlänge, so daß diese Spannung auf mehr willkürliche Teilstücke als bei einer kürzeren Saite verteilt wird. Hierdurch kann durch den quer auftreffenden Ball eine größere Auslenkung bewirkt werden, wodurch der Ball wie bei einem Trampolin durch die Rückschwingung stärker beschleunigt wird. Die Schwingungsfrequenz muß hoch genug sein, daß diese Rückschwingung während der ca. 4 ms. des Treffpunkts möglich ist, die Bespannungshärte darf also nicht zu gering sein. Durch die größere Verformung der Bespannung geht weiterhin weniger Beschleunigungsenergie in einer Verformung des Tennisballs wie bei einer kleineren Schlagfläche verloren, was sich ebenfalls positiv auf die Ballenergie auswirkt.

betrachten, soll eine Maßzahl eingeführt werden, die eine Aussage über beide Parameter beinhaltet. Dies wird durch die Bildung des folgenden Quotienten erreicht.

$$\text{Schlägerfaktor (S)} = \text{Ballenergie} / \text{Zuschlagenergie}$$

Gleichung 6: Der Schlägerfaktor (S). Dieser Faktor setzt Die kinetische Zuschlagenergie und Ballenergie miteinander in Beziehung.

Dieser Wert verhält sich mit der Ballenergie proportional und mit der Zuschlagenergie gegensätzlich proportional. D. h. er steigt bei höherer Ballenergie mit konstanter Zuschlagenergie an, wie dies bei einer größeren Schlagfläche der Fall ist. Voraussetzung hierfür ist, dass Zuschlagenergie und Ballenergie erwartungsgemäß miteinander korreliert sind, was im Unterpunkt 3.1.1 dargestellt wird.

In folgender Tabelle sind die Schlägerfaktoren S der jeweiligen Probanden mit dem Standardfehler des Mittelwertes dargestellt. Je größer der Wert ist, desto größere Ballenergien werden mit einer bestimmten Zuschlagenergie erreicht. Beim Oversizeschläger sind die Werte größer, für eine bestimmte Ballenergie ist also im Vergleich zum Midsizeschläger eine geringere Zuschlagenergie notwendig. Lediglich Proband D hat mit dem Midsizeschläger höhere Ballenergien erreicht. Wird der Standardfehler des Mittelwertes auf ein Konfidenzintervall von 95% bezogen, ist lediglich bei Proband B der Unterschied zwischen beiden Schlägerfaktoren signifikant.

	Midsize	SEM	Oversize	SEM
Proband A	0,1946	0,0198	0,2552	0,0297
Proband B	0,2146	0,0057	0,2548	0,0125
Proband C	0,2152	0,0109	0,2220	0,0107
Proband D	0,2748	0,0139	0,2245	0,0143
Proband E	0,2393	0,0327	0,2511	0,0194

Tab. 4: Schlägerfaktoren (S) für unterschiedliche Schlagflächengrößen.⁷¹

Unter der Voraussetzung, dass das Aktivitätsniveau des EMG mit der Zuschlagenergie in Beziehung steht, lassen sich die Integralwerte des EMG mit den jeweiligen Werten des Schlägerfaktors normieren, so dass man dann einen Wert für das Beanspruchungsniveau des Muskels bekommt, der Bezug auf die investierte Zuschlagenergie und die resultierende Ballenergie nimmt.

Wie beeinflusst nun der Schlägerfaktor die Integralwerte des EMG? Bei zunehmender Zuschlagenergie wird der EMG – Wert größer, was ein höheres Beanspruchungsniveau widerspiegelt. Dies wird auch durch die zu erwartende Korrelation ge-

⁷¹ Die Schlägerfaktoren (S) für die unterschiedlichen Schlagflächengrößen der jeweiligen Probanden. Beim Oversizeschläger ist der Wert durch die höhere Ballenergie größer. Lediglich Proband D hat mit dem Midsizeschläger höhere Ballenergien erreicht.

stützt, welche im Ergebnisteil dieser Arbeit dargestellt wird. Bei zunehmender Ballenergie wird der Wert kleiner, was die höhere Effizienz ausdrückt. Dies bedeutet, dass man, um die gleiche Ballenergie zu erreichen, mit einer größeren Schlagfläche weniger Zuschlagenergie benötigt. Die muskuläre Beanspruchung ist also niedriger.

2.2.3.3 Frage der Ermüdung

Bei einer durchschnittlichen Versuchsdauer eines Probanden von 3 – 4 Stunden, die sich aufgrund des Versuchdesigns als Pilotstudie mit der Fülle der bestimmten Parameter ergibt, stellt sich die Frage, ob es zu einer Ermüdung der untersuchten Muskeln kommt und dadurch zu einer Veränderung der Untersuchungsbedingungen. Ermüdungsvorgänge führen nämlich zu Signalveränderungen im EMG und können dadurch die abgeleiteten Aussagen beeinflussen. So ist die Verminderung der Leitgeschwindigkeit eines Aktionspotentials maßgeblich an diesen Veränderungen beteiligt⁷². Sie führt zu einem Anstieg der Aktionspotentialdauer, was wiederum zu einem Abfall der Frequenz führt, weshalb sich Ermüdungsvorgänge eines Muskels im Frequenzspektrum erkennen lassen, noch bevor es zu einer Veränderung der Kraftentfaltung kommt. Durch eine Zunahme der Frequenzanteile im unteren Bereich kommt es zu einer Linksverschiebung der Medianfrequenz. Voraussetzung zur Ableitung des Frequenzspektrums sind isometrische Muskelkontraktionen mit möglichst gleicher Kraftentfaltung, um deren Einflüsse auf das Frequenzspektrum auszuschließen. Es bietet sich deswegen an, auf die MVC – Messungen zurückzugreifen. In der folgenden Tabelle sind die Medianfrequenzen des Frequenzspektrums von 0 – 500 Hz dargestellt. Die Analyse erfolgte aus jeweils 3 s langen Blöcken.

⁷² De Luca (1997, S. 158)

	Muskel	Beginn	Ende
Proband A	<i>ECRL</i>	148,5	168,6
	<i>ECRB</i>	162,4	192,5
	<i>EDC</i>	191,8	192,6
	<i>FCR</i>	134,1	140,9
Proband B	<i>ECRL</i>	165,1	116,2
	<i>ECRB</i>	175,5	167,4
	<i>EDC</i>	199,0	207,9
	<i>FCR</i>	196,2	199,7
Proband C	<i>ECRL</i>	143,2	147,3
	<i>ECRB</i>	151,8	151,9
	<i>EDC</i>	169,9	182,3
	<i>FCR</i>	185,8	173,5
Proband D	<i>ECRL</i>	181,8	194,6
	<i>ECRB</i>	175,0	173,5
	<i>EDC</i>	192,8	196,0
	<i>FCR</i>	187,2	187,4
Proband E	<i>ECRL</i>	202,4	178,9
	<i>ECRB</i>	148,8	157,0
	<i>EDC</i>	136,4	141,6
	<i>FCR</i>	192,0	181,2

Tab. 5: Vergleich der medianen Frequenzen zu Messbeginn und –ende.⁷³

Eine eindeutige Tendenz lässt sich nicht erkennen. So kommt es zu Änderungen der Medianfrequenz innerhalb eines Probanden in beide Richtungen mit ähnlichen Beträgen. Vereinzelt lassen sich Frequenzverschiebungen zu niedrigeren Frequenzen hin feststellen, wie z. B. beim Probanden B, jedoch gelten diese nur für einzelne Muskeln (*ECRL*, *ECRB*) oder sind allenfalls gering. Eine eindeutige Ermüdung der untersuchten Muskeln ist somit nicht festzustellen. Die gesamte Versuchsdauer eines Probanden war zwar, wie oben erwähnt, relativ hoch, jedoch ergibt sich eine Nettospielzeit von 20 – 30 Minuten bei Einzelmessungen von 60 Sekunden mit ausreichend langen Erholungspausen, so dass eine Muskelermüdung bei trainierten Spielern auch nicht zu erwarten ist.

2.3 Statistik

Bei einer Anzahl von 5 Probanden bleibt nur die Möglichkeit der deskriptiven Statistik. Zunächst werden die Regressionen der Ballenergie und Zuschlagenergie, sowie der Muskelaktivitätswerte und der Zuschlagenergie graphisch dargestellt. Der jeweilige lineare Regressionskoeffizient wird berechnet. Anschließend werden die linearen Korrelationen für obige Paarungen bestimmt. Da die Probanden zunächst angehalten

⁷³ Zugrunde gelegt sind jeweils 3 s Blöcke der MVC – Messungen. Eine eindeutige Linksverschiebung ist nicht festzustellen.

wurden, mit möglichst konstanter Zuschlaggeschwindigkeit zu spielen, bestehen Bedenken gegen die Normalverteilung der Werte, so dass zusätzlich der Spearman'sche Rang – Korrelationskoeffizient berechnet wird.

Aus den EMG – Maßzahlen werden die jeweiligen Mittelwerte für unterschiedliche Schlagflächengrößen mit den Standardabweichungen und dem Standardfehler des Mittelwertes(SEM) berechnet. Die Mittelwerte und der SEM für ein Konfidenzintervall von 95% ($=1,96*SEM$) werden graphisch dargestellt und miteinander verglichen. Ein Wilcoxon – Test für gepaarte Stichproben erscheint bei der Probandenanzahl nicht sinnvoll, jedoch lässt sich durch den graphischen Vergleich des SEM eine Signifikanz der Ergebnisse abschätzen, da bei einer Überschneidung ein signifikanter Unterschied nahezu unwahrscheinlich ist.

3 Ergebnisse der Messungen

3.1 Regressions- und Korrelationsanalysen

3.1.1 Kinetische Ballenergie und kinetische Zuschlagenergie

In Kapitel 2.2.3.2 ist beschrieben, dass ein linearer Zusammenhang zwischen Ballenergie und Zuschlagenergie die Voraussetzung für die Bildung des Schlägerfaktors S ist. Dazu werden die einzelnen Messwerte für alle Trefforte und Tennisschlagereigenschaften nach Schlagart getrennt graphisch aufgetragen. In einem Statistikprogramm (SPSS 10.1) wird die Regressionsgerade bestimmt und der Regressionskoeffizient (β) berechnet. Die einzelnen Werte sind in folgender Tabelle dargestellt, die jeweiligen Streudiagramme können im Anhang eingesehen werden.

	Rückhand			Vorhand		
	β	n	Sign	β	n	Sign
Proband A	0,543	36	0,001	0,283	41	0,073
Proband B	0,567	75	0,000	0,670	75	0,000
Proband C	0,336	61	0,008	0,448	71	0,000
Proband D	-0,125	60	0,342	-0,149	70	0,217
Proband E	0,361	64	0,003	0,703	65	0,000

Tab. 6: Regressionskoeffizienten (β) für kinetische Zuschlag- und Ballenergie.⁷⁴

Die einzelnen Streudiagramme legen einen linearen Zusammenhang zwischen kinetischer Ballenergie und kinetischer Zuschlagenergie nahe. Je nach Proband weisen die Werte eine mehr oder weniger starke Streuung auf, was die unterschiedlichen Regressionskoeffizienten bei den Probanden erklärt. In den meisten Fällen konnte jedoch ein signifikanter linearer Zusammenhang zwischen der kinetischen Zuschlagenergie und der kinetischen Ballenergie nachgewiesen werden. In der Tabelle sind diese Werte grau unterlegt.

Auffällig sind die negativen Werte bei Proband D. Hier ergibt sich bei Betrachtung des Streudiagramms der Rückhandschläge der Verdacht auf zwei verschiedene Wertegruppen, die jedoch weder für den Treffort auf der Schlagfläche, noch für die Schlagflächengröße nachgewiesen werden können. Bei den Vorhandschlägen wird

⁷⁴ Die Regressionskoeffizienten (β) für die kinetische Zuschlagenergie und die kinetische Ballenergie mit der Anzahl (n) der Tennisschläge und der Signifikanz (Sign). Die grau unterlegten Felder zeigen einen signifikanten linearen Zusammenhang an (< 0,05).

der Verlauf der Regressionsgeraden durch einige wenige Werte außerhalb der Punktwolke beeinflusst.

Bei Proband A ist der Regressionskoeffizient der Vorhandschläge gerade nicht signifikant. Dies scheint durch einen Ausreißer begründet zu sein (VH Oversize Versuch 8 der Datenliste des Probanden A⁷⁵). In der Videoanalyse können keine Auffälligkeiten festgestellt werden, so dass der Wert belassen wird. Eine Berechnung des Regressionskoeffizienten ohne dieses Wertepaar hätte einen Koeffizienten $\beta = 0,431$ und eine Signifikanz = 0,006 ergeben, womit auch hier ein signifikanter Zusammenhang bestanden hätte.

Die anschließende Berechnung der Korrelationskoeffizienten nach Pearson ergab ähnliche signifikante Ergebnisse, die in folgender Tabelle dargestellt sind.

	Rückhand			Vorhand		
	r	n	Sign	r	n	Sign
Proband A	0,543	36	0,001	0,283	41	0,073
Proband B	0,567	75	0,000	0,670	75	0,000
Proband C	0,336	61	0,008	0,448	71	0,000
Proband D	-0,125	73	0,342	-0,149	70	0,217
Proband E	0,361	64	0,003	0,703	65	0,000

Tab. 7: Korrelationskoeffizienten nach Pearson (r) für kinetische Zuschlag- und Ballenergie.⁷⁶

Auch hier hätte sich für die Vorhandschläge bei Proband A ohne den Ausreißer bei einem Korrelationskoeffizienten $r = 0,431$ und einer Signifikanz = 0,003 ein signifikanter Wert ergeben. Die fehlende Korrelation bei Proband D entspricht den Werten der Regressionsberechnung.

Ein Vergleich mit dem Spearman'schen Rang – Korrelationskoeffizienten, der wegen Bedenken gegen die Normalverteilung der Daten mitberechnet wurde, ergibt keinen wesentlichen Unterschied. Lediglich bei Proband C und E ändert sich bei den Rückhandschlägen das Signifikanzniveau, die exakten Signifikanzniveaus liegen jedoch nahe beieinander. Die modifizierten Werte der Vorhandschläge bei Proband A nach Elimination des Ausreißers ergeben einen Spearman – Koeffizienten = 0,386 und eine Signifikanz = 0,003 und wären somit auf dem gleichen Niveau signifikant, wie der Pearson – Koeffizient. Die einzelnen Werte sind in Tab. 8 dargestellt.

⁷⁵ Die Datenlisten sind im Anhang aufgeführt.

⁷⁶ Die Korrelationskoeffizienten nach Pearson (r), die Anzahl (n) der Tennisschläge und die Signifikanz (Sign) für die kinetische Zuschlagenergie und die kinetische Ballenergie. Die grau unterlegten Felder zeigen signifikante Korrelationen an.

	Rückhand			Vorhand		
	Spear	n	Sign	Spear	n	Sign
Proband A	0,544	36	0,001	0,289	41	0,066
Proband B	0,560	75	0,000	0,556	75	0,000
Proband C	0,309	61	0,015	0,443	71	0,000
Proband D	-0,109	60	0,408	-0,152	70	0,208
Proband E	0,390	64	0,001	0,700	65	0,000

Tab. 8: Korrelationskoeffizienten nach Spearman – Rho (Spear) für kinetische Zuschlag- und Ballenergie.⁷⁷

3.1.2 Muskelaktivitätsniveau und kinetische Zuschlagenergie

Unter der Voraussetzung eine Maßzahl für das Beanspruchungsniveau der Unterarmmuskeln aus unterschiedlichen Messwerten zu entwickeln, wurden die Integralwerte des EMG mit dem Schlägerfaktor S normiert (Kapitel 2.2.3.2). Der Zusammenhang zwischen EMG – Integralwerten und der Zuschlagenergie wird im Folgenden dargestellt.

In Tab. 9 und 10 sind die Regressionskoeffizienten (β) für das Aktivitätsniveau der einzelnen Muskeln und der Zuschlagenergie getrennt nach Schlagart aufgetragen. Die jeweiligen Streudiagramme sind im Anhang dargestellt.

	Rückhand											
	ECRL			ECRB			EDC			FCR		
	β	n	Sign	β	n	Sign	β	n	Sign	β	n	Sign
A	0,163	39	0,321	0,227	39	0,164	0,184	39	0,262	0,038	39	0,818
B	0,049	81	0,663	0,002	81	0,989	0,025	81	0,827	-0,162	72	0,173
C	0,198	79	0,080	-0,006	79	0,960	0,042	79	0,711	0,198	79	0,081
D	0,047	73	0,690	-0,117	73	0,324	-0,192	73	0,104	0,174	73	0,141
E	0,249	83	0,023	0,391	83	0,000	0,327	83	0,003	0,355	83	0,001

Tab. 9: Regressionskoeffizienten (β) für das Muskelaktivitätsniveau und die kinetische Zuschlagenergie bei Rückhandschlägen.⁷⁸

⁷⁷ Die Korrelationskoeffizienten nach Spearman – Rho (Spear), die Anzahl (n) der Tennisschläge und die Signifikanz (Sign) für die kinetische Zuschlagenergie und die kinetische Ballenergie. Die grau unterlegten Felder zeigen signifikante Korrelationen an.

Vorhand												
	ECRL			ECRB			EDC			FCR		
	β	n	Sign	β	n	Sign	β	n	Sign	β	n	Sign
A	0,216	50	0,132	0,336	50	0,017	0,162	50	0,260	-0,044	50	0,760
B	0,014	81	0,901	-0,033	81	0,772	-0,024	81	0,835	-0,167	68	0,173
C	0,091	86	0,404	0,173	86	0,111	0,225	86	0,037	-0,171	86	0,116
D	-0,093	73	0,434	0,135	73	0,256	-0,022	73	0,852	0,100	54	0,472
E	0,481	89	0,000	0,446	89	0,000	0,426	89	0,000	0,508	89	0,000

Tab. 10: Regressionskoeffizienten (β) für das Muskelaktivitätsniveau und die kinetische Zuschlagenergie bei Vorhandschlägen.⁷⁹

Im Gegensatz zur kinetischen Ballenergie lässt sich zwischen Zuschlagenergie und Muskelaktivitätsniveau nur annähernd ein linearer Zusammenhang erkennen. Vielmehr liegen die Wertepaare in den Streudiagrammen entweder punktförmig gehäuft, oder bandförmig verteilt. Bei Proband D wird β sogar vereinzelt negativ. Lediglich bei Proband A und C sind einzelne Werte signifikant. Insgesamt lässt sich eine große Streuung der Werte mit Signifikanzniveaus nahe einer zufälligen Verteilung feststellen. Ein linearer Zusammenhang ist somit entgegen der Annahme bei den Probanden A – D nicht nachweisbar.

Im Gegensatz dazu ist bei Proband E sowohl graphisch, wie auch rechnerisch ein eindeutiger linearer Zusammenhang gegeben. Bei diesem Probanden ist auch die Streubreite der Einzelwerte der Zuschlagenergien am größten, so dass die Voraussetzung der Normalverteilung im Gegensatz zu den anderen Probanden am ehesten erfüllt ist.

Die anschließende Berechnung der Korrelationskoeffizienten (Tab. 11 – 14) ergibt erwartungsgemäß nur bei Proband E signifikante Werte. Lediglich der Spearman'sche Koeffizient beim ECRL, Rückhand ist knapp nicht signifikant. Sonst zeigen sich auch hinsichtlich des Signifikanzniveaus keine Unterschiede. Bei den übrigen Probanden sind nur einzelne Werte innerhalb des Signifikanzniveaus von 5%, wie bei Proband C der Wert des EDC, Vorhand, der beim Spearman Koeffizienten gera-

⁷⁸ Die Regressionskoeffizienten (β) für das Muskelaktivitätsniveau und die kinetische Zuschlagenergie mit der Anzahl (n) der Tennisschläge und der Signifikanz (Sign) für die Probanden A – E bei Rückhandschlägen. Die grau unterlegten Felder zeigen einen signifikanten linearen Zusammenhang an ($< 0,05$).

⁷⁹ Die Regressionskoeffizienten (β) für das Muskelaktivitätsniveau und die kinetische Zuschlagenergie mit der Anzahl (n) der Tennisschläge und der Signifikanz (Sign) für die Probanden A – E bei Vorhandschlägen. Die grau unterlegten Felder zeigen einen signifikanten linearen Zusammenhang an ($< 0,05$).

de über der Schwelle liegt. Bei Proband A ändert sich im Vergleich das Signifikanzniveau (ECRB, Vorhand).

Rückhand												
	ECRL			ECRB			EDC			FCR		
	r	n	Sign	r	n	Sign	r	n	Sign	r	n	Sign
A	0,156	39	0,342	0,230	39	0,159	0,195	39	0,233	0,065	39	0,693
B	0,078	81	0,487	0,032	81	0,778	0,044	81	0,697	-0,164	72	0,168
C	0,196	79	0,083	-0,033	79	0,773	0,027	79	0,815	0,199	79	0,078
D	0,072	73	0,546	-0,124	73	0,296	-0,189	73	0,109	0,187	73	0,113
E	0,242	83	0,027	0,361	83	0,001	0,311	83	0,004	0,350	83	0,001

Tab. 11: Korrelationskoeffizienten (r) für das Muskelaktivitätsniveau und die kinetische Zuschlagenergie bei Rückhandschlägen.⁸⁰

Rückhand												
	ECRL			ECRB			EDC			FCR		
	Spear	n	Sign	Spear	n	Sign	Spear	n	Sign	Spear	n	Sign
A	0,193	39	0,240	0,270	39	0,096	0,194	39	0,238	0,131	39	0,428
B	0,110	81	0,327	0,082	81	0,468	0,136	81	0,225	-0,190	72	0,111
C	0,213	79	0,060	-0,050	79	0,663	0,027	79	0,813	0,193	79	0,088
D	0,034	73	0,774	-0,126	73	0,289	-0,145	73	0,219	0,203	73	0,086
E	0,194	83	0,079	0,408	83	0,000	0,339	83	0,002	0,390	83	0,000

Tab. 12: Korrelationskoeffizienten nach Spearman – Rho (Spear) für das Muskelaktivitätsniveau und die kinetische Zuschlagenergie bei Rückhandschlägen.⁸¹

Vorhand												
	ECRL			ECRB			EDC			FCR		
	r	n	Sign	r	n	Sign	r	n	Sign	r	n	Sign
A	0,226	50	0,114	0,345	50	0,014	0,184	50	0,202	-0,025	50	0,864
B	0,050	81	0,657	0,001	81	0,990	0,021	81	0,856	-0,144	68	0,240
C	0,097	86	0,374	0,168	86	0,123	0,217	86	0,044	-0,132	86	0,226
D	-0,116	73	0,327	0,134	73	0,260	-0,019	73	0,875	0,083	54	0,552
E	0,483	89	0,000	0,442	89	0,000	0,408	89	0,000	0,512	89	0,000

Tab. 13: Korrelationskoeffizienten (r) für das Muskelaktivitätsniveau und die kinetische Zuschlagenergie bei Vorhandschlägen.⁸²

⁸⁰ Die Korrelationskoeffizienten (r) für das Muskelaktivitätsniveau und die kinetische Zuschlagenergie mit der Anzahl (n) der Tennisschläge und der Signifikanz (Sign) für die Probanden A – E bei Rückhandschlägen. Die grau unterlegten Felder zeigen einen signifikanten linearen Zusammenhang an (< 0,05).

⁸¹ Die Korrelationskoeffizienten nach Spearman – Rho (Spear) für das Muskelaktivitätsniveau und die kinetische Zuschlagenergie mit der Anzahl (n) der Tennisschläge und der Signifikanz (Sign) für die Probanden A – E bei Rückhandschlägen. Die grau unterlegten Felder zeigen einen signifikanten linearen Zusammenhang an (< 0,05).

Vorhand												
	ECRL			ECRB			EDC			FCR		
	Spear	n	Sign	Spear	n	Sign	Spear	n	Sign	Spear	n	Sign
A	0,262	50	0,066	0,393	50	0,005	0,171	50	0,235	-0,025	50	0,864
B	0,099	81	0,379	0,046	81	0,686	0,046	81	0,685	-0,156	68	0,205
C	0,074	86	0,497	0,168	86	0,121	0,208	86	0,055	-0,132	86	0,226
D	-0,183	73	0,120	0,096	73	0,420	0,027	73	0,818	0,049	54	0,723
E	0,524	89	0,000	0,480	89	0,000	0,424	89	0,000	0,499	89	0,000

Tab. 14: Korrelationskoeffizienten nach Spearman – Rho (Spear) für das Muskelaktivitätsniveau und die kinetische Zuschlagenergie bei Vorhandschlägen.⁸³

3.2 Griffhaltekräfte

3.2.1 Optimaler Kurvenverlauf

Die Kopplung des Tennisschlägers an den Spieler ist der entscheidende Faktor für die Übertragung möglicher Noxen auf den Schlagarm. Einerseits ist eine hohe Griffhaltekraft für die Beschleunigung und Kontrolle des Tennisschlägers notwendig, andererseits ist gerade diese für die Übertragung von Schwingungsbelastungen auf den Schlagarm verantwortlich⁸⁴. Ideal wäre also eine M – förmige Griffhaltekurve mit einem Anstieg in der Beschleunigungsphase des Tennisschlages, niedrigen Werten während und nach des Treffpunktes, um die Übertragung von Schwingungen möglichst niedrig zu halten, sowie ansteigenden Werten in der Ausschwingphase, da der Tennisschläger sonst aus der Hand gleiten würde. Diese Modulation der Griffhaltekraft ist in einem statischen Versuchsaufbau in dem der Tennisschläger mit einer bestimmten Kraft gehalten wird und dann mit einem Ball beschossen wird nicht nachweisbar. Eine Reduktion der Griffhaltekraft während des Treffpunktes ist theoretisch möglich, da beim Treffpunkt ein Energieaustausch zwischen zwei beschleunigten Massen, nämlich Tennisschläger und Ball gemäß dem physikalischen Prinzip *actio = reactio* stattfindet. Dies geschieht während einer äußerst kurzen Zeitspanne von ca. 4 ms. Das auf die Hand während des Treffpunktes wirkende berechnete Drehmoment

⁸² Die Korrelationskoeffizienten (r) für das Muskelaktivitätsniveau und die kinetische Zuschlagenergie mit der Anzahl (n) der Tennisschläge und der Signifikanz (Sign) für die Probanden A – E bei Vorhandschlägen. Die grau unterlegten Felder zeigen einen signifikanten linearen Zusammenhang an (< 0,05).

⁸³ Die Korrelationskoeffizienten nach Spearman – Rho (Spear) für das Muskelaktivitätsniveau und die kinetische Zuschlagenergie mit der Anzahl (n) der Tennisschläge und der Signifikanz (Sign) für die Probanden A – E bei Vorhandschlägen. Die grau unterlegten Felder zeigen einen signifikanten linearen Zusammenhang an (< 0,05)

⁸⁴ Hatze (1976, S. 94)

ist ein Vielfaches höher als eine menschliche Hand unter statischen Bedingungen bewerkstelligen kann⁸⁵. Somit ist eine Beeinflussung des Balles während dem Treffpunkt auch gar nicht möglich. Vielmehr bestimmen die Bedingungen, die unmittelbar vor dem Treffpunkt erreicht sind, wie z.B. Neigung der Schlagfläche, Schlägerkopfgeschwindigkeit oder Treffort die anschließende Flugbahn und Geschwindigkeit des Balles. Über die Auswirkung der Haltekraft auf die Ballgeschwindigkeit herrscht in der Literatur unterschiedliche Meinung⁸⁶. Erstaunlich sind die selbst bei professionellen Spielern großen interindividuellen Unterschiede der jeweiligen Griffhaltekurven, die bei unterschiedlichen Griffgrößen noch einmal gering variieren können. Ein charakteristisches Muster bleibt jedoch im Wesentlichen erhalten. Weiterhin zeigen sich intraindividuelle Unterschiede zwischen Vorhand- und Rückhandschlägen. Diese große Variationsbreite macht eine Probanden bezogene Darstellung notwendig. Nach Messungen mit der gewöhnten Griffgröße des Probanden wird diese mit Messungen einer zu kleinen (Griffgröße 2) und zu großen (Griffgröße 5) Griffgröße verglichen. Hierzu wurden die Kurven des Drucksensors und der Beschleunigungssensoren am Handgelenk und Tennisschläger der jeweiligen Einzelschläge zum Zeitpunkt des Treffpunkts als Bezugsmarke übereinander gelegt und die gemittelte Kurve bestimmt. Die Beschleunigungssignale sind hinsichtlich Beginn und Frequenz der Schwingungen reproduzierbar, so dass es zu keiner Auslöschung durch Phasenverschiebung kommt. Ein Beispiel zeigt Abb. 16.

⁸⁵ Hatze (1976, S. 95)

⁸⁶ z.B. Watanabe (1979), Hatze (1976), Elliott (1982)

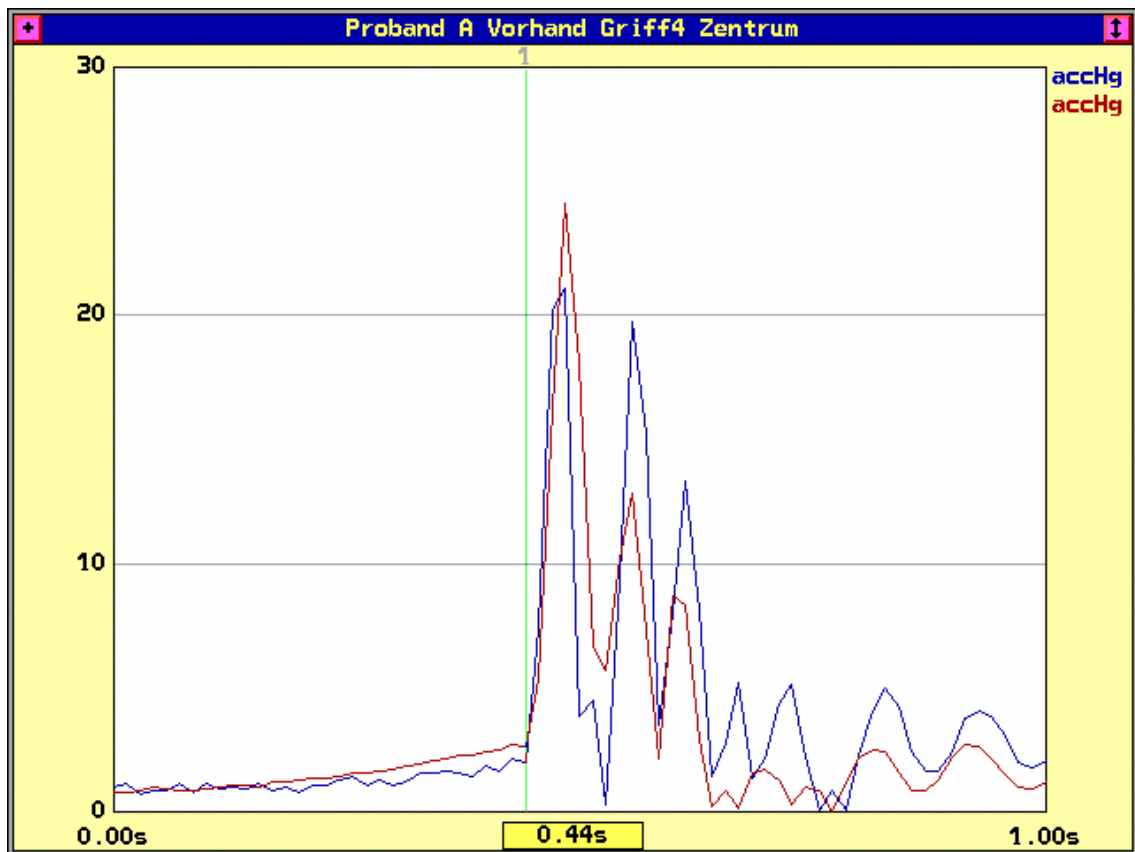


Abb. 16: Vergleich zwischen einer gemittelten und einzelnen Beschleunigungskurve.⁸⁷

Vergleichende quantitative Aussagen hinsichtlich der Beschleunigungssignale, z.B. über Amplitude und Zeitdauer, sind nicht möglich, da diese nicht nur von der Griffhaltekraft, sondern auch von weiteren Faktoren, wie z.B. Zuschlagenergie und Treffpunkt abhängen.

Von allen Probanden wurde der zu große Griff als „unangenehm“ empfunden. Bei Proband A ist die gewöhnliche Griffgröße 2, so dass hier nur ein Vergleich mit dem zu großen Griff möglich ist. Der zeitliche Verlauf der folgenden Graphiken bezieht sich auf den Treffpunkt, der bei 0 s liegt. Zur besseren Übersicht sind nur die nahe dem Treffpunkt liegenden Kurvenanteile dargestellt. Die vollständigen gemittelten Kurven sind im Anhang aufgeführt.

3.2.2 Griffhaltekraftkurven bei Proband A

3.2.2.1 Rückhand

Beim gewöhnlichen Griff (Größe 2) steigt die Kurve bei -223 ms (Marke 1) bis zu einem Gipfel bei -84 ms (Marke 2) steil an. Nach einer geringen Reduktion der Haltekraft

⁸⁷ Vergleich zwischen einer gemittelten Beschleunigungskurve (accHg rot) und einer Beschleunigungskurve eines Einzelschlags (accHg blau) um den Treffpunkt (Marke 1). Der Signalverlauf der Einzelschläge ist reproduzierbar und somit ist eine Mittelung möglich.

(Marke 3, -23 ms) wird ein erneuter Gipfel 2 ms nach dem Treffpunkt⁸⁸ (Marke 4), also bei maximalem Aufprallschock erreicht. Zum TP beträgt die Haltekraft 99,8% dieses Gipfels. In den folgenden 34 ms (Marke 5) fällt die Kurve steil auf ein Niveau von 66% ab, so dass die Übertragung der Schlägervibrationen auf das Handgelenk, wie an der Größenabnahme der Schwingungsamplituden deutlich zu erkennen, ebenfalls abnimmt. Im Gegensatz hierzu sind am Tennisschläger noch deutliche Schwingungen mit nahezu doppelt so großer Amplitude nachweisbar. Nach einem erneuten kurzen Anstieg der Haltekraft (Marke 6, 78 ms) fällt die Kurve kontinuierlich bis auf das Ausgangsniveau zurück (Marke 9, 403 ms). Die nachweisbaren Schwingungen am Caput ulnae enden nach 93 ms (Marke 7), am Tennisschläger (Marke 8) nach 199 ms. Die Gesamtzeit der erhöhten Griffhaltekraft beträgt 626 ms.

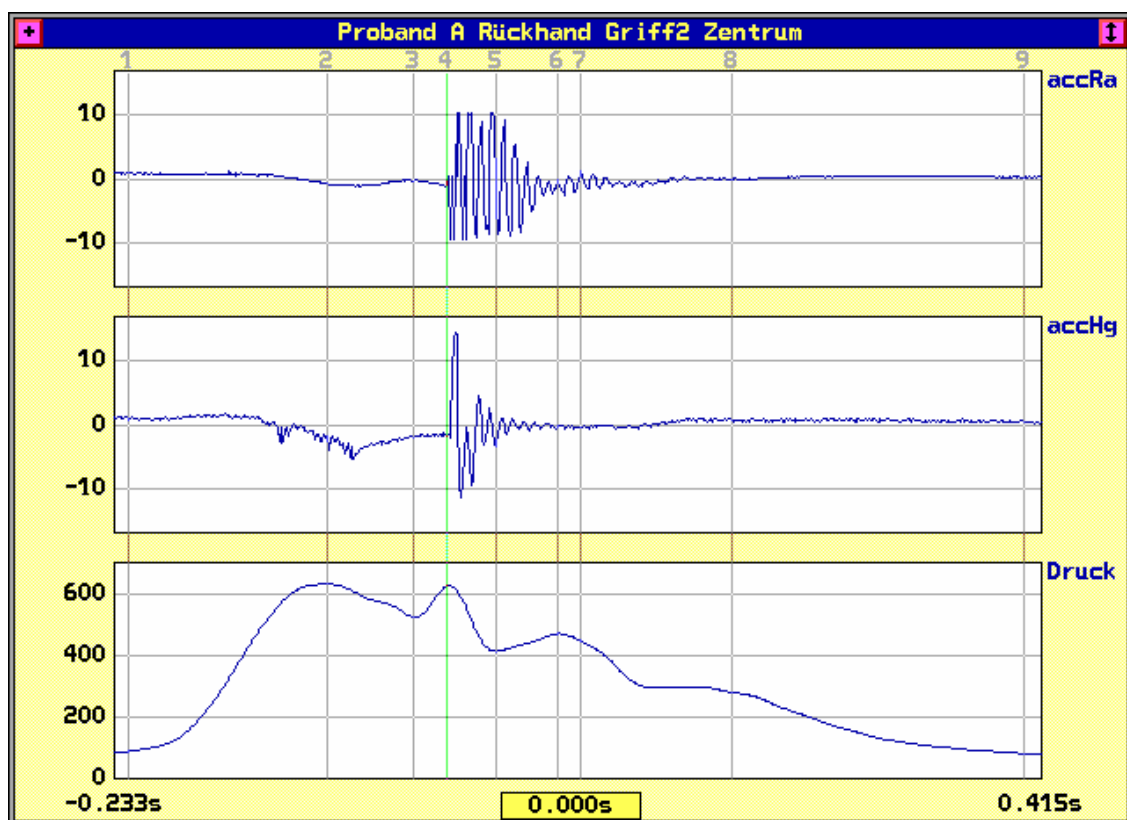


Abb. 17: Proband A Rückhand Griff 2 Zentrum.⁸⁹

Beim zu großen Griff ist das Grundschema der Griffhaltekraft ähnlich. Der Anstieg (Marke 1) beginnt bei -208 ms und erreicht den ersten Gipfel (Marke 2) bei -82 ms. Dann bleibt die Griffkraft jedoch relativ konstant, so dass annähernd ein Plateau entsteht. Der kurzzeitige Kurvenabfall (Marke 3, -22 ms) und Wiederanstieg zum TP (Marke 4) sind nur angedeutet. Der TP liegt hier jedoch 4 ms nach dem Gipfel auf

⁸⁸ Im Folgenden als TP bezeichnet.

⁸⁹ Die gemittelten Kurven (n = 2) für die Beschleunigungssensoren am Caput ulnae (accHg) und am Tennisschläger (accRa) sowie den Drucksensor am Schlägergriff (Druck) bei Griffgröße 2. Die einzelnen Marken sind im Text erläutert.

einem Niveau von 99,2%. Beiden Kurven ist jedoch der deutliche Abfall nach dem TP (Marke 5, 29 ms) gemeinsam, hier auf ein Niveau von 67,4% des vorausgegangenen Gipfels. Entsprechend erfolgt die Übertragung von Aufprallschock und Schlägervibrationen auf das Handgelenk. Auf Grund eines Defekts des Beschleunigungssensors konnten die Schwingungen des Tennisschlägers in diesem Fall nicht aufgezeichnet werden. Nach einem erneuten Anstieg (Marke 6, 71 ms) fällt die Haltekraft hier rascher auf das Ausgangsniveau zurück (Marke 8, 227 ms). Die Gesamtzeit ist also mit 435 ms deutlich kürzer. Die Schwingungen am Handgelenk enden nach 104 ms, da diese jedoch auch von der Zuschlaggeschwindigkeit abhängen, kann nicht auf einen Einfluss der Griffgröße rückgeschlossen werden. In beiden Fällen liegt das Ende der Schwingungen jedoch innerhalb der erhöhten Griffhaltekraft, jedoch auf deutlich niedrigerem Niveau als zum TP.

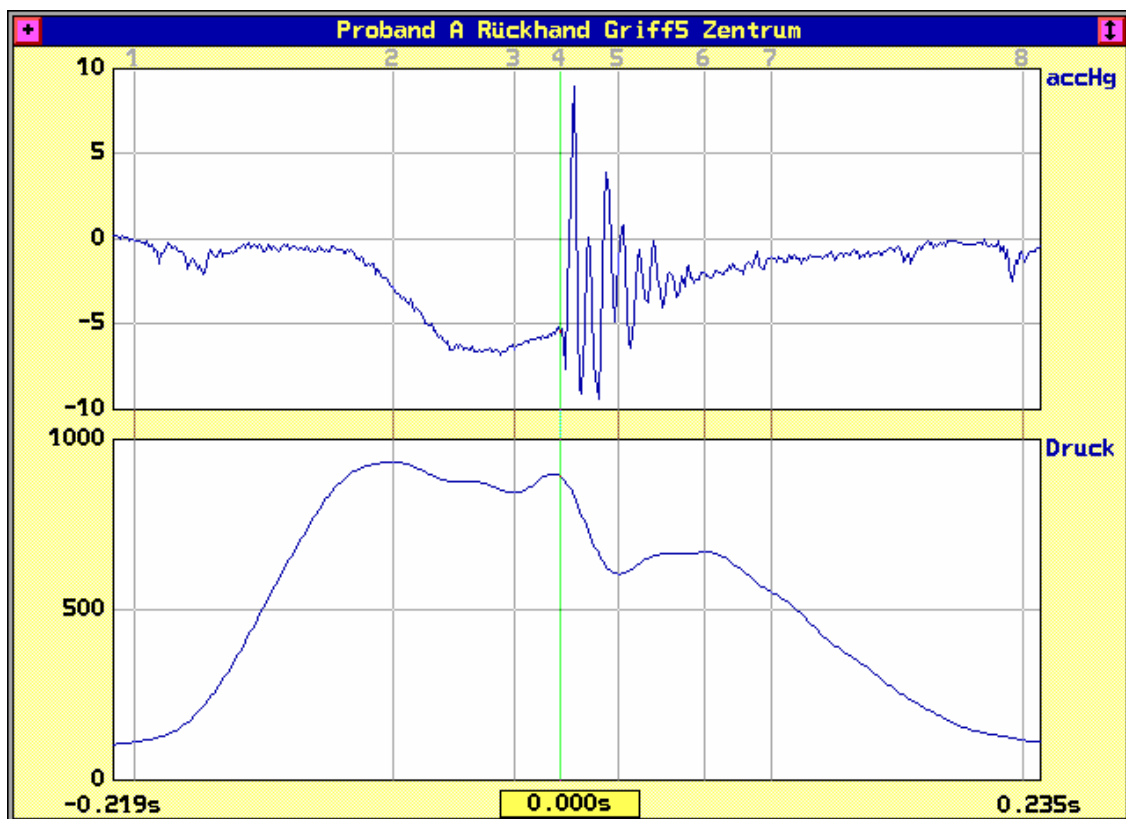


Abb. 18: Proband A Rückhand Griff 5 Zentrum.⁹⁰

3.2.2.2 Vorhand

Bei der Vorhand mit der gewöhnten Griffgröße steigt die Kurve bei -265 ms (Marke 1) flacher an als bei der Rückhand. Insgesamt ist die Form eines „M“ angedeutet er-

⁹⁰ Die gemittelten Kurven (n = 3) für den Beschleunigungssensor am Caput ulnae (accHg) und den Drucksensor am Schlägergriff (Druck) bei Griffgröße 5. Für den Beschleunigungssensor am Tennisschläger liegt hier keine Kurve vor. Die einzelnen Marken sind im Text erläutert.

reicht. Der erste Gipfel (Marke 2) liegt bei -15 ms. Die Reduktion der Haltekraft von dort erfolgt jedoch nur auf 95,6 % (Marke 4, 6 ms), bevor der zweite Gipfel (Marke 5) bei 27 ms erreicht wird. Von da an fällt die Kurve kontinuierlich ab und erreicht das Ausgangsniveau bei 421 ms (Marke 8). Der TP liegt annähernd in der Senke (Marke 3) bei jedoch immer noch 96,5% des vorausgegangenen Gipfels. Die Kurvenform und die Lage des TP sind zwar nahe an der theoretischen Idealkurve, so liegt der maximale Aufprallschock in der Zone der reduzierten Haltekraft, jedoch ist die Reduktion der Griffhaltekraft zum TP nicht ausreichend, so dass die Schwingungen am Handgelenk erst mit Reduktion der Haltekraft ab Marke 5 deutlich abnehmen. Die gesamte Griffhaltezeit beträgt 686 ms und ist etwas länger als bei der Rückhand. Die Vibration am Handgelenk endet nach 84 ms (Marke 6), am Tennisschläger nach 160 ms (Marke 8).

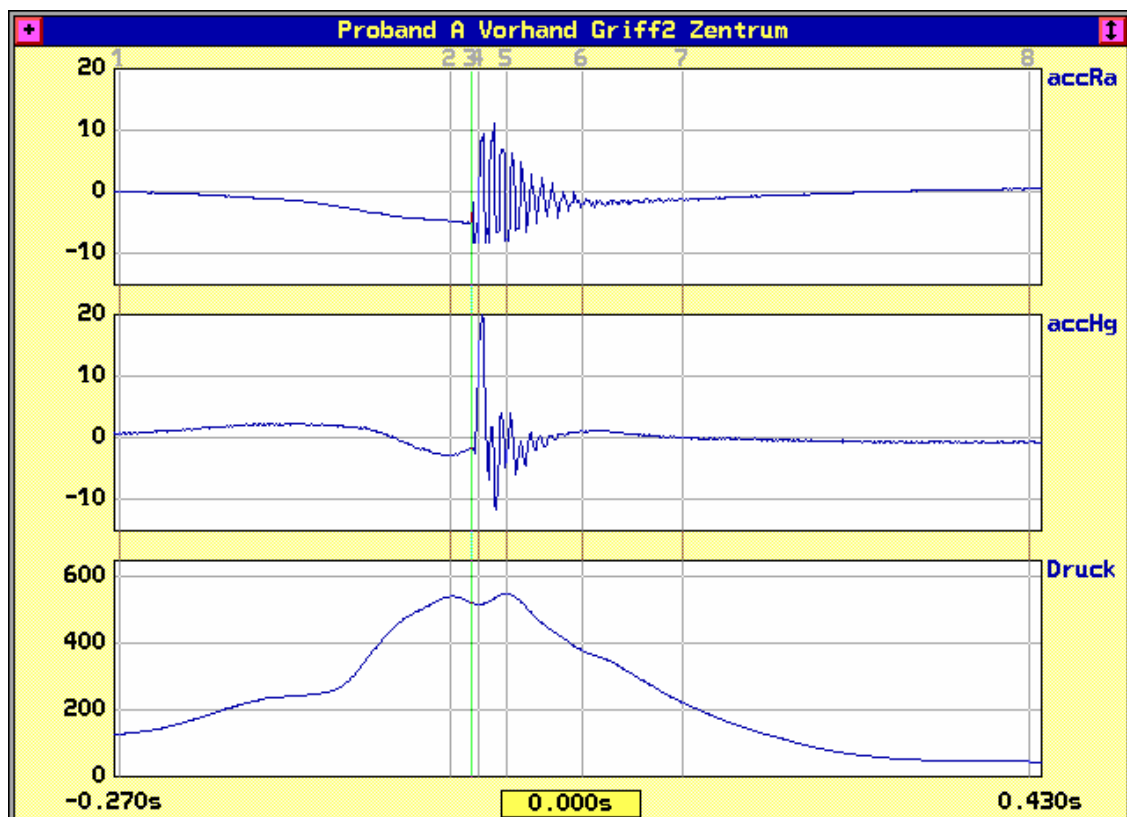


Abb. 19: Proband A Vorhand Griff 2 Zentrum.⁹¹

Im Gegensatz zur gewöhnlichen Griffgröße weist die Griffhaltekraft beim zu großen Griff nur einen Peak auf, die Reduktion der Haltekraft um den Treffpunkt findet nicht statt. Das ursprüngliche Muster wird also verändert, bzw. gestört. Nach einem flachen An-

⁹¹ Die gemittelten Kurven (n = 6) für die Beschleunigungssensoren am Caput ulnae (accHg) und am Tennisschläger (accRa) sowie den Drucksensor am Schlägergriff (Druck) bei Griffgröße 2. Die einzelnen Marken sind im Text erläutert.

stieg ab Marke 1 bei -289 ms wird bei 7 ms (Marke 3) der Peak erreicht. Der TP (Marke 2) liegt 7 ms vorher auf $98,7\%$ des Peaks. Zum Aufprallschock liegt also hier die maximale Griffhaltekraft vor, welche dann innerhalb von 359 ms abfällt (Marke 5). Die gesamte Griffhaltezeit beträgt 648 ms und ist nur geringfügig kürzer als bei Griffgröße 2. Die Vibrationen am Handgelenk enden nach 79 ms (Marke 4). Auf Grund des oben beschriebenen Defekts des Beschleunigungssensors konnten auch hier die Schwingungen des Tennisschlägers nicht aufgezeichnet werden.

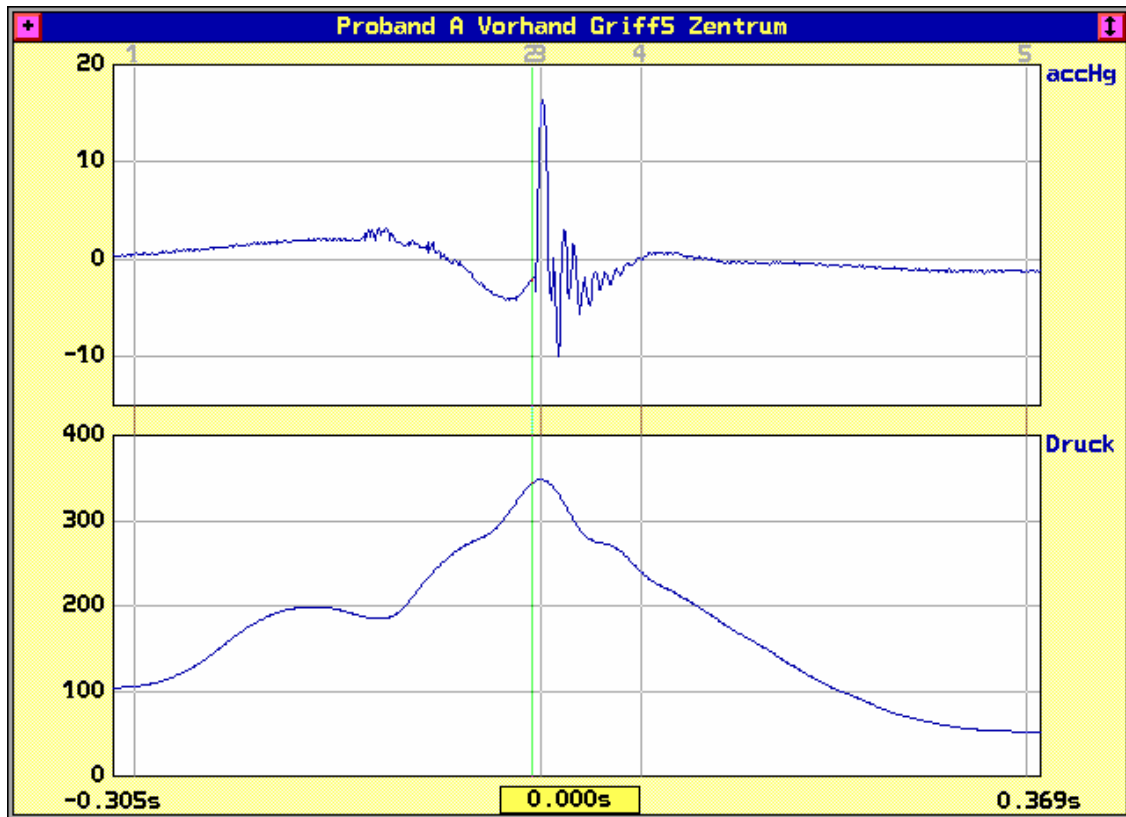


Abb. 20: Proband A Vorhand Griff 5 Zentrum.⁹²

3.2.3 Griffhaltekraftkurven bei Proband B

3.2.3.1 Rückhand

Als individuelle Variante erhöht Proband B ca. $650 - 700$ ms vor dem TP im Rahmen der Ausholbewegung kurzzeitig die Griffhaltekraft, bevor es dann bei -247 ms (Marke 1) zum eigentlichen Kurvenanstieg kommt. Das Maximum wird bei Marke 2 -5 ms unmittelbar vor dem TP (Marke 3), der bei immerhin $99,8\%$ des Maximums liegt, erreicht. Nach einem Plateau auf einem Niveau von $95,8\%$ im Vergleich zum Maxi-

⁹² Die gemittelten Kurven ($n = 8$) für den Beschleunigungssensor am Caput ulnae (accHg) und den Drucksensor am Schlägergriff (Druck) bei Griffgröße 5. Für den Beschleunigungssensor am Tennisschläger liegt hier keine Kurve vor. Die einzelnen Marken sind im Text erläutert.

mum fällt ab Marke 4 (48 ms) die Kurve kontinuierlich, jedoch sehr langsam ab. Das Ende bei 786 ms ist deshalb nicht mehr dargestellt. Durch die hohe Griffhaltekraft zum TP und das anschließende Plateau werden Aufprallschock und anschließende Vibrationen gut auf den Schlagarm fortgeleitet, wie am accHg – Signal gut abzulesen ist. Die größten Amplituden des Beschleunigungssignals liegen genau in diesem Bereich. Die Vibrationen enden nach 136 ms (Marke 5) am Handgelenk sowie nach 172 ms (Marke 6) am Tennisschläger. Die gesamte Griffhaltezeit beträgt durch die nur langsame Reduktion 1033 ms.

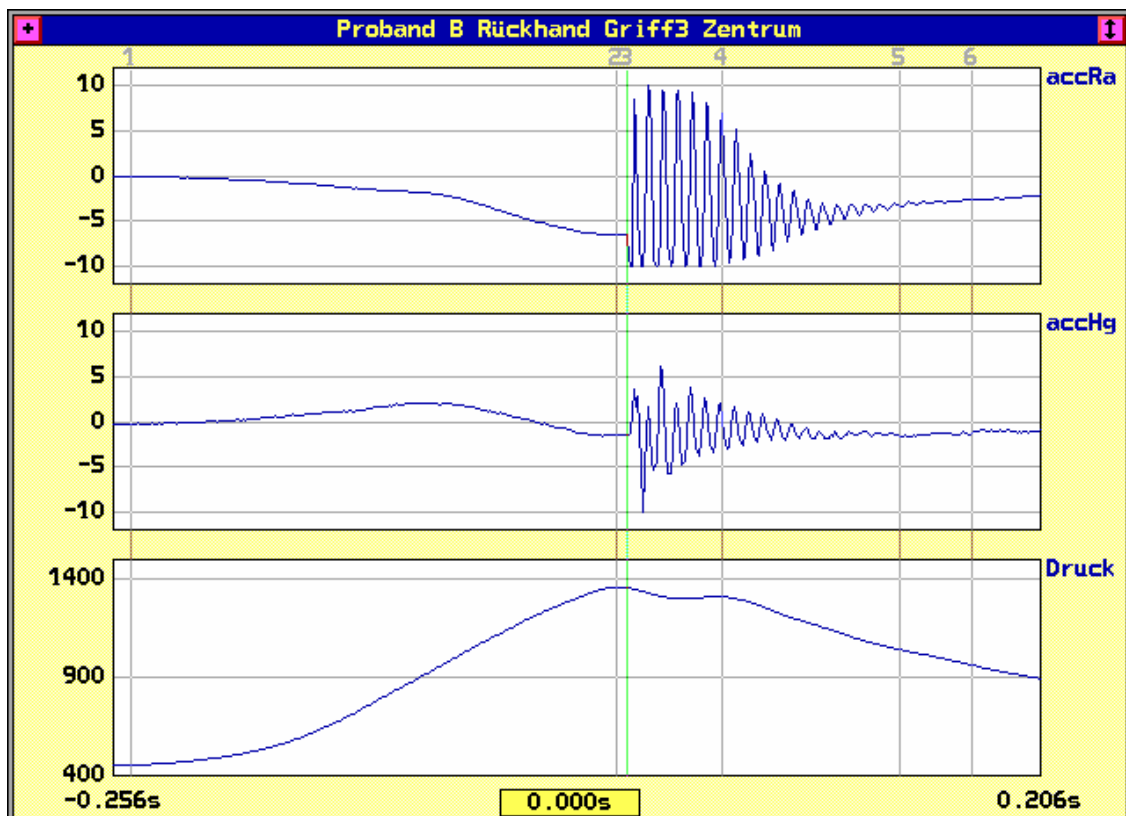


Abb. 21: Proband B Rückhand Griff 3 Zentrum.⁹³

Bei Griffgröße 2 steigt die Griffhaltekraft ab –268 ms (Marke 1) bis zum TP (Marke 2), der mit dem ersten Gipfel diesmal zusammenfällt kontinuierlich an. Nach einer kurzen Plateauphase wird das Kurvenmaximum (Marke 3, 56 ms) mit 103,7% im Vgl. zum ersten Gipfel, bzw. TP erst nach dem TP erreicht. Am Beschleunigungssignal ist die gute Übertragung der Schwingungsbelastungen mit großen Amplituden während der Plateauphase der Haltekraft wieder gut ablesbar. Die Vibrationen enden nach 140 ms (Marke 4) am Handgelenk und nach 182 ms (Marke 5) am Tennisschläger. Die Griffhaltekraft beträgt insgesamt 2039 ms, da die Kurve noch langsamer abfällt

⁹³ Die gemittelten Kurven (n = 12) für die Beschleunigungssensoren am Caput ulnae (accHg) und am Tennisschläger (accRa) sowie den Drucksensor am Schlägergriff (Druck) bei Griffgröße 3. Die einzelnen Marken sind im Text erläutert.

als bei Griffgröße 3. Das Ausgangsniveau ist erst bei 1771 ms erreicht (nicht mehr dargestellt).

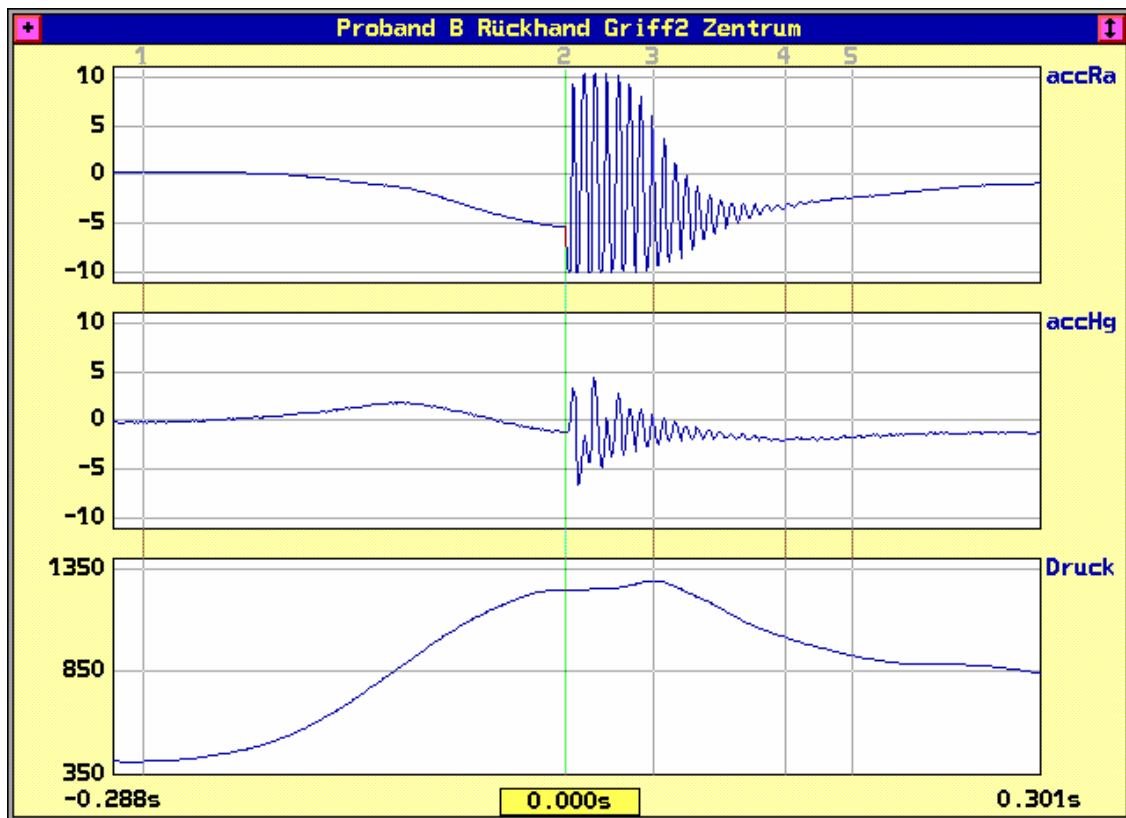


Abb. 22: Proband B Rückhand Griff 2 Zentrum.⁹⁴

Die Grundform der Griffhaltekurve von Griffgröße 5 stimmt mit der von Griffgröße 2 überein. Der Anstieg beginnt bei -299 ms bei Marke 1. Ab dem TP (Marke 2) folgt eine kurze Plateauphase mit dem anschließenden Maximum (Marke 3, 42 ms) von 101,3 % in Bezug auf den TP. Das Ausgangsniveau ist bei 1169 ms (nicht mehr dargestellt) erreicht, die Gesamtzeit beträgt somit 1468 ms. Die Vibrationen am Handgelenk enden nach 136 ms bei Marke 4, am Tennisschläger nach 211 ms bei Marke 5.

⁹⁴ Die gemittelten Kurven ($n = 15$) für die Beschleunigungssensoren am Caput ulnae (accHg) und am Tennisschläger (accRa) sowie den Drucksensor am Schlägergriff (Druck) bei Griffgröße 2. Die einzelnen Marken sind im Text erläutert.

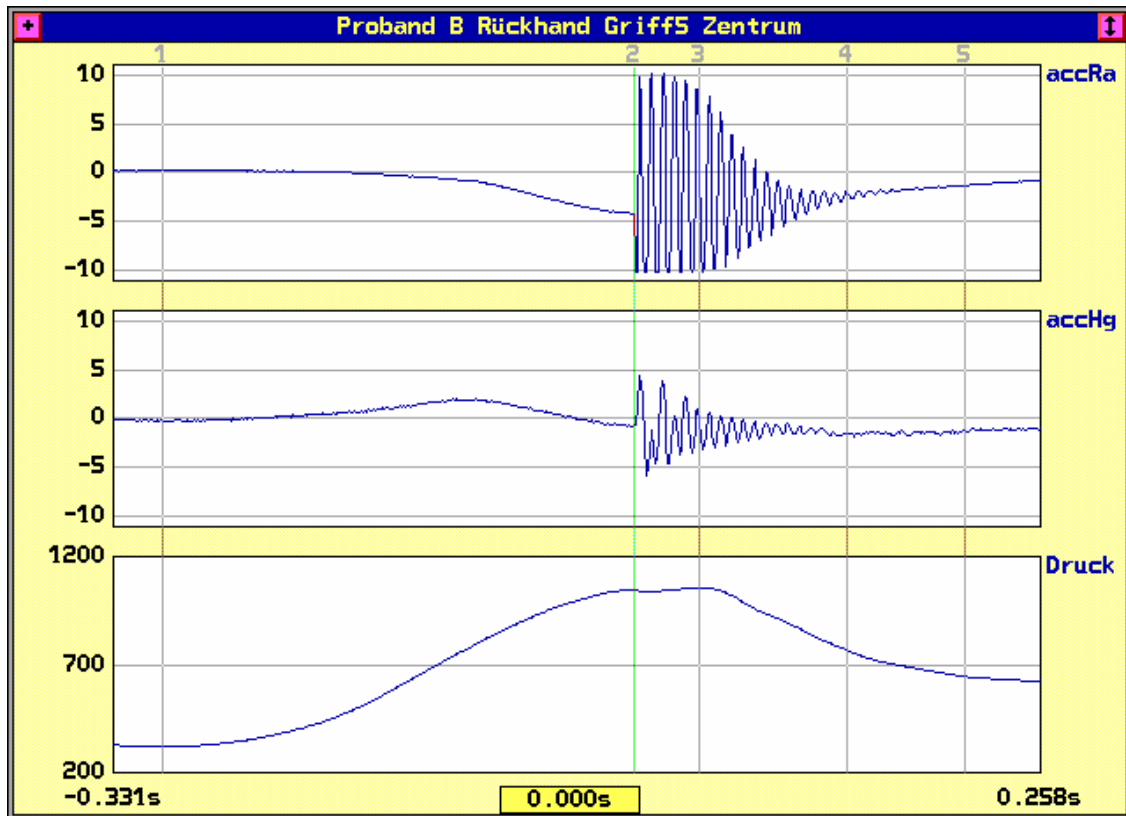


Abb. 23: Proband B Rückhand Griff 5 Zentrum.⁹⁵

Bei Proband B führt eine ungewohnte Griffgröße, unabhängig davon ob zu groß oder zu klein, also zu einer geringfügigen Abänderung der Griffhaltekurve. Statt einem Abfall der Haltekraft nach der dem TP folgenden Plateauphase steigt die Haltekraft sogar noch an. Zusammen mit der hohen Haltekraft zum TP und danach, bedingt durch das Plateau, begünstigt diese Tatsache die effektive Übertragung schädlicher Schwingungsbelastungen in Form von Aufprallschock und darauf folgender Schlägervibrationen auf den Schlagarm.

3.2.3.2 Vorhand

Im Gegensatz zur Rückhand ist bei der Vorhand die Haltekraftkurve M – förmig und die vorausgehende Druckerhöhung während der Ausholbewegung fehlt. Der Anstieg beginnt bei –353 ms (Marke 1) und endet in einem Maximum, das 2 ms vor dem TP (Marke 2) liegt. Zum Treffpunkt liegen dann auch noch 99,8% der Haltekraft vor. Diese fällt im Anschluss auf 75,2% des Maximums ab (Marke 3, 38 ms). Analog sind um den TP große Amplituden des Beschleunigungssignals am Handgelenk nachweisbar, die mit Reduktion der Haltekraft abnehmen und nach 75 ms (Marke 4) nicht mehr nachweisbar sind. Nach einem Wiederanstieg der Haltekraft bis Marke 5 bei 83 ms

⁹⁵ Die gemittelten Kurven (n = 8) für die Beschleunigungssensoren am Caput ulnae (accHg) und am Tennisschläger (accRa) sowie den Drucksensor am Schlägergriff (Druck) bei Griffgröße 5. Die einzelnen Marken sind im Text erläutert.

geht diese auf den Ausgangswert (Marke 7, 541 ms) zurück, weshalb die Gesamtzeit 894 ms misst und deutlich kürzer ist als bei der Rückhand. Die Vibrationen des Tennisschlägers enden bei 109 ms (Marke 6).

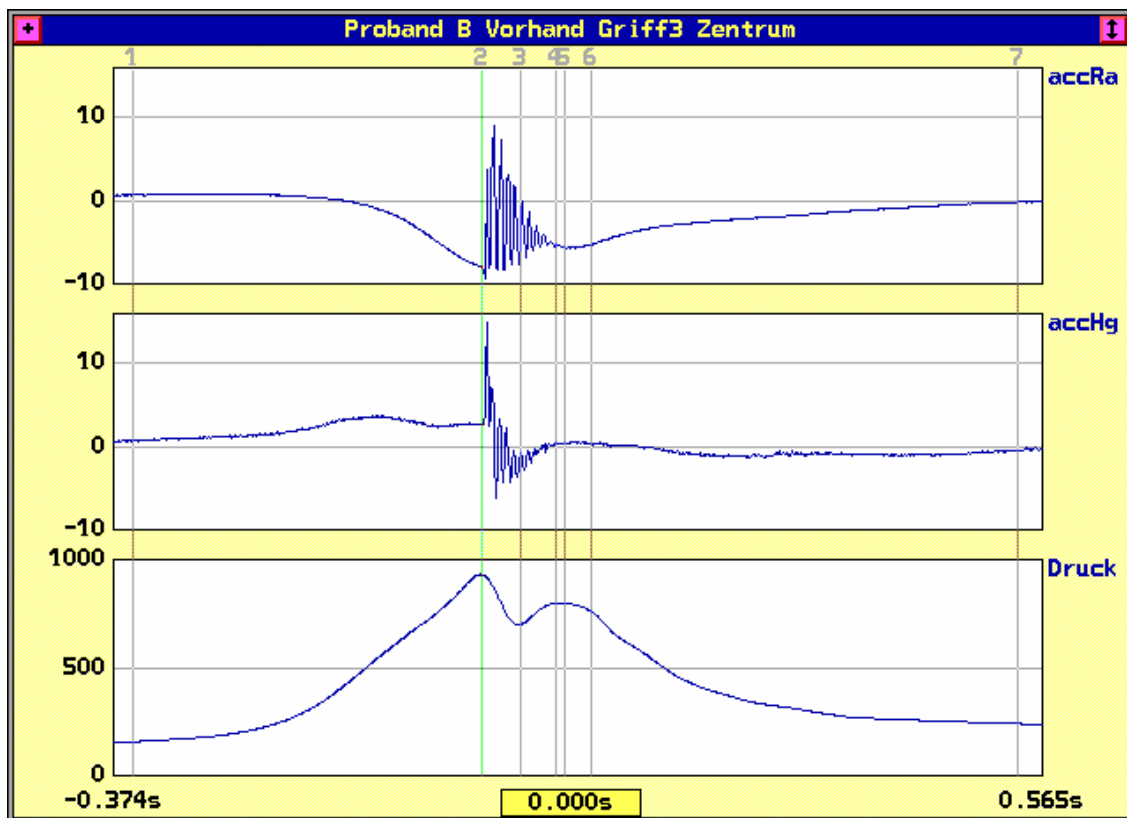


Abb. 24: Proband B Vorhand Griff 3 Zentrum.⁹⁶

Auch bei Griffgröße 2 ist die M – Form erhalten. Vom Beginn des Kurvenanstiegs (Marke 1, -321 ms) erreicht die Griffhaltekräft auch hier ihr Maximum 2 ms vor dem TP (Marke 2), der bei 99,7% liegt. Die Senke (Marke 3, 33 ms) liegt bei 73,1 % des Maximums. Ab Marke 4 bei 70 ms wird die Haltekräft kontinuierlich bis zum Ausgangswert vermindert (Marke 7, 449 ms). Die Belastung hinsichtlich Aufprallschock und Vibrationen am Handgelenk, die nach 86 ms enden (Marke 5), verhält sich analog zum gewöhnten Griff. Die gesamte Griffhaltezeit ist mit 770 ms deutlich kürzer. Marke 6 bezeichnet das Ende der Vibrationen am Tennisschläger bei 104 ms.

⁹⁶ Die gemittelten Kurven (n = 12) für die Beschleunigungssensoren am Caput ulnae (accHg) und am Tennisschläger (accRa) sowie den Drucksensor am Schlägergriff (Druck) bei Griffgröße 3. Die einzelnen Marken sind im Text erläutert.

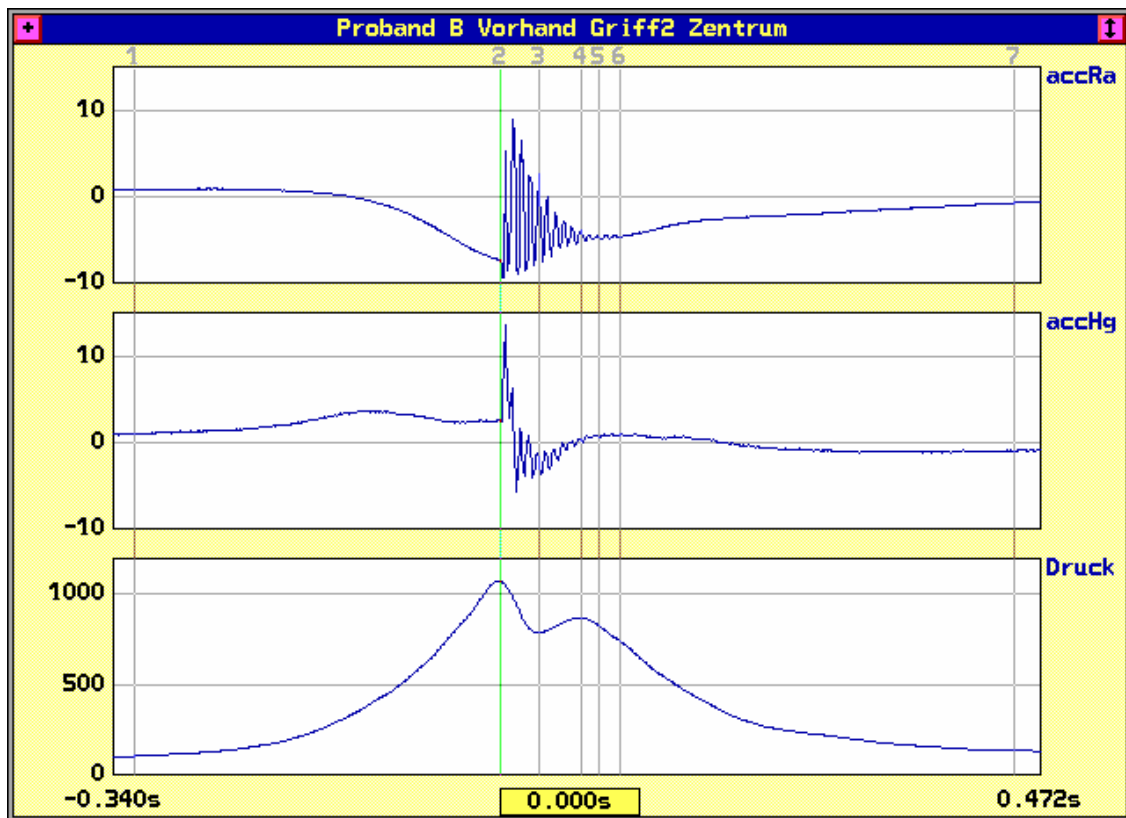


Abb. 25: Proband B Vorhand Griff 2 Zentrum.⁹⁷

Auch beim zu großen Griff ist die Modulation der Haltekraft in ihrer Grundform erhalten. Der Anstieg beginnt bei -333 ms (Marke 1), das Maximum liegt 4 ms vor dem TP (Marke 2), bei dem noch 99,1% der Haltekraft vorliegen. Nach einer Reduktion der Haltekraft auf 78,8 % (Marke 3, 29 ms) wird der zweite Gipfel bei 87 ms (Marke 4) erreicht. Hier enden auch die Vibrationen am Handgelenk, am Tennisschläger jedoch erst bei 141 ms (Marke 5). Das Ausgangsniveau der Haltekraft ist nach 454 ms (Marke 6) mit einer Gesamtzeit von 787 ms erreicht.

⁹⁷ Die gemittelten Kurven (n = 18) für die Beschleunigungssensoren am Caput ulnae (accHg) und am Tennisschläger (accRa) sowie den Drucksensor am Schlägergriff (Druck) bei Griffgröße 2. Die einzelnen Marken sind im Text erläutert.

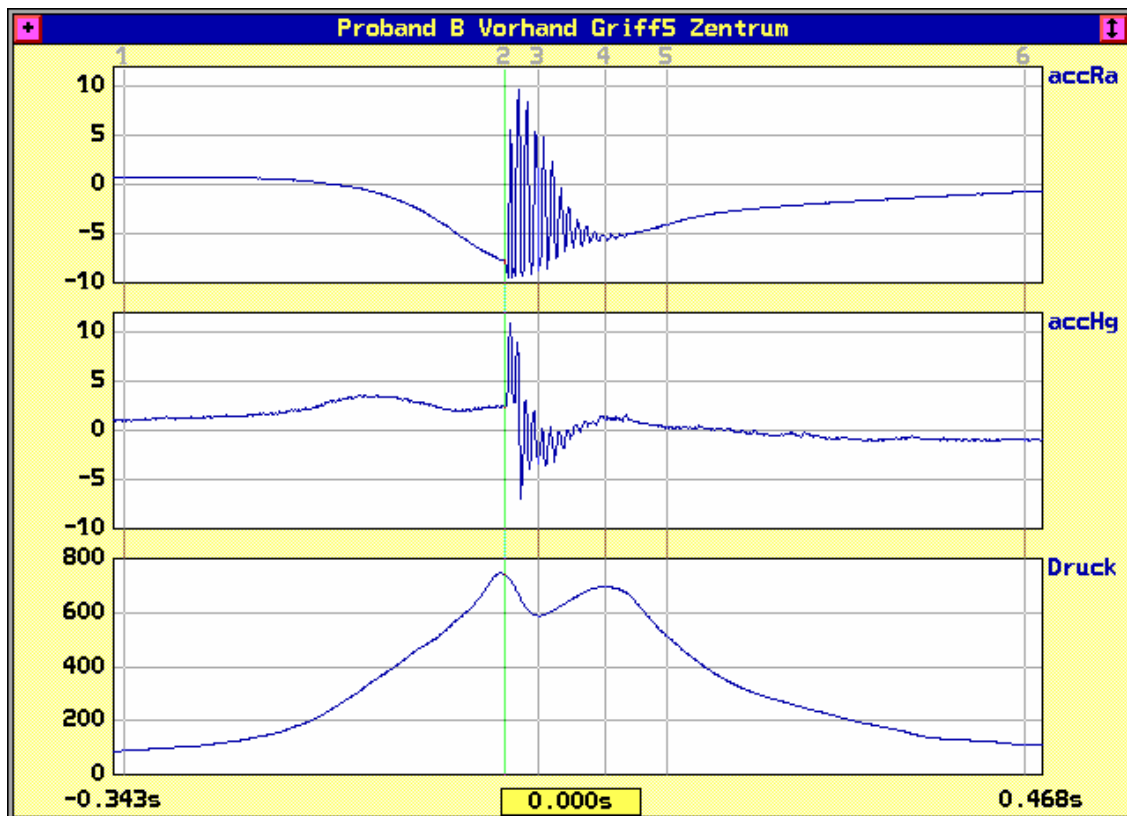


Abb. 26: Proband B Vorhand Griff 5 Zentrum.⁹⁸

Bei allen Griffgrößen wird die M – Form der Griffhaltekräftkurven beibehalten. Jedoch fällt der TP immer mit dem ersten Maximum zusammen, so dass eine maximale Übertragung des Aufprallschocks stattfindet. Die Amplituden der anschließenden Vibrationen am Handgelenk nehmen zusammen mit der Reduktion der Haltekraft deutlich ab, wohingegen diese am Tennisschläger noch deutlich nachweisbar sind. Das Ausmaß dieser Reduktion differiert zwischen den unterschiedlichen Griffgrößen nur unwesentlich. Beim gewöhnten Griff ist die Reduktion der Haltekraft gegen Ende der Ausschwingphase länger als bei Griffgröße 2 und 5. Insgesamt sind die Griffhaltezeiten bei der Vorhand deutlich kürzer als bei der Rückhand.

3.2.4 Griffhaltekräftkurven bei Proband C

3.2.4.1 Rückhand

Bei Proband C steigt die Haltekraft bei –214 ms (Marke 1) bis zu einem Maximum bei –16 ms (Marke 2) an. Anschließend wird die Haltekraft nur gering reduziert und bleibt dann bis Marke 5 (50 ms) nahezu konstant. Der TP (Marke 3) liegt 18 ms vor dem niedrigsten Wert des Plateaus (Marke 4), das immer noch 95,6 % der Haltekraft des

⁹⁸ Die gemittelten Kurven (n = 13) für die Beschleunigungssensoren am Caput ulnae (accHg) und am Tennisschläger (accRa) sowie den Drucksensor am Schlägergriff (Druck) bei Griffgröße 5. Die einzelnen Marken sind im Text erläutert.

Maximums beträgt, zum TP liegen 97,9% vor. Auch bei diesem Probanden werden Aufprallschock und Schlägerschwingungen deutlich auf den Schlagarm übertragen. Die Vibrationen am Handgelenk enden nach 123 ms (Marke 6), am Tennisschläger nach 152 ms (Marke 7). Bei Marke 8 hat die Haltekraft nach 647 ms wieder ihr Ausgangsniveau erreicht, die Gesamtzeit beträgt 861 ms. Insgesamt ist nur eine geringe Modulation der Haltekraft um den TP erkennbar. Es liegt eher eine 1-gipfelige Kurve mit einem längeren Plateau vor.

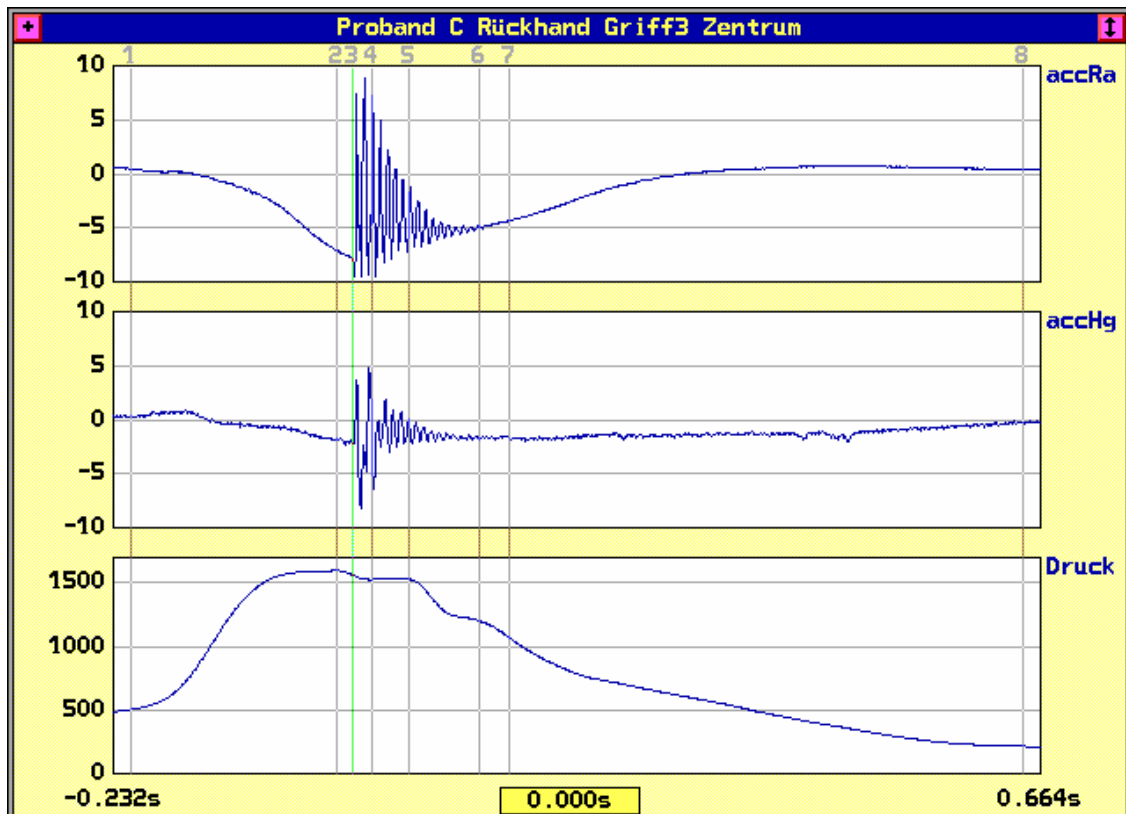


Abb. 27: Proband C Rückhand Griff 3 Zentrum.⁹⁹

Bei der Griffgröße 2 ist die geforderte Kurvenform eines M wieder annähernd erfüllt. So steigt die Kurve bei -419 ms (Marke 1) bis zu einem Maximum bei -7 ms (Marke 2) an. Kurz vor dem Maximum wird der Kurvenverlauf flacher. Der TP folgt 7 ms später im schon abfallenden Kurvenverlauf (Marke 3) auf einem Niveau von 99%. Nach 28 ms wird die Senke (Marke 4) mit 87,8% des Maximums erreicht. Nach einem zweiten Gipfel (Marke 5, 53 ms) fällt die Kurve auf ihr Ausgangsniveau (Marke 8, 593 ms). Die Vibrationen am Handgelenk enden nach 115 ms (Marke 6), am Tennis-

⁹⁹ Die gemittelten Kurven (n = 7) für die Beschleunigungssensoren am Caput ulnae (accHg) und am Tennisschläger (accRa) sowie den Drucksensor am Schlägergriff (Druck) bei Griffgröße 3. Die einzelnen Marken sind im Text erläutert.

schläger nach 132 ms (Marke 7). Die Gesamtzeit ist mit 1012 ms länger als bei Griffgröße 3.

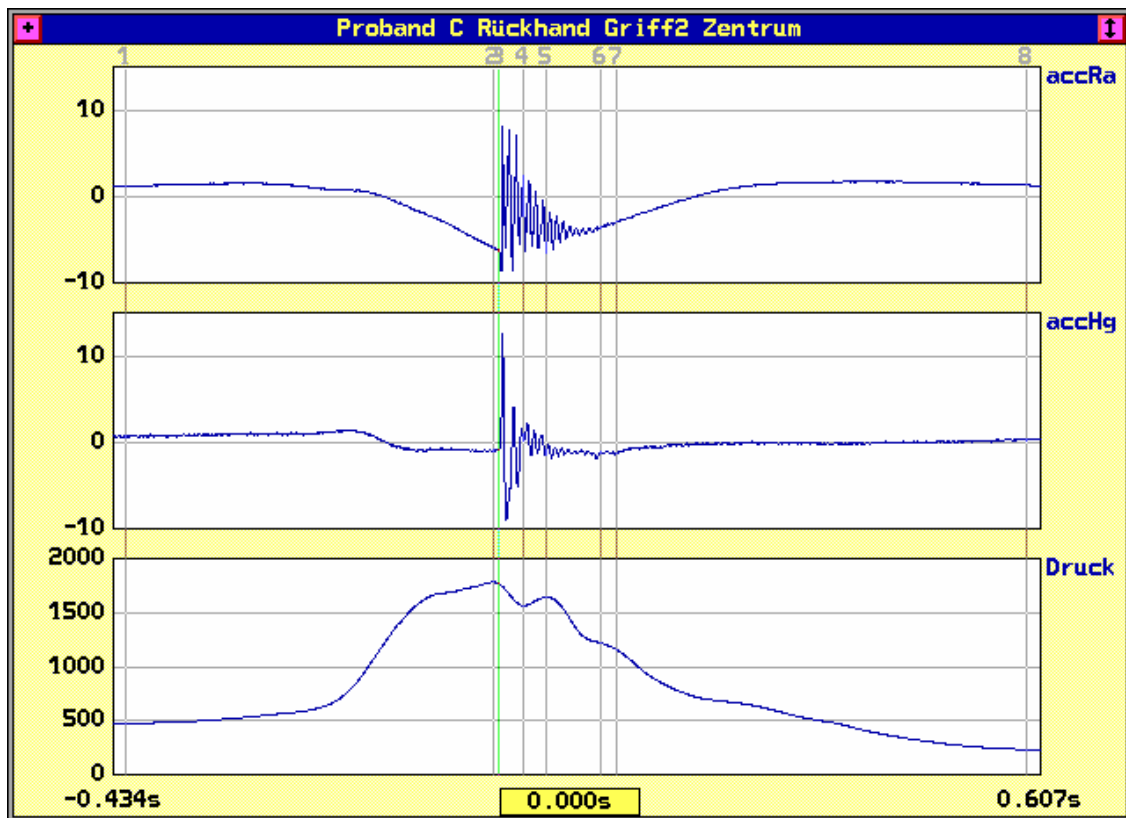


Abb. 28: Proband C Rückhand Griff 2 Zentrum.¹⁰⁰

Trotz der angedeuteten Form eines „M“ bleibt die Haltekraft auf einem hohen Niveau, was wiederum die Übertragung von schädlichen Schwingungsbelastungen begünstigt. Da zum TP noch annähernd die maximale Haltekraft vorliegt, kommt dem Aufprallschock hier wieder besondere Bedeutung zu.

Gleiches gilt für Griffgröße 5, die den gleichen Kurvenverlauf aufweist wie bei Größe 2. Der Anstieg erfolgt von -220 ms (Marke 1) und erreicht das Maximum (Marke 2) bei -7 ms. Marke 3 bezeichnet den TP, der mit 99,3% noch annähernd auf demselben Niveau liegt. In der Senke (Marke 4, 28 ms) beträgt die Haltekraft immer noch 88,1 % des Maximums. Ab dem zweiten Gipfel (Marke 5, 51 ms) fällt die Kurve bis zum Ausgangswert (Marke 8, 593 ms), die Gesamtzeit beträgt 813 ms. Die Vibrationen am Handgelenk enden nach 106 ms (Marke 6), am Tennisschläger nach 112 ms (Marke 7).

¹⁰⁰ Die gemittelten Kurven ($n = 8$) für die Beschleunigungssensoren am Caput ulnae (accHg) und am Tennisschläger (accRa) sowie den Drucksensor am Schlägergriff (Druck) bei Griffgröße 2. Die einzelnen Marken sind im Text erläutert.

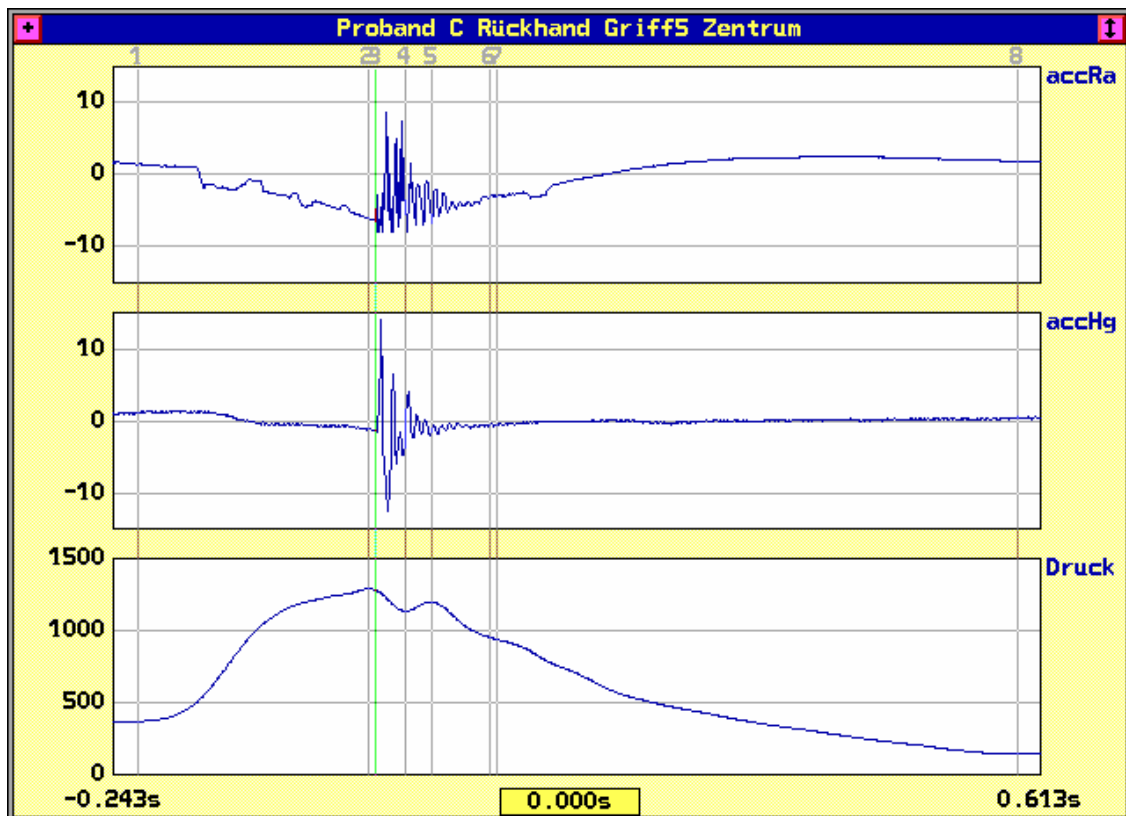


Abb. 29: Proband C Rückhand Griff 5 Zentrum.¹⁰¹

Auch bei diesem Probanden wird unabhängig von der Größe bei den ungewohnten Griffgrößen die Form der Griffhaltekraftkurve gering abgeändert. Bei Griffgröße 2 und 5 lässt sich die geforderte Form eines „M“ eher erkennen. Doch auch bei Proband C ist die Reduktion der Haltekraft nur gering. Da der TP unabhängig von der gewählten Griffgröße nahezu im Maximum liegt, kommt dem Aufprallschock wiederum besondere Bedeutung zu. Bei Griffgröße 3 ist durch die geringere Absenkung der Haltekraft und das dadurch entstehende Plateau nach dem TP auch eine bessere Überleitung der Schlägervibrationen zu erwarten, so dass der Proband bei seiner gewöhnten Griffgröße eher die schlechtere Ausgangslage hat.

3.2.4.2 Vorhand

Bei der Vorhand hingegen ist bei jeder Griffgröße ein M – förmiger Kurvenverlauf erkennbar. Beim gewöhnten Griff beginnt der Anstieg bei –302 ms (Marke 1) und endet im Maximum bei –70 ms (Marke 2). Von hier nimmt die Griffhaltekraft bis zu einer Senke bei 72,8% (Marke 4) deutlich ab. 8 ms vor dieser Senke liegt der TP (Marke 3) bei 74,8% des vorangegangenen Maximums. Nach einem kurzen Wiederanstieg bei 32 ms (Marke 5) fällt die Kurve bis auf das Ausgangsniveau (Marke 8, 331 ms) ab.

¹⁰¹ Die gemittelten Kurven (n = 6) für die Beschleunigungssensoren am Caput ulnae (accHg) und am Tennisschläger (accRa) sowie den Drucksensor am Schlägergriff (Druck) bei Griffgröße 5. Die einzelnen Marken sind im Text erläutert.

Bemerkenswert ist, dass der zweite Gipfel näher am TP liegt als der erste, was für die Übertragung der Schlägervibration wichtig ist. Diese ist bis 54 ms (Marke 6) am Caput ulnae nachweisbar. Günstig ist sicherlich die Reduktion der Haltekraft zum TP wie auch das höhere Ausmaß im Vergleich zur Rückhand. Die Gesamtgriffhaltezeit beträgt 633 ms. Das Beschleunigungssignal am Tennisschläger ist durch Bewegungsartefakte ca. ab Marke 5 verfälscht. Das Ende der Vibrationen scheint bei 61 ms (Marke 7) zu liegen.

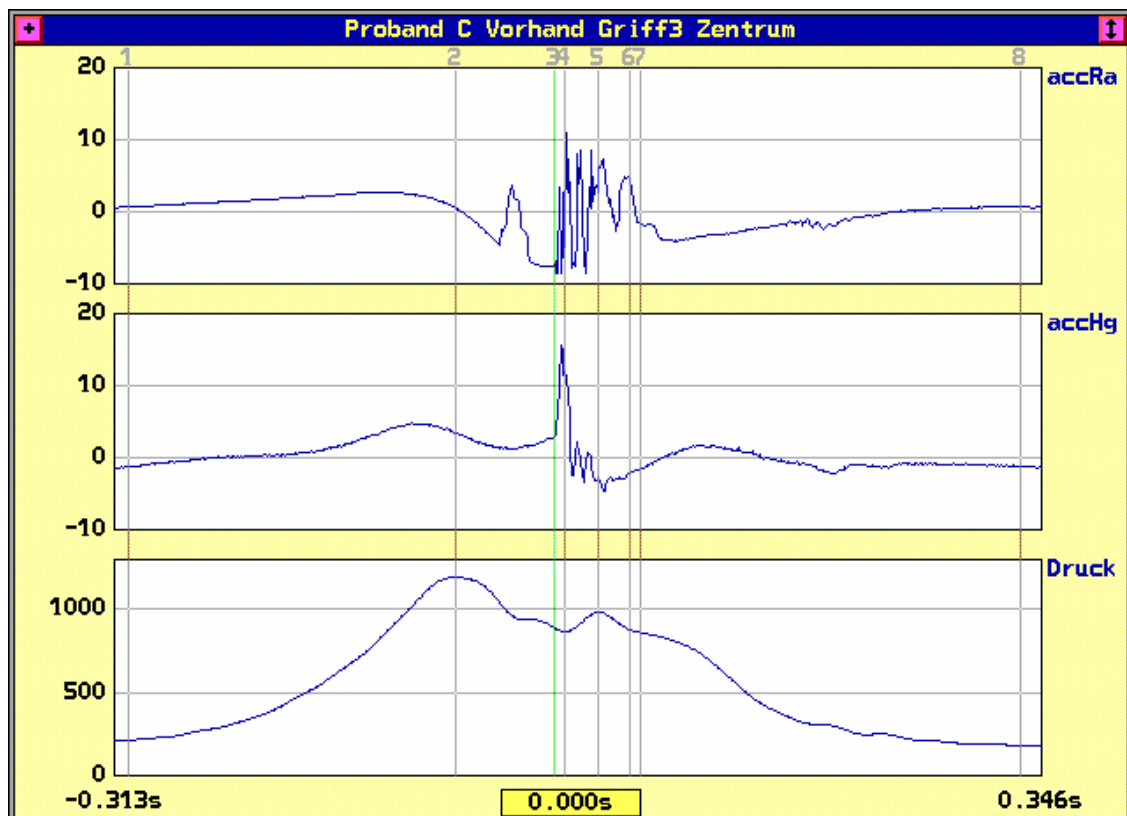


Abb. 30: Proband C Vorhand Griff 3 Zentrum.¹⁰²

Beim zu kleinen Griff fällt die Reduktion der Haltekraft mit 80,9% (Marke 4, 8 ms) geringer aus, die Form der Kurve ist im Wesentlichen jedoch unverändert. Der Anstieg beginnt bei -334 ms (Marke 1), das Maximum (Marke 2) liegt bei -59 ms. Wie bei Griffgröße 3 liegt der TP (Marke 3) 8 ms vor der Senke auf einem Niveau von jedoch 82,7%. Nach dem zweiten Gipfel (Marke 5, 31 ms) ist die Kurve bei 346 ms (Marke 8) wieder auf dem Ausgangsniveau. Die Vibrationen am Handgelenk enden nach 40 ms (Marke 6), am Tennisschläger soweit bei Bewegungsartefakten beurteilbar nach

¹⁰² Die gemittelten Kurven (n = 9) für die Beschleunigungssensoren am Caput ulnae (accHg) und am Tennisschläger (accRa) sowie den Drucksensor am Schlägergriff (Druck) bei Griffgröße 3. Die einzelnen Marken sind im Text erläutert.

74 ms (Marke 7). Die Gesamtzeit ist mit 680 ms gering länger als bei den beiden anderen Griffgrößen.

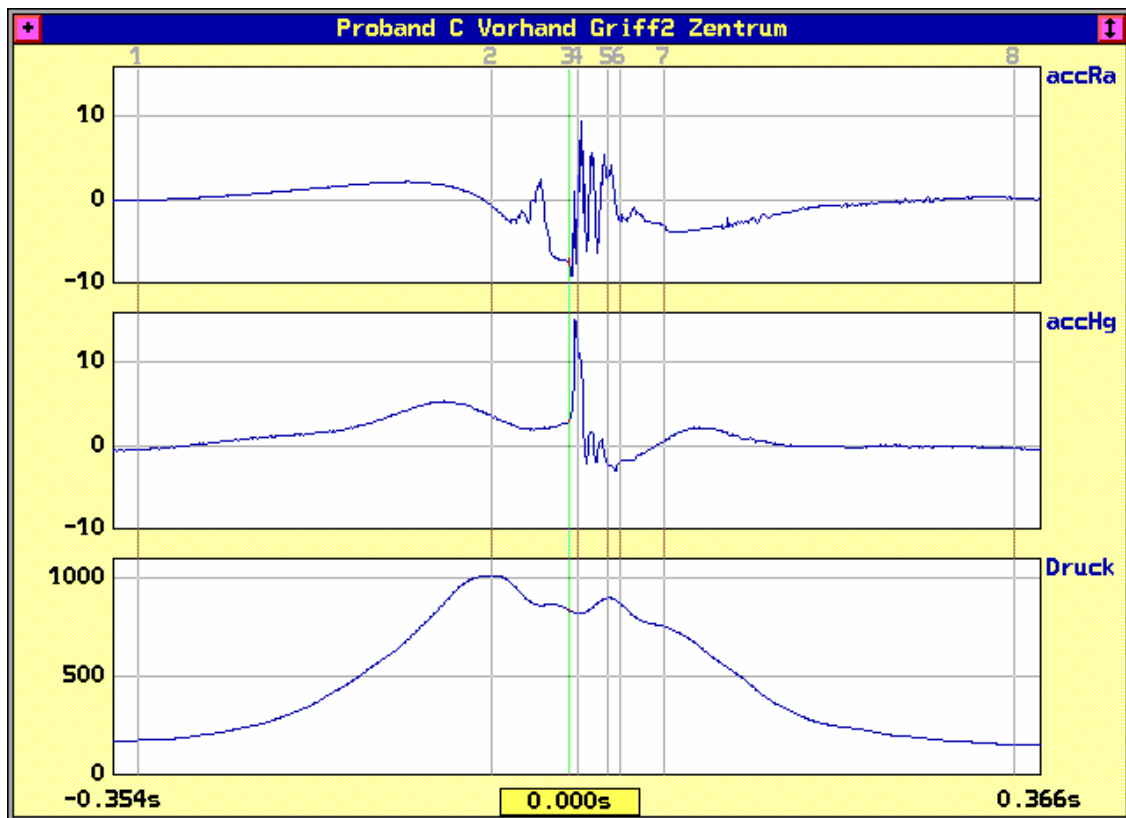


Abb. 31: Proband C Vorhand Griff 2 Zentrum.¹⁰³

Auch beim zu großen Griff gibt es keine wesentliche Änderung der Kurvenform. Hier liegt der TP (Marke 3) sogar genau in der Senke auf einem Niveau von 70,8% des Maximums (Marke 2, -69 ms). Anfang (Marke 1) und Ende (Marke 6) der Kurve liegen bei -293 ms und 336 ms, so dass sich eine Gesamtzeit von 629 ms ergibt. Der zweite Gipfel (Marke 4) liegt bei 23 ms, die Vibrationen am Handgelenk enden nach 68 ms (Marke 5). Das Signal des Beschleunigungssensors am Tennisschläger weist diesmal keine Bewegungsartefakte auf und zeigt das Ende der Schwingungen nach 84 ms (Marke 6), liegt also in einem ähnlichem Bereich wie bei Griffgröße 3 und 2 mit Bewegungsartefakten.

¹⁰³ Die gemittelten Kurven (n = 17) für die Beschleunigungssensoren am Caput ulnae (accHg) und am Tennisschläger (accRa) sowie den Drucksensor am Schlägergriff (Druck) bei Griffgröße 2. Die einzelnen Marken sind im Text erläutert.

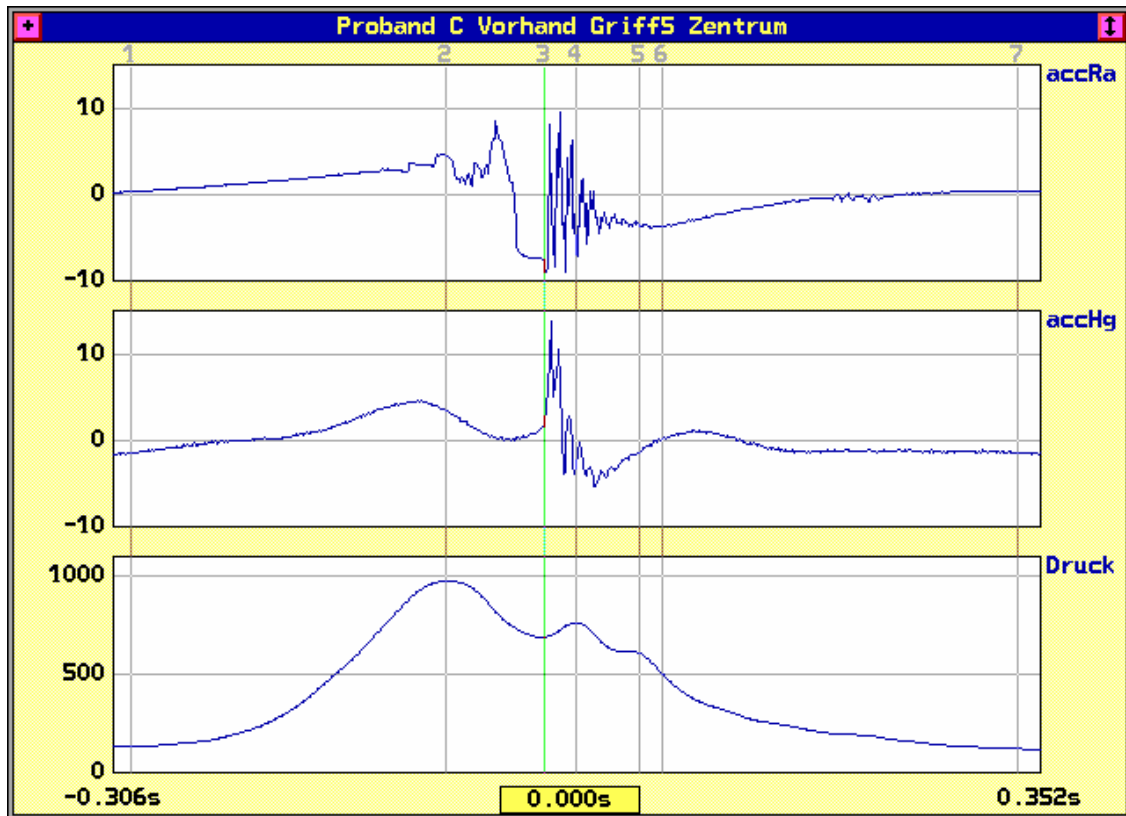


Abb. 32: Proband C Vorhand Griff 5 Zentrum.¹⁰⁴

3.2.5 Griffhaltekräftkurven bei Proband D

3.2.5.1 Rückhand

Nach einer längeren flachen Anstiegsphase, die bei -422 ms (Marke 1) beginnt, und einer dann steiler werdenden Kurve, wird ein Gipfel (Marke 2) bei -11 ms erreicht. Hier fällt die Kurve dann zu einer kleineren Senke (Marke 4, 8 ms) auf 97,1% im Vergleich zum ersten Gipfel ab. Dazwischen liegt der TP (Marke 3) auf 98,2%. Nach 56 ms wird der zweite Gipfel (Marke 5), der auch das Maximum der Kurve beinhaltet erreicht. Ab hier fällt die Haltekraft relativ langsam bis zum Ausgangswert ab (921 ms, nicht mehr dargestellt). Die Vibrationen am Handgelenk enden nach 87 ms (Marke 6), am Tennisschläger nach 103 ms (Marke 7). Die Gesamtzeit beträgt 1343 ms.

¹⁰⁴ Die gemittelten Kurven ($n = 7$) für die Beschleunigungssensoren am Caput ulnae (accHg) und am Tennisschläger (accRa) sowie den Drucksensor am Schlägergriff (Druck) bei Griffgröße 5. Die einzelnen Marken sind im Text erläutert.

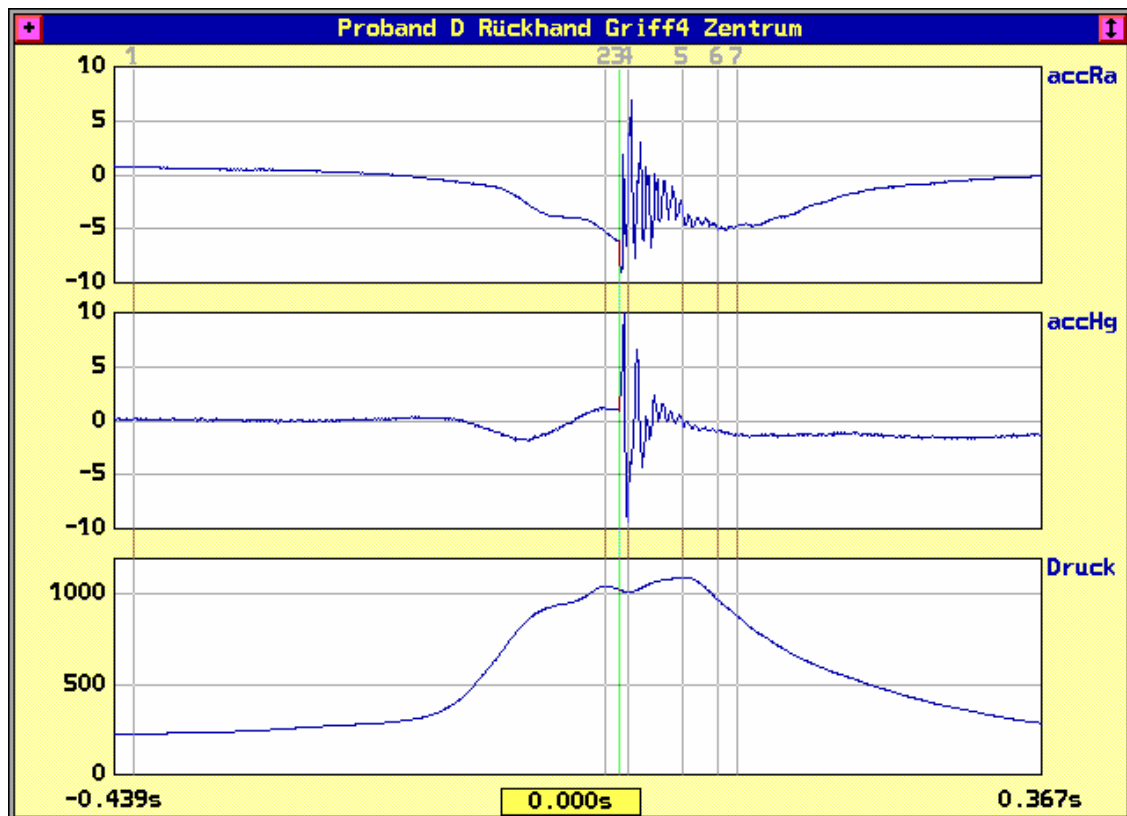


Abb. 33: Proband D Rückhand Griff 4 Zentrum.¹⁰⁵

Insgesamt ist bei der Kurvenform ein „M“ nur annähernd erreicht. Es erfolgt zwar eine sehr geringe Verminderung der Haltekraft in der Nähe des TP, der Trend der Kurve zeigt jedoch nach oben. Aus diesem Grund werden sowohl Aufprallschock wie auch Schlägervibrationen gut übertragen. Dies zeigt auch das Beschleunigungssignal besonders eindrücklich, da hier die messbaren Schwingungen am Handgelenk kurz nach dem zweiten Maximum der Griffhaltekraft enden, kurz danach auch am Tennisschläger, was zusätzlich auch die dämpfenden Eigenschaften der Hand unterstreicht. Bei Griffgröße 2 ist die Senke (Marke 4, 12 ms) mit 93,1% vom ersten Gipfel gering stärker ausgeprägt, die Haltekraft nimmt also etwas mehr ab. Der TP (Marke 3) liegt bei 96,4% im Vergleich zum ersten Gipfel (Marke 2, -12 ms). Auch bei dieser Kurve ist der Anstieg vom Beginn (Marke 1, -353 ms) weg zunächst flach. Der zweite Gipfel liegt bei 58 ms (Marke 5). Unmittelbar danach endet auch die Vibration am Handgelenk (Marke 6, 62 ms) sowie am Tennisschläger (Marke 7, 102 ms). Die Griffhaltekraft nimmt dann kontinuierlich bis 841 ms ab (nicht mehr dargestellt) mit einer Gesamtzeit von 1316 ms.

¹⁰⁵ Die gemittelten Kurven (n = 9) für die Beschleunigungssensoren am Caput ulnae (accHg) und am Tennisschläger (accRa) sowie den Drucksensor am Schlägergriff (Druck) bei Griffgröße 4. Die einzelnen Marken sind im Text erläutert.

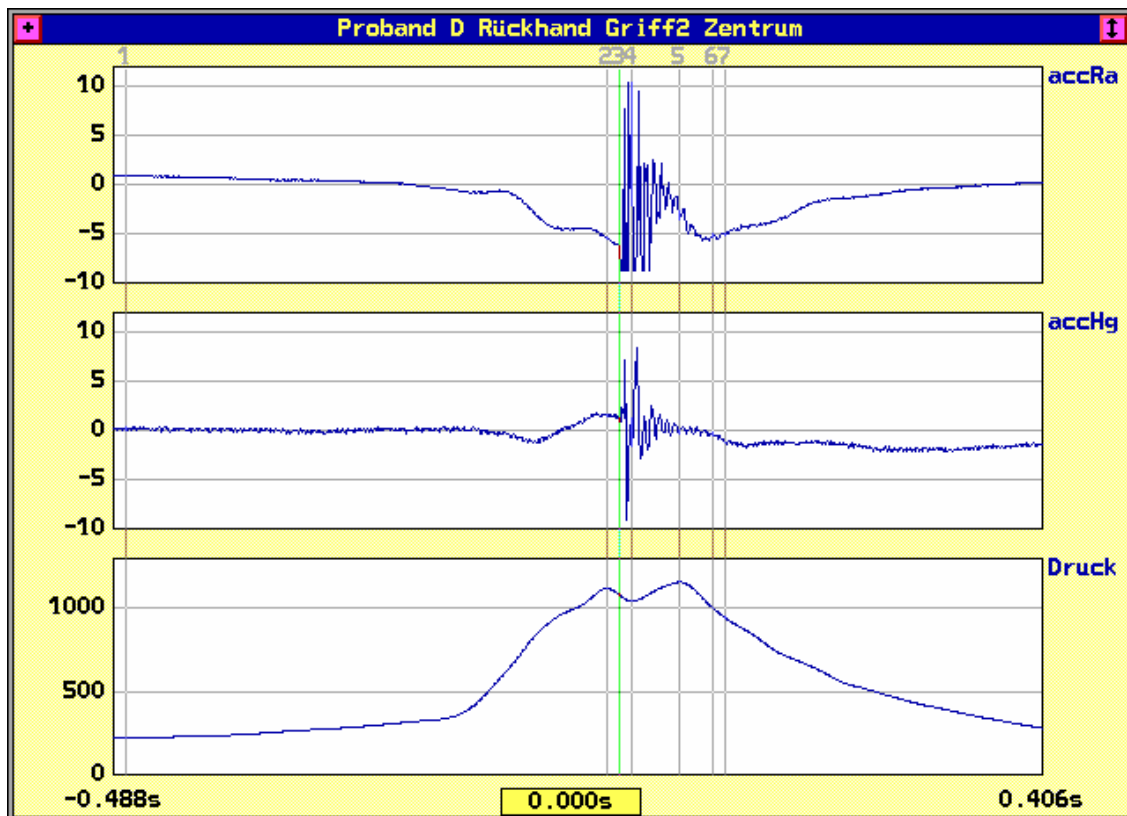


Abb. 34: Proband D Rückhand Griff 2 Zentrum.¹⁰⁶

Auch bei Griffgröße 5 ist das Grundmuster unverändert. Der Beginn liegt bei -353 ms (Marke 1), der erste Gipfel (Marke 2) wird durch einen zum Ende langsameren Anstieg der Haltekraft breiter und ist somit bei -35 ms weiter vom TP (Marke 3) entfernt als bei den anderen beiden Griffgrößen. Erst kurz vor dem TP wird die Haltekraft gering reduziert, so dass beim TP immer noch 97,8% der Haltekraft des ersten Gipfels vorliegen. Die Senke (Marke 4) mit 94,2% vom ersten Gipfel liegt bei 16 ms. Nach Erreichen des Maximums (Marke 5, 47 ms) fällt die Kurve und erreicht den Ausgangswert bei 971 ms (nicht mehr dargestellt). Die Vibration endet nach 87 ms (Marke 6) am Handgelenk und nach 122 ms (Marke 7) am Tennisschläger. Die Gesamtzeit beträgt 1324 ms.

¹⁰⁶ Die gemittelten Kurven ($n = 2$) für die Beschleunigungssensoren am Caput ulnae (accHg) und am Tennisschläger (accRa) sowie den Drucksensor am Schlägergriff (Druck) bei Griffgröße 2. Die einzelnen Marken sind im Text erläutert.

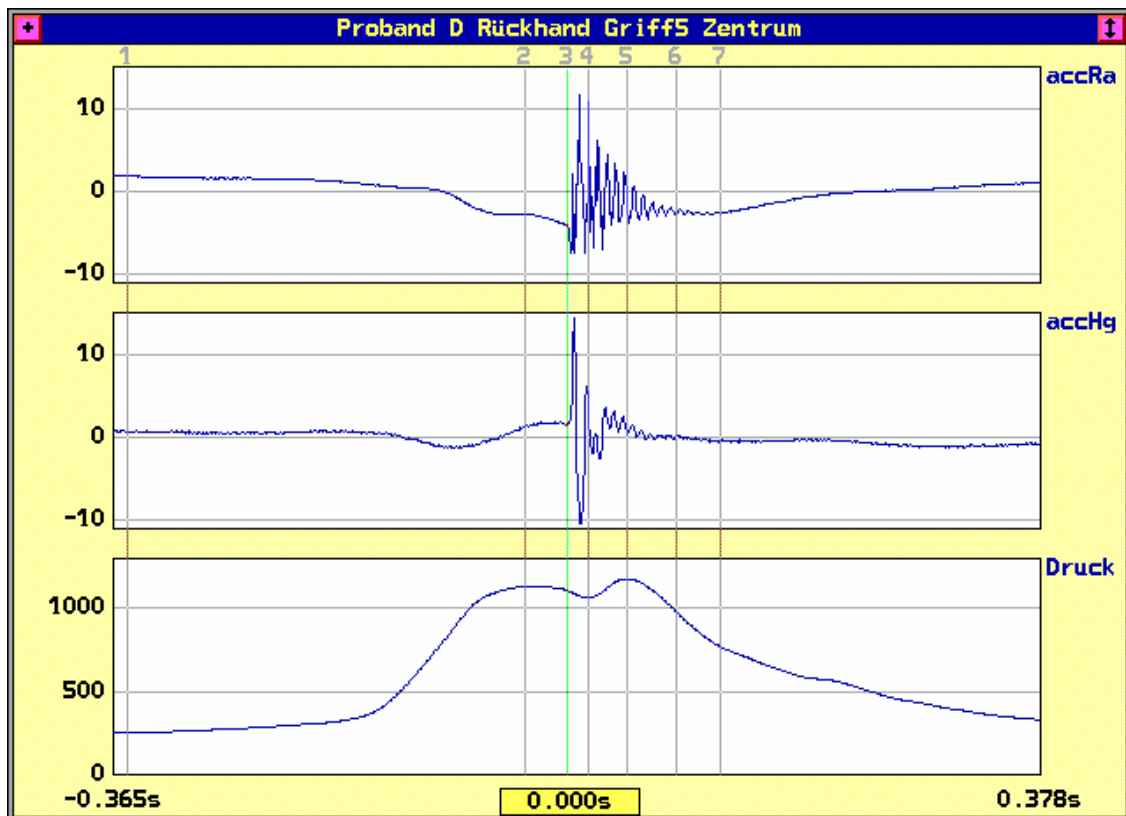


Abb. 35: Proband D Rückhand Griff 5 Zentrum.¹⁰⁷

3.2.5.2 Vorhand

Am besten wird die geforderte „M“ – Form der Haltekraftkurve bei den Vorhandschlägen von Proband D erreicht. Beim gewöhnlichen Griff beginnt der Anstieg bei -172 ms (Marke 1) und endet im Maximum der Kurve (Marke 2, -46 ms). Ab hier wird die Haltekraft deutlich reduziert und erreicht ihr zwischenzeitliches Minimum bei Marke 3 (3 ms) mit 74%. 3 ms vorher liegt der TP auf einem Niveau von 74,2% des Maximums. Nach 33 ms wird der zweite Gipfel (Marke 4) erreicht. Diese Zeitspanne der reduzierten Haltekraft ist scheinbar ausreichend, dass die Schwingungsamplituden am Handgelenk rasch kleiner werden. Diese enden dann nach 53 ms (Marke 6), am Tennisschläger nach 62 ms (Marke 7). Bei Marke 8 (297 ms) hat die Kurve das Ausgangsniveau wieder erreicht. Die Gesamtzeit misst 469 ms.

¹⁰⁷ Die gemittelten Kurven ($n = 7$) für die Beschleunigungssensoren am Caput ulnae (accHg) und am Tennisschläger (accRa) sowie den Drucksensor am Schlägergriff (Druck) bei Griffgröße 5. Die einzelnen Marken sind im Text erläutert.

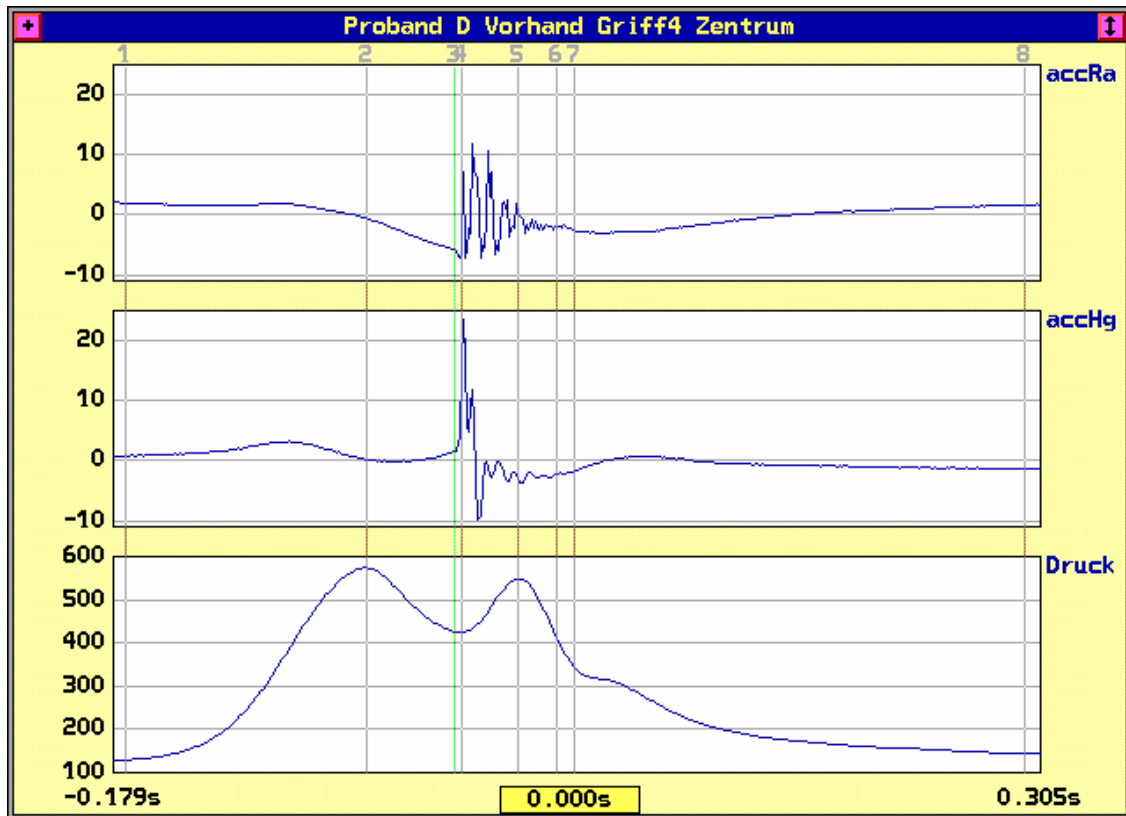


Abb. 36: Proband D Vorhand Griff 4 Zentrum.¹⁰⁸

Bei Griffgröße 2 liegt der TP (Marke 4) 2 ms nach dem tiefsten Punkt der Senke (Marke 3, -2 ms). Die Abstände des Maximums (Marke 2, -52 ms) und des zweiten Gipfels (Marke 5, 29 ms) vom dazwischen liegenden Minimum differieren bei den Griffgrößen 4 und 2 nur um jeweils 1 ms, was ein zugrunde liegendes Bewegungsprogramm nahe legt. Die Reduktion der Haltekraft zur Senke beträgt hier 69,3%, zum TP 69,6% des Maximums. Die Vibration am Handgelenk endet nach 53 ms (Marke 6), am Tennisschläger nach 66 ms. Das Ausgangsniveau der Haltekraft ist bei 314 ms (Marke 8) erreicht. Die Gesamtzeit misst 523 ms.

¹⁰⁸ Die gemittelten Kurven (n = 15) für die Beschleunigungssensoren am Caput ulnae (accHg) und am Tennisschläger (accRa) sowie den Drucksensor am Schlägergriff (Druck) bei Griffgröße 4. Die einzelnen Marken sind im Text erläutert.

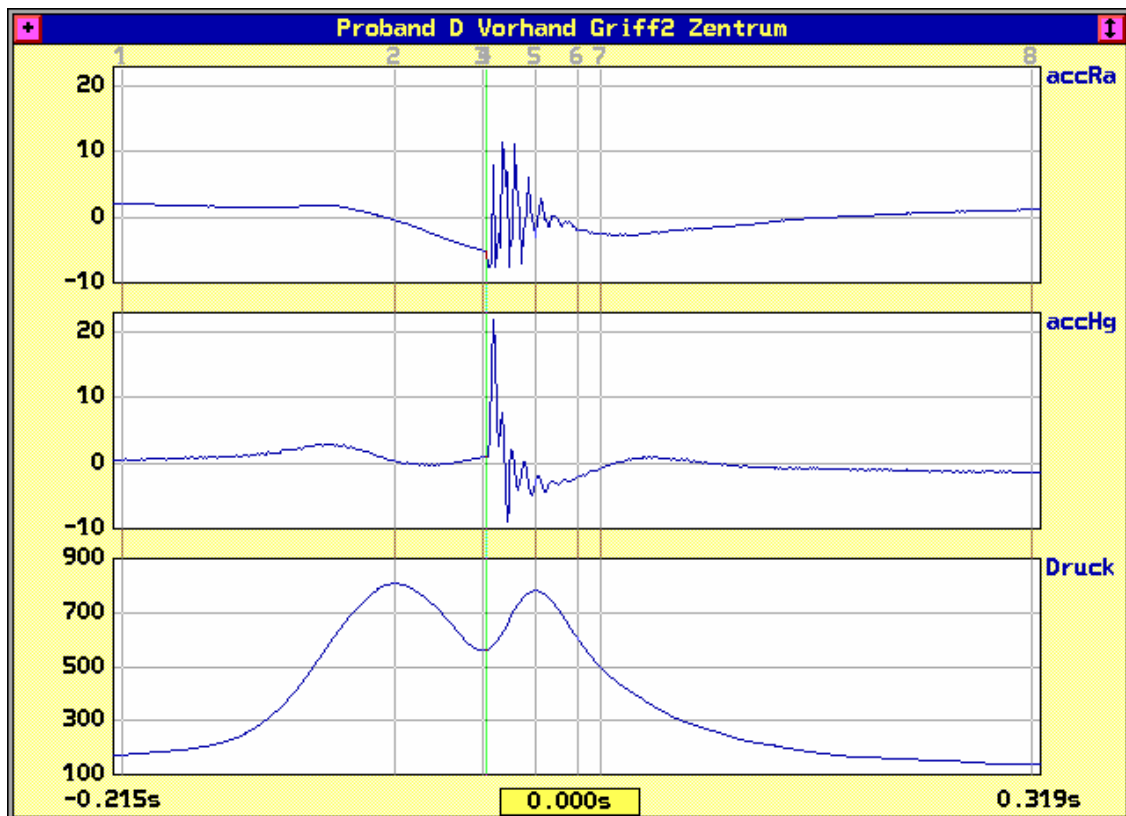


Abb. 37: Proband D Vorhand Griff 2 Zentrum.¹⁰⁹

Beim zu großen Griff wird die Modulation der Haltekraft deutlich gestört. Die Grundform ist zwar noch erkennbar, jedoch ist die Senke mit 93,3% des vorausgehenden Gipfels deutlich abgeflacht (Marke 3, -23 ms). Das Maximum liegt nicht mehr im ersten Gipfel (Marke 2, -47 ms), sondern im zweiten (Marke 5, 31 ms), so dass der Kurvenverlauf nach oben gerichtet ist. Der TP (Marke 4) kommt dadurch 23 ms nach der Senke im ansteigenden Kurventeil zu liegen und beträgt schon 97,6% des ersten Gipfels. Hierdurch wirken sich Aufprallschock und Schlägervibrationen wieder stärker aus. Auch die Zeitabstände der Gipfel zur Senke differieren im Vergleich mit den anderen Griffgrößen deutlich (24 bzw. 54 ms im Vgl. zu 1 ms vorher). Bei Marke 7 (317 ms) ist die Haltekraft auf dem Ausgangsniveau. Die Vibrationen am Handgelenk und Tennisschläger enden nach 51 ms (Marke 6) kurz nach dem Maximum der Haltekraft. Die Gesamtzeit der Haltekraft beträgt 514 ms.

¹⁰⁹ Die gemittelten Kurven (n = 6) für die Beschleunigungssensoren am Caput ulnae (accHg) und am Tennisschläger (accRa) sowie den Drucksensor am Schlägergriff (Druck) bei Griffgröße 2. Die einzelnen Marken sind im Text erläutert.

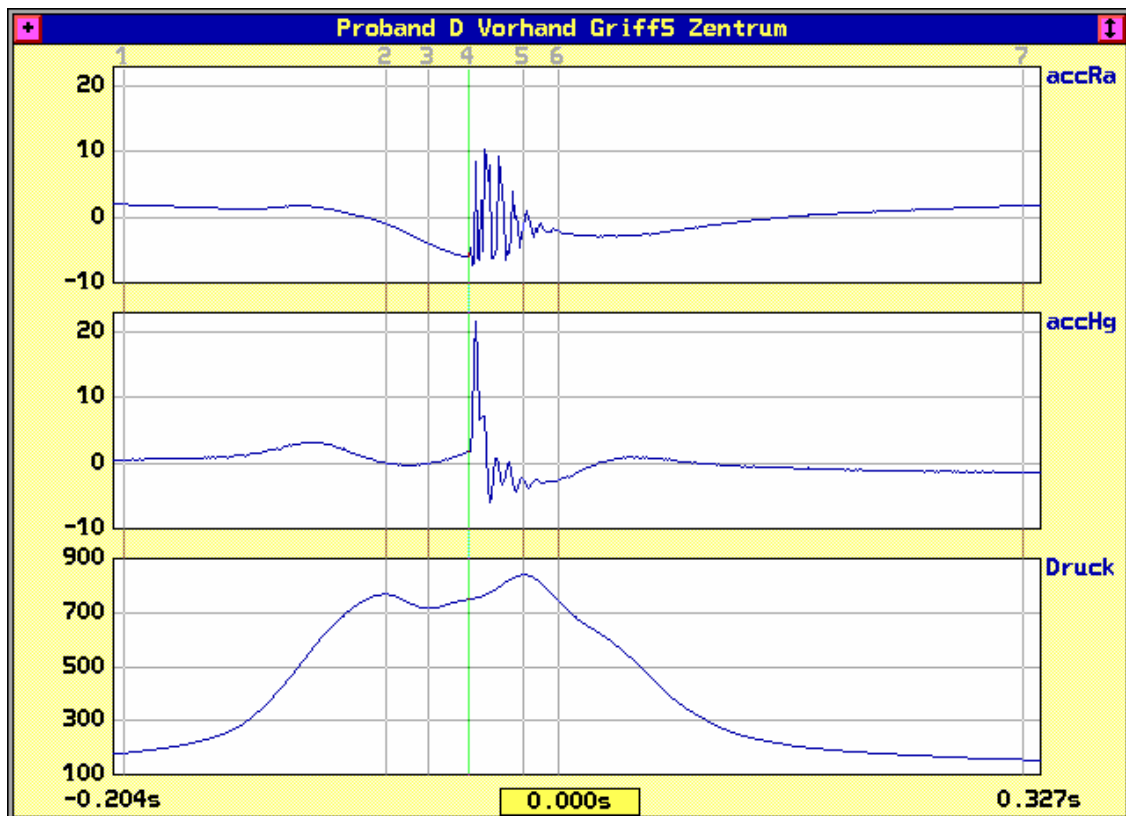


Abb. 38: Proband D Vorhand Griff 5 Zentrum.¹¹⁰

3.2.6 Griffhaltekräftkurven bei Proband E

3.2.6.1 Rückhand

Eine Modulation der Haltekraft, insbesondere eine Verminderung während des Treffpunktes lässt sich bei Proband E nicht feststellen. Vielmehr hält er den Schläger in dieser Zeit besonders fest. Das Maximum (Marke 3) wird 25 ms nach dem TP (Marke 2), bei dem schon 94,9% des Höchstwertes vorliegen, erreicht. Dies bedeutet, dass sowohl der Aufprallschock wie auch insbesondere die nachfolgenden Schlägervibrationen effizient auf den Schlagarm übertragen werden können, da die Haltekraft genau zum Treffpunkt und während der größten Amplituden der Schlägervibration am größten ist. Nach diesem Maximum fällt die Kurve kontinuierlich, bis bei 819 ms (Marke 6) der Ausgangswert vorliegt. Bei einem Anstiegsbeginn (Marke 1) bei -458 ms ergibt sich eine Gesamtzeit von 1277 ms. Die Vibrationen am Handgelenk enden nach 108 ms (Marke 4), am Tennisschläger nach 164 ms (Marke 5).

¹¹⁰ Die gemittelten Kurven (n = 13) für die Beschleunigungssensoren am Caput ulnae (accHg) und am Tennisschläger (accRa) sowie den Drucksensor am Schlägergriff (Druck) bei Griffgröße 5. Die einzelnen Marken sind im Text erläutert.

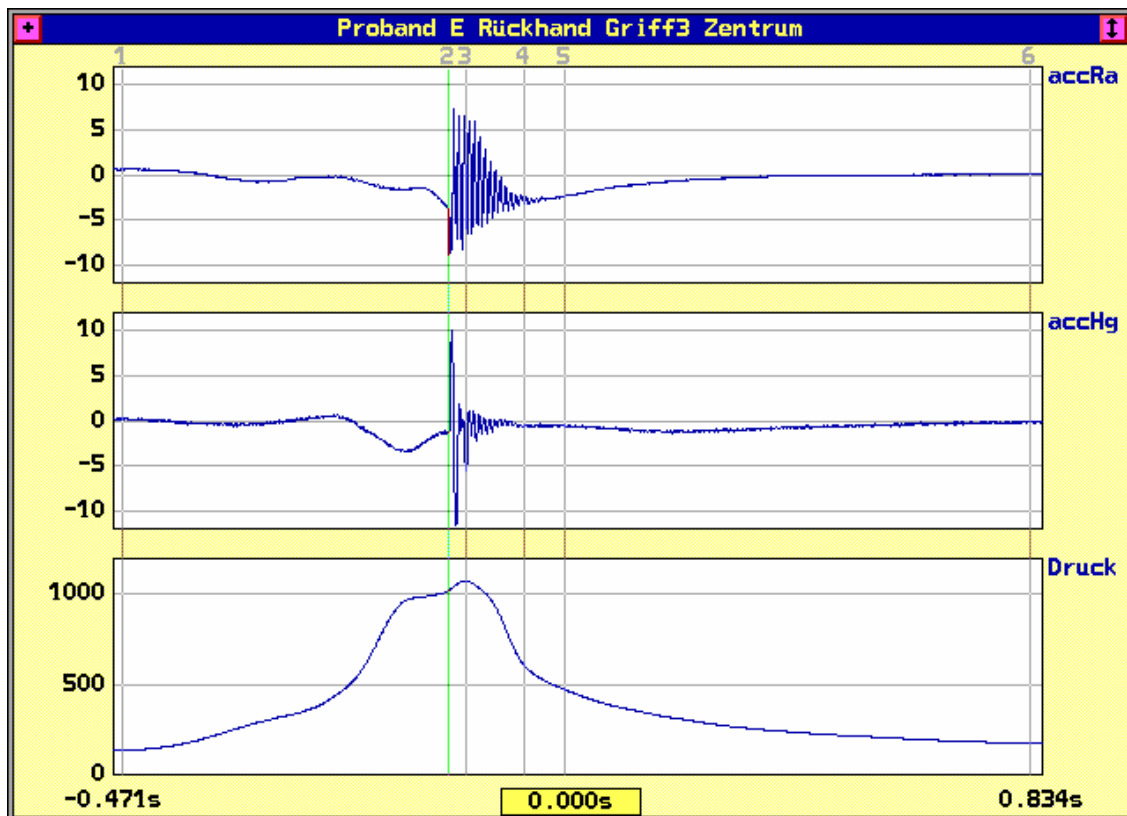


Abb. 39: Proband E Rückhand Griff 3 Zentrum.¹¹¹

Auch bei den beiden anderen Griffgrößen liegt die oben beschriebene Kurvenform vor. Der Anstiegsbeginn bei Griffgröße 2 liegt bei -477 ms (Marke 1), das Ende (Marke 6) bei 626 ms, die Gesamtzeit beträgt 1103 ms. Das Maximum der Haltekraft (Marke 3) wird 21 ms nach dem TP (Marke 2), bei dem sogar schon $98,2\%$ vorliegen, erreicht. Die messbaren Schwingungen am Handgelenk enden nach 89 ms (Marke 4), am Tennisschläger nach 146 ms (Marke 5).

¹¹¹ Die gemittelten Kurven ($n = 7$) für die Beschleunigungssensoren am Caput ulnae (accHg) und am Tennisschläger (accRa) sowie den Drucksensor am Schlägergriff (Druck) bei Griffgröße 3. Die einzelnen Marken sind im Text erläutert.

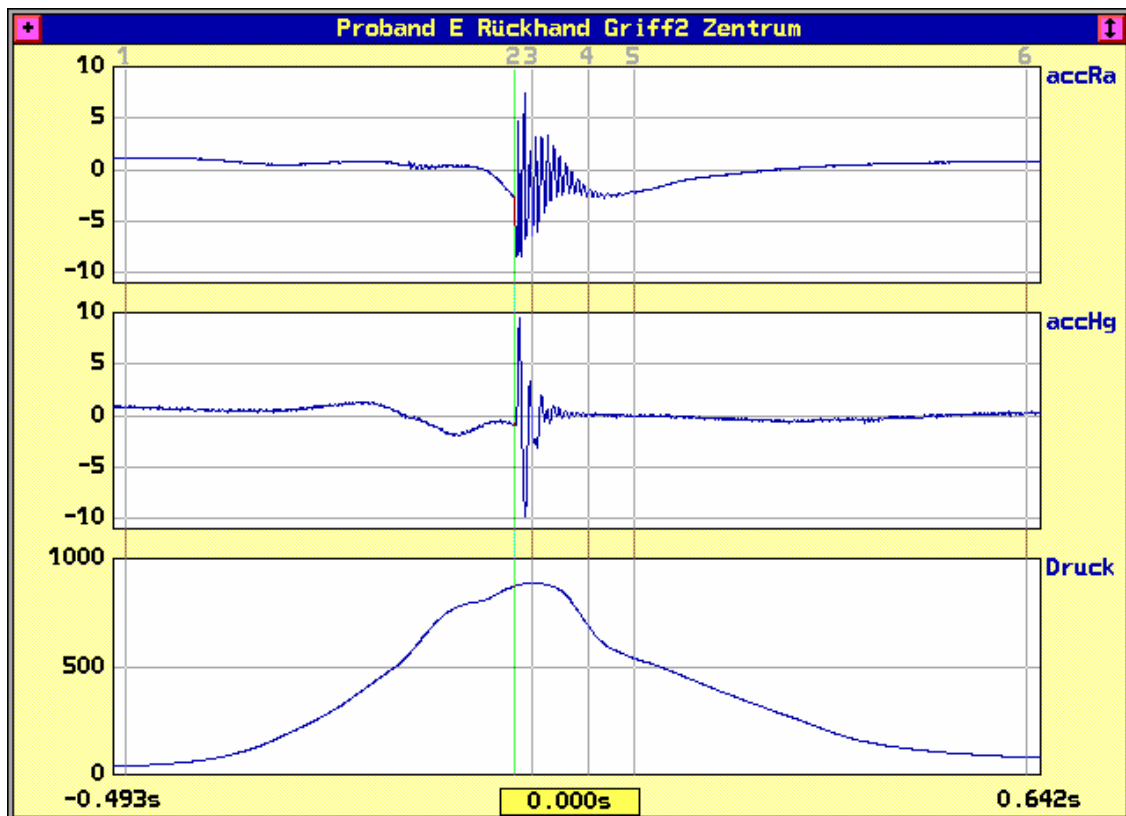


Abb. 40: Proband E Rückhand Griff 2 Zentrum.¹¹²

Der Beginn der Haltekraftkurve bei Griffgröße 5 liegt bei -459 ms (Marke 1), das Ende (Marke 6) bei 742 ms, woraus eine Gesamtzeit von 1201 ms resultiert. Auch hier liegt der TP (Marke 2) vor dem Maximum (Marke 3, 34 ms). An diesem Punkt liegen schon 93,8% der Haltekraft vor. Die Vibrationen am Handgelenk enden nach 90 ms (Marke 4), am Tennisschläger nach 121 ms (Marke 5). In diesem Bereich der Kurve accRa liegen jedoch geringe Bewegungsartefakte vor.

¹¹² Die gemittelten Kurven (n = 7) für die Beschleunigungssensoren am Caput ulnae (accHg) und am Tennisschläger (accRa) sowie den Drucksensor am Schlägergriff (Druck) bei Griffgröße 2. Die einzelnen Marken sind im Text erläutert.

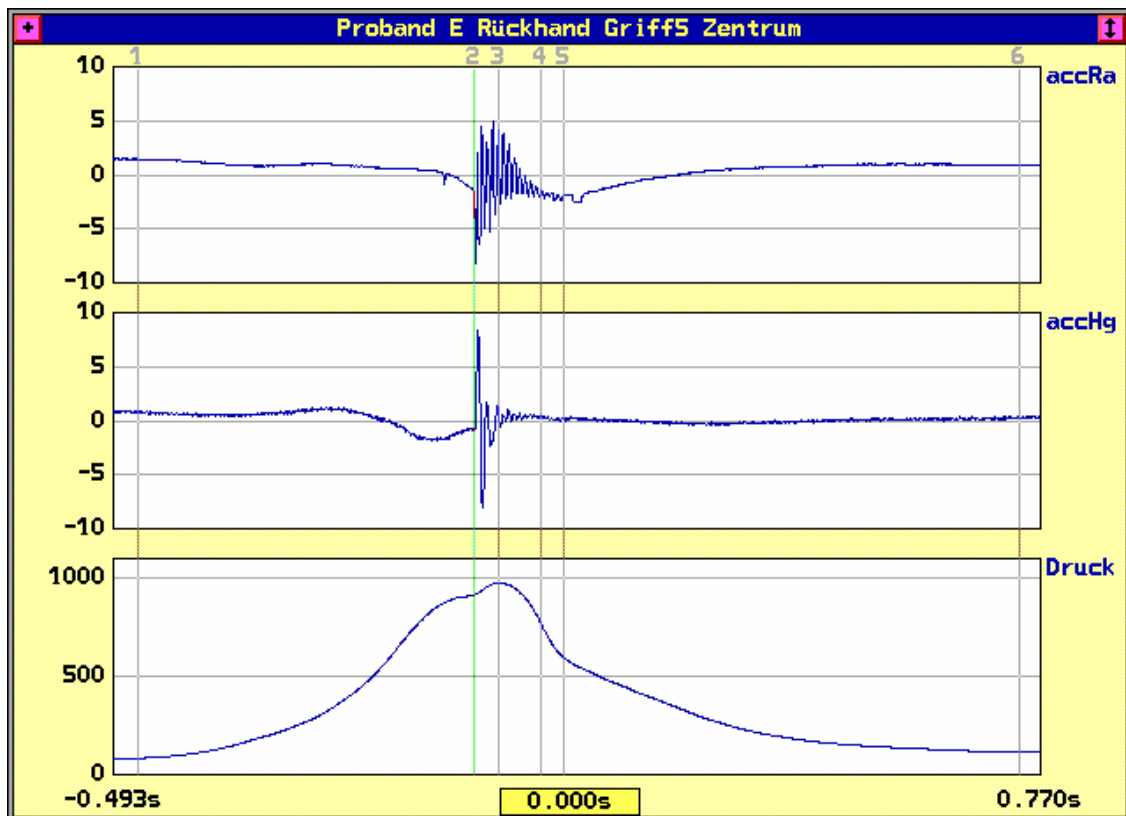


Abb. 41: Proband E Rückhand Griff 5 Zentrum.¹¹³

3.2.6.2 Vorhand

Wie Proband B bei der Rückhand erhöht auch Proband E, jedoch bei der Vorhand, ca. 850 ms vor dem TP, im Rahmen der Ausholbewegung kurzzeitig die Haltekraft. Dies geschieht unabhängig von der Griffgröße.

Beim gewöhnten Griff ist die Kurvenform prinzipiell 1-gipfelig, jedoch lässt sich im abfallenden Schenkel eine gewisse Modulation der Griffhaltekraft erkennen. 3 ms nach dem TP (Marke 2), der bei 99,7% des Maximums liegt, fällt die Kurve zunächst auf einen Wert von 82,9% des Maximums ab (Marke 3, 39 ms) und erreicht nach einem nur geringen Anstieg einen zweiten Gipfel (Marke 5, 61 ms). Ab hier fällt die Kurve auf das Ausgangsniveau (Marke 7, 597 ms). Zusammen mit dem Beginn des Anstieges (Marke 1, -287 ms) ergibt sich eine Gesamtzeit von 884 ms. Auch bei dieser Kurvenform wird der Aufprallschock effizient übertragen, da die Haltekraft beim TP schon beinahe das Maximum erreicht hat. Die größten Amplituden der Schläger-vibration, die kurz vor dem zweiten Gipfel bei 55 ms (Marke 4) enden, fallen in den absteigenden Kurventeil. Hierdurch wird deren Übertragung vermindert. Soweit bei

¹¹³ Die gemittelten Kurven (n = 8) für die Beschleunigungssensoren am Caput ulnae (accHg) und am Tennisschläger (accRa) sowie den Drucksensor am Schlägergriff (Druck) bei Griffgröße 5. Die einzelnen Marken sind im Text erläutert.

geringen Bewegungsartefakten beurteilbar, enden die Vibrationen am Tennisschläger nach 72 ms (Marke 6)

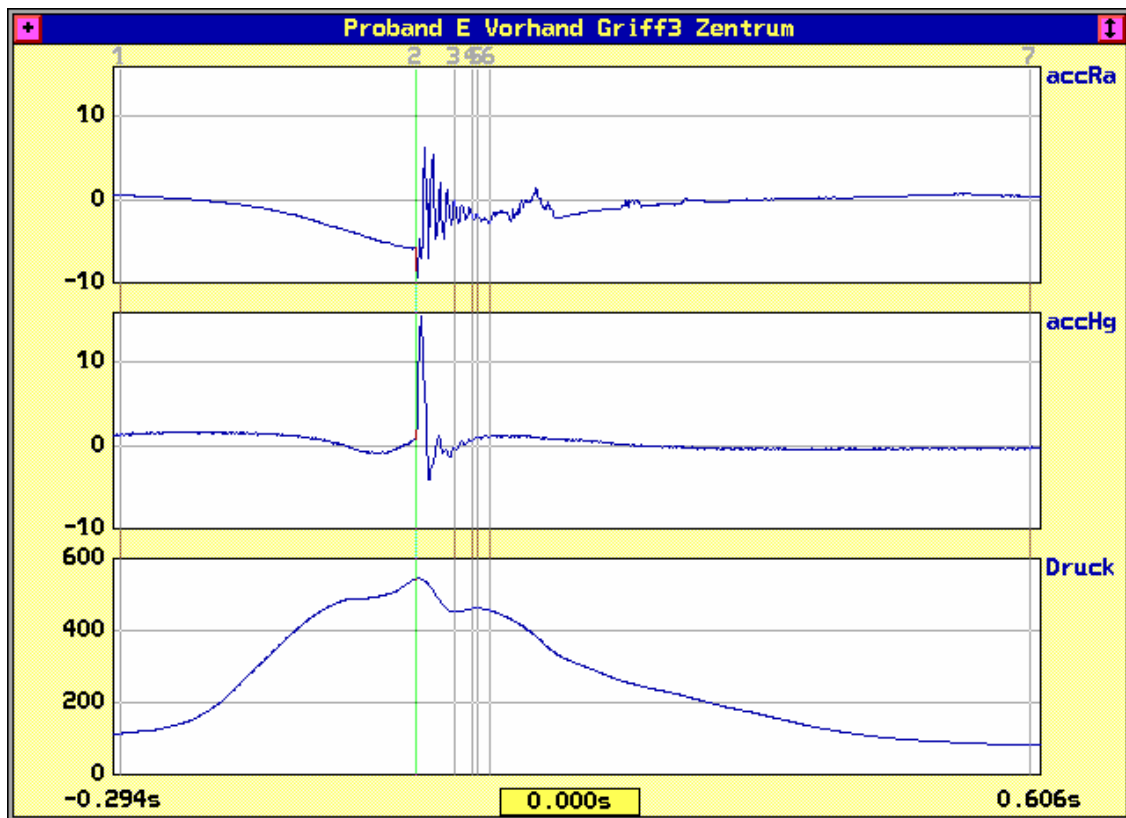


Abb. 42: Proband E Vorhand Griff 3 Zentrum.¹¹⁴

Bei der Griffgröße 2 lässt sich keine Modulation der Haltekraft um den TP mehr nachweisen, die Kurve hat einen 1-gipfeligen Verlauf. Der TP (Marke 2) liegt 12 ms vor dem Maximum (Marke 3) bei einer Haltekraft von 98,7% des Maximalwertes. Die Vibrationen am Handgelenk enden nach 57 ms (Marke 4), am Tennisschläger soweit bei Bewegungsartefakten beurteilbar nach 67 ms (Marke 5). Der Beginn des Kurvenanstieges ist bei -290 ms mit Marke 1 gekennzeichnet, das Ende des absteigenden Kurventeils bei 578 ms mit Marke 6. Die Gesamtzeit beträgt 868 ms. Auch hier fällt der Aufprallschock mit der nahezu maximalen Griffhaltekraft zusammen. Die Schlägervibrationen fallen in den absteigenden Kurvenverlauf.

¹¹⁴ Die gemittelten Kurven (n = 11) für die Beschleunigungssensoren am Caput ulnae (accHg) und am Tennisschläger (accRa) sowie den Drucksensor am Schlägergriff (Druck) bei Griffgröße 3. Die einzelnen Marken sind im Text erläutert.

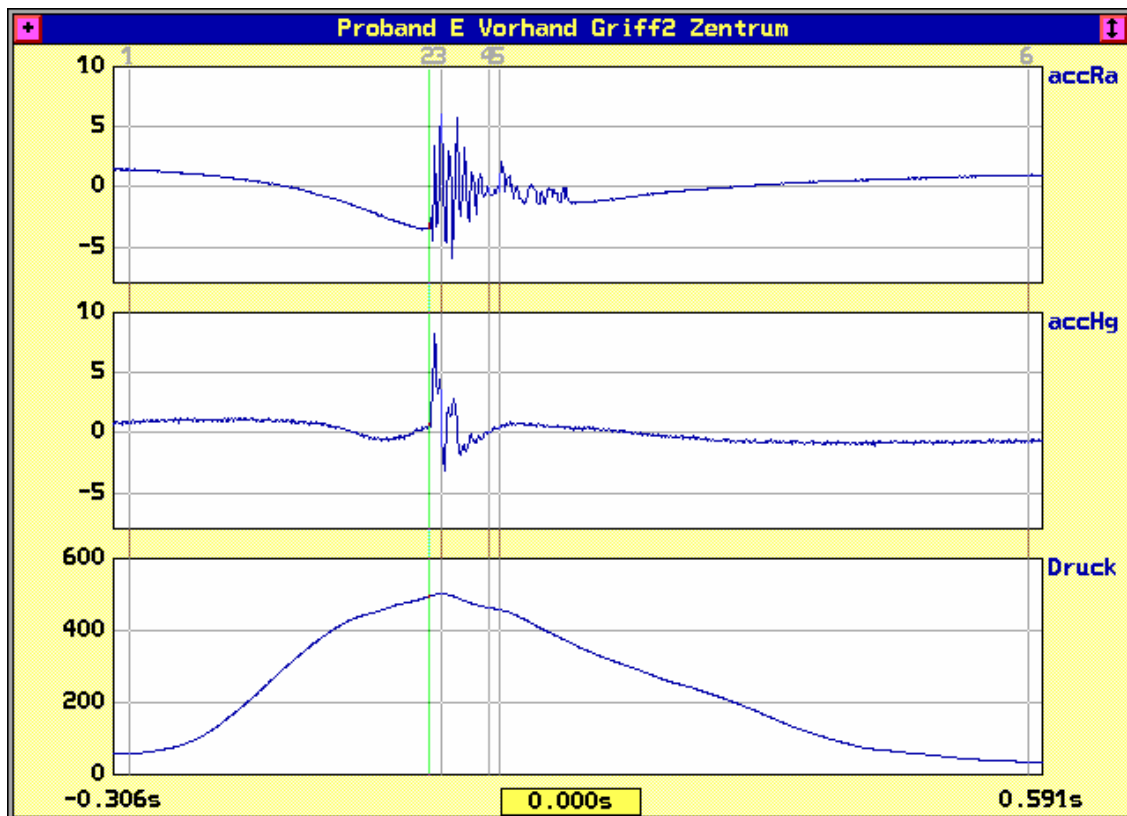


Abb. 43: Proband E Vorhand Griff 2 Zentrum.¹¹⁵

Bei Griffgröße 5 ähnelt der Kurvenverlauf wieder mehr der Kurve bei Griffgröße 3. Der Anstieg beginnt bei -304 ms (Marke 1), das Ausgangsniveau ist bei 557 ms (Marke 8) wieder erreicht. Die Gesamtzeit beträgt 861 ms. Diesmal liegt der TP (Marke 3) mit $98,3\%$ des Maximums (Marke 2, -8 ms) schon im abfallenden Kurventeil. Die Haltekraft fällt auf 86% des Niveaus des Maximums (Marke 4, 25 ms). Nach einem kurzen Wiederanstieg zu einem zweiten Gipfel (Marke 5, 44 ms) fällt die Haltekraft. Die Vibrationen enden nach 64 ms am Handgelenk (Marke 6), am Tennisschläger bei guter Ablesbarkeit nach 102 ms (Marke 7).

¹¹⁵ Die gemittelten Kurven ($n = 8$) für die Beschleunigungssensoren am Caput ulnae (accHg) und am Tennisschläger (accRa) sowie den Drucksensor am Schlägergriff (Druck) bei Griffgröße 2. Die einzelnen Marken sind im Text erläutert.

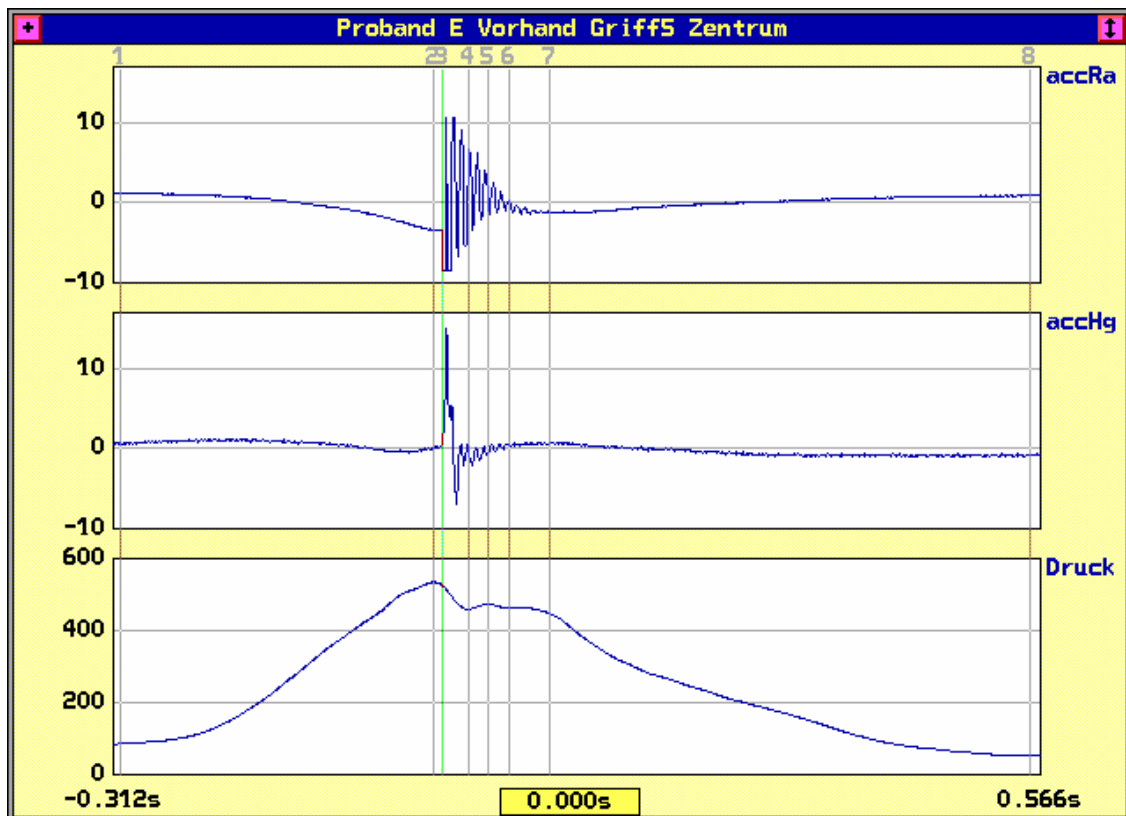


Abb. 44: Proband E Vorhand Griff 5 Zentrum.¹¹⁶

Bei Griffgröße 3 und 5 lässt sich ein 2-gipfelig Verlauf andeutungsweise feststellen. Die Kurve bei Griffgröße 2 verliert die Modulation um den TP und weist nur noch ein Maximum auf. Bei allen Griffgrößen liegt der TP im Bereich des Maximums, wodurch der Aufprallschock entsprechend auf den Schlagarm übertragen werden kann. Bei der gewöhnlichen Griffgröße und dem zu kleinen Griff ist dies kurz vor dem Maximum, beim zu großen Griff verschiebt sich die Lage des TP kurz nach das Maximum. Die nachfolgende Schlägervibration fällt jeweils in den abfallenden Schenkel, wodurch die größten Schwingungsamplituden direkt nach dem TP nur eingeschränkt weitergeleitet werden.

3.2.7 Zusammenfassung

Im Gegensatz zu einem statischen Versuchsdesign, bei dem der Tennisschläger mit einer definierten Kraft gehalten wird, kann durch den dynamischen Versuchsaufbau belegt werden, dass eine deutliche Modulation der Griffhaltekraft während eines Tennisschlages stattfindet. Besondere Bedeutung erlangt diese Modulation in der Phase des TP, bei der Schwingungsbelastungen wie Aufprallschock und anschließende Schlägervibrationen auf den Unterarm übertragen werden können.

¹¹⁶ Die gemittelten Kurven (n = 4) für die Beschleunigungssensoren am Caput ulnae (accHg) und am Tennisschläger (accRa) sowie den Drucksensor am Schlägergriff (Druck) bei Griffgröße 5. Die einzelnen Marken sind im Text erläutert.

Erstaunlicherweise bestehen große interindividuelle Unterschiede der Griffhaltekräftkurven hinsichtlich Form, Timing und Lage des TP. Diese kommen einer theoretischen Idealkurve, die einen M-förmigen Verlauf der Griffhaltekräft aufweist mehr oder weniger nahe. Selbst bei beschwerdefreien Tennislehrern, aus denen das Versuchskollektiv gebildet wurde, liegen scheinbar ungünstige Kurvenverläufe vor. Zum Beispiel weist Proband B bei der Rückhand zum TP eine hohe Haltekräft auf mit einem anschließenden Plateau im Kurvenverlauf, so dass theoretisch eine gute Übertragung von Aufprallschock und anschließenden Schlägervibrationen auf das Handgelenk stattfindet.

Jeder der Probanden zeigt eine für ihn charakteristische Kurvenform der Griffhaltekräft mit relativ konstanter Lage des TP im Kurvenverlauf bei den Einzelschlägen. Dies legt die Hypothese eines festen Bewegungsprogramms nahe. Inwieweit dieses Bewegungsprogramm individuell geprägt oder angelernt ist lässt sich in dieser Studie nicht beantworten. Als einziger erfüllt Proband D bei der Vorhand die geforderte Absenkung der Haltekräft während und nach dem Treffpunkt, so dass beim Treffpunkt nur noch ca. 70% der vorher vorhandenen Haltekräft vorliegen. Unter diesen Bedingungen können Aufprallschock und die anschließenden Schlägervibrationen mit noch großen Amplituden nicht mehr in voller Intensität auf den Schlagarm übertragen werden. Hierdurch werden die beiden hauptsächlich für den Tennisarm angeschuldigten Noxen deutlich reduziert. Bei der Vorhand mit dem gewohnten Griff des Probanden A liegt auch eine M – Form der Haltekräftkurve mit Position des Treffpunktes in der Senke vor. Diese ist jedoch nur flach ausgebildet, die Haltekräft wird nur auf 96,5% reduziert. Proband B weist bei den Vorhandschlägen ebenfalls einen deutlichen M – förmigen Kurvenverlauf vor mit Reduktion der Haltekräft bis zu ca. 73%. Jedoch ist bei ihm das Timing zum TP verschoben, so dass dieser bei allen Griffgrößen mit dem Kurvenmaximum vor der Senke zusammenfällt. Dies bedeutet eine maximale Koppung zwischen Tennisschläger und Arm beim Aufprallschock und verminderte Koppung bei den Schlägervibrationen. Die Mehrzahl der Probanden (Proband A Rückhand, Proband C, Proband D Rückhand, Proband E Vorhand) weisen Kurvenverläufe auf, die der M – Form ähnlich sind, also zwei Gipfel und eine dazwischen liegende Senke aufweisen, dies in jedoch verschiedenen Variationen hinsichtlich Betrag der Haltekräftreduktion, Länge und Lage von Haltekräftspitzen sowie Lage des Treffpunktes. Am günstigsten erweist sich hier die Kurvenform der Vorhandschläge bei Proband C. Hier liegt der Treffpunkt wieder in der Zone verminderter Haltekräft. Ungünstig sind längere Druckspitzen, also Kurvenverläufe mit nur einem Gipfel, wie sie

bei den Rückhandschlägen von Proband B und E vorliegen. Bei Proband E befindet sich der Treffpunkt sogar im ansteigenden Schenkel kurz vor dem Maximum, so dass sowohl Aufprallschock wie auch Schlägervibrationen durch die hohe Haltekraft und die dadurch gute Kopplung des Schlägers an den Arm effektiv übertragen werden können.

Der mehrfach angesprochene und in der Literatur wiederholt erwähnte Zusammenhang zwischen Griffhaltekraft und Übertragung von Schwingungsbelastungen auf den Schlagarm ist aus den eigenen Messungen nachvollziehbar. Bei Proband A lassen sich beispielsweise unmittelbar nach dem TP bei hoher Haltekraft Schwingungen am Handgelenk mit großer Amplitude nachweisen, die im Rahmen der Reduktion der Haltekraft deutlich abnehmen wohingegen am Tennisschläger weiterhin Schwingungen mit großer Amplitude nachweisbar sind. Ebenso zeigen sich bei den Rückhandschlägen von Proband B Schwingungsbelastungen am Handgelenk mit großer Amplitude bei plateauähnlich erhöhter Griffhaltekraft um den TP. Im Gegensatz hierzu erfüllt Proband D bei den Vorhandschlägen die theoretisch ideale M - Form der Haltekraftkurve mit deutlicher Absenkung der Haltekraft um den TP und einer damit verbundenen Reduktion der Amplituden des Beschleunigungssignals am Handgelenk. Kurze Zeit nach dem Wiederanstieg der Haltekraft lassen sich auch am Tennisschläger keine Schwingungen mehr nachweisen. Durch eine erhöhte Haltekraft werden somit sowohl Schwingungen vom Tennisschläger auf den Unterarm übertragen wie auch die Schwingungen des Tennisschlägers gedämpft.

Obwohl alle Probanden den zu großen Griff als "unangenehm" empfunden haben lassen sich keine eindeutigen Unterschiede oder Trends der Haltekraft dahingehend feststellen. Zwar variieren die Kraftniveaus und die Griffhaltezeiten bei unterschiedlichen Griffgrößen, ein aufgrund der Aussage der Probanden zu erwartender Trend oder eindeutige Unterschiede durch eine Anpassung des Spielers können jedoch nicht festgestellt werden. Die folgende Tabelle zeigt eine Ordinalskala der mittleren Kraftniveaus der Haltekraft bei den verschiedenen Griffgrößen, wobei die Verteilung eher zufällig zu sein scheint.

Proband	Griffgröße	
	Rückhand	Vorhand
A	5 > 2	2 > 5
B	3 > 2 > 5	2 > 3 > 5
C	3 > 2 > 5	2 > 5 > 3
D	4 > 5 > 2	5 > 2 > 4
E	3 > 5 > 2	3 > 5 > 2

Tab. 15: Ordinalskala der mittleren Kraftniveaus der Haltekraft.¹¹⁷

Es zeichnet sich allenfalls ein geringer Trend bei den Rückhandschlägen ab, hier ist bei vier von fünf Probanden das Kraftniveau mit dem gewohnten Griff am größten. Auch bei den mittleren Griffhaltezeiten ist hinsichtlich der unterschiedlichen Griffgrößen kein eindeutiger Trend ablesbar, die Verteilung erscheint auch hier eher zufällig. Lediglich bei den Rückhandschlägen ist abgesehen von Proband A die Griffhaltezeit länger als bei der Vorhand.

In Tab. 16 und 17 sind einerseits die Werte der jeweiligen mittleren Griffhaltezeiten sowie andererseits die Schlagart bzw. die Griffgrößen in einer Ordinalskala gemäß den mittleren Griffhaltezeiten aufgeführt.

Proband	Griffgröße	Griffhaltezeiten (ms)	
		Rückhand	Vorhand
A	#	#	#
	2	626	686
	5	435	648
B	2	2039	770
	3	1033	894
	5	1468	787
C	2	1012	680
	3	861	633
	5	813	629
D	2	1316	523
	4	1343	469
	5	1324	514
E	2	1103	868
	3	1277	884
	5	1201	861

Tab. 16: Mittlere Griffhaltezeiten in ms der charakteristisch erhöhten Haltekraft.¹¹⁸

¹¹⁷ Ordinalskala der mittleren Kraftniveaus der Haltekraft bei unterschiedlichen Griffgrößen getrennt nach Probanden und Schlagart. Die gewohnte Griffgröße ist fett gedruckt.

¹¹⁸ Mittlere Griffhaltezeiten in ms der charakteristisch erhöhten Haltekraft um den TP während eines Tennisschlages für die jeweiligen Griffgrößen getrennt nach Probanden und Schlagart. Die gewohnte Griffgröße ist fett gedruckt.

Griffhaltezeiten			
Proband	Schlagart	Griffgröße	
		Rückhand	Vorhand
A	VH > RH	2 > 5	2 > 5
B	RH > VH	2 > 5 > 3	3 > 5 > 2
C	RH > VH	2 > 3 > 5	2 > 3 > 5
D	RH > VH	4 > 5 > 2	2 > 5 > 4
E	RH > VH	3 > 5 > 2	3 > 2 > 5

Tab. 17: Ordinalskala der mittleren Griffhaltezeiten der charakteristisch erhöhten Haltekraft.¹¹⁹

Die Kurvenform der Haltekraft bleibt bei den unterschiedlichen Probanden und den jeweiligen Griffgrößen relativ konstant, was wiederum das Vorliegen eines Bewegungsprogramms vermuten lässt. Bei einigen Probanden kommt es jedoch bei den ungewohnten Griffgrößen zu einer deutlich geänderten Modulation der Haltekraft, also gegebenenfalls zu einer Störung des Bewegungsprogramms, die sich hauptsächlich in einer geänderten Form der Haltekraftkurve äußert. Proband A verliert bei der Vorhand mit dem zu großen Griff die Absenkung der Haltekraft um den TP, so dass an Stelle einer geringer ausgeprägten M - Form die Haltekraftkurve nur einen Gipfel aufweist und der Treffpunkt nahe dem Kurvenmaximum zu liegen kommt. Bei Proband E geschieht dies bei der Vorhand mit dem zu kleinen Griff. Auch bei Proband D wird bei den Vorhandschlägen mit dem zu großen Griff die Modulation der Haltekraft gestört. Anstatt der idealen M – Form ist die Absenkung der Haltekraft beim Treffpunkt deutlich vermindert. Zusätzlich ist die zeitliche Koordination gestört, so dass der Treffpunkt anstatt in der Senke im wieder ansteigenden Kurvenverlauf zu liegen kommt. Bei den restlichen Probanden bleibt die Grundform der Haltekraftkurve erhalten (Proband A Rückhand, Proband B und C Vorhand, Proband D und E Rückhand) oder es kommt nur zu geringen Änderungen (Proband B und C Rückhand). Neben den interindividuellen Unterschieden der Haltekraft zeigen sich auch intraindividuell unterschiedliche Kurvenverläufe bei Vor- und Rückhandschlägen. Bei der Mehrzahl der Probanden (Probanden B, C, D, E) ist der Kurvenverlauf bei der Rückhand 1-gipfelig oder weist bei hohen Haltekräften und einer nur geringen Verminderung der Haltekraft plateauähnliche Verläufe auf, so dass die erforderliche Reduktion der Haltekraft zum TP nicht stattfindet. Da jedoch auf Grund der erhöhten Haltekraft auch der Muskeltonus erhöht ist, könnte dies zusammen mit der passiven Muskeldehnung der Unterarmextensoren durch die Palmarflexion und den effektiv übertragenen Aufprallschock ein prädisponierender Faktor für Mikroläsionen der Sehnenan-

¹¹⁹ Ordinalskala der mittleren Griffhaltezeiten der charakteristisch erhöhten Haltekraft bei unterschiedlichen Schlagarten und Griffgrößen für die jeweiligen Probanden. Die gewöhnliche Griffgröße ist fett gedruckt.

sätze sein. Weiterhin ist bei allen Probanden außer Proband A die Zeit der deutlich erhöhten Griffhaltekraft, egal ob M-förmig oder 1-gipfelig, bei Rückhandschlägen länger. Hinzu kommt auch bei allen Probanden ein höheres Kraftniveau bei Rückhandschlägen im Vergleich zu Vorhandschlägen. Bei Rückhandschlägen liegen also mit einer ungünstigeren Modulation der Haltekraft und daraus resultierenden hohen Haltekraften zum Treffpunkt, einer längeren Griffhaltezeit, einem insgesamt erhöhten Kraftniveau sowie der hinzukommenden passiven Muskeldehnung bei Palmarflexion mehrere ungünstige Faktoren im Vergleich zur Vorhand vor.

3.3 Schlagflächengröße

Die EMG – Werte wurden unter der Voraussetzung einer linearen Beziehung zwischen EMG – Integralen und der Zuschlagenergie mit dem Schlägerfaktor S normiert. Dieses Verfahren wurde im Sinne des ursprünglichen Studiendesigns trotz der unterschiedlichen Ergebnisse der Regressions- und Korrelationsanalyse (Kapitel 3.1) beibehalten. Lediglich bei Proband E besteht ein signifikanter linearer Zusammenhang zwischen EMG – Integralen und Zuschlagenergie. Bei den anderen Probanden ist dieser zu vermuten, jedoch mutmaßlich wegen der schon angesprochenen geringen Streubreite der Zuschlagenergie nicht nachweisbar. Im Folgenden werden die Mittelwerte der normierten EMG – Integrale (Beanspruchungsniveau des jeweiligen Muskels) von vier Unterarmmuskeln bei unterschiedlichen Schlagflächengrößen und unterschiedlichen Treffpunkten nach Vorhand und Rückhand getrennt dargestellt. In den Balkendiagrammen ist der SEM für ein Konfidenzintervall von 95% mit eingezeichnet. Bei einer Überlappung dieser Intervalle ist ein statistisch signifikanter Unterschied unwahrscheinlich.

3.3.1 Vergleich der Schlagflächengröße bei zentrischen Treffern

Gegenübergestellt werden ein Midsizeschläger mit der kleineren und ein Oversizeschläger mit der größeren Schlagfläche. Auf Grund der größeren Saitenlänge im Oversizeschläger wird hier eine höhere Ballgeschwindigkeit erwartet, was eine reduzierte muskuläre Beanspruchung zur Folge haben müsste.

3.3.1.1 Rückhand

Bei den Probanden A, B, C und E zeigen die Mittelwerte für die Unterarmextensoren (ECRL, ECRB, EDC) des Midsizeschlägers jeweils ein höheres muskuläres Beanspruchungsniveau als die des Oversizeschlägers. Beim Probanden C sind die Werte für den ECRL nahezu gleich. Der relative Unterschied schwankt zwischen Werten

von 0,21% und 21,38% interindividuell. Bei allen Probanden ist die Streuung und damit auch der SEM groß, so dass nur bei Proband B für den ECRL und ECRB signifikante Werte erreicht werden.

Bei Proband D finden sich genau gegenteilige Verhältnisse. Hier ist das muskuläre Beanspruchungsniveau der Unterarmextensoren beim Oversizeschläger größer. Jedoch sind auch diese Ergebnisse wegen der großen Streuung nicht signifikant.

Die Mittelwerte des FCR, der einer der Antagonisten obiger Muskeln ist, weisen keinen eindeutigen Trend hinsichtlich der Schlagflächengröße auf. Auch hier sind die Ergebnisse nicht signifikant. Durch die Schlagrichtung bei der Rückhand ist eine Beteiligung des FCR an der Schlägerbeschleunigung auch nicht zu erwarten.

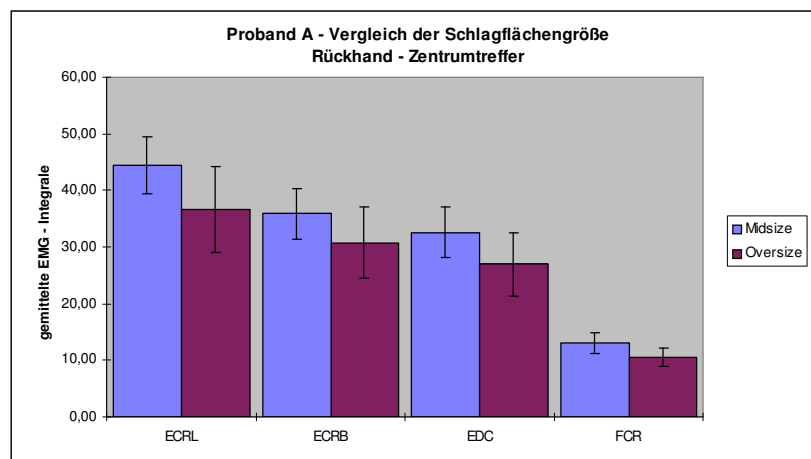


Abb. 45: Proband A. Vergleich der Schlagflächengröße Rückhand – Zentrumtreffer.¹²⁰

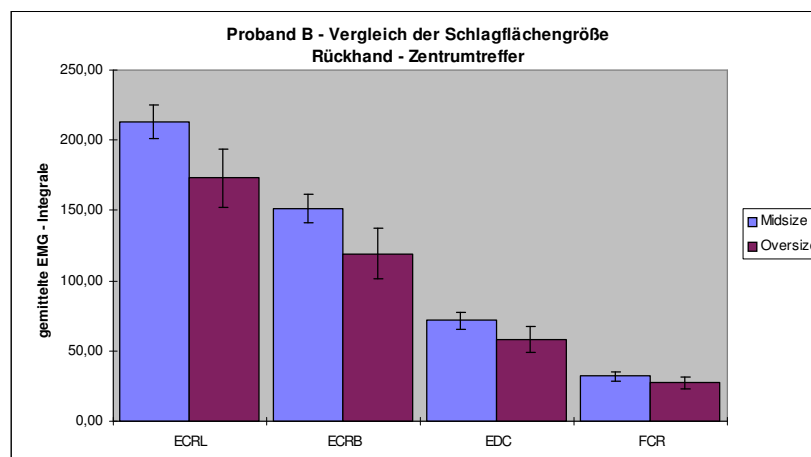


Abb. 46: Proband B. Vergleich der Schlagflächengröße Rückhand- Zentrumtreffer.¹²¹

¹²⁰ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Schlagflächengrößen und zentrischen Treffern. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%.

¹²¹ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Schlagflächengrößen und zentrischen Treffern. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%. Die Unterschiede zwischen ECRL und ECRB sind größer, also signifikant.

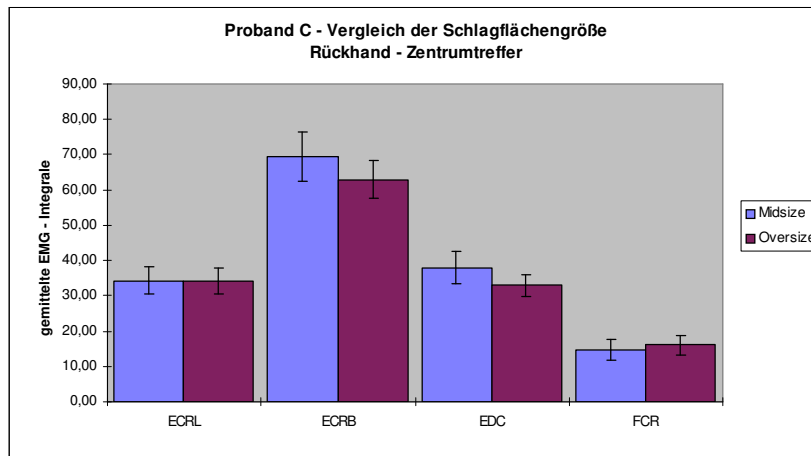


Abb. 47: Proband C. Vergleich der Schlagflächengröße Rückhand – Zentrumtreffer.¹²²

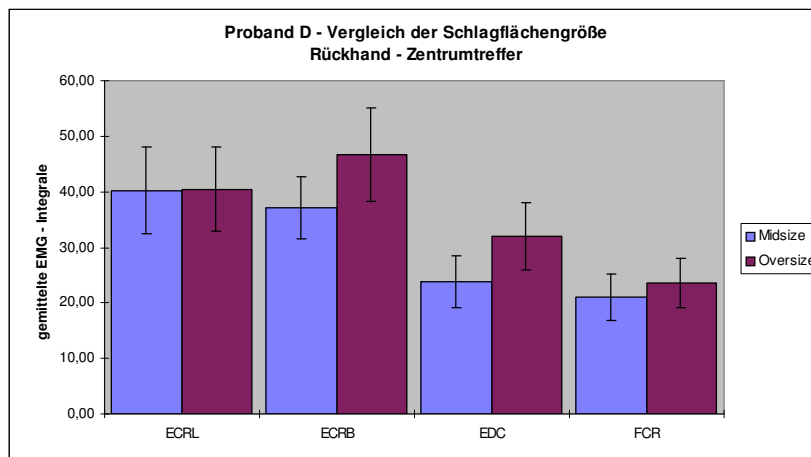


Abb. 48: Proband D. Vergleich der Schlagflächengröße Rückhand – Zentrumtreffer.¹²³

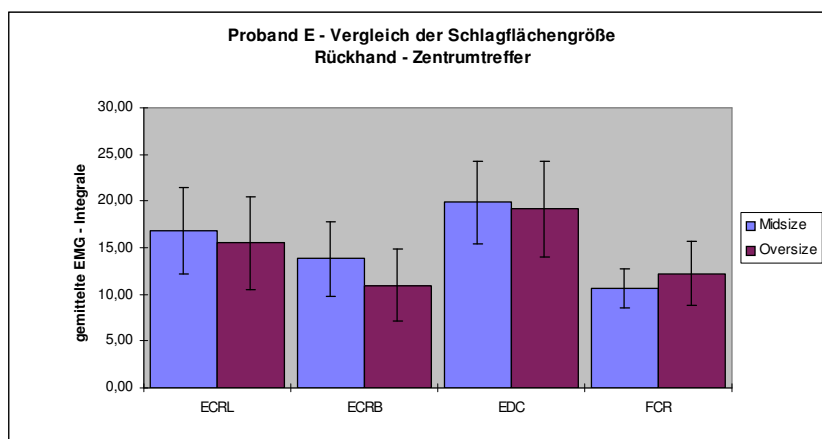


Abb. 49: Proband E. Vergleich der Schlagflächengröße Rückhand – Zentrumtreffer.¹²⁴

¹²² Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Schlagflächengrößen und zentrischen Treffern. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%.

¹²³ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Schlagflächengrößen und zentrischen Treffern. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%.

3.3.1.2 Vorhand

Nur Proband C und angedeutet Proband A zeigen ein höheres muskuläres Beanspruchungsniveau der Unterarmextensoren beim Midsizeschläger. Bei den restlichen Probanden ist jeweils der Oversizeschläger entgegen der Erwartung mit einem höheren Kraftaufwand verbunden. Bei Proband D sind diese Unterschiede bei bis zu 54,4% am größten und sogar bei einem Konfidenzintervall von 95% signifikant.

Auch bei der Vorhand ist kein eindeutiger Trend des FCR zu erkennen, obwohl dieser Muskel auf Grund der Schlagrichtung eigentlich an der Schlägerbeschleunigung deutlich beteiligt sein müsste. Die erreichte Signifikanz bei Proband D ist wegen der zu geringen Schlaganzahl ($n=2$) mit Vorbehalt zu beurteilen.

Wie bei der Rückhand weisen die Werte eine große inter- wie auch intraindividuelle Streuung auf. Das erreichte Beanspruchungsniveau liegt bei Proband B zum Beispiel dreimal höher als bei Proband E.

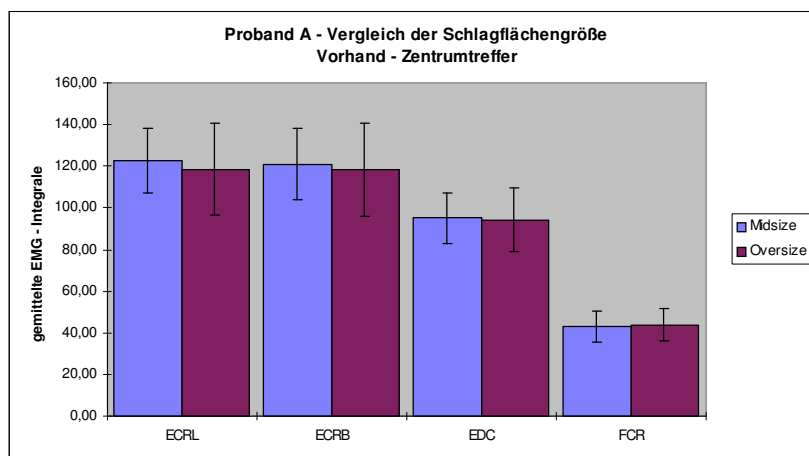


Abb. 50: Proband A. Vergleich der Schlagflächengröße Vorhand – Zentrumtreffer.¹²⁵

¹²⁴ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Schlagflächengrößen und zentrischen Treffern. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%.

¹²⁵ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Schlagflächengrößen und zentrischen Treffern. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%.

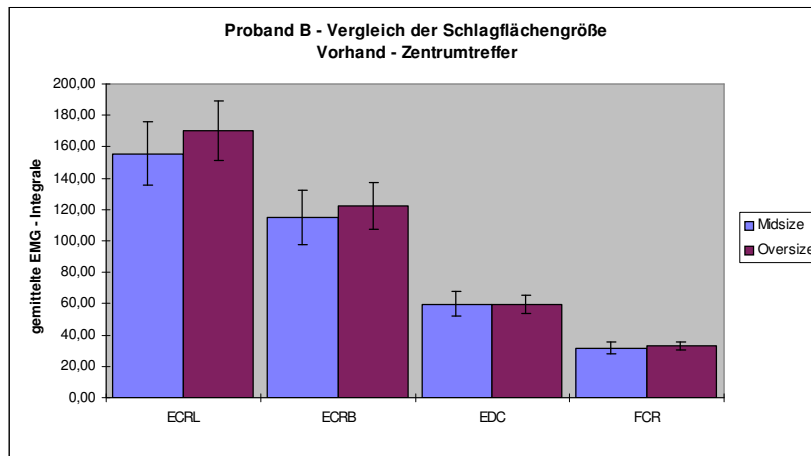


Abb. 51: Proband B. Vergleich der Schlagflächengröße Vorhand – Zentrumtreffer.¹²⁶

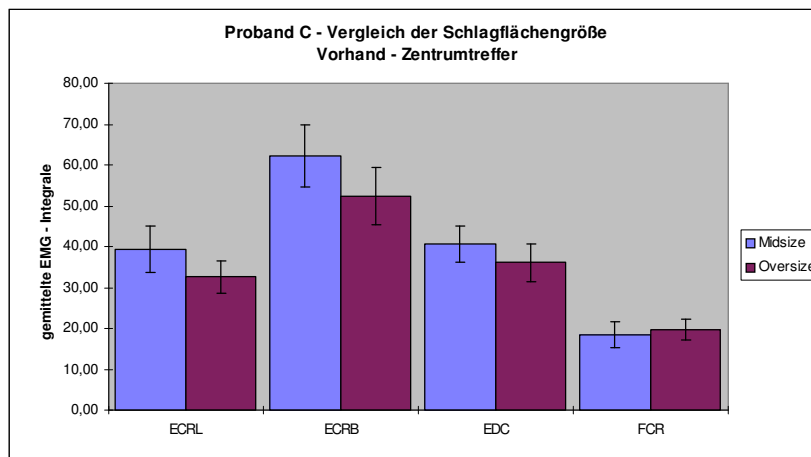


Abb. 52: Proband C. Vergleich der Schlagflächengröße Vorhand – Zentrumtreffer.¹²⁷

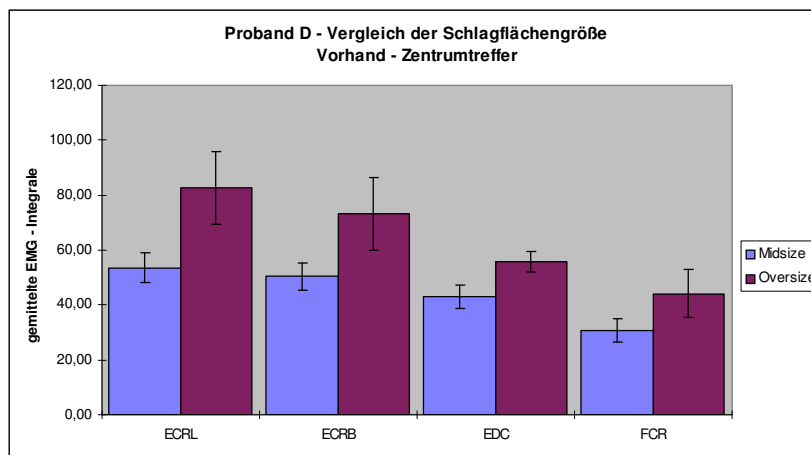


Abb. 53: Proband D. Vergleich der Schlagflächengröße Vorhand – Zentrumtreffer.¹²⁸

¹²⁶ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Schlagflächengrößen und zentrischen Treffern. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%.

¹²⁷ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Schlagflächengrößen und zentrischen Treffern. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%.

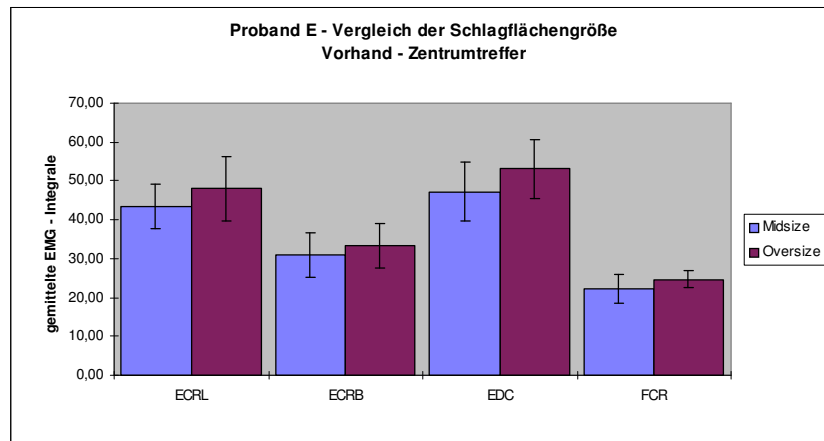


Abb. 54: Proband E. Vergleich der Schlagflächengröße Vorhand – Zentrumtreffer.¹²⁹

3.3.2 Vergleich der Schlagflächengröße bei exzentrischen Treffern

Gerade bei exzentrischen Treffern ist für den Midsizeschläger ein höherer Kraftaufwand für eine bestimmte Ballgeschwindigkeit zu erwarten, da hier die geringere Saitenlänge stärker zum tragen kommt. Bälle, die außerhalb des Schlagflächenzentrums auftreten sind automatisch näher am Schlägerrahmen, wodurch die Verformung des Balles größer ist, was sich in einer geringeren Ballgeschwindigkeit niederschlägt.

Da die Schlaganzahl für exzentrische Treffer niedriger ist als für Treffer im Schlagflächenzentrum, worin sich die Spielstärke des Kollektivs widerspiegelt, ist der Standardfehler des Mittelwertes teilweise größer als bei den Zentrumstreffern.

3.3.2.1 Rückhand

Die Probanden A, C und D zeigen erwartungsgemäß um ca. 10 – 30% höhere Kraftniveaus für den Midsizeschläger. Auch der FCR liegt diesmal mit im erwarteten Trend. Bei Proband E unterscheiden sich die Werte nur geringfügig (<1%), nur für den EDC ist der Wert beim Oversizeschläger um 5,48% größer als beim Vergleichschläger. Proband B hatte für den Midsizeschläger keine exzentrischen Treffer, so dass ein Vergleich nicht möglich ist. Keiner der Werte lässt auf Grund der Überlapung der Streuungsbalken eine Signifikanz erwarten.

Interessanterweise hat sich bei Proband D der Trend im Vergleich zu den zentrischen Treffern, bei denen die Kraftanstrengung mit der größeren Schlagfläche höher

¹²⁸ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Schlagflächengrößen und zentrischen Treffern. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%. Die Streuungsbereiche aller Muskeln überlappen sich nicht, die Unterschiede sind also signifikant. Jedoch ist die dem Mittelwert des FCR, Oversize zugrunde liegende Fallzahl nur n=2.

¹²⁹ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Schlagflächengrößen und zentrischen Treffern. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%.

war, umgekehrt. Eventuell ist hier der Effekt der Schlagflächengröße durch andere, zum Beispiel individuelle Faktoren überlagert. Einschränkend wirkt wieder die geringe Fallzahl $n=2$ beim Oversizeschläger.

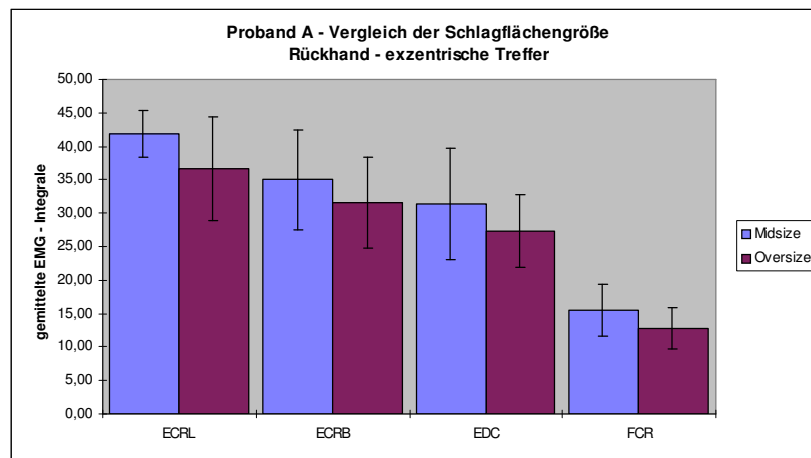


Abb. 55: Proband A. Vergleich der Schlagflächengröße Rückhand – exzentrische Treffer.¹³⁰

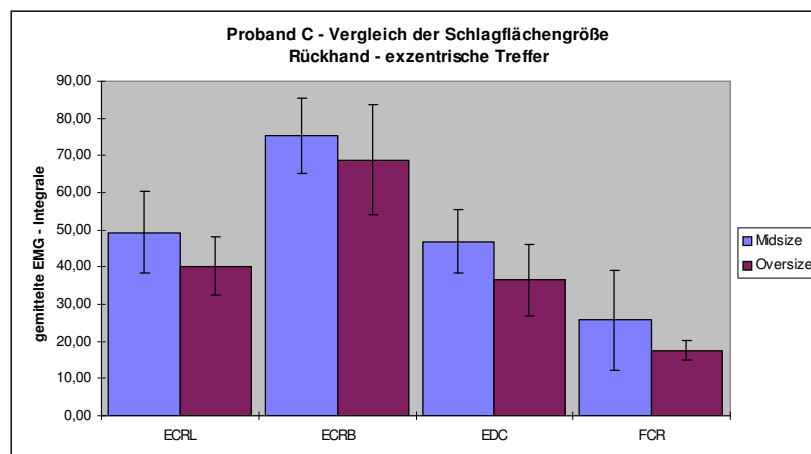


Abb. 56: Proband C. Vergleich der Schlagflächengröße Rückhand – exzentrische Treffer.¹³¹

¹³⁰ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Schlagflächengrößen und exzentrischen Treffern. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%.

¹³¹ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Schlagflächengrößen und exzentrischen Treffern. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%.

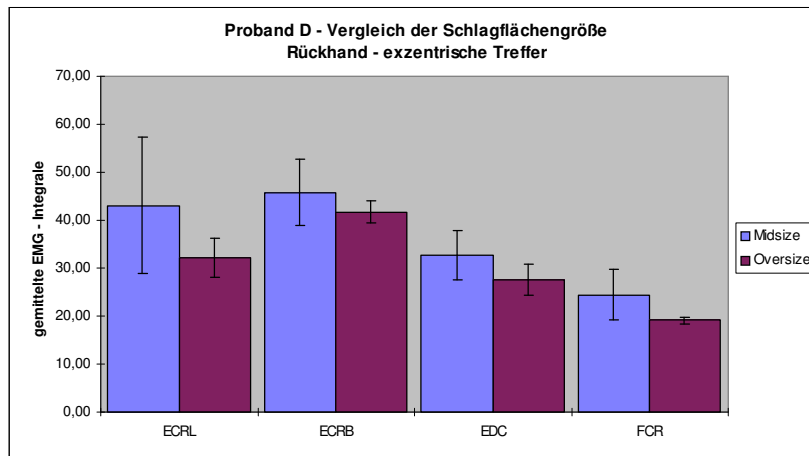


Abb. 57: Proband D. Vergleich der Schlagflächengröße Rückhand – exzentrische Treffer.¹³²

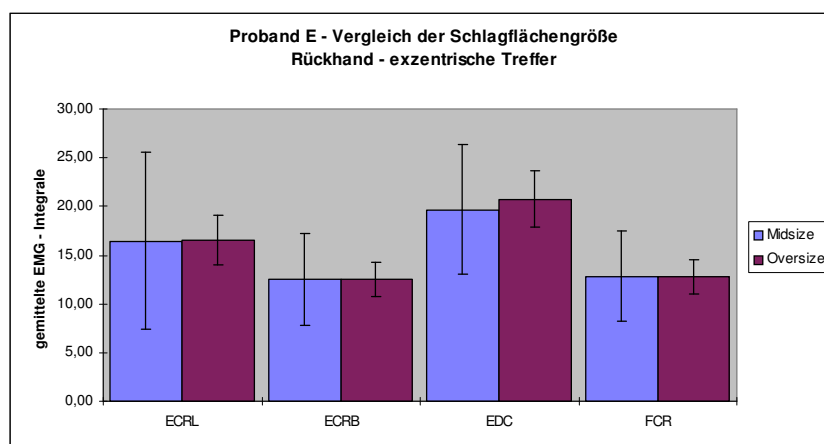


Abb. 58: Proband E. Vergleich der Schlagflächengröße Rückhand – exzentrische Treffer.¹³³

3.3.2.2 Vorhand

Im Gegensatz zur Rückhand ist bei der Vorhand kein sicherer Trend erkennbar. Je zwei Probanden weisen gegensätzliche Ergebnisse auf. Bei den Probanden B und C sind die muskuläre Beanspruchung für den Midsizeschläger um ca. 10% größer, bei den Probanden D und E hingegen kleiner. Proband D zeigt sogar um bis zu ca. 85% unterschiedliche Werte, wobei die Schlaganzahl beim Midsizeschläger mit n=2 mit Vorbehalt gesehen werden muss, sonst wären die Unterschiede bei einem Konfidenzintervall von 95% einschließlich des FCR signifikant. Bei den restlichen Probanden unterscheiden sich die Werte des FCR nur geringfügig. Proband A weist für den Oversizeschläger keine Werte auf.

¹³² Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Schlagflächengrößen und exzentrischen Treffern. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%. Die Fallzahl beim Oversizeschläger beträgt nur n=2!

¹³³ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Schlagflächengrößen und exzentrischen Treffern. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%.

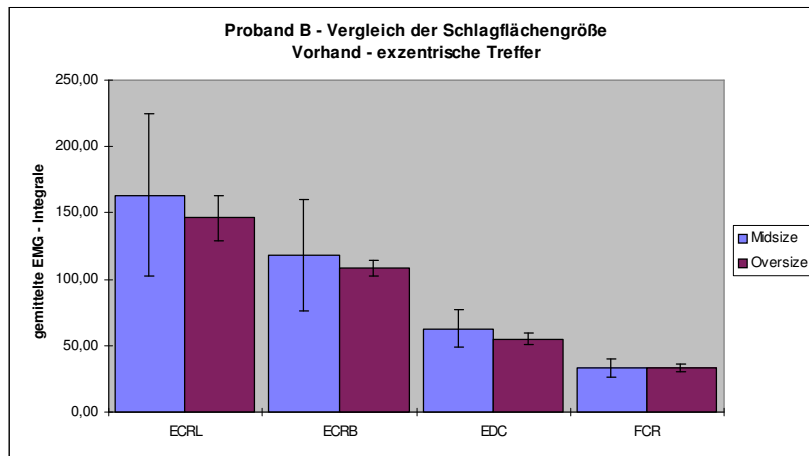


Abb. 59: Proband B. Vergleich der Schlagflächengröße Vorhand – exzentrische Treffer.¹³⁴

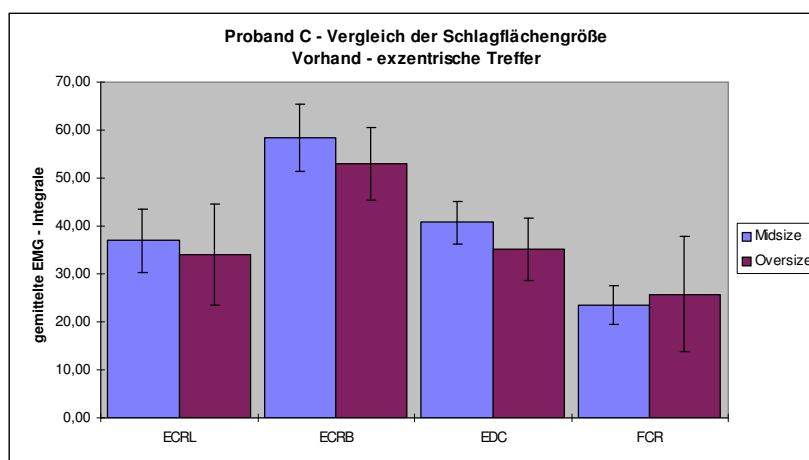


Abb. 60: Proband C. Vergleich der Schlagflächengröße Vorhand – exzentrische Treffer.¹³⁵

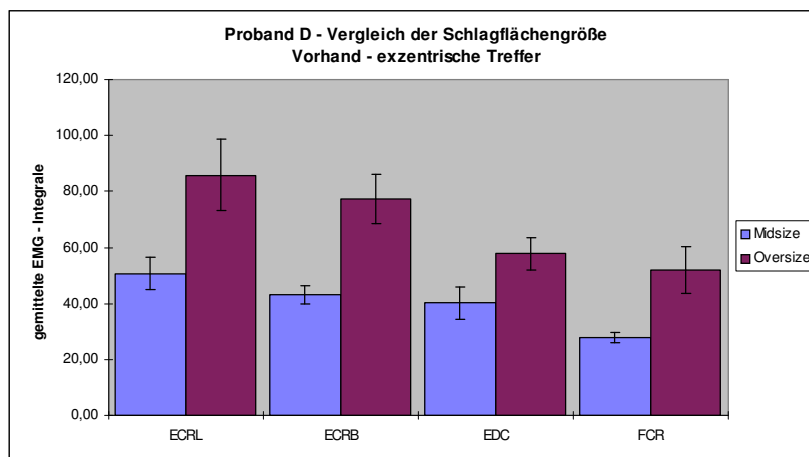


Abb. 61: Proband D. Vergleich der Schlagflächengröße Vorhand – exzentrische Treffer.¹³⁶

¹³⁴ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Schlagflächengrößen und exzentrischen Treffern. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%.

¹³⁵ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Schlagflächengrößen und exzentrischen Treffern. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%.

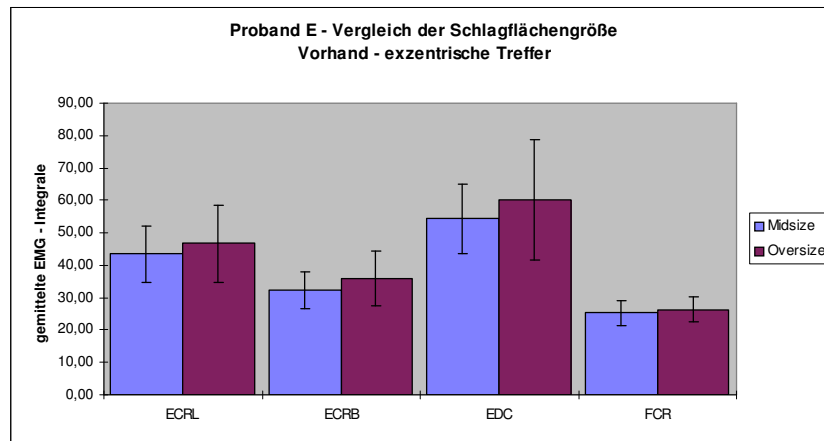


Abb. 62: Proband E. Vergleich der Schlagflächengröße Vorhand – exzentrische Treffer.¹³⁷

3.3.3 Vergleich des Treffpunktes beim Midsizeschläger

Bei exzentrischen Treffpunkten geht wegen der geringeren Elastizität der Bespannung ein Großteil der Zuschlagenergie in die Verformung des Balles ein und nicht in die Ballenergie. Deshalb ist ein höherer Kraftaufwand für die gleiche Ballenergie wie bei zentrischen Treffern zu erwarten.

3.3.3.1 Rückhand

Bei den Rückhandschlägen erfüllen jedoch nur Proband C und D diese Erwartung. Hier liegen die Mittelwerte der exzentrischen Treffer sämtlicher Muskeln über denen der Zentrumstreffer. Bei Proband C ist der Unterschied des ECRL mit 30,52% bei fehlender Überlappung der Streuungsbalken sogar signifikant. Die restlichen Werte weisen eine zu große Streuung auf. Bei Proband A und E herrschen gegenteilige Verhältnisse, wobei die relativen Unterschiede kleiner sind. Lediglich der FCR zeigt bei allen Probanden einen höheren Wert für die exzentrischen Treffer. Proband B hat, wie schon erwähnt, beim Midsizeschläger keine exzentrischen Treffer, weshalb er nicht in die Auswertung eingeht.

¹³⁶ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Schlagflächengrößen und exzentrischen Treffern. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%. Die Unterschiede sind deutlich größer als die Streuungsbereiche, jedoch ist die Fallzahl beim Midsizeschläger nur n=2!

¹³⁷ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Schlagflächengrößen und exzentrischen Treffern. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%.

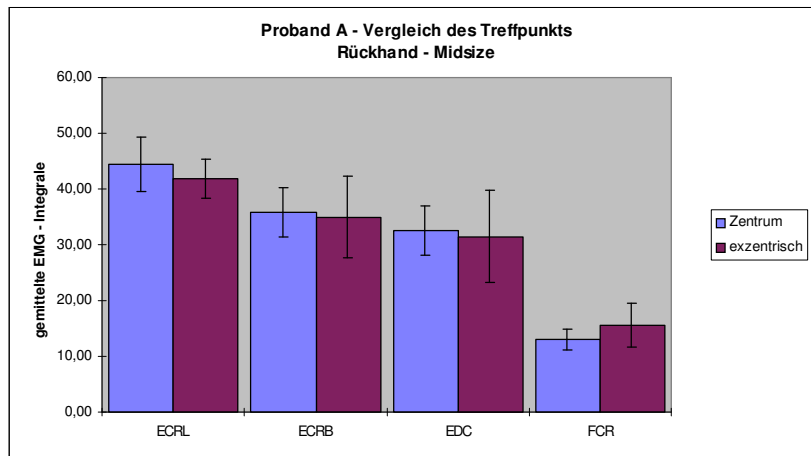


Abb. 63: Proband A. Vergleich des Treffpunktes Rückhand – Midsize.¹³⁸

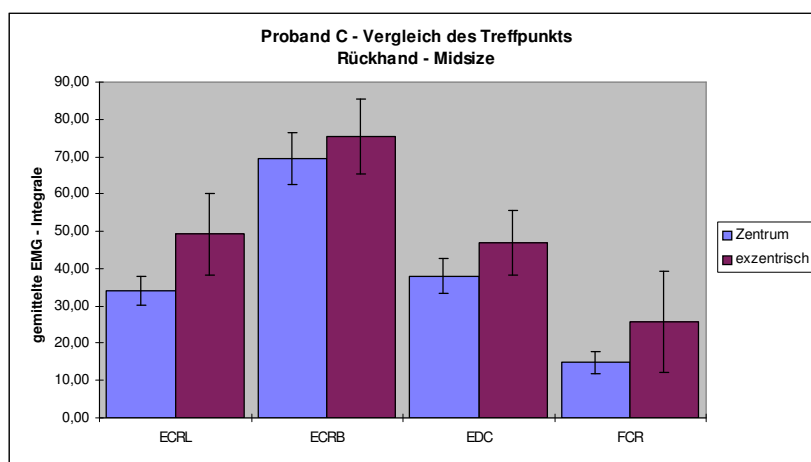


Abb. 64: Proband C. Vergleich des Treffpunktes Rückhand – Midsize.¹³⁹

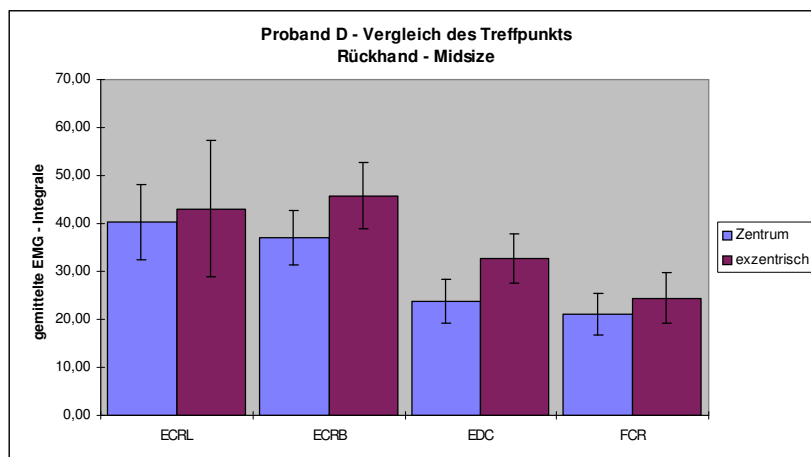


Abb. 65: Proband D. Vergleich des Treffpunktes Rückhand – Midsize.¹⁴⁰

¹³⁸ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Treffpunkten und gleicher Schlagflächengröße. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%.

¹³⁹ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Treffpunkten und gleicher Schlagflächengröße. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%. Beim ECRL ist der Unterschied größer als die Streuungsbereiche, also signifikant.

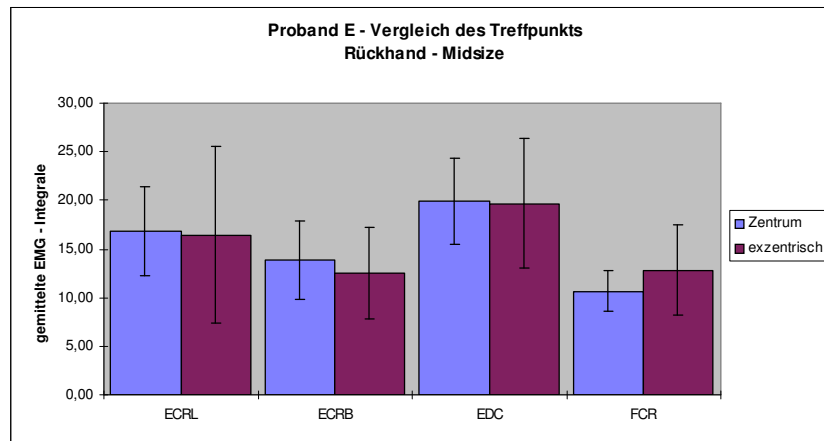


Abb. 66: Probant E. Vergleich des Treffpunktes Rückhand – Midsize.¹⁴¹

3.3.3.2 Vorhand

Auch bei der Vorhand ergibt sich kein eindeutiger Trend. Keiner der berechneten relativen Unterschiede ist statistisch signifikant. Die Probanden A, B und E zeigen die erwarteten höheren Mittelwerte für die exzentrischen Treffer. Vor allem bei den Probanden A, B und D macht sich die geringe Anzahl der Einzelschläge bei den exzentrischen Treffern ($n=1-3$) wieder bemerkbar. Bei Proband A liegt nur ein Schlag vor, so dass die Berechnung eines Mittelwertes nicht möglich ist, bei Proband B ist der SEM bei $n=3$ relativ groß.

Die Probanden C und D hingegen weisen für zentrische Treffer höhere Mittelwerte auf.

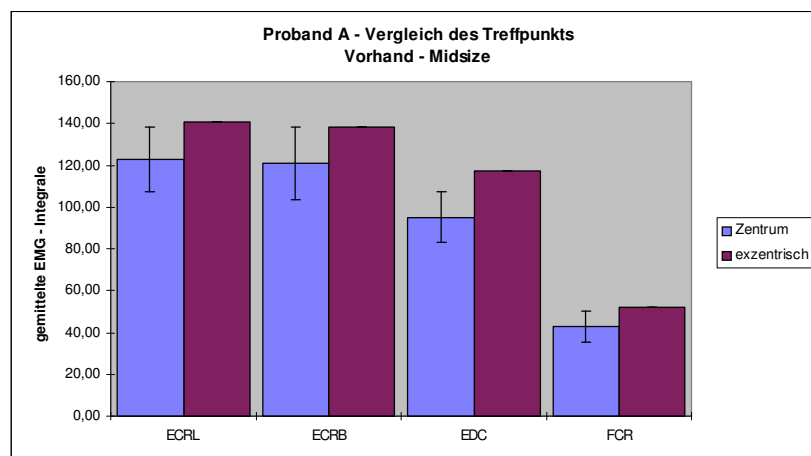


Abb. 67: Probant A. Vergleich des Treffpunkts Vorhand – Midsize.¹⁴²

¹⁴⁰ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Treffpunkten und gleicher Schlagflächengröße. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%.

¹⁴¹ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Treffpunkten und gleicher Schlagflächengröße. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%.

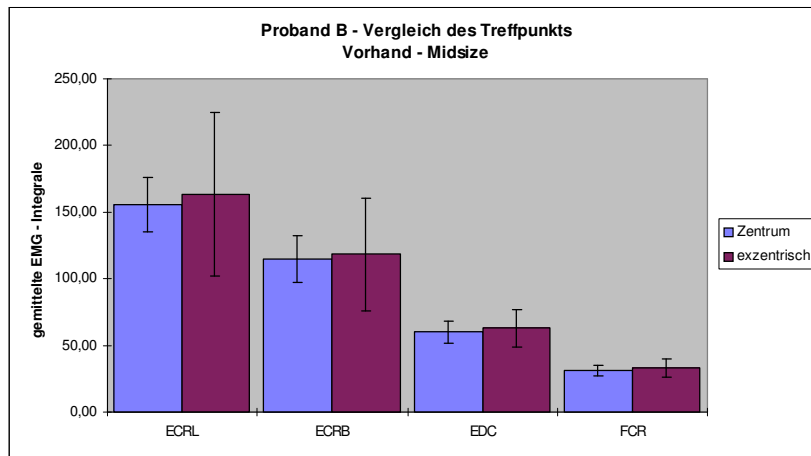


Abb. 68: Proband B. Vergleich des Treffpunkts Vorhand – Midsize.¹⁴³

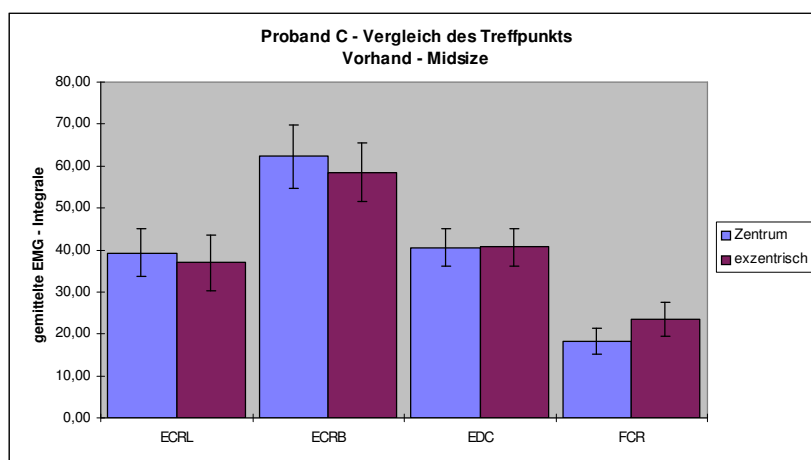


Abb. 69: Proband C. Vergleich des Treffpunkts Vorhand – Midsize.¹⁴⁴

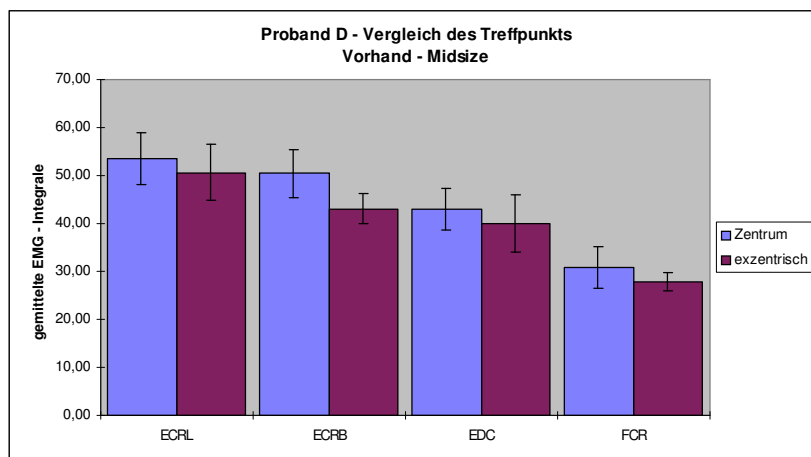


Abb. 70: Proband D. Vergleich des Treffpunkts Vorhand – Midsize.¹⁴⁵

¹⁴² Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Treffpunkten und gleicher Schlagflächengröße. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%. Da die Fallzahl der exzentrischen Schläge nur n=1 ist, kann kein Mittelwert berechnet werden.

¹⁴³ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Treffpunkten und gleicher Schlagflächengröße. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%.

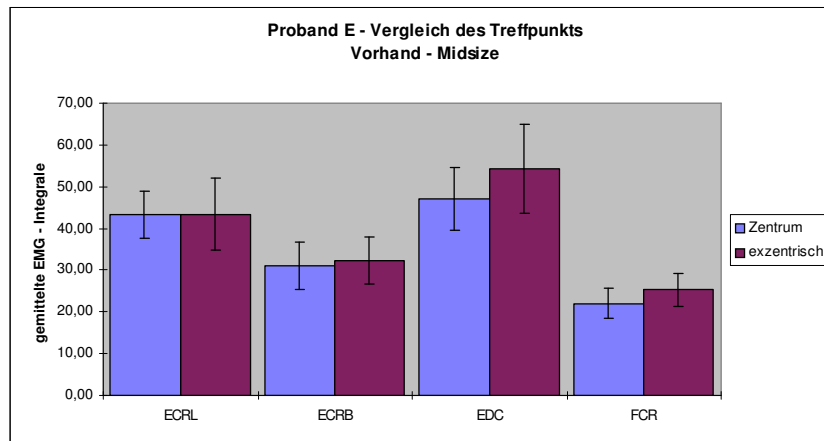


Abb. 71: Proband E. Vergleich des Treffpunkts Vorhand – Midsize.¹⁴⁶

3.3.4 Vergleich des Treffpunktes beim Oversizeschläger

3.3.4.1 Rückhand

Wie schon beim Midsizeschläger fehlen auch bei der großen Schlagfläche eindeutige Ergebnisse. Die Probanden C und E zeigen den erwarteten Trend mit höheren Mittelwerten sämtlicher Muskeln bei exzentrischen Treffpunkten. Die relativen Unterschiede liegen zwischen ca. 5% und 15%. Proband D weist das gegenteilige Ergebnis auf, hier ist jedoch die Fallzahl der exzentrischen Treffpunkte mit $n=2$ zu niedrig. Die Probanden A und B zeigen nur sehr kleine Unterschiede ($<5\%$) in unterschiedlichen Richtungen. Keiner dieser Werte bei allen Probanden ist signifikant.

Nur bei Proband C liegt der gleiche Trend wie beim Midsizeschläger vor. Bei den anderen Probanden sind die Unterschiede nur sehr klein oder sogar gegensätzlich.

¹⁴⁴ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Treffpunkten und gleicher Schlagflächengröße. Die Streubereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%.

¹⁴⁵ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Treffpunkten und gleicher Schlagflächengröße. Die Streubereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%. Die Fallzahl der exzentrischen Schläge beträgt nur $n=2$!

¹⁴⁶ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Treffpunkten und gleicher Schlagflächengröße. Die Streubereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%.

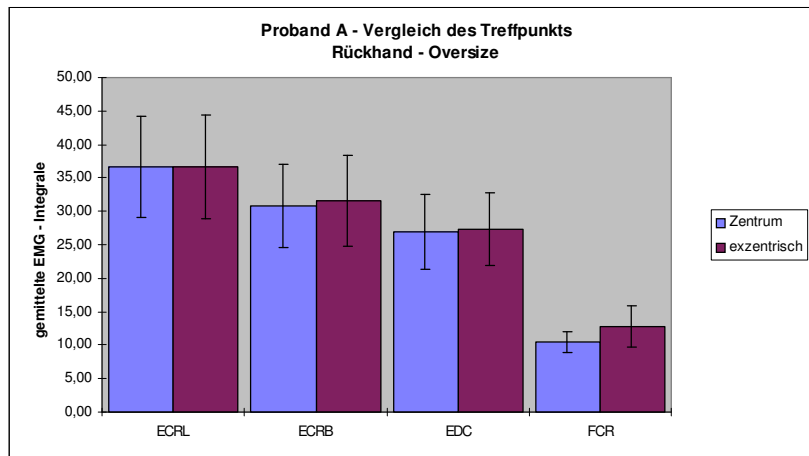


Abb. 72: Probant A. Vergleich des Treffpunkts Rückhand – Oversize.¹⁴⁷

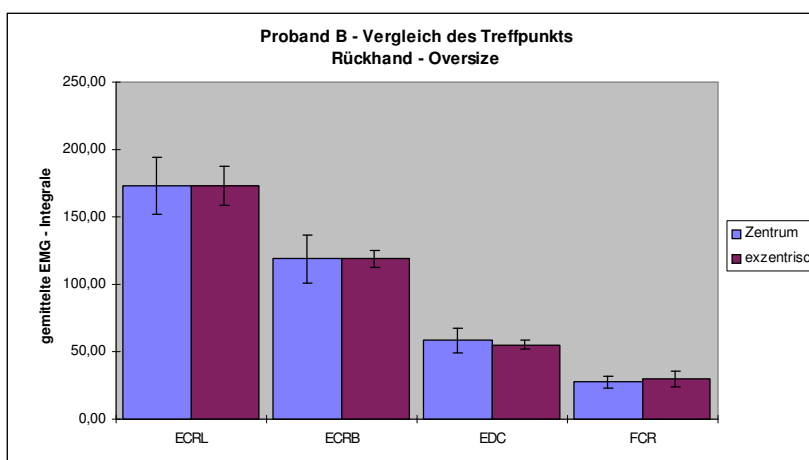


Abb. 73: Probant B. Vergleich des Treffpunkts Rückhand – Oversize.¹⁴⁸

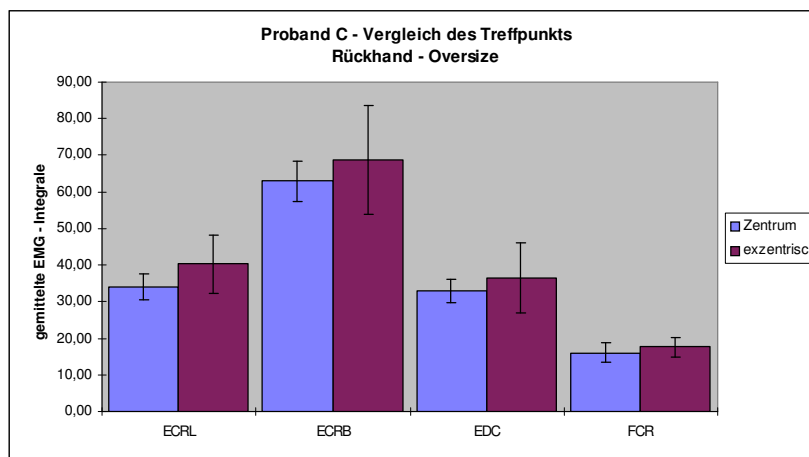


Abb. 74: Probant C. Vergleich des Treffpunkts Rückhand – Oversize.¹⁴⁹

¹⁴⁷ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Treffpunkten und gleicher Schlagflächengröße. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%.

¹⁴⁸ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Treffpunkten und gleicher Schlagflächengröße. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%. Die Fallzahl der exzentrischen Schläge beträgt nur n=2!

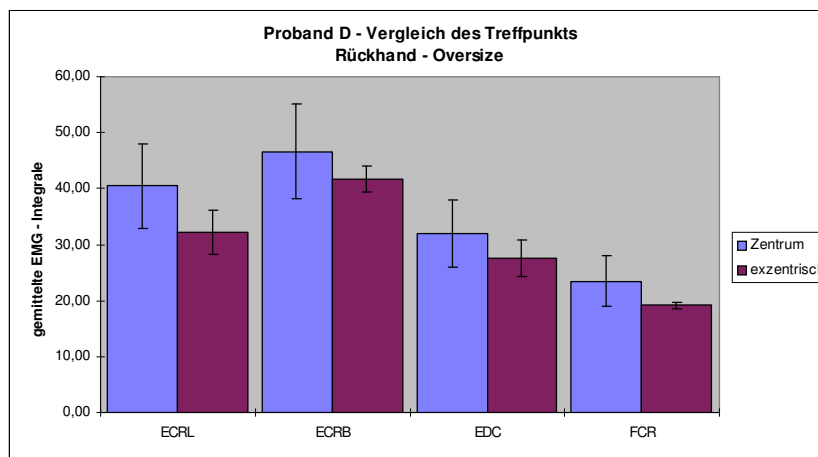


Abb. 75: Proband D. Vergleich des Treffpunkts Rückhand – Oversize.¹⁵⁰

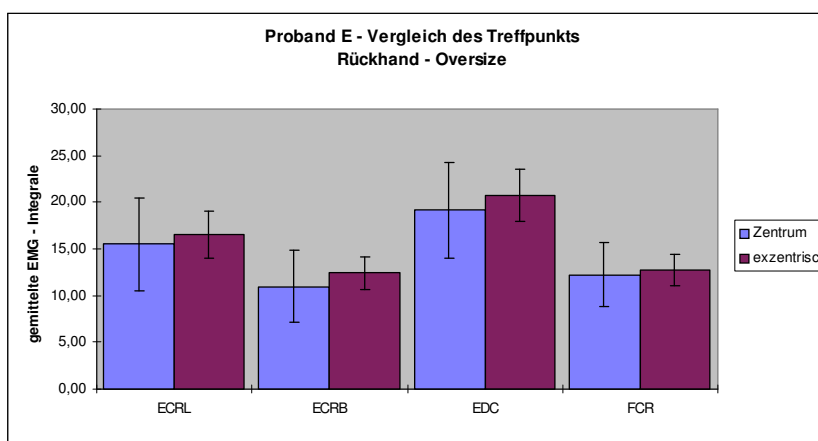


Abb. 76: Proband E. Vergleich des Treffpunkts Rückhand – Oversize.¹⁵¹

3.3.4.2 Vorhand

Die Probanden C, D und E liegen mit allen Muskeln im erwarteten Trend, außer der ECRL bei Proband E und der EDC bei Proband C. Die relativen Unterschiede sind mit Werten zwischen ca. 1% und 15% im Verhältnis zum SEM jedoch sehr klein. Hinzu kommt, dass bei Proband D in die Berechnung des Mittelwertes des FCR für Zentrumstreffer nur zwei Einzelschläge eingehen.

Bei Proband B sind die Mittelwerte für Zentrumstreffer hingegen größer, was einen höheren Kraftaufwand bedeutet. Der maximale relative Unterschied beträgt 16,3%.

¹⁴⁹ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Treffpunkten und gleicher Schlagflächengröße. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%

¹⁵⁰ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Treffpunkten und gleicher Schlagflächengröße. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%. Die Fallzahl der exzentrischen Schläge beträgt nur n=2!

¹⁵¹ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Treffpunkten und gleicher Schlagflächengröße. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%.

Auf Grund fehlender exzentrischer Treffer mit dem Oversizeschläger ist bei Proband A ein Vergleich nicht möglich.

Nur Proband E liegt im gleichen Trend wie bei den Vorhandschlägen mit dem Midsiseshläger, alle anderen Probanden weisen den gegenteiligen Trend oder nur sehr geringe relative Unterschiede auf.

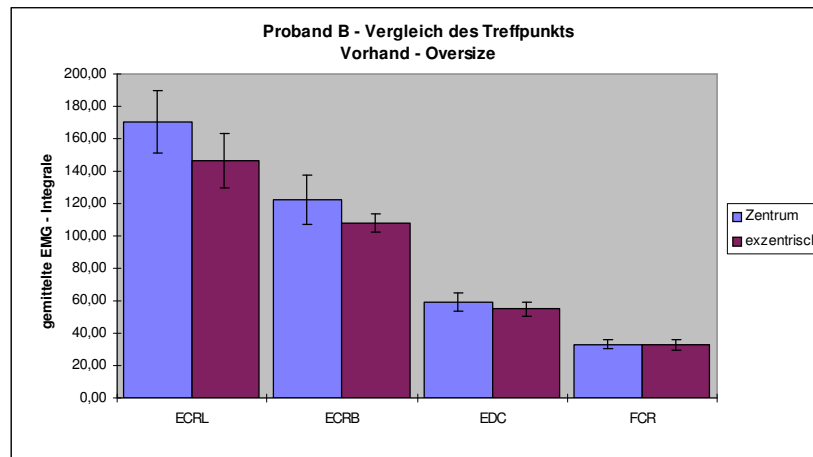


Abb. 77: Proband B. Vergleich des Treffpunkts Vorhand – Oversize.¹⁵²

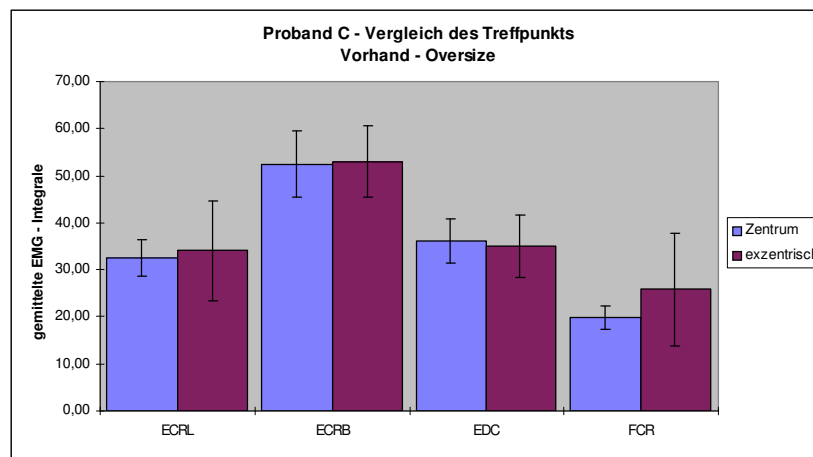


Abb. 78: Proband C. Vergleich des Treffpunkts Vorhand – Oversize.¹⁵³

¹⁵² Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Treffpunkten und gleicher Schlagflächengröße. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%.

¹⁵³ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Treffpunkten und gleicher Schlagflächengröße. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%.

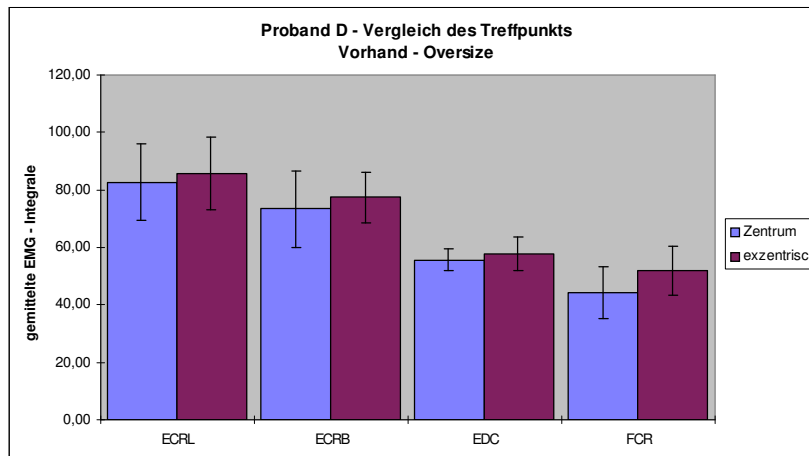


Abb. 79: Probant D. Vergleich des Treffpunkts Vorhand – Oversize.¹⁵⁴

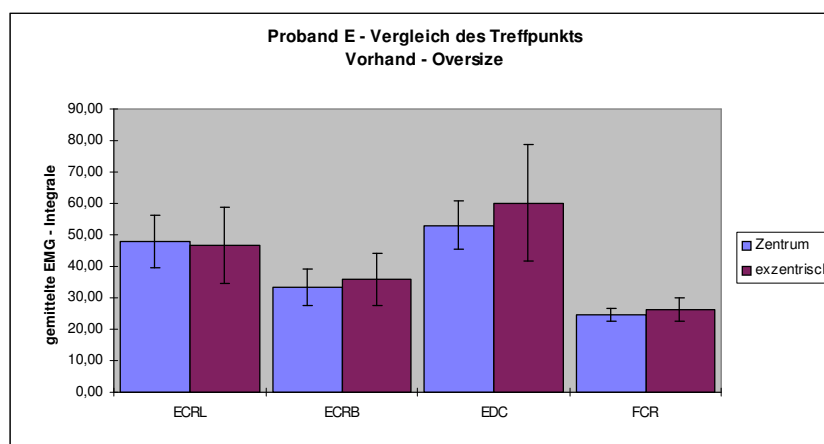


Abb. 80: Probant E. Vergleich des Treffpunkts Vorhand – Oversize.¹⁵⁵

3.3.5 Zusammenfassung

Die jeweiligen Mittelwerte für die unterschiedlichen Kriterien sind mit den in die Berechnung eingehenden Fallzahlen, der Summe der Standardfehler des Mittelwertes bezogen auf ein Konfidenzintervall von 95% (= SEM * 1,96) sowie den absoluten und relativen Unterschieden tabellarisch im Anhang dargestellt.

Im Vergleich zwischen dem Einfluss der Schlagflächengröße bei Zentrumstreffern auf das muskuläre Beanspruchungsniveau ergeben sich für den ECRL und ECRB des Probanden B bei der Rückhand signifikante Unterschiede im erwarteten Trend einer verminderten muskulären Beanspruchung beim Oversizeschläger sowie bei den Vorhandschlägen von Proband D für alle Muskeln, die jedoch im Gegensatz zur Er-

¹⁵⁴ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Treffpunkten und gleicher Schlagflächengröße. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%. Die Fallzahl für den FCR beträgt bei den Zentrumstreffern nur n=2, bei den exzentrischen Treffern nur n=7 im Gegensatz zu den Fallzahlen der restlichen Muskeln beider Treffpunkte von je n=13.

wartung stehen. Der Mittelwert des FCR beim Oversizeschläger wurde zudem nur aus zwei Einzelwerten gebildet. Das gleiche Problem zeigt sich ebenfalls bei den Vorhandschlägen desselben Probanden im Vergleich der unterschiedlichen Schlagflächen bei exzentrischen Treffern. Hier wurden alle Mittelwerte des Oversizeschlägers aus nur zwei Einzelwerten berechnet, die Unterschiede sind graphisch jedoch sonst signifikant. Ein weiterer signifikanter Wert zeigt sich im Vergleich des Treffpunktes beim Midsizeschläger für den ECRL bei der Rückhand von Proband C im erwarteten Trend. Alle anderen Unterschiede zeigen keinen Hinweis auf eine Signifikanz. Die relativen Unterschiede sind zwar in vielen Fällen bei Werten bis zu ca. 85% groß, jedoch bei einer sehr großen Streuung der Einzelwerte, so dass auch der Standardfehler des Mittelwertes entsprechend hoch ist. Ein weiteres Problem sind die stellenweise sehr geringen Fallzahlen ($n < 5$), wodurch der Standardfehler des Mittelwertes auch nach oben hin beeinflusst wird. Erschwerend kommt hinzu, dass für einen getesteten Parameter teilweise interindividuell gegensätzliche Ergebnisse erzielt werden. Weiterhin bestehen sogar intraindividuell gegenteilige Ergebnisse, z.B. hinsichtlich eines Trends beim Vergleich zwischen dem Treffpunkt beim Midsize- wie auch bei Oversizeschläger oder innerhalb eines Parameters hinsichtlich Vorhand oder Rückhand.

Insgesamt lassen sich lediglich mit entsprechender Vorsicht nur folgende Trends feststellen: 1) Unabhängig vom Treffpunkt hinsichtlich zentrischen und exzentrischen Treffer scheint der für eine bestimmte Ballenergie benötigte Kraftaufwand beim Oversizeschläger, also bei der größeren Schlagfläche, geringer zu sein als beim Midsizeschläger. 2) Treffer im Zentrum der Schlagfläche des Tennisschlägers scheinen sich unabhängig von der Schlagflächengröße positiv auf den für eine bestimmte Ballenergie zu erbringenden Kraftaufwand im Vergleich zu exzentrischen Treffern auszuwirken. Diese Aussagen gelten vornehmlich für die getesteten Unterarmextensoren. Für den als Antagonisten bestimmten FCR lassen sich keine eindeutigen Trends finden, nicht einmal bei den Vorhandschlägen, die hinsichtlich ihrer Schlagrichtung im Wirkungsbereich dieses Muskels liegen müssten. Die Unterarmflexoren scheinen vornehmlich für die Haltekraft verantwortlich zu sein. Eine Prüfung diesbezüglich mit den Werten des Drucksensors am Schlägergriff ist wegen des schon beschriebenen Offsetdrifts des Drucksensors leider nicht möglich.

¹⁵⁵ Die Mittelwerte der Muskelaktivitätsniveaus bei unterschiedlichen Treffpunkten und gleicher Schlagflächengröße. Die Streuungsbereiche kennzeichnen den 1,96 - fachen SEM für ein Konfidenzintervall von 95%.

4 Diskussion

4.1 Bedeutung der Haltekraft für die Armbelastung

4.1.1 Schädigende Faktoren

In der Literatur werden im Wesentlichen zwei vom Material ausgehende Faktoren für die Entstehung des Tennisarms angegeben. Zum einen entsteht durch den Aufprall des Tennisballs auf dem Tennisschläger der Aufprallschock. Dieser entspricht einer niederfrequenten Schwingung mit großer Amplitude. Zum anderen erfolgt beim Ballkontakt eine Auslenkung des Tennisschlägers mit anschließenden hochfrequenten Vibrationen. Bisher ist unklar welcher dieser Faktoren in der Pathogenese des Tennisarms maßgeblich ist.

Ein wichtiger Punkt für die Übertragung von Vibrationen des Tennisschlägers auf den Schlagarm ist die natürliche Dämpfung der Hand. In einer Studie von Lundström¹⁵⁶ wurde gezeigt, dass diese bei der Resonanzfrequenz, die je nach Lokalisation zwischen 80-200 Hz liegt, am niedrigsten ist. Über den palmaren Fingergrundgelenken liegt die Resonanzfrequenz beispielsweise zwischen 160-185 Hz. Dies ist einerseits sinnvoll, da der sensitivste Bereich der Perzeption in einem Bereich von 100-300 Hz liegt, zum anderen ist dies aber auch der Bereich, in dem die Vibrationen eines Tennisschlägers liegen¹⁵⁷. Unterhalb der Resonanzfrequenz verhält sich der Übertragungswiderstand des Weichgewebes für Schwingungen umgekehrt proportional zur Frequenz, oberhalb der Resonanzfrequenz proportional zur Frequenz.

Ein Großteil der Forschung wie auch der Tennisschlägerindustrie beschäftigt sich mit der Vibrationsbelastung. Dies führte u. a. zur Entwicklung von so genannten "Hochprofil-Tennisschlägern" mit sehr steifem Rahmen und kurzer Schwingungsdauer. Weiterhin wurde gezeigt, dass mit ansteigender Resonanzfrequenz des Tennisschlägers, was gleichzeitig einen Anstieg der Rahmensteifigkeit bedeutet, die Vibrationsbelastung des Arms abnimmt¹⁵⁸. Bisher gibt es jedoch noch keine Studie zur Quantifizierung der Vibrationsamplitude des Tennisschlägers und einer daraus resultierenden Längenänderung der Muskulatur, insbesondere der Unterarmextenso-

¹⁵⁶ Lundström (1984, S. 141, 143)

¹⁵⁷ Brody (1989, S. 451), Hennig et al. (1992, S. 1134)

¹⁵⁸ Hennig et al. (1992, S. 1139), Hennig et al. (1993, S. 563)

ren¹⁵⁹. Bekannt ist jedoch, dass ein Nettolängenanstieg größer als 8% der Gesamtlänge einer Sehne zu einem Riss führt¹⁶⁰.

Eine Längenänderung der gemeinsamen Extensorensehne am Epicondylus humeri radialis in dieser Größenordnung durch Schlägervibrationen ist wegen der geringen Schwingungsamplitude unwahrscheinlich. Beim Aufprallschock jedoch sind insbesondere bei der Rückhand durch das verstärkte Flexionsmoment und einer daraus resultierenden Längenänderung am Sehnenansatz Mikroläsionen denkbar. Mehrere Studien¹⁶¹ konnten belegen, dass Anfänger im Gegensatz zu erfahrenen Tennisspielern bei Rückhandschlägen eine Flexionshaltung im Handgelenk während und nach dem TP aufweisen, wodurch es einerseits durch den Aufprallschock zu einer exzentrischen Muskelbelastung kommt und andererseits ab einer bestimmten Muskeldehnung eine deutliche Belastung der Sehnenansätze resultiert. Bei Returns mit exzentrischen Treffpunkten wurde eine Schlägerauslenkung mit Winkelgeschwindigkeiten bis 3000°/s beschrieben¹⁶², was die Belastung durch den Aufprallschock unterstreicht.

Von entscheidender Bedeutung für die Ausprägung von sowohl Vibrationen wie auch Aufprallschock ist der Treffort des Tennisballs auf der Schlagfläche des Tennisschlägers. Dies trifft besonders für Anfänger und schlechte Tennisspieler zu, bei denen eine höhere Streuung der Trefforte im Vergleich zu erfahrenen Tennisspielen vorliegt¹⁶³. Bei exzentrischen Trefforten wurde ein bis zu 3-fach größerer Aufprallschock sowie bis zu 2,8-fach höhere Beschleunigungsintegrale, vergleichbar mit der Vibrationsbelastung, im Gegensatz zu zentrischen Treffern nachgewiesen¹⁶⁴.

4.1.2 Zusammenhang zwischen Haltekraft und Übertragung von Schwingungen auf den Schlagarm

Die Haltekraft ist der entscheidende Faktor in der Kopplung des Tennisschlägers an den Schlagarm. Durch sie ist eine Energieübertragung auf den Tennisschläger zum Erreichen einer bestimmten Zuschlagenergie gewährleistet. Im Gegenzug wird natürlich auch eine Übertragung schädlicher Einflüsse auf den Arm ermöglicht. Entsprechend der Haltekraft findet also eine Wechselwirkung zwischen Tennisschläger und

¹⁵⁹ Hatze (1992, S. 230)

¹⁶⁰ Kraushaar et al. (1999, S. 260)

¹⁶¹ Blackwell et al. (1994, S. 512), Knudson et al. (1997, S. 80-81)

¹⁶² Kleinöder et al. (1998, S. 220)

¹⁶³ Schiebl et al. (1997, S. 20)

¹⁶⁴ Hennig et al. (1991, S. 1137), Hennig et al. (1995, S. 172)

Schlagarm statt. In einer Vielzahl von Studien¹⁶⁵ wurde nachgewiesen, dass durch eine Erhöhung der Griffhaltekraft Tennisschlägervibrationen und Aufprallschock effektiver weitergeleitet werden, was auch in den eigenen Messungen zumindest qualitativ bestätigt werden kann. Bei Probanden mit hoher Haltekraft lassen sich deutliche Schwingungen am Handgelenk nachweisen, wohingegen es durch ein Absenken der Haltekraft zu einer Reduktion der Schwingungsamplituden am Handgelenk kommt. Weiterhin wird die Zeitspanne zwischen Ballkontakt und dem Auftreten von Schwingungen am Schlägergriff und in der Hand durch eine Erhöhung der Haltekraft verkürzt¹⁶⁶.

Bemerkenswert sind auch die Ergebnisse von Brody¹⁶⁷, der eindrucksvoll aufzeigt, dass die Schwingungen eines in der Hand gehaltenen Tennisschlägers bis zu zehnmal schneller gedämpft werden als bei einem freien Tennisschläger. Hierfür ist von entscheidender Bedeutung an welcher Stelle der Tennisschläger bezüglich seiner Schwingungsknoten, dem Ort an dem keine Schwingungen nachweisbar sind, gehalten wird. Diese befinden sich in der Regel in der Nähe des Schlägerkopfzentrums sowie am Anfang des Griffes. Das Griffende, wo der Tennisschläger üblicherweise gehalten wird, liegt in der Nähe eines Schwingungsbauchs, so dass hier deutliche Schwingungen auftreten und somit effektiv gedämpft werden können. Da die Energie, die in die Deformierung und die anschließenden Schwingungen eines Objekts geht, dem Quadrat der Schwingungsamplitude proportional ist, muss für eine Halbierung der Schwingungsamplituden $3/4$ der Schwingungsenergie absorbiert werden. Bei der Dämpfung von Schlägerschwingungen werden also große Energiebeträge von der Hand aufgenommen.

Beim Greifen werden vornehmlich die Unterarmflexoren aktiviert, so dass entsprechend der Haltekraft ein zusätzliches Beugemoment im Handgelenk entsteht. Um diese Beugung zu verhindern und um ein Gleichgewicht der Momente im Handgelenk herzustellen muss durch die Unterarmextensoren eine entgegengesetzt wirkende Kraft erzeugt werden, die umso größer sein muss je größer die Haltekraft ist. Dies führt zu einer zusätzlichen Belastung der Unterarmextensoren¹⁶⁸. Im Falle einer nahezu maximalen Muskelkontraktion und der damit verbundenen Steifigkeit des Muskels werden Aufprallschock und Vibrationen bis an den Sehnenansatz weitergeleitet

¹⁶⁵ Elliott (1982, S 352), Hennig et al. (1992, S. 1137), Hennig et al. (1995, S. 172), Hennig (2000), Hatze (1976, S 94)

¹⁶⁶ Engel (1995, S. 79-80)

¹⁶⁷ Brody (1989, S. 452-453, 456)

¹⁶⁸ Snijders et al. (1987, S. 520-522), Blackwell et al. (1994, S. 509)

und können dort zu Mikrotraumen führen¹⁶⁹. Durch eine hohe Haltekraft erfolgt somit eine effektive Kopplung zwischen Tennisschläger und Schlagarm mit begünstigter Übertragung von Schwingungsbelastungen sowie eine zusätzliche Belastung der Unterarmextensoren, um dem Flexionsmoment im Handgelenk entgegenzuwirken.

4.1.3 Anforderungen an die Haltekraft

Der Einfluss der Griffhaltekraft auf die Ballrückprallgeschwindigkeit, die als Maß für die Effizienz eines Tennisschlages herangezogen werden kann, wird kontrovers diskutiert. Hatze stellt bei einer Reduktion der Haltekraft verminderte Vibrationen an der Hand wie auch eine verminderte Ballrückprallgeschwindigkeit fest¹⁷⁰. Eine Zunahme der Ballrückprallgeschwindigkeit bei Erhöhung der Haltekraft wird in einer weiteren Studie zumindest für exzentrische Treffer bestätigt.¹⁷¹

Im Gegensatz dazu wird in anderen experimentellen Studien kein Unterschied der Ballrückprallgeschwindigkeit bei exzentrischen Treffern für die beiden Extreme einer Griffhaltekraft von Null und einem eingespannten Schlägergriff¹⁷² sowie für einen freistehenden, eingespannten oder Hand gehaltenen Schläger¹⁷³ festgestellt. Dies gilt auch für zentrische und exzentrische Treffer in einer weiteren Studie mit in der Hand gehaltenem Tennisschläger¹⁷⁴. In einem mathematischen Modell wird festgestellt, dass die Ballrückprallgeschwindigkeit von den Restitutionskoeffizienten von Tennisschläger und Ball abhängt und nicht von der Haltekraft¹⁷⁵.

Trotz kontroverser Studienlage scheint die Haltekraft in Bezug auf die Ballrückprallgeschwindigkeit eine eher untergeordnete Rolle zu spielen. Von entscheidender Bedeutung ist sie jedoch für die Beschleunigung des Tennisschlägers in der Zuschlagphase sowie für die Kontrolle des Tennisschlägers¹⁷⁶. Hierfür ist jedoch bei rutschfestem Griffband eine moderate Haltekraft ausreichend.

4.1.4 Modulation der Haltekraft

Normalerweise besteht der physiologische Dämpfungsmechanismus hoher Impulskräfte, wie sie zum Beispiel beim Aufsprung auf eine harte Oberfläche auftreten, im

¹⁶⁹ Roetert et al. (1995, S. 47-57)

¹⁷⁰ Hatze (1976, S. 95)

¹⁷¹ Elliott (1982, S. 350)

¹⁷² Grabiner et al. (1983, S 543-544)

¹⁷³ Watanabe et al. (1979, S. 360)

¹⁷⁴ Hennig (1995, S. 172-173)

¹⁷⁵ King Liu (1983, S. 392)

¹⁷⁶ Grabiner et al. (1983, S. 544)

Rahmen eines kybernetischen Bewegungsprogramms in einer Verlängerung der Übertragungszeit, wofür eine Vorinnervation entsprechender Muskelgruppen ca. 100 ms vor dem Auftreffen notwendig ist. Dies ist beim Tennisspielen nicht möglich, da während des TP die Kontaktzeit zwischen Ball und Tennisschläger konstant in einem Bereich von ca. 4 ms liegt. Die einzige Möglichkeit, die beim Tennisspielen auftretenden Impulskräfte zu reduzieren besteht in einer Absenkung der Haltekraft während und nach dem TP¹⁷⁷. Die Notwendigkeit einer Reduktion der Haltekraft wird auch von Hennig beschrieben und vermutet, dass diese stattfindet, da bei erfahrenen Tennisspielern eine geringere Vibrationsbelastung nachgewiesen wurde¹⁷⁸. Auch Hatze führt die Absenkung der Haltekraft auf einen Level, das effektives Tennisspielen noch ermöglicht, als wirkungsvollste Maßnahme zur Reduktion der Vibrationsübertragung an. Er vermutet eine Lockerung der Haltekraft im Bereich des TP, da die Beschleunigung des Tennisschlägers kurz vor dem TP Werte gegen Null erreicht¹⁷⁹. Dies kann auch in den eigenen Messungen am Beschleunigungssignal des Tennisschlägers (accRa) nachvollzogen werden. Diese Beobachtung unterstützt auch die eigene Hypothese, dass die Bedingungen, die bis zum TP vorliegen, die anschließende Flugbahn des Balls bestimmen. Scheinbar hat im Bewegungsablauf des Tennisschlags der Tennisschläger bis zum TP eine ausreichende Zuschlagenergie erreicht, so dass eine weitere Beschleunigung nicht notwendig ist. Eine Beeinflussung oder Korrektur während des TP ist ohnehin nicht möglich, da in diesem Augenblick ein Impulsmoment am Tennisschlägergriff wirkt, das ein Vielfaches höher ist als eine Hand unter statischen Bedingungen bewerkstelligen kann¹⁸⁰. Weiterhin ist eine Zeitspanne von ca. 4 ms für etwaige Korrekturen bezüglich Innervation und Muskelkontraktion viel zu kurz.

In Anbetracht der negativen Auswirkungen und des fehlenden Nutzens einer hohen Haltekraft während und direkt nach dem TP sowie den andererseits notwendigen Anforderungen an die Haltekraft hinsichtlich Beschleunigung und Kontrolle des Tennisschlägers muss eine Modulation der Haltekraft gefordert werden. Diese weist einen theoretisch idealen, M-förmigen Kurvenverlauf vor mit Erhöhung der Haltekraft in der Zuschlagphase, um ein Entgleiten des Tennisschlägers zu verhindern, einem deutlichen Absenken der Haltekraft im Bereich des TP, um die Übertragung schädli-

¹⁷⁷ Kopf (1983, S. 40)

¹⁷⁸ Hennig et al. (1992, S. 1138), Hennig et al. (1995, S. 173)

¹⁷⁹ Hatze (1976, S. 94), Hatze (1992, S. 230)

¹⁸⁰ Hatze (1976, S. 95)

cher Einflüsse auf den Schlagarm möglichst gering zu halten sowie einem Wiederanstieg der Haltekraft in der Ausschwingphase, um eine Kontrolle des Tennisschlägers zu ermöglichen.

In den eigenen Messungen sind bei allen Probanden am Tennisschläger länger Schwingungen nachweisbar als am Handgelenk, was am ehesten durch die Reduktion der Haltekraft erklärbar ist, da diese Schwingungen sonst durch die Hand gedämpft würden (siehe 4.1.2).

4.1.5 Interindividuelle Unterschiede der Haltekraft

Ein Großteil der durchgesehenen Studien verwendet entweder Versuchsanordnungen, in denen der Tennisschlägergriff in einer Haltevorrichtung eingespannt wird oder geht von einer konstanten Haltekraft aus¹⁸¹. Selbst der von Hatze entwickelte „Manusimulator“¹⁸², der einen menschlichen Arm von der Schulter bis zur Hand nachempfindet mit Gelenken, biomechanischen Parametern wie zum Beispiel Masse und Trägheitsmomenten sowie der Fähigkeit zur Simulation von Muskelaktionen während des Tennisschlags und von Eigenschaften des Weichgewebes der Hand, übt eine konstante Haltekraft aus. In den eigenen Messungen lässt sich jedoch eine deutliche Modulation der Griffhaltekraft nachweisen. Diese zeigt deutliche interindividuelle Unterschiede mit einem charakteristischen Muster für jeden Probanden. Als einziger zeigt Proband D bei den Vorhandschlägen die optimale geforderte M-förmige Haltekraftkurve mit Lage des TP in der Kurvensenke, also mit einer deutlichen Reduktion der Haltekraft zum TP. Eine ähnliche Modulation der Haltekraft wird lediglich von Knudson beschrieben¹⁸³ mit einem Anstieg der gemessenen Kraft an der Basis des Zeigefingers 100 ms vor dem TP, einem Abfall ca. 50 ms vor dem TP und dann hohen Werten 40-50 ms nach dem TP. In der letzten Phase ist eine hohe Variabilität der gemessenen Kräfte beschrieben, eindeutige interindividuelle Unterschiede werden jedoch nicht festgestellt. In einer weiteren Studie¹⁸⁴ wird eine Absenkung der Haltekraft vor dem TP bei erfahrenen Spielern im Gegensatz zu Anfängern festgestellt mit einem Anstieg nach dem TP bei beiden Gruppen. Bei einem Vergleich der Muster der Griffhaltekraft werden jedoch keine Unterschiede zwischen den Probanden festgestellt.

¹⁸¹ z.B. Hennig et al. (1995), Engel (1995), Elliott (1982), Brannigan et al. (1981), Bitz Widing et al. (1990)

¹⁸² Hatze (1997, S. 14), Broschüre „TESTING THE QUALITY OF TENNIS RACKETS“

¹⁸³ Knudson (1991, S. 528-529)

¹⁸⁴ Blackwell et al. (1994, S. 513)

In der bisherigen Forschung wird also vereinzelt eine Modulation der Griffhaltekraft beschrieben, die darüber hinaus bestehenden großen interindividuellen Unterschiede werden jedoch nicht berücksichtigt. So zeigen sich unter Anderem deutliche Unterschiede in der Form der Haltekraftkurve, dem Timing und der Lage des TP sowie dem Kraftniveau, wodurch jeweils eine unterschiedliche Übertragung schädlicher Faktoren auf den Schlagarm stattfindet. Die bisherigen Aussagen hinsichtlich der Übertragung von Noxen auf den Schlagarm bei unterschiedlichen Haltekraften können somit nur eingeschränkt auf einen einzelnen Tennisspieler übertragen werden und sind vielmehr als Anhaltspunkte zu werten. Durch die Modulation der Haltekraft und ihre interindividuellen Unterschiede entstehen für jeden Tennisspieler individuell mögliche Schädigungsmuster hinsichtlich der Übertragung von Aufprallschock und Schlägervibrationen. Weiterhin ist eine unterschiedliche Bedeutung dieser beiden Noxen je nach Modulation der Haltekraft denkbar. So spielt bei Tennisspielern, die eine hohe Haltekraft während des TP aufweisen sicherlich der Aufprallschock eine größere Rolle als die im Anschluss auftretenden Tennisschlägervibrationen, die wiederum bei solchen Spielern größere Bedeutung erlangen, die nach dem TP über einen längeren Zeitraum eine hohe Haltekraft aufweisen.

Es erscheint also auf Grund der in den eigenen Messungen festgestellten deutlichen Modulation der Griffhaltekraft sowie der breiten Palette interindividueller Unterschiede, was teilweise in direktem Gegensatz zu den bisherigen Studien steht und in dieser Form noch nicht beschrieben wurde, notwendig, die bisherigen Aussagen hinsichtlich der Übertragung schädlicher Einflüsse auf den Schlagarm neu zu überdenken und gegebenenfalls zu modifizieren.

4.1.6 Hypothese eines Bewegungsprogramms der Griffhaltekraft

Der Bewegungsablauf beim Tennisspielen, bei dem der Ball mit optimaler Lokalisation auf der Schlagfläche getroffen wird und somit eine hohe Ballenergie kombiniert mit hoher Präzision der Flugbahn resultiert, ist Folge eines langwierigen Lernprozesses und Erstellung eines kybernetischen Bewegungsprogramms¹⁸⁵. Hierbei geht der Tennisspieler in der Vorbereitung des Tennisschlages von einem optimalen TP aus, so dass eine Änderung der Griffhaltekraft hinsichtlich einer Korrektur der Ballflugbahn nicht vorgesehen sein dürfte und wie im Gliederungspunkt 4.1.4 beschrieben auch gar nicht möglich ist.

¹⁸⁵ Kopf (1983, S. 40)

In wieweit die Modulation der Griffhaltekraft durch unterschiedliche Erfahrungen, wie zum Beispiel Verringerung des gefühlten Aufprallschocks durch eine Absenkung der Haltekraft, angelernt und modifiziert ist, lässt sich in dieser Studie nicht beantworten. Zumindest teilweise scheint die Modulation der Griffhaltekraft jedoch nicht willentlich beeinflussbar zu sein, da in einer Studie über die Koordination der Haltekraft beim Greifen von Objekten während zyklischer Armbewegungen, was mit dem Tennisspielen vergleichbar ist, eine Modulation der Haltekraft in Phase mit der Kraft der Last stattfindet¹⁸⁶. Das Verhältnis zwischen Haltekraft und Last bleibt unabhängig von der Oberflächentextur des gegriffenen Objekts oder der Frequenz der Bewegung konstant. Dies gilt sogar auch dann als die Probanden der Studie willkürlich die Haltekraft erhöhten, obwohl eine höhere Haltekraft nicht erforderlich war um ein Entgleiten des Objekts zu verhindern. Es scheint also eine zwingende Verknüpfung zwischen Haltekraft und Last beim greifen von Objekten zu existieren, die möglicherweise auf neuronaler Ebene geregelt wird ohne willkürlich beeinflussbar zu sein¹⁸⁷.

Da beim Tennisschlag kurz vor dem TP die Beschleunigung gegen Null geht, wie von Hatze beschrieben und in den eigenen Messungen nachvollziehbar ist (siehe auch 4.1.4), was einer Verringerung der Last entspricht, ist die Absenkung der Haltekraft zum TP bei der Vorhand des Probanden D möglicherweise auf derartige Steuerungsmechanismen zurückzuführen. In wieweit diese Steuerungsmechanismen auch bei den anderen Probanden greifen, bei denen jeweils unterschiedliche Griffhaltekraftkurven vorliegen, teilweise auch ohne Absenkung der Haltekraft um den TP, obwohl auch bei diesem Probanden die Beschleunigung des Tennisschlägers gegen Null geht, ist nicht sicher zu beantworten.

Insgesamt jedoch scheint die Modulation der Haltekraft Teil eines komplexen Bewegungsprogramms zu sein mit möglicherweise erlernten sowie angeborenen Anteilen, wodurch die in den eigenen Messungen interindividuell unterschiedlichen, für den jeweiligen Probanden charakteristischen Haltekraftkurven möglicherweise erklärbar sind. Das Kraftniveau, bzw. der Offset scheinen willkürlich bestimmbar zu sein.

4.1.7 Unterschiede der Haltekraftmodulation bei Vorhand und Rückhand

Neben den beschriebenen interindividuellen Unterschieden der Modulation der Haltekraft zeigen sich in den eigenen Messungen zusätzlich deutliche intraindividuelle Unterschiede der Haltekraft bei Vorhand- und Rückhandschlägen. Dies unterstützt

¹⁸⁶ Flanagan et al. (1993, S. 53-56)

¹⁸⁷ Flanagan et al. (1995, S. 455-464)

noch einmal die eingeschränkte Übertragbarkeit von Forschungsergebnissen, die von einer konstanten Haltekraft ausgehen, auf den einzelnen Tennisspieler.

Im Gegensatz zu den Vorhandschlägen, bei denen eine Absenkung der Haltekraft zu beobachten ist liegen bei der Mehrzahl der Probanden bei den Rückhandschlägen Haltekraftkurven vor, die entweder ein Maximum im Bereich des TP aufweisen oder plateauähnliche Verläufe auf einem hohen Kraftniveau zeigen. Hierdurch kommt es durch die gute Kopplung zwischen Tennisschläger und Schlagarm zu einer guten Übertragung von Aufprallschock und im Falle der plateauähnlichen Verläufe auch der nachfolgenden Vibrationen. Zwar werden Rückhandschläge des Öfteren auf Grund der Schlagrichtung und der dadurch bedingten erhöhten Beanspruchung der Unterarmextensoren für die Entstehung eines Tennisarms angeschuldigt, jedoch ist ein ungünstigerer Verlauf der Griffhaltekraftkurven in diesem Zusammenhang noch nicht beschrieben worden.

Neben einer ungünstigeren Kurvenform ist bei allen Probanden auch das Kraftniveau der Haltekraftkurven höher als bei den Vorhandschlägen. Neben der schon mehrfach erwähnten besseren Übertragung von Noxen auf den Schlagarm erfordert die erhöhte Haltekraft auch eine stärkere muskuläre Beanspruchung. Diese wird an den Unterarmextensoren neben der Belastung für den Tennisschlag selbst noch zusätzlich für die Stabilisierung des Handgelenks weiter erhöht (vgl. 4.1.2). Ähnliche Ergebnisse zeigen die Messungen von Knudson¹⁸⁸, bei denen die mittlere Haltekraft der Rückhandschläge bei 60% und mehr der maximalen Haltekraft liegt im Gegensatz zu 45% bei Vorhandschlägen. Bernhang¹⁸⁹ hat EMG-Messungen an 84 Tennisspielern durchgeführt und bei Rückhandschlägen eine höhere Muskelaktivität als bei Vorhandschlägen festgestellt.

Unabhängig von der Kurvenform ist bei allen Probanden außer Proband A die Zeit der charakteristisch erhöhten Griffhaltekraft bei den Rückhandschlägen länger, so dass die Unterarmmuskulatur bei der Rückhand stärker und auch länger beansprucht wird. Liegt dann noch bei ungenügender Spieltechnik eine Palmarflexion mit vermehrter passiver Muskeldehnung der Unterarmextensoren vor, sind durch den effektiv übertragenen Aufprallschock bei erhöhtem Muskeltonus im Rahmen der erhöhten Haltekraft Mikroläsionen der Sehnenansätze denkbar. Bei Rückhandschlägen werden die Unterarmextensoren im Gegensatz zur Vorhand also nicht nur durch die Schlagrichtung sondern auch durch verschiedene Faktoren der Haltekraft wie eine

¹⁸⁸ Kramer et al. (1992, S. 139)

¹⁸⁹ Bernhang et al. (1974, S. 235-260)

ungünstigere Modulation mit daraus resultierenden hohen Haltekräften zum TP, einer längeren Griffhaltezeit sowie einem insgesamt erhöhten Kraftniveau stärker beansprucht. Eine Ursache hierfür lässt sich im Rahmen dieser Studie nicht finden. Möglicherweise ist eine Modulation der Haltekraft bei exzentrischen Bewegungsabläufen wie der Rückhand im Gegensatz zum konzentrischen Bewegungsablauf der Vorhand nicht in diesem Maße möglich. Dies wäre auch ein weiterer Ansatzpunkt für zukünftige Studien.

4.1.8 Griffgröße

Im ursprünglichen Versuchsdesign ist eine quantitative Auswertung der Daten des Drucksensors am Schlägergriff vorgesehen gewesen. Wie im Unterpunkt 2.2.2 bereits erwähnt hat sich bei der Datenauswertung jedoch ein Offsetdrift über die gesamte Messzeit herausgestellt, weswegen nur noch eine qualitative Auswertung der Messdaten möglich gewesen ist. Auf Grund der vorher nicht bekannten Bandbreite der interindividuell unterschiedlichen Griffhaltekraftkurven erscheint die ursprünglich geplante Bestimmung der Kurvenmaxima und -integrale als Maß für die aufgewendete Haltekraft ohnehin problematisch. Eine weiterhin geplante Analyse der zeitlichen Lage des TP bzgl. charakteristischer Kurvenmaxima oder -minima ist aus demselben Grund nicht möglich. Eine Auswertung der EMG-Daten ist durch die Normierung mit dem Schlägerfaktor (vgl. 2.2.3.2) nicht mehr sinnvoll.

In wieweit eine Abweichung von der gewöhnten Griffgröße hinsichtlich der beiden Extreme zu großer oder zu kleiner Griff Veränderungen der Haltekraft bedingt oder Auswirkungen auf die Armbelastung hat lässt sich bei den vorliegenden Ergebnissen nicht sicher beantworten.

Bei einem Vergleich der mittleren Kraftniveaus und Griffhaltezeiten der Haltekraftkurven für die jeweilige Griffgröße lässt sich abgesehen von der Feststellung, dass diese im Vergleich zur gewöhnten Griffgröße unterschiedlich sind kein eindeutiger Trend feststellen. Lediglich bei den Rückhandschlägen ist bei 4 von 5 Probanden das Kraftniveau mit der gewöhnten Griffgröße am höchsten.

Bei der Mehrzahl der Probanden bleibt die Grundform der Haltekraftkurve bei unterschiedlichen Griffgrößen unverändert oder zeigt allenfalls geringe Abweichungen. Einige Probanden jedoch verlieren bei der ungewöhnten Griffgröße die charakteristische Form der Haltekraftkurve wie im Unterpunkt 3.2 dargestellt. Unter der Annahme eines Bewegungsprogramms wäre somit eine Störung dieses Programms durch Abänderung eines gewöhnten Parameters, nämlich der Griffgröße denkbar. Bei den

Probanden, bei denen diese Änderung stattgefunden hat, resultierte jeweils ein ungünstigerer Kurvenverlauf hinsichtlich der Übertragung von Noxen auf den Schlagarm. Da nicht bei allen Probanden die Haltekraftkurve bei unterschiedlichen Griffgrößen gestört wurde, wäre eine unterschiedliche Empfindlichkeit der einzelnen Probanden denkbar. Zumindest wurde von allen Probanden der zu große Griff als unangenehm und störend empfunden, wohingegen der zu kleine Griff relativ problemlos toleriert wurde.

Angaben über eine mögliche Beeinflussung der Modellierung der Haltekraft durch unterschiedliche Griffgrößen sind in der Literatur nicht gefunden worden. Die Auswirkungen der Griffgröße auf die Belastung des Schlagarms oder die Entstehung des Tennisarms werden kontrovers diskutiert. So gibt es Empfehlungen den Griff nicht zu klein zu wählen¹⁹⁰ oder sogar den Rat zum größeren Griff, jedoch lässt sich keine epidemiologische Studie finden, die dies bestätigt¹⁹¹. Im Gegensatz dazu wird in einer epidemiologischen Studie mit mehr als 500 Tennisspielern die Inzidenz des Tennisarms bei älteren Spielern mit größeren Griffgrößen assoziiert¹⁹². In einer weiteren Studie¹⁹³ wird eine geringe Abnahme der Muskelaktivität der Unterarmextensoren bei ansteigender Griffgröße bei Vorhandschlägen festgestellt, jedoch keine Unterschiede bei Rückhandschlägen. Weiterhin sind diese Unterschiede so klein und statistisch nicht signifikant, dass ein Wechsel der Griffgröße auf Grund dieser Ergebnisse nicht empfohlen wird und eher die annähernd zufällige Verteilung der Kraftniveaus bei unterschiedlichen Griffgrößen in den eigenen Messungen unterstützt.

Da mittlere Griffgrößen eine größere absolute Haltekraft als größere oder kleinere Griffgrößen erlauben¹⁹⁴, scheint es für jeden Tennisspieler eine optimale Griffgröße zu geben, bei der ein optimales Verhältnis zwischen dem Griffdurchmesser und biomechanischen Faktoren wie z.B. Hebelarm und erforderliche Muskelkraft besteht. Weiterhin kommt es bei zu großen oder zu kleinen Griffgrößen zu einer Längenänderung der Unterarmmuskulatur mit möglichen Auswirkungen auf die Kraftentfaltung.

¹⁹⁰ Nirschl et al. (1996)

¹⁹¹ Kamien (1990, S. 173-191)

¹⁹² Gruchow et al. (1979, S. 234-238)

¹⁹³ Adelsberg (1986, S. 139-142)

¹⁹⁴ Blackwell et al. (1999, S. 401-405)

4.2 Einfluss der Schlagflächengröße auf das EMG ausgewählter Unterarmmuskeln als Maß für die Belastung des Schlagarms

Im Laufe der letzten Jahre hat sich im Rahmen der Tennisschlägerentwicklung sowohl die Form wie auch die Größe des Tennisschlägerkopfes und somit auch der Schlagfläche verändert. Zwischenzeitlich werden Tennisschläger mit größeren und eher ovalären Kopfformen gebaut als die vormals eher runden Tennisschlägerköpfe. Die derzeit gängigen Schlagflächengrößen werden wie bereits im Kapitel 2.1.8. beschrieben mit Midsized, Midsized plus und Oversized bezeichnet. In dieser Studie werden die beiden vorhandenen extremen Schlagflächengrößen Midsized und Oversized, die sich hinsichtlich der Fläche um ca. 15% unterscheiden gegenübergestellt.

Vergleicht man die Aufprall- und Rückprallenergie des Tennisballs beim TP, so werden nur ca. 20% der Energie nach dem TP an den Ball zurückgegeben¹⁹⁵. Dieser Energieverlust ist zum einen durch die Deformierung des Tennisschlägerrahmens und der Bespannung sowie andererseits des Tennisballs erklärbar. Da der Tennisball den Schläger schon zu einem Zeitpunkt wieder verlässt, an dem sowohl Tennisschläger inklusive Bespannung wie auch Tennisball noch deformiert sind, lässt sich aus dieser Verformung jeweils keine kinetische Energie gewinnen. Am größten ist der Verlust der kinetischen Ballenergie beim Rückprall, wenn die Deformierung des Balls am stärksten ist¹⁹⁶.

Mit einem Oversizedschläger werden nun bei gleicher Zuschlagenergie und gleichem Treffort höhere Ballenergien erzielt als mit einem Midsizedschläger. Auf Grund der größeren Seitenlänge eines Oversizedschlägers ist die Deformierung der Saite ausgeprägter als beim Midsizedschläger, so dass der Tennisball weniger deformiert wird und somit einen geringeren Energieverlust erleidet¹⁹⁷. Somit korreliert bei einem Oversizedschläger das Verhältnis aus Ballrückprallgeschwindigkeit zu Aufprallgeschwindigkeit auch stärker mit der Balldeformierung als bei einem Midsizedschläger, bei dem die Schlägerdeformierung stärker zum tragen kommt¹⁹⁸. Eine geringere Deformierung des Tennisschlägers bedeutet weniger Verlust der kinetischen Ballenergie.

Mit einem Oversizedschläger lassen sich nun bei gleicher Zuschlagenergie und gleichem Treffort im Vergleich zu einem Midsizedschläger höhere Ballenergien erzielen

¹⁹⁵ Hennig et al. (1995, S. 173)

¹⁹⁶ Kopf (1983, S. 38)

¹⁹⁷ Brody (1979, S. 482-487)

¹⁹⁸ Groppe et al. (1987, S. 43-44)

oder umgekehrt ist für das Erreichen einer bestimmten Ballenergie eine geringere Zuschlagenergie notwendig. Der Kraftaufwand für die Tennisschlägerbeschleunigung ist also geringer. Da bei den EMG-Messungen ausgewählter Unterarmmuskeln, die als Maß für den Kraftaufwand herangezogen werden, bei den Einzelschlägen unterschiedliche Zuschlag- und Ballenergien vorliegen wird das EMG-Signal mit dem Schlägerfaktor, dem Verhältnis aus Ball- und Zuschlagenergie (vgl. 2.2.3.2), unter der Annahme einer linearen Beziehung normiert. Bei zentrischem Treffort werden beim Oversizeschläger niedrigere Werte, also ein geringerer Kraftaufwand erwartet. Ein weiterer wichtiger Faktor für die resultierende kinetische Ballenergie ist der Treffort auf der Schlagfläche. So führen Treffer im Randbereich zu einem deutlich höheren Verlust der kinetische Ballenergie bei deutlich erhöhter Beschleunigungsbelastung des Unterarms im Vergleich zu Treffern im Zentrum der Schlagfläche. Bei einer Aufprallgeschwindigkeit von 13,9 m/s wird dieser Unterschied in einer Studie mit ca. 15% angegeben¹⁹⁹. Somit ist bei exzentrischen Trefforten ein höheres muskuläres Beanspruchungsniveau zu erwarten, da die verminderte resultierende kinetische Ballenergie durch den Schlägerfaktor berücksichtigt wird.

Bei einem Vergleich der muskulären Beanspruchung bei exzentrischen Treffpunkten würden mit einem Oversizeschläger wiederum niedrigere Werte erwartet werden, da durch die größere Saitenlänge auch im Randbereich eine höhere Flexibilität zu erwarten ist und sich absolute Abweichungen vom Schlagflächenzentrum relativ im Vergleich zu einem Midsizeschläger weniger stark bemerkbar machen. Analog ist die zu erwartende Armbelastung durch Aufprallschock und anschließende Schlägervibrationen bei einem Oversizeschläger geringer als bei einem Midsizeschläger²⁰⁰. Eine mögliche Ursache könnte darin bestehen, dass bei Oversizeschlägern ein längerer Ballkontakt beobachtet worden ist²⁰¹, was einer verlängerten Impulskraftaufnahme entspricht, wodurch der Aufprallschock vermindert wird. In einer weiteren Studie wird die Verwendung eines Oversizeschlägers zur Reduktion der Auswirkungen exzentrischer Trefforte im Rahmen von Maßnahmen bei Patienten mit Tennisarm empfohlen²⁰². Im Gegensatz hierzu stehen Beobachtungen einer anderen Studie, bei der größere Reaktionskräfte am Griff eingespannter Oversizeschläger, die mit Tennisbäl-

¹⁹⁹ Hennig et al. (1995, S. 172)

²⁰⁰ Hennig et al. (1992, S. 1139), Hennig (2000)

²⁰¹ Groppel et al. (1987, S. 44-45)

²⁰² Knudson (1991, S. 530)

len beschossen worden sind, im Vergleich zu Midsizeschlägern festgestellt worden sind²⁰³.

Im Rahmen der eigenen Messungen lassen sich nur vereinzelte signifikante Werte mit teilweise gegensätzlicher Ausrichtung finden. Lediglich beim Vergleich der Schlagflächengröße bei Treffern im Schlagflächenzentrum liegen alle Probanden bei den Rückhandschlägen im erwarteten Trend mit einem höheren muskulären Beanspruchungsniveau beim Midsizeschläger. Abgesehen vom ECRL und ECRB des Probanden B ist jedoch keiner der ermittelten Unterschiede statistisch signifikant. Bei den Rückhandschlägen und exzentrischen Trefforten liegen zumindest 3 Probanden im erwarteten Trend, wobei für 1 Probanden keine exzentrischen Trefforte vorgelegen haben. Bei den Vorhandschlägen und Treffern im Schlagflächenzentrum liegen bei Proband D signifikante Werte entgegen des erwarteten Trends vor, nämlich mit einem höheren Beanspruchungsniveau beim Oversizeschläger. In den Messungen zur Untersuchung unterschiedlicher Trefforte weisen beim Midsizeschläger lediglich 2 Probanden bei den Rückhandschlägen ein höheres muskuläres Beanspruchungsniveau für die exzentrischen Trefforte auf, für 1 Probanden liegen keine exzentrischen Treffer vor. Bei der Vorhand liegen immerhin 3 Probanden im erwarteten Trend. Beim Oversizeschläger zeigen nur 1 Proband den erwarteten Trend, bei 2 Probanden ist das muskuläre Beanspruchungsniveau annähernd gleich. Bei der Vorhand liegt ebenfalls nur 1 Proband im erwarteten Trend, für 1 Probanden liegen wiederum keine exzentrischen Trefforte vor.

Der erwartete Effekt unterschiedlicher Schlagflächengrößen sowie unterschiedlicher Trefforte auf das muskuläre Beanspruchungsniveau lässt sich also nicht nachweisen. Es sind lediglich geringe Trends zu erkennen, dass der Kraftaufwand, um eine bestimmte kinetische Ballenergie zu erzielen mit einem Oversizeschläger geringer ist als mit einem Midsizeschläger. Eine mögliche Ursache hierfür ist die große Streubreite der einzelnen Messwerte mit den entsprechenden Auswirkungen auf die Korrelations- und Regressionsanalysen bzgl. Zuschlagenergie und Muskelaktivität selektiver Unterarmmuskeln. Um jedoch alle Faktoren berücksichtigen zu können ist das ursprüngliche Studiendesign beibehalten worden. Weiterhin ist zu hinterfragen, ob das EMG die geeignete Methode zur Bestimmung der muskulären Beanspruchung ist. Hierauf wird im folgenden Unterpunkt genauer eingegangen. Selbst bei Proband E, der als einziger in den Korrelations- und Regressionsanalysen von Zuschlagenergie

²⁰³ Engel (1995, S. 78)

und Muskelaktivität statistisch signifikante Werte aufweist, lassen sich keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der muskulären Beanspruchungsniveaus finden. Interindividuell zeigen sich zum Teil große Unterschiede im Betrag des muskulären Beanspruchungsniveaus. Dies kann einerseits Ausdruck für eine interindividuell unterschiedliche muskuläre Beanspruchung sein, zum anderen ist aber auch denkbar, dass einige Probanden bei den Messungen der maximal willkürlichen Muskelkontraktion (MVC) zur Normierung des EMG-Signals, diese nicht vollständig erreicht haben.

4.3 Messaufbau und Studiendesign unter dynamischen Bedingungen

4.3.1 Dynamischer Versuchsaufbau

Die Untersuchung des Tennisschlages und insbesondere die Interaktion zwischen Tennisschläger und Spieler ist ein komplexes Problem, was sich in einer Vielzahl unterschiedlicher Studien und v.a. Studiendesigns widerspiegelt, wie im Unterpunkt 1.2 bereits übersichtsweise dargestellt. Die häufigste Herangehensweise ist ein Versuchsaufbau mit einem statischen Tennisschläger, der mit Tennisbällen beschossen wird. Hierbei sind in früheren Studien die Tennisschläger oft in eine Haltevorrichtung eingespannt worden, was einer unendlich hohen Haltekraft entsprechen würde und zu realitätsfern ist. In neueren Studien wurden die Tennisschläger tatsächlich mit der Hand gehalten, was zum einen bei Untersuchungen über den Einfluss von Schläger-vibrationen von Bedeutung ist, da diese bei mit der Hand gehaltenen Tennisschlägern durch das Weichgewebe deutlich schneller gedämpft werden²⁰⁴ und andererseits genau aus diesem Grund auch die Vibrationsbelastung am Schlagarm direkt bestimmt werden kann²⁰⁵. Ein weiterer Ansatz sind rein mathematische Modelle eines Tennisschlägers, aus denen unterschiedliche Variablen berechnet werden können und sich das Problem nicht kontrollierbarer Einflussgrößen wie beim realen Tennispielen nicht stellt. Diese gehen in ihren Modellen meistens jedoch auch von statischen Tennisschlägern aus²⁰⁶ oder simulieren die Hand wiederum als Haltevorrichtung²⁰⁷, stellen jedoch die Erweiterung der Modelle auf dynamische Bedingungen in Aussicht. Nur bei wenigen Studien werden Messungen während des Tennispielens, also unter dynamischen Bedingungen durchgeführt. Dies ist entweder der Fall bei

²⁰⁴ Brody (1989, S. 452)

²⁰⁵ Hennig et al. (1992, S. 1134)

²⁰⁶ Watanabe et al. (1979), King Liu (1983)

kinematischen Studien²⁰⁸ oder bei funktionellen Untersuchungen, bei denen eine Änderung von Variablen des Tennisspielers erwartet wird²⁰⁹. Problematisch ist hierbei die Kontrolle der verschiedenen Variablen, was in einer Untersuchung von Adelsberg²¹⁰ deutlich wird, der bei einer EMG Analyse ausgewählter Muskeln bei unterschiedlichen Griffgrößen unterschiedliche Tennisschlägerfabrikate benutzt, wodurch diese nicht mehr vergleichbar sind. Ein Versuch die dynamischen Bedingungen eines Tennisschlages in einem Versuchsaufbau zu simulieren findet sich bei Elliott²¹¹, der einen in der Horizontalebene pneumatisch bewegten Tennisschläger mit Bällen aus einer Ballmaschine beschießt und zusätzlich unterschiedliche Level der Griffhaltekraft vorgibt. Diese Variation der Haltekraft findet sich auch bei Hennig²¹², hier jedoch bei in der Hand gehaltenen Tennisschlägern, da seiner Meinung nach die mechanische Interaktion zwischen Hand und Tennisschläger experimentell nur eingeschränkt simulierbar ist. All diesen Studien ist gemeinsam, dass die Haltekraft während des Tennisschlages jedoch konstant ist. Dem Problem, dass rein experimentelle Studien v.a. in Hinsicht auf die Kopplung zwischen Tennisschläger und Schlagarm zu realitätsfern sind und Messungen beim realen Tennisspielen zu vielen unkontrollierbaren Faktoren unterliegen begegnet Hatze mit seinem „Manusimulator“, einem Kunstarm, der basierend auf einem mathematischen Modell die biomechanischen Parameter eines menschlichen Arms nachbildet und auch die Kopplung zwischen Hand und Tennisschläger durch eine Spezialauskleidung der Kunsthand naturgetreu simulieren soll (der „Manusimulator“ ist im Unterpunkt 1.2 beschrieben). Hatze verglich in einer Studie²¹³ die gängigen Testmethoden für Tennisschläger, wie sie unter anderem auch in Tennisfachzeitschriften als Kauforientierung publiziert werden, hinsichtlich der Parameter Ballbeschleunigung, Treffgenauigkeit, Armschonung und Racket-Handling. Hierbei zeigten der Subjektiv-Test, bei dem Tennisspieler die jeweiligen Parameter gemäß ihrem persönlichen Spieleindruck in einer Ordinalskala bewerten sowie der Gerlach-Test, bei dem physikalisch-biomechanische Messungen am Tennisschläger und gegebenenfalls auch am Tennisspieler während des Tennisspielens durchgeführt werden

²⁰⁷ Bitz Widing et al. (1990)

²⁰⁸ z.B. Kleinöder et al. (1998), Blackwell et al. (1994)

²⁰⁹ z.B. Knudson (1991)

²¹⁰ Adelsberg (1986)

²¹¹ Elliott (1982)

²¹² Hennig et al. (1995)

²¹³ Hatze (1997)

teilweise divergierende und möglicherweise auch zufällige Ergebnisse im Vergleich zum biomechanischen Objektiv-Test, der mit dem „Manusimulator“ durchgeführt worden ist. Die meisten Tennisschlägertests²¹⁴ und bisherigen Studien werden mit dem Gerlach-Test durchgeführt.

In der vorliegenden Studie wird in Anbetracht der bisherigen Forschung, bei der bisher die Zusammenhänge zwischen Treffort auf der Schlagfläche, Haltekraft, Übertragung von Schlägervibrationen oder Aufprallschock auf den Schlagarm und resultierender Ballgeschwindigkeit mit teilweise gegensätzliche Resultaten diskutiert wurden ein neuer Ansatz gewählt. Eine Vielzahl von Tennisspielern verwendet vermeintlich schädliches Tennisschlägermaterial oder eine vermeintlich schädliche Spielweise und erkranken nicht am Tennisarm wie auch umgekehrt. Es scheinen also auch individuelle Faktoren und interindividuelle Unterschiede in der Pathogenese des Tennisarms eine große Rolle zu spielen, weshalb der Versuch unternommen wurde gerade diese individuellen Faktoren zu finden, die sonst auf Grund der Objektivität und Reliabilität von Studien nicht erwünscht sind. Aus diesem Grund wird der Gerlach-Test für den Versuchsaufbau gewählt, also ein dynamischer Versuchsaufbau mit Messung physikalischer und biomechanischer Größen während des Tennisspielens unter möglichst realen Bedingungen. Hierdurch können bisher nicht bekannte Einflussgrößen erkannt werden, da sie nicht von vornherein durch das Studiendesign ausgeschlossen werden, allerdings besteht natürlich auch das Risiko, dass diese nicht kontrolliert werden können und somit Messergebnisse durch Spielereigenschaften überlagert oder gar verschleiert werden, wie dies von Hatze für z.B. Zuschlaggeschwindigkeit, Treffpunkt und Haltekraft angeführt wird²¹⁵. Da im Vorfeld noch nicht bekannt war in welche Richtung die Ergebnisse sich entwickeln musste ein breites Studiendesign mit Bestimmung vieler Parameter unter Einbusen hinsichtlich der Probandenanzahl und hierdurch bedingter statistischer Aussagekraft gewählt werden.

Das von Hatze propagierte Verfahren des biomechanischen Objektiv-Tests mit dem „Manusimulator“ ist zur Untersuchung von Tennisschlägereigenschaften vollständig zu unterstützen, zur Erforschung von individuellen Faktoren in der Pathogenese des Tennisarms jedoch nicht ausschließlich geeignet. Da in der vorliegenden Studie auch der Einfluss unterschiedlicher Tennisschlägerparameter, nämlich die Schlagflächen- und Griffgröße, auf biomechanische Parameter, nämlich das Oberflächen-EMG und die Haltekraft, untersucht wurden, sollte hierbei der Einfluss nicht kontrollierbarer Va-

²¹⁴ z.B. „Tennis Revue Rackettest“ (1995)

²¹⁵ Hatze (1992, S. 226-227), Hatze (1997, S. 15-16)

riablen möglichst gering gehalten werden. Aus diesem Grund wurden die in der bisherigen Literatur aufgeführten Parameter eines Tennisschlages möglichst konstant gehalten oder gemessen und in der Auswertung berücksichtigt, wie in den Unterpunkten 2.1 und 2.2 beschrieben.

Eine Bestätigung des gewählten Studiendesigns liefern die gewonnenen Erkenntnisse, dass eine Modulation der Haltekraft während des Tennisschlages und v.a. im Bereich des Treffpunktes vorliegt und dass diese Modulation darüber hinaus noch große intraindividuelle Unterschiede v.a. bei Vorhand- und Rückhandschlägen sowie interindividuelle Unterschiede hinsichtlich der Kurvenform zeigt. Diese Punkte wurden in den bisherigen Studien weder beschrieben, noch in der Interpretation der Ergebnisse berücksichtigt, so dass eine kritische Hinterfragung der bisherigen Erkenntnisse notwendig ist. Gerade die Übertragung von Noxen wie Aufprallschock oder Vibration auf den Schlagarm ist unter diesem Aspekt neu zu bewerten, da bisher immer von einer statischen Haltekraft unterschiedlichen Betrags ausgegangen wurde und eine mögliche Modulation der Haltekraft nur erwähnt oder vermutet wurde²¹⁶. Gerade ein Absenken der Haltekraft zum Zeitpunkt des Treffpunktes wie bei den Vorhandschlägen von Proband D eindrücklich zu sehen muss die Übertragung des Aufprallschocks deutlich reduzieren. Hier zeigt sich ein Ansatz für weitere Studien zur Untersuchung der Übertragung von Noxen auf den Schlagarm unter Berücksichtigung unterschiedlicher Modulationen der Haltekraft. Vielleicht lässt sich in diesem Zug auch die Frage klären, welcher der beiden Faktoren Schlägervibration oder Aufprallschock für die Entstehung des Tennisarms eine vorrangige Bedeutung hat, was für die Entwicklung von Tennisschlägern von entscheidender Bedeutung sein kann.

Die sehr große interindividuelle Variabilität der Haltekraft legt den Gedanken nahe, dass es sich hierbei um ein erlerntes oder zumindest durch Erfahrung modifiziertes Bewegungsprogramm mit auf neuronaler Ebene ablaufenden Prozessen handelt, wie im Unterpunkt 4.1.6 beschrieben. Vermutlich erfolgt eine Anpassung der Haltekraft auf erfahrene Sinneseindrücke während der Phase des Erlernens. Selbst bei gesunden, erfahrenen Tennisspielern, wie den Probanden in den eigenen Messungen, zeigen sich vermeintlich schlechte Modulationen der Haltekraft mit hohen Werten zum Zeitpunkt des Treffpunktes, so dass sich die Frage nach der Relevanz unterschiedlicher Noxen in Bezug auf anatomische oder spieltechnische Voraussetzungen eines jeden Tennisspielers stellt oder ob die resultierende Haltekraftmodulation Folge eines

²¹⁶ Hennig et al. (1992, S. 1138), Hennig et al. (1995, S. 173), Knudson (1991, S. 528)

gestörten Anpassungsprozesses z.B. auf Grund bestimmter Tennisschlägereigenschaften ist. Auch diese Fragen bieten ein breites Spektrum für zukünftige Forschungen.

Aus den oben genannten Gründen hinsichtlich der Reliabilität von Studien erscheint eine Kombination der durch diese Studie gewonnenen Erkenntnisse mit dem von Hatze entwickelten „Manusimulator“ als ideal. Hierbei könnten unterschiedliche Formen der Haltekraftmodulation unter bestmöglicher Kontrolle der restlichen Variablen durchgeführt werden und objektivierbare Ergebnisse gewonnen werden, die zusätzlich individuelle Faktoren berücksichtigen. Diesbezüglich sind weitere Untersuchungen hinsichtlich einer möglichen statistischen Häufung bestimmter Haltekraftmuster notwendig.

4.3.2 Bewertung der Messvariablen

4.3.2.1 EMG

Die Elektromyographie ist eine anerkannte Methode zur Registrierung elektrischer Signale des Muskels im Rahmen der Muskelkontraktion. Sie dient einerseits der Diagnostik neurologischer oder muskulärer Erkrankungen und findet zunehmend Anwendung in Wissenschaft und Forschung zur Beurteilung des Aktivitätsverhaltens einzelner Muskeln. Im Gegensatz zur breiten Verfügbarkeit und scheinbar einfachen Anwendbarkeit der Methode stehen die vielen Einflussfaktoren und Fehlermöglichkeiten, die das EMG-Signal bedingen. De Luca²¹⁷ teilt diese in die drei Gruppen „causative“, „intermediate“ und „deterministic“ ein, die sich wiederum gegenseitig beeinflussen. Die wichtigsten „extrinsischen causative“ Faktoren betreffen die Elektrodenkonfiguration und Platzierung über dem Muskel, die „intrinsischen causative“ Faktoren sind physiologisch-anatomische Eigenschaften des Muskels und somit nicht beeinflussbar. Der wichtigste Punkt der „intermediate“ Faktoren liegt im Übersprechen der elektrischen Signale benachbarter Muskeln (signal crosstalk). Hierdurch werden dann auch die so genannten „deterministic“ Faktoren, wie z.B. die Amplitude und Form der Aktionspotentiale motorischer Einheiten beeinflusst.

In der vorliegenden Studie wird das EMG als Maß für das Beanspruchungsniveau repräsentativer Unterarmmuskeln beim Tennisschlag verwendet, wie dies in einer Vielzahl von Studien bereits durchgeführt wurde. In diesem Zusammenhang werden vornehmlich Oberflächenklebeelektroden verwendet, weil diese einfacher in der

²¹⁷ De Luca (1997, S. 137 ff)

Handhabung sind und als nicht invasive Methode im Gegensatz zu Nadelelektroden von Testpersonen besser akzeptiert werden. Bei Senner²¹⁸ werden Studien erwähnt, die belegen, dass Oberflächenelektroden die durchschnittliche Aktivität oberflächlicher Muskeln besser reproduzieren als Nadelelektroden, was dieses Vorgehen unterstützt.

Da das EMG als Maß für das muskuläre Beanspruchungsniveau verwendet wird spielt der Zusammenhang zwischen EMG und Muskelkraft eine entscheidende Rolle. Bei der Verwendung von einem Oversizeschläger wird für das Erreichen einer bestimmten Ballenergie erwartungsgemäß weniger Muskelkraft benötigt, was sich im EMG in einer niedrigeren Muskelaktivierung widerspiegeln soll. Zumindest für isometrische Muskelkontraktionen ist ein linearer Zusammenhang zwischen EMG und Kraftentfaltung vorhanden²¹⁹. Dieser wird gemäß De Luca²²⁰ eingeschränkt durch den synergistischen Effekt der Aktionspotentialfrequenz einzelner motorischer Einheiten und der Anzahl aktivierter motorischer Einheiten (Rekrutierung) auf das EMG-Signal sowie dem Verhältnis zwischen Elektrodenfläche und Muskelquerschnitt. So ist es möglich, dass einzelne motorische Einheiten bei sehr hoher Aktionspotentialfrequenz nicht mehr zur Gesamtkraftentwicklung des Muskels beitragen, aber im Signal deutlich enthalten sind oder dass bei großem Muskelquerschnitt aktivierte motorische Einheiten zu weit von der Elektrodenfläche entfernt sind um das Signal entsprechend zu beeinflussen.

Problematisch wird eine Aussage hinsichtlich der Kraftentfaltung eines Muskels bei nicht isometrischen Kontraktionen, also dynamischen Muskelkontraktionen wie sie bei nahezu allen Bewegungen vorkommen mit entsprechender Längen- und Querschnittsänderung des Muskels. Da die Intention dieser Studie die Untersuchung unter dynamischen, möglichst realitätsnahen Bedingungen ist, wird diese Einschränkung in Kauf genommen. Weiterhin existieren Studien²²¹, die unter dynamischen Bedingungen EMG-Daten erheben und auch signifikante Ergebnisse erzielen. Teilweise werden jedoch Nadelelektroden verwendet. Unterstützend wirkt auch eine Arbeit von Bouisset et al.²²², in der ein linearer Zusammenhang zwischen integriertem EMG und Muskelarbeit des M. biceps brachii bei isolierter Flexion im Ellbogengelenk nachgewiesen wird, also bei dynamischer Muskelkontraktion.

²¹⁸ Senner (2001, Exkurs E9-2, S. 199)

²¹⁹ z.B. Senner (2001, Exkurs E9-4, S. 204), De Luca (1997, S. 148), Milner-Brown et al. (1975, S. 564-568)

²²⁰ De Luca (1997, S. 150 ff)

²²¹ z.B. Morris et al. (1989), Kelley et al. (1994), Blackwell et al. (1994), Chow et al. (1999)

²²² Bouisset et al. (1973)

Im Rahmen der Auswertung der eigenen Messdaten zeigte sich jedoch eine sehr große Streuung der Einzelwerte mit entsprechend großem Standardfehler der Mittelwerte, so dass die Unterschiede der mittleren EMG-Integrale auch nicht signifikant sind, sondern sich allenfalls Trends bezüglich der muskulären Beanspruchung bei unterschiedlichen Schlagflächengrößen erkennen lassen. Der erwartete Effekt unterschiedlicher Schlagflächengrößen auf die muskuläre Beanspruchung lässt sich also mit dem EMG in der vorliegenden Studie nicht nachweisen. Hierfür sind folgende Ursachen denkbar.

De Luca fordert eindeutig die Notwendigkeit einer isometrischen Kontraktion, wenn ein quantitativer Bezug zwischen EMG und Muskelkraft erforderlich ist²²³. Im Rahmen einer dynamischen Muskelkontraktion ändert sich durch die Verkürzung des Muskels und die Hautverschiebung die Elektrodenposition relativ zu den untersuchten Muskelfasern mit entsprechenden Auswirkungen auf die erfassten motorischen Einheiten. Weiterhin kommt es zu einer Verschiebung aktivierter motorischer Einheiten unter der Elektrodenfläche. Beides hat einen direkten Einfluss auf Form und Amplitude des EMG-Signals. Kompliziert wird die Betrachtung der Kraftentwicklung beim Tennisschlag durch den Verlauf der Unterarmextensoren über zwei Gelenke mit einer komplexen Längenänderung der Muskeln durch die jeweilige Gelenkstellung während der Zuschlagbewegung sowie einer zusätzlichen Änderung der Hebelarme und Trägheitsmomente. Durch die Längen- und Querschnittsänderung der untersuchten Muskeln werden auch deren intrinsische Eigenschaften wie z.B. der Faserquerschnitt oder der Blutfluss beeinflusst, was wiederum Auswirkungen auf das EMG-Signal hat sowie Änderungen in der Kraftentwicklung des Muskels bedingt im Rahmen der Kraft-Längen-Relation des entsprechenden Muskels. Erschwerend kommen Effekte synergistischer Muskeln sowie mögliche Reflexaktivitäten hinzu. Die geschilderten Punkte werden von De Luca, Acierno et al. und Zwick et al. übereinstimmend geschildert²²⁴.

Da die Unterarmextensoren relativ schlanke und anatomisch sehr nahe benachbart liegende Muskeln sind, kommt die Elektrodenfläche auch bei einer exakten Positionierung in der Medianlinie des Muskelbauchs in relative Nähe zum Muskelrand und den benachbarten Muskeln wodurch zum eigentlichen Signal des Zielmuskels Signale der Nachbarmuskeln eventuell mit abgegriffen werden. Dieses Phänomen bezeichnet man als Übersprechen. Bei exzentrischer Elektrodenposition kommt dieser

²²³ De Luca (1997, S. 150)

²²⁴ De Luca (1997, S. 152 ff), Acierno et al. (Broschüre, S. 23 ff), Zwick et al. (1994, S. 57 ff)

Effekt natürlich stärker zum Tragen. Weiterhin führt die oben schon beschriebene relative Elektrodenverschiebung im Rahmen der Hautbewegung zu einer Verstärkung des Signalübersprechens benachbart liegender Muskeln. Dies gilt umso mehr als bei der Rückhand auch Pro- und Supinationsbewegungen des Unterarms durchgeführt werden mit einer Querverschiebung der Elektroden.

Die Auswertung des EMG als Maß für die muskuläre Beanspruchung der Unterarmextensoren bei unterschiedlichen Schlagflächengrößen setzt voraus, dass die Unterarmextensoren allein für die Beschleunigung des Tennisschlägers beansprucht werden. Bei erfahrenen Tennisspielern ist im Gegensatz zu Anfängern auch eine durch die Extensorenmuskulatur bedingte Extensionsbewegung im Handgelenk kurz vor dem Treffpunkt nachweisbar²²⁵. Jedoch ist eine Anspannung der Extensoren auch als Antagonisten zu den Flexoren, die beim Greifen aktiviert werden, zur Stabilisierung des Handgelenks erforderlich (vgl. Unterpunkt 4.1.2). Mit ansteigender Griffkraft wurde eine ansteigende Aktivierung der Unterarmflexoren und auch -extensoren festgestellt²²⁶, so dass selbst beim gleichen Probanden nicht sicher differenzierbar ist, welcher Anteil der Muskelarbeit in die Beschleunigung des Tennisschlägers und welcher in die Stabilisierung des Handgelenkes geht. Insgesamt ist die Summe der möglichen Einflüsse auf die Beziehung EMG - Muskelkraft durch Fehlerquellen bei dynamischen Muskelkontraktionen und Überlagerung durch unterschiedliche Aufgaben der Muskulatur zu groß, so dass möglicherweise kleine Unterschiede im Aktivierungsgrad hierdurch nicht mehr abgrenzbar sind. Das integrierte EMG ist als Maß für die Kraftentwicklung und somit das Beanspruchungsniveau der Unterarmextensoren bei unterschiedlichen Schlagflächengrößen während des Tennisspielens mit dynamischen Muskelkontraktionen somit nicht geeignet. Dies gilt auch für den Fall, dass möglicherweise kein relevanter Unterschied in der Beanspruchung der Unterarmextensoren bei unterschiedlichen Schlagflächengrößen existiert, da diese beispielsweise vornehmlich für die Stabilisierung des Handgelenks verantwortlich sind und die Beschleunigung des Schlagarms und Tennisschlägers maßgeblich durch Muskeln des Schultergürtels geschieht.

Ein möglicher Fehler durch die Normierung mit dem Schlägerfaktor (vgl. 2.2.3.2), dessen Standardfehler des Mittelwertes zwischen 2-5% liegt und lediglich bei Proband A bei ca. 10% liegt, dürfte im Vergleich zu den oben beschriebenen Fehlerquel-

²²⁵ Blackwell et al. (1994, S. 512), Knudson et al. (1997, S. 80-81)

²²⁶ Snijders et al. (1987, S. 521)

len bei einem Standardfehler der Mittelwerte der EMG-Integrale zwischen 10-20% nachrangig sein.

Aufgrund der beschriebenen Gründe ist eine Bewertung der EMG-Integrale über einen festen Zeitraum bis in die Phase des Grundrauschens (Nullaktivität, vgl. 2.2.3.1) nicht möglich. Dieses Verfahren wurde aufgrund des Fehlens eines messtechnisch sicher bestimmbareren, zweiten Bezugspunktes im Bewegungsablauf des Tennisschlages zur zeitlichen Normierung gewählt. In den Wert gehen die Amplitude und Zeitdauer des EMG-Signals als Gesamtaktivierung des Muskels ein. Ein analoges Verfahren wurde bereits von Hennig als Maß für die Beschleunigungsbelastung des Arms erfolgreich verwendet²²⁷. Inwieweit diese praktikabel erscheinende Methode für EMG-Daten anwendbar ist, kann leider nicht abschließend beurteilt werden. Eine ergänzende Untersuchung erscheint jedoch sinnvoll.

Eine Möglichkeit am EMG als Maß für die Armbelastung festzuhalten ergibt sich durch die Aussage von De Luca²²⁸, dass für die Bestimmung der Aktivierungszeit eines Muskels unerheblich ist, ob eine isometrische oder dynamische Muskelkontraktion vorliegt. Somit wäre die Aktivierungszeit des Muskels ein möglicher Parameter für die muskuläre Beanspruchung, da eine der möglichen Antworten der Muskulatur auf eine erhöhte Last die verlängerte Kontraktionszeit ist. Dies wurde bereits in einer Untersuchung über den Einfluss unterschiedlicher Orthesen auf die Belastung der Unterarmmuskeln beim Tennisspielen durchgeführt²²⁹. Falls die Erhebung von EMG-Daten wie in der vorliegenden Studie notwendigerweise bei dynamischen Muskelkontraktionen erfolgen soll und eine reine Betrachtung der Aktivierungszeit wegen der Berücksichtigung von Ball- und Zuschlagenergie mittels des Schlägerfaktors S (vgl. 2.2.3.2) nicht möglich ist, wäre ein weiterer Ansatzpunkt, eine Phase des Bewegungsablaufes mit annähernd isometrischen Bedingungen herauszusuchen und nur in dieser bestimmten Zeit die Muskelaktivität zu bestimmen und auf den restlichen Bewegungsablauf zu extrapolieren²³⁰. Bei zyklischen Bewegungen müsste die Analyse dann auf diesen Zeitabschnitt beschränkt werden.

Insgesamt muss man sich jedoch fragen, ob das Oberflächen-EMG der geeignete Parameter ist, um die muskuläre Beanspruchung zu erfassen und ob es überhaupt notwendig ist den Kraftaufwand bei der Pathogenese des Tennisarms zu untersu-

²²⁷ Hennig et al. (1992, S. 1136)

²²⁸ De Luca (1997, S. 143)

²²⁹ Groppel et al. (1986)

²³⁰ De Luca (1997, S. 150)

chen. Zunächst sollte die Bedeutung möglicher Noxen wie z.B. des Aufprallschocks im Zusammenhang mit der gezeigten Griffmodulation weiter verstanden werden.

4.3.2.2 Treffzeitpunkt und Treffort auf der Schlagfläche

Die zeitlich exakte Bestimmung des Treffpunktes, also des Aufpralls des Tennisballs auf der Schlagfläche des Tennisschlägers, mit einem Beschleunigungssensor ist zwischenzeitlich etabliert und einfach durchzuführen. Der Tennisschlägerhals eignet sich durch seine breite Auflagefläche hierfür besonders gut²³¹.

Die örtliche Bestimmung des Treffpunktes auf der Schlagfläche wird meistens mit High-speed Videokameras durchgeführt²³². Eine Positionierung der Kamera hinter dem Probanden in Schlagrichtung ist günstig, da so die Schlagfläche senkrecht getroffen wird und der Kontakt mit dem Tennisball gut zu erkennen ist. Bei einer Kontaktzeit des Tennisballs mit dem Schläger von 4-5 ms ist eine Bildfrequenz von mindestens 200 Hz erforderlich, um zumindest in einem Bild den vollständigen Kontakt von Schläger und Ball dargestellt zu haben. Die in der eigenen Untersuchung verfügbare Kamera mit einer Bildfrequenz von 180Hz war noch ausreichend, da in den wenigen Fällen, in denen der Ballkontakt nicht direkt dargestellt werden konnte die Bilder unmittelbar vor oder nach dem Treffpunkt aufgenommen wurden und der Abstand zwischen Ball und Schlagfläche nur minimal war, so dass sich der Treffort gut extrapolieren ließ. Nachteile der Methode sind Ungenauigkeiten in der visuellen Auswertung sowie der hohe Aufwand hinsichtlich der Datenmenge und der damit verbundenen Auswertzeit. Möglicherweise ließe sich dieser Aufwand durch eine computergestützte Auswertung mit einem Koordinatensystem der Schlagfläche erleichtern.

Eine Unterscheidung zwischen zentrischen und exzentrischen Treffpunkten mittels Dehnungssensoren am Tennisschläger durch den Betrag der Längenänderung im Rahmen der Schlägertorsion²³³ erscheint im Vergleich zu den Bilddaten eher ungenau.

Eine interessante Alternative ist ein von Schiebl et al. Mit der Firma Völkl²³⁴ entwickeltes Verfahren, bei dem ein Tennisschlägerkopf mit einem Netz aus 14 Minilichtschranken bestückt wird und hierdurch mittels einer speziellen Software der Treffpunkt exakt auf der Schlagfläche bestimmt werden kann. Dieser spezielle Tennis-

²³¹ Knudson et al. (1997, S. 80)

²³² z.B. Kleinöder et al. (1998, S. 217)

²³³ Knudson et al. (1997, S. 80), Knudson (1991, S. 527)

²³⁴ Schiebl et al. (1997, S. 20-23)

schläger wurde im Rahmen der Studienvorbereitung bei der Firma Völkl begutachtet. Eine Verwendung konnte nicht erfolgen, da weder die Griffgröße variiert werden konnte noch mehrere Schläger mit unterschiedlichen Schlagflächengrößen zur Verfügung standen. Von einer Anwendung der Technik mit den vorliegenden Tennisschlägern der Firma Sportproducts adam wurde abgesehen, da die Applikation der Minilichtschraken mit einer Beschädigung des Tennisschlägers durch Bohrlocher einhergegangen wäre und hierdurch eine unkontrollierbare Änderung der Tennisschlägereigenschaften stattgefunden hätte. Eine analoge Technik ist jedoch für zukünftige Studien eine denkbare Möglichkeit der Treffpunktbestimmung auf der Schlagfläche.

4.3.2.3 Kinetische Ballenergie und Zuschlagenergie

Die für die Berechnung der kinetischen Ballenergie erforderliche Ballgeschwindigkeit wird durch eine Kombination aus Mess- und Videodaten gewonnen. Die Ermittlung der Ballflugzeit mittels der Zeitdifferenz aus den Treffpunkten am Schlägerkopf und der Trefferwand lässt sich mittels Beschleunigungssensoren exakt und einfach bestimmen. Dieses Verfahren wurde in Anlehnung an Hennig et al.²³⁵ angewendet, bei dem jedoch die Ballflugstrecke konstant ist. Durch das dynamische Studiendesign beim Tennisspielen variiert die Ballflugstrecke in den eigenen Messungen, wodurch das Ablesen der Ballflugstrecke für jeden Tennisschlag aus dem Videobild mit der Einschränkung hinsichtlich der Genauigkeit durch eine visuelle Datenerhebung sehr aufwendig wird. Die Berechnung des Gesamtfehlers von maximal 1% wurde bereits in Unterpunkt 2.1.4 dargestellt. Alternativ wäre die Verwendung von zwei Lichtschraken in definiertem Abstand denkbar, wodurch wiederum die Ballflugzeit bei konstanter Ballflugstrecke leicht zu bestimmen ist.

Watanabe et al.²³⁶ verwenden seitliche High-speed Videoaufnahmen mit einem projizierten Koordinatensystem für die Ermittlung der Ballgeschwindigkeit vor und nach dem Treffpunkt. Dieses Verfahren wurde in der eigenen Studie in abgewandelter Form zur Berechnung der Zuschlagenergie verwendet (vgl. 2.1.5). Die vom Schlägerkopf benötigte Zeit ergibt sich aus der Bildfrequenz und die vom Schlägerkopf zurückgelegte Strecke aus der Distanz zwischen zwei Videobildern. Jedoch standen nur Videoaufnahmen mit einer Bildfrequenz von 50 Hz zur Verfügung. Der maximale Gesamtfehler liegt hierfür unter 5 %. Dieses Verfahren ist jedoch schon allein durch

²³⁵ Hennig et al. (1995, S. 171)

²³⁶ Watanabe et al. (1979, S. 359-360)

die Notwendigkeit pro Schlag zwei Bildpositionen manuell-visuell zu bestimmen und die darauf folgende Berechnung der zurückgelegten Distanz sehr aufwendig. Alternativ wäre auch hier die Verwendung von Lichtschranken denkbar. Voraussetzung wäre hierfür ein sehr konstanter Bereich, in dem der Treffpunkt stattfindet. Möglicherweise exakter ist eine 3D Videoanalyse mit automatischer Markererkennung, wie sie in Bewegungsanalyseprogrammen²³⁷ angewendet wird. Nachteil hierbei wäre wiederum ein hoher Geräteaufwand mit sehr großer Datenmenge.

Die Erfassung des In- und Outputs bei einem Tennisschlag, nämlich Zuschlagenergie und resultierende Ballenergie, gestaltet sich bisher bei dynamischen Studien durch die fehlende Konstanz relativ schwierig und aufwendig. Die Kenntnis dieser Parameter ist jedoch für die Beurteilung möglicher Effekte von z.B. unterschiedlichen Tennisschlägereigenschaften unbedingt erforderlich. Möglicherweise kann die Beziehung zwischen Zuschlagenergie und resultierender Ballenergie als indirektes Maß für den erforderlichen Kraftaufwand in einem Tennisschlag alternativ zum Oberflächen-EMG dienen. In den bisherigen Studien wurde gerade der Zuschlagenergie zumeist nicht berücksichtigt.

4.3.2.4 Griffhaltekraft

Die Verwendung von Drucksensoren zur Ermittlung der Griffhaltekraft ist ebenfalls eine etablierte Methode. Hinsichtlich der Drucksensoren ist ein möglichst geringer Querschnitt bezüglich des Griffumfangs zu beachten sowie eine Platzierung am Schlägergriff, die außerhalb der Schlagrichtung und möglichst senkrecht zur Schlagrichtung liegt, um direkte Einflüsse auf die gemessenen Werte zu vermeiden. In den eigenen Messungen erwies sich die Platzierung unter dem Mittel- und Ringfinger als am besten geeignet.

Der im Unterpunkt 2.2.2 beschriebene Überlagerungseffekt der Druckkurve durch Beschleunigungssignale des Tennisschlägers im Zusammenhang mit dem Treffpunkt ist ein schon mehrmals beschriebenes Problem. Blackwell et al.²³⁸ beendet deswegen die Datenaufzeichnung 8 ms vor dem Treffpunkt und verwendet einen 30 Hz Tiefpassfilter für die Daten des Drucksensors am Schlägergriff. In der eigenen Studie erwies sich ein Tiefpassfilter von 30 Hz ebenfalls am geeignetsten (vgl. 2.2.2). Die Glättung von Messdaten über den Treffpunkt hinweg, wie auch in dieser Studie geschehen, kann zu systematischen Fehlern führen, wie in einer Studie von Knudson et

²³⁷ z.B. Peak Motus, Peak Performance Technologies Inc., Englewood, Co, USA

²³⁸ Blackwell et al. (1994, S. 511)

al.²³⁹ belegt. Sie zeigt, dass eine Glättung von Goniometerdaten am Handgelenk bei Vorhandschlägen zu einer Unterschätzung von Handgelenkwinkeln und Winkelgeschwindigkeiten führt. Da in den eigenen Messungen die Griffhaltekurven nur qualitativ ausgewertet werden und exakte Zeitpunkte oder Beträge von beispielsweise Kurvenminima nicht herangezogen werden, kann dieser Effekt vernachlässigt werden. Prinzipiell wäre eine quantitative Auswertung der Griffhaltekräfte jedoch wünschenswert, diese konnte jedoch wegen des beschriebenen Offsetdrifts (vgl. 2.2.2) nicht erfolgen. Die gezeigte Modulation der Haltekraft ist ein weiteres Problem sowohl intra- wie auch interindividueller quantitativer Vergleiche. Ob jedoch der Betrag der Haltekraft oder eher die Modulation für die Übertragung von Noxen maßgeblich ist, muss erst noch gezeigt werden.

²³⁹ Knudson et al. (2001)

5 Zusammenfassung

Unter der Annahme, dass bestimmte Erkenntnisse in einem statischen Versuchsaufbau verborgen bleiben, wird unter möglichst realitätsnahen, dynamischen Bedingungen der Einfluss der Tennisschlägereigenschaften Schlagflächengröße und Griffgröße sowie der Haltekraft, als der wesentliche Faktor in der Kopplung des Tennisschlägers an den Schlagarm, auf die Entstehung des Tennisarms untersucht. Der Versuchsaufbau gestattet Messungen beim nahezu normalen Tennisspielen, wodurch er sich wesentlich von den meisten bisher in der Literatur aufgeführten Studien unterscheidet.

Im Rahmen des als Pilotprojekt durchgeführten, breiten Versuchsdesigns wird eine Vielzahl an Messparametern mit hohem zeitlichen und technischen Aufwand bestimmt, so dass nur eine kleine Probandenanzahl untersucht werden kann. Die hierdurch sowie durch den möglichst realitätsnahen Versuchsaufbau, bei dem trotz bestmöglicher Kontrolle der Parameter eines Tennisschlages nicht kontrollierbare Störgrößen möglich sind, bedingten Einschränkungen der statistischen Aussagekraft werden in Kauf genommen. Im Gegenzug können gerade durch das Studiendesign bisher nicht berücksichtigte individuelle Ergebnisse bezüglich der Haltekraft gefunden werden.

Der Einfluss der Schlagflächengröße auf die Armbelastung wird an den beiden Extremen eines Midsize- und Oversizeschlägers bei jeweils zentrischen und exzentrischen Trefforten auf der Schlagfläche für Vorhand- und Rückhandschläge untersucht. Als Maß für die muskuläre Beanspruchung dient das Oberflächen-EMG repräsentativer Unterarmmuskeln unter Berücksichtigung der Ball- und Zuschlagenergie. Es zeichnet sich lediglich der erwartete Trend ab, dass bei einer größeren Schlagfläche und zentrischen Trefforten die muskuläre Beanspruchung bei den gemessenen Unterarmextensoren niedriger zu sein scheint als bei einer kleineren Schlagfläche und exzentrischen Trefforten. Die Ergebnisse sind nicht signifikant. Die Verwendung des Oberflächen-EMG als Maß für den Kraftaufwand bei dynamischen Muskelkontraktionen muss, wie häufig geschehen, hinterfragt werden.

Bei der Verwendung unterschiedlicher Griffgrößen kann kein Einfluss auf die Höhe oder die Dauer der Haltekraft festgestellt werden. Jedoch wird die Modulation der Haltekraft im Vergleich zur gewohnten Griffgröße bei einigen Probanden zu einem ungünstigeren Verlauf beeinflusst. Weiterhin ist bei Rückhandschlägen im Vergleich zu Vorhandschlägen die Dauer der erhöhten Haltekraft bei 4 von 5 Probanden sowie

die Höhe der Haltekraft bei allen Probanden größer, was zusammen mit der bei allen Probanden vorliegenden, ungünstigeren Modulation der Haltekraft bei Rückhandschlägen und der durch die Schlagrichtung vorliegenden exzentrischen Muskelbelastung zu einer erhöhten Beanspruchung der Unterarmextensoren führt.

Durch das dynamische Studiendesign kann eine in dieser Form bisher noch nicht beschriebene Modulation der Haltekraft während des Tennisschlages mit deutlichen inter- und intraindividuellen Unterschieden bezüglich Kurvenform sowie örtlicher und zeitlicher Lage des Treffpunktes im Kurvenverlauf gezeigt werden. Hinsichtlich einer möglichen Übertragung der bisher für den Tennisarm angeschuldigten Noxen Aufprallschock und Schlägervibration erscheint eine M-förmige Haltekraftkurve mit dem Minimum zum Zeitpunkt des Treffpunktes als ideal, da dann beim Aufprallschock und den direkt folgenden Schlägervibrationen mit noch großer Amplitude eine verminderte Kopplung des Schlägers an den Schlagarm besteht. Dies bildet die Grundlage weiterer Forschung zur Überprüfung der bisherigen Aussagen bezüglich der Art und Bedeutung möglicher Noxen, insbesondere Vibration und Aufprallschock. Denkbar erscheint hierfür eine Kombination eines objektiven Versuchsaufbaus, wie z.B. des „Manusimulators“ von Prof. Hatze, mit einer möglichen Modulation der Haltekraft, so dass in Abhängigkeit hiervon die Übertragung von Aufprallschock oder Schlägervibrationen auf den Schlagarm untersucht werden kann.

Da jeder Proband eine für ihn charakteristische Haltekraftkurve aufweist, lässt sich das Vorliegen eines Bewegungsprogramms aufgrund erlernter und willentlich nicht beeinflussbarer Anteile vermuten. Inwieweit die ideale M-Form der Haltekraftkurve trainierbar oder erlernbar ist, was in der Prävention des Tennisarms eine entscheidende Rolle spielen könnte, lässt sich in dieser Studie nicht beantworten und sollte ebenfalls weiter untersucht werden.

6 Literaturverzeichnis

Acierno, S.P., Barratta, R.V., Solomonov, M.: A practical guide to electromyography for biomechanists, Broschüre der Louisiana State University Medical Center

Adelsberg, S.: The tennis stroke: An EMG analysis of selected muscles with rackets of increasing grip size, *Am J Sports Med*, 14(2), 1986, S. 139-142

Albrecht, S., Cordis, R., Kleihues, H., Noack, W.: Pathoanatomic findings in radiohumeral epicondylopathy: A combined anatomic and electromyographic study, *Arch Orthop Trauma Surg*, 116, 1997/I, S. 157-163

Albrecht, S., Kleihues, H., Cordis, R., Noack, W.: Diagnostic and therapeutic strategies for the operative treatment of radiohumeral epicondylopathy, *Arch Orthop Trauma Surg*, 116, 1997/II, S. 164-172

Albrecht, S., Cordis, R., Kleihues, H.: Neurophysiologische Befunde bei radiohumeraler Epikondylopathie, *Sportverletz Sportschaden*, 12, 1998

Albrecht, S., Cordis, R., Kleihues, H., Noack, W.: A practical guide to electromyography for biomechanists, Broschüre der Louisiana State University Medical Center

Baca, A.: Application of computer animation techniques for presenting biomechanical research results, *Comput Biol Med*, 28, 1998, S. 449-454

Bauer, J.A., Murray, R.D.: Electromyographic patterns of individuals suffering from lateral tennis elbow, *J Electromyogr Kinesiol*, 9(4), 1999, S. 245-252

Bernhang, A.M., Dehner, W., Fogarty, C.: Tennis elbow a biomechanical approach, *Sports Med*, 2, 1974, S. 235 -260

Bitz Widing, M.A., Moeinzadeh, M.H.: Finite Element modeling of tennis racket with variable string patterns and tensions, *Int J opf Sport Biomech*, 6, 1990, S. 87-100

Blackwell, J.R., Kelly, J.C.: Wrist kinematics differ in expert and novice tennis players performing the backhand stroke: Implications for tennis elbow, *J Biomech*, 27(5), 1994, S. 509-516

Blackwell, J.R., Kornatz, K.W., Heath, E.M.: Effect of grip span on maximal grip force and fatigue of flexor digitorum superficialis, *Appl Ergon*, 30(5), 1999, S. 401-405

Bouisset, S., Goubel, F.: Integrated electromyographical activity and muscle work, *J Appl Physiol*, 35(5), 1973, S. 695-702

Brannigan, M., Adali, S.: Mathematical modelling and simulation of a tennis racket, *Med Sci Sports Exerc*, 13(1), 1981, S. 44-53

- Brody, H.: Physics of the tennis racket, *Am J Physics*, 47(6), 1979, S. 482-487
- Brody, H.: Physics of the tennis racket. II. The "sweet spot.", *Am J Physics*, 49, 1981, S. 816-819
- Brody, H.: Models of tennis racket impacts, *Int J Sport Biomech*, 3, 1987, S. 293-296
- Brody, H.: Vibration damping of tennis rackets, *Int J of Sport Biomech*, 5(4), 1989, S. 451-456
- Chow, J.W., Carlton, L.G., Lim, Y., Shim, J., Chae, W., Kuenster, A.: Muscle activation during the tennis volley, *Med Sci Sports Exerc*, 31, 1999, S. 846-854
- De Luca, C.J.: The use of surface electromyography in biomechanics, *J Biomech*, 13, 1997, S. 135-163
- De Smet, L., Fabry, G.: Grip strength in patients with tennis elbow: influence of elbow position, *Acta Orthop Belg*, 62(1), 1996, S. 26-29
- Elliott, B.C.: Tennis: the influence of grip tightness on reaction impulse and rebound velocity, *Med Sci Sports Exerc*, 14(5), 1982, S. 348-352
- Engel, J.: Tennis: Dynamics of racket grip interaction, *J Hand Surg Am*, 20, 1995, S. 77-81
- Flanagan, J.R., Tresilian, J., Wing, A.M.: Coupling of grip force and load force during arm movements with grasped objects, *Neurosci Lett*, 152(1-2), 1993, S. 53-56
- Flanagan, J.R., Wing, A.M.: The stability of precision grip forces during cyclic arm movements with a hand-held load, *Exp Brain Res*, 105(3), 1995, S. 455-464
- Grabiner, M.D., Groppe, J.L., Campbell, K.R.: Resultant tennis ball velocity as a function of off-center impact and grip firmness, *Med Sci Sports Exerc*, 15(6), 1983, S. 542-544
- Groppe, J.L., Nirschl, R.P.: A mechanical and electromyographical analysis of the effects of various joint counterforce braces on the tennis player, *Am J Sports Med*, 14(3), 1986, S. 195-200
- Groppe, J.L., Shin, I., Thomas, J.A., Welk, G.J.: The effects of string type and tension on impact in midsized and oversized tennis racquets, *Int J of Sport Biomech*, 3(1), 1987, S. 40-46
- Gruchow, H.W., Pelletier, D.: An epidemiologic study of tennis elbow. Incidence, recurrence and effectiveness of prevention strategies, *Am J Sports Med*, 7(4), 1979, S. 234-238

Grunow, A.: Tennis Revue-Rackettests 1995/96, Tennis Revue, 2, 1995, S. 44-46

Gutjahr, L., Pietschker, K.: Die Radialisläsion am distalen Oberarm bei Patienten mit "Tennisellenbogen", Nervenarzt, 62, 1991, S. 116-122

Hasselbach: Die Mechanik und Energetik des Kontraktionszyklus, Die Erschlaffung, Physiologie des Menschen 4, "Muskel", Gauer, Kramer, Jung, U&S Taschenbücher, München-Berlin-Wien, 1975, 2. Auflage

Hatze, H.: Forces and duration of impact, and grip tightness during the tennis stroke, Med Sci Sports, 8(2), 1976, S. 88-95

Hatze, H.: A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments, J Biomech, 13(10), 1980, S. 833-843

Hatze, H.: The effectiveness of grip bands in reducing racquet vibration transfer and slipping, Med Sci Sports Exerc, 24(2), 1992, S. 226-230

Hatze, H.: Testmethoden für Tennisschläger: Aussagekraft und Reliabilität, Sportorthopädie-Sporttraumatologie, 13(1), 1997, S. 13-16

Hatze, H.: Testing the quality of tennis rackets - Biomechanically, Broschüre des Biomechanics research laboratory IFS (HEAD)

Hennig, E.M., Lafortune, M.A.: Tibial bone and skin accelerations during running, Proceedings of the fifth biennial conference of the Canadian society for biomechanics, Cotton, Lamontagne, Robertson and Stothart, 1988, S. 74-75

Hennig, E.M., Rosenbaum, D. Milani, Th.L.: Transfer of tennis racket vibrations onto the human forearm, Med Sci Sports Exerc, 24, 1992, S. 1134-1140

Hennig, E.M., Milani, Th.L., Rosenbaum, D.: The influence of tennis racket design on impact induced arm oscillations, Biomechanics XIV, Bouisset, S., Metral, S., Monod, H., Paris, 1993

Hennig, E.M., Milani, Th.L.: Die Auswirkungen der Haltekraft am Tennisschläger auf Ballgeschwindigkeit und die Vibrationsbelastungen des Unterarms, Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 46(3), 1995, S. 169-174

Hennig, E.M.: Tennis elbow, Encyclopedia of Sports Medicine and Science, 2000: <http://www.sportsci.org/encyc/index.html>

Kamien, M.: A rationale management of tennis elbow, Sports Med, 9, 1990, S. 173-191

Kelley, J.D., Lombardo, S.J., Pink, M., Perry, J., Giangarra, C.E.: Electromyographic and cinematographic analysis of elbow function in tennis players with lateral epicondylitis, *Am J Sports Med*, 22(3), 1994, S. 359-363

King Liu, Y.: Mechanical analysis of racket and ball during impact, *Med Sci Sports Exerc*, 15(5), 1983, S. 388-392

Kleinöder, H., Mester, J.: Belastungen des Schlagarmes durch Handgelenk- und Unterarmaktionen im Tennis, *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 49(1), 1998, S. 217-220

Knudson, D.: Factors affecting force loading on the hand in the tennis forehand, *J Sports Med Phys Fitness*, 31 (4), 1991, S. 527-531

Knudson, D., Blackwell, J.: Upper extremity angular kinematics of the one-handed backhand drive in tennis players with and without tennis elbow, *Int J Sports Med*, 18, 1997, S. 97-82

Knudson, D., Bahamonde, R.: Effect of endpoint conditions on position and velocity near impact in tennis, *J Sports Sci*, 19 (11), 2001, S. 839-844

Knutson, L.M., Soderberg, G.L., Ballantyne, B.T., Clarke, W.R.: A study of various normalization procedures for within day electromyographic data, *J Electromyogr Kinesiol*, 4(1), 1994, S. 47-59

Kopf, H.: Der Tennisschläger in seiner Wirkungsweise, *Dt Z Sportmed*, 34(2), 1983, S. 37-44

Kramer, A.M., Knudson, D.: Grip strength and fatigue in junior College tennis players, *Percept Mot Skills*, 75(2), 1992, S. 363-366

Kraushaar, B.S., Nirschl, R.P.: Current concepts review: Tendinosis of the elbow (tennis elbow), *J Bone Joint Surg Am*, 81(2), 1999, S. 259-278

Leitlinien der Orthopädie: Epicondylopathia radialis humeri, *Dt. Ges. f. Orthopädie und orthopäd. Chirurgie + BV d. Ärzte f. Orthopädie*, Dt. Ärzte-Verlag, Köln, 2002

Lieber, R.L., Ljung, B.O., Fridén, J.: Sarcomere length in wrist extensor muscles, *Acta Orthop Scand*, 68(3), 1997, S. 249-254

Ljung, B.O., Lieber, R.L., Fridén, J.: Wrist extensor muscle pathology in lateral epicondylitis, *J Hand Surg Br*, 24(2), 1999, S. 177-183

Lundström, R.: Local vibrations-Mechanical impedance of the human hand's glabrous skin, *J Biomech*, 17(2), 1984, S. 137-144

Milner-Brown, H.S., Stein, R.B.: The relation between the surface electromyogram and muscular force, *J Physiol*, 246(3), 1975, S. 549-569

Morris, M., Jobe, F.W., Perry, J., Pink, M., Healy, B.S.: Electromyographic analysis of elbow function in tennis players, *Am J Sports Med*, 17(2), 1989, S. 241-247

Nirschl, R.P., Sobel, J.: *Arm care. A complete guide to prevention and treatment of tennis elbow*, Medical Sports, Arlington, Virginia, 1996

Pietschker, K.: *Die Radialisläsion am distalen Oberarm bei Patienten mit Tennisellenbogen*, Inaugural-Dissertation, Medizinische Fachbereiche der Freien Universität Berlin, 1994

Posner, P.: *Der Tennisarm: Erfahrungsbericht zur erfolgreichen Behandlung des Tennisarmes*, *Physikalische Therapie in Theorie und Praxis*, November 1981, S. 176-177

Priest, J.D., Braden, V., Gerberich, S.G.: The elbow and tennis, part 1: An analysis of players with and without pain, *The physician and sportsmedicine*, 8, 1980, S. 81-91

Roetert, E.P., Brody, H., Dillmann, C.J., Groppe, J.L., Schultheis, J.M.: The biomechanics of tennis elbow. An integrated approach, *Clin Sports Med*, 14(1), 1995, S. 47-57

Runge, F.: *Zur Genese und Behandlung des Schreibkrampfes*, *Berl Klin Wochenschr*, 10, 1873, S. 145-284

Schiebl, F., Knisel, E.: Treffpunktanalysen, *Tennissport*, 8(6), 1997, S. 20-23

Senner, V.: *Biomechanische Methoden am Beispiel der Sportgeräteentwicklung*, Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades Dr.-Ing., Fakultät Maschinenbau der Technischen Universität München, 2001

Snijders, C.J., Volkers, A.C.W., Mechelse, K., Vleeming, A.: Provocation of epicondylalgia lateralis (tennis elbow) by power grip or pinching, *Med Sci Sports Exerc*, 19(5), 1987, S. 518-523

Sobotta, J.: *Atlas der Anatomie des Menschen*, 1. Band: Kopf, Hals, obere Extremität, Haut, Staubesand, J., Urban u. Schwarzenberg, Wien-Baltimore, 1988, 19. Auflage, S. 241, 245

Szewczyk, J.T.: Eine Übersicht zur Entstehung des sogenannten Tennisellenbogens beim Tennisspieler, *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 43(3), 1992, S. 104-117

TenBruggencate: *Medizinische Neurophysiologie, Zellfunktionen und Sensomotorik unter klinischen Gesichtspunkten*, Thieme, Stuttgart-New York, 1984

Theysen, A.: *Sportartspezifische Schäden und Verletzungen bei Tennisspielern*, Inaugural-Dissertation, Hohe medizinische Fakultät der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität zu Bonn, 1987

Watanabe, T., Ikegami, Y., Miyashita, M.: Tennis: the effect of grip firmness on ball velocity after impact, *Med Sci Sports*, 11(4), 1979, S. 359-661

Zwick, E.B., Konrad, P.: *EMG Fibel*, Ein praxisorientierter Leitfaden für Einsteiger in das kinesiologische EMG, Kongressbeilage zum Noraxon EMG Meeting, Berlin, 1994

7 Anhang

Anhang A: Messprotokoll

Messprotokoll

Versuchsperson:

m w

Alter:

Gewicht:

Körpergröße:

Spielerfahrung:

Spielfrequenz:

Vorerkrankungen:

Griffgröße:

		Logger	Video
Nullmessungen (3x acc, Druck), MVC Beginn			
Pro Turbo	Vorhand		
	Vorhand		
	Rückhand		
	Rückhand		
Pro Giant	Vorhand		
	Vorhand		
	Rückhand		
	Rückhand		
Pro Integrale	Vorhand		
	Vorhand		
	Rückhand		
	Rückhand		
Griff Nullmessung			
Griff 2 Nullmessung			
Griff 2	Vorhand		
	Vorhand		
	Rückhand		
	Rückhand		
Griff 5 Nullmessung			
Griff 5	Vorhand		
	Vorhand		
	Rückhand		
	Rückhand		
MVC Ende			

Anhang B: Datenblätter

Proband A

Messung	Schlagart	Schläger	Versuch	tpk	tp	Ballenergie	Zuschlagenergie	racquot	ecrlges	ecrbges	edcges	fcrges	nectrlges	necribges	necdcges	nfcrges
A02	VH	Griff 2	1	zz	Zentrum	11,8	83,83	0,14	10,87	11,32	9	5,37	77,23	80,43	63,9	38,13
A02	VH	Griff 2	2	ex	exzentr 3	10,37	86,86	0,12	13,84	13,59	11,28	6,47	115,98	113,86	94,52	54,22
A02	VH	Griff 2	3	zz	Zentrum	#	101,09	#	10,44	11,01	9,36	6,85	#	#	#	#
A02	VH	Griff 2	4	zz	Zentrum (3)	10,84	120,02	0,09	13,2	11,94	9,85	9,28	146,1	132,14	108,98	102,76
A02	VH	Griff 2	5	zz	Zentrum (4)	11,59	107,92	0,11	13,63	13,74	11,3	10,68	126,91	127,89	105,22	99,42
A02	VH	Griff 2	6	zz	Zentrum (4)	12,03	89,32	0,13	14,03	14,46	12,41	12,78	104,16	107,42	92,17	94,89
A02	VH	Griff 2	7	zz	Zentrum (3)	11,55	103,87	0,11	13,22	13,36	11,59	7,29	118,84	120,13	104,22	65,52
A02	VH	Griff 2	8	zz	Zentrum (3)	10,61	95,87	0,11	12,15	14,34	12,7	7,4	109,81	129,59	114,8	66,86
A02	VH	Griff 2	9	ex	exzentr 4	10,56	107,28	0,1	14,08	13,85	13,12	11,23	143,06	140,73	133,25	114,13
A02	VH	Griff 2	10	zz	Zentrum	#	100,82	#	12,28	13,88	12,18	7,07	#	#	#	#
A03	RH	Griff 2	1	ex	exzentr 12	9,44	39,98	0,24	10,12	8,66	7,44	6,01	42,86	36,71	31,54	25,45
A03	RH	Griff 2	2	ex	exzentr 2	9,83	35,81	0,27	11,94	9,57	9,78	3,58	43,53	34,87	35,65	13,03
A03	RH	Griff 2	3	ex	exzentr 3	12,19	31,51	0,39	11,89	9,19	8,74	4,5	30,74	23,74	22,58	11,63
A03	RH	Griff 2	4	ex	exzentr 4	13,34	39,67	0,34	8,26	8,01	6,68	3,93	24,56	23,81	19,87	11,68
A03	RH	Griff 2	5	ex	exzentr 5	11,71	29,22	0,4	9,47	7,58	6,59	4,41	23,63	18,92	16,43	11,01
A03	RH	Griff 2	6	ex	exzentr 6	11,09	34,37	0,32	10,85	7,94	6,4	3,72	33,61	24,59	19,84	11,53
A03	RH	Griff 2	7	zz	Zentrum (3)	11,81	40,02	0,3	12,35	8,97	8,04	4,52	41,85	30,41	27,26	15,31
A03	RH	Griff 2	8	ex	exzentr 2	11,73	33,49	0,35	12,69	10,19	9,53	4,18	36,23	29,08	27,19	11,94
A03	RH	Griff 2	9	ex	exzentr 3	12,01	34,23	0,35	12,41	10,84	9,17	3,71	35,38	30,9	26,14	10,57
A03	RH	Griff 2	10	zz	Zentrum (3)	12,64	40,77	0,31	11,52	9,84	8,71	4,83	37,16	31,73	28,08	15,59
A04	VH	Oversize	1	zz	Zentrum (3)	12,22	97,03	0,13	14,6	14,37	11,38	4,99	115,89	114,09	90,29	39,63
A04	VH	Oversize	2	zz	Zentrum	12,22	87,87	0,14	13,77	13,76	10,82	7,33	99,02	98,94	77,85	52,7
A04	VH	Oversize	3	zz	Zentrum (3)	11,73	101,32	0,12	12,23	12,25	11,34	5,12	105,68	105,85	97,97	44,27
A04	VH	Oversize	4	zz	Zentrum	12,45	85,63	0,15	13,2	13,46	11,38	5,08	90,8	92,54	78,26	34,95
A04	VH	Oversize	5	zz	Zentrum (3)	#	78,2	#	14,51	14,37	12,93	4,7	#	#	#	#
A04	VH	Oversize	6	zz	Zentrum	10,73	106,46	0,1	14,85	14,65	12,25	4,85	147,33	145,3	121,48	48,14
A04	VH	Oversize	7	zz	Zentrum	#	117,28	#	13,46	13,8	11,11	5,1	#	#	#	#
A04	VH	Oversize	8	zz	Zentrum	15,05	76,05	0,2	14,7	14,43	11,64	4,77	74,27	72,92	58,79	24,08
A04	VH	Oversize	9	zz	Zentrum !	11,35	118,43	0,1	15,34	15,74	11,48	5,72	160,05	164,27	119,83	59,67
A04	VH	Oversize	10	zz	Zentrum	13,57	133,46	0,1	15,65	15,46	10,98	4,84	153,91	152,03	107,95	47,56

A05	RH	Oversize	1	zz	Zentrum (2)	13,89	39,74	0,35	12,05	9,22	8,2	4,68	34,45	26,38	23,44	13,38
A05	RH	Oversize	2	ex	exzentr 3	13,22	35,69	0,37	10,78	9,49	7,93	4,36	29,11	25,62	21,41	11,78
A05	RH	Oversize	3	ex	exzentr 3	12,97	45,35	0,29	12,43	10,9	9,36	4,19	43,44	38,1	32,72	14,65
A05	RH	Oversize	4	zz	Zentrum (2)	13,7	32,86	0,42	14,46	12,03	11,25	3,8	34,7	28,86	26,99	9,11
A05	RH	Oversize	5	zz	Zentrum (2)	14,46	37,4	0,39	12,27	10,44	8,97	3,9	31,73	27	23,2	10,1
A05	RH	Oversize	6	ex	exzentr 2	12,49	45,61	0,27	11,94	10,14	8,62	4,37	43,6	37,01	31,49	15,96
A05	RH	Oversize	7	ex	exzentr 2	11,44	25,42	0,45	13,71	11,54	10,72	3,9	30,45	25,65	23,82	8,67
A05	RH	Oversize	8	zz(1)	Zentrum (1)	14,55	39,42	0,37	13,37	11,76	9,78	3,93	36,21	31,86	26,49	10,63
A05	RH	Oversize	9	zz	Zentrum (2)	14,46	38,94	0,37	11,36	10,53	8,62	3,3	30,59	28,37	23,23	8,89
A05	RH	Oversize	10	zz	Zentrum (2)	14,33	48,23	0,3	15,41	12,88	11,27	3,21	51,87	43,37	37,94	10,81
A06	VH	Midsize	1	zz	Zentrum !	#	80,24	#	15,03	15,3	13	4,97	#	#	#	#
A06	VH	Midsize	2	zz	Zentrum	13,29	103,16	0,13	13,02	12,62	11,54	4,47	101,04	97,96	89,59	34,73
A06	VH	Midsize	3	zz	Zentrum (3)	#	122,75	#	14,49	16,14	14,48	4,57	#	#	#	#
A06	VH	Midsize	4	zz(6)	Zentrum (6)	#	103,79	#	15,68	14,67	11,06	4,46	#	#	#	#
A06	VH	Midsize	5	ex	exzentr 5	11,46	104,4	0,11	15,47	15,21	12,84	5,69	140,97	138,57	116,94	51,8
A06	VH	Midsize	6	zz	Zentrum !	11,13	109,17	0,1	16,31	17,55	13,45	5,85	159,97	172,11	131,91	57,39
A06	VH	Midsize	7	zz(11)	Zentrum (11)	#	90,97	#	18,84	17,97	14,17	6,38	#	#	#	#
A06	VH	Midsize	8	zz	Zentrum	#	91,21	#	17,17	15,87	12,94	6,41	#	#	#	#
A06	VH	Midsize	9	zz(5)	Zentrum (5)	12,37	103,98	0,12	15,56	14,54	12,04	6,1	130,74	122,19	101,14	51,28
A06	VH	Midsize	10	zz	Zentrum	12,83	105,62	0,12	16,21	15,82	12,79	5,71	133,4	130,2	105,23	47,02
A07	VH	Midsize	1	zz	Zentrum !	12,16	111,79	0,11	14,76	15,05	11,8	4,11	135,69	138,3	108,47	37,79
A07	VH	Midsize	2	zz	Zentrum !	12,92	122,22	0,11	13,17	14	10,36	6,58	124,61	132,4	98,04	62,26
A07	VH	Midsize	3	zz	Zentrum	10,48	79,72	0,13	16,65	15,43	11,69	7,32	126,73	117,45	88,95	55,73
A07	VH	Midsize	4	zz(6)	Zentrum (6)	11,72	101,91	0,12	12,06	11,31	8,86	4,55	104,85	98,34	77	39,57
A07	VH	Midsize	5	zz	Zentrum !	12,79	97,08	0,13	14,02	14,5	11	4,06	106,4	110,09	83,47	30,83
A07	VH	Midsize	6	zz(5)	Zentrum (5)	13,2	115,21	0,11	14,5	15,26	11,3	4,89	126,55	133,2	98,66	42,66
A07	VH	Midsize	7	zz	Zentrum	12,58	102,58	0,12	15,34	15,29	12,14	6,1	125,06	124,63	98,95	49,71
A07	VH	Midsize	8	zz	Zentrum	12,82	119,45	0,11	17,61	16,08	12,01	4,46	164,04	149,85	111,85	41,54
A07	VH	Midsize	9	zz	Zentrum (3)	12,62	74,44	0,17	16,26	14,88	11,95	4,2	95,95	87,82	70,52	24,81
A07	VH	Midsize	10	zz	Zentrum	14,02	86,04	0,16	12,53	11,2	9,41	4,53	76,9	68,72	57,77	27,81
A08	RH	Midsize	1	ex	exzentr 1	13,19	40,93	0,32	12,76	10,19	8,78	4,83	39,6	31,63	27,24	14,98
A08	RH	Midsize	2	zz	Zentrum	14,21	51,04	0,28	14,37	10,93	8,87	4,66	51,61	39,24	31,84	16,74
A08	RH	Midsize	3	zz	Zentrum (3)	14,47	46,2	0,31	15,69	12,52	11,15	3,91	50,09	39,95	35,59	12,47
A08	RH	Midsize	4	ex	exzentr 3	12,95	44,34	0,29	13,22	12,42	11,65	5,62	45,28	42,52	39,89	19,25
A08	RH	Midsize	5	ex	exzentr 3	15,72	47,11	0,33	13,56	10,29	9,07	4,11	40,65	30,84	27,18	12,31
A08	RH	Midsize	6	zz	Zentrum	15,42	41,36	0,37	15,18	12,08	11,33	3,63	40,72	32,39	30,39	9,74
A08	RH	Midsize	7	zz	Zentrum	15,56	48,75	0,32	13,76	10,93	10,29	4,1	43,13	34,26	32,25	12,85
A08	RH	Midsize	8	zz	Zentrum (3)	14,62	53,15	0,27	12,64	11,57	11,28	3,83	45,98	42,08	41,02	13,94
A08	RH	Midsize	9	zz	Zentrum	14,61	46,7	0,31	10,9	8,51	7,57	3,99	34,86	27,2	24,19	12,75

A10	VH	Griff 5	1	zz	Zentrum (4)	11,78	93,96	0,13	16,65	15,59	12,41	4,75	132,86	124,39	99,02	37,89
A10	VH	Griff 5	2	zz(5)	Zentrum (5)	11,86	103,08	0,12	15,65	14,7	11,38	5,52	136	127,73	98,92	47,93
A10	VH	Griff 5	3	zz	Zentrum (3)	11,17	82,54	0,14	13,76	14,43	10,57	5,5	101,66	106,57	78,1	40,66
A10	VH	Griff 5	4	zz	Zentrum (2)	11,79	103,26	0,11	17,24	16,67	13,17	5	151	146,07	115,41	43,77
A10	VH	Griff 5	5	zz	Zentrum	13,39	145,39	0,09	15,84	16,35	12,66	5,55	172,04	177,52	137,46	60,32
A10	VH	Griff 5	6	ex	exzentr 4	13,61	118,79	0,11	17,22	16,44	12,3	5,37	150,3	143,47	107,34	46,85
A10	VH	Griff 5	7	zz	Zentrum (3)	14,06	123,21	0,11	15,77	16,64	11,99	4,25	138,19	145,87	105,05	37,27
A10	VH	Griff 5	8	zz	Zentrum (4)	13,7	111,39	0,12	19,59	19,75	14,25	6,43	159,37	160,64	115,87	52,26
A10	VH	Griff 5	9	zz	Zentrum (3)	14,45	117,33	0,12	18,89	19,82	14,69	5,72	153,34	160,91	119,27	46,45
A10	VH	Griff 5	10	zz	Zentrum	14,6	126,13	0,12	17,2	18,2	13,39	4,84	148,56	157,22	115,67	41,83
A11	RH	Griff 5	1	zz(1)	Zentrum (1)	13,66	42,2	0,32	10,2	8,85	7,55	3,87	31,51	27,34	23,33	11,95
A11	RH	Griff 5	2	zz	Zentrum (3)	14,52	42,06	0,35	11,13	9,74	7,71	3,72	32,26	28,22	22,35	10,77
A11	RH	Griff 5	3	zz	Zentrum (2)	11,62	39,79	0,29	9,78	7,84	7,07	4,84	33,48	26,83	24,2	16,59
A11	RH	Griff 5	4	ex	exzentr 3	#	54,99	#	14,1	11,55	9,68	3,8	#	#	#	#
A11	RH	Griff 5	5	zz	Zentrum (3)	#	40,34	#	9,93	8,79	7,53	4,08	#	#	#	#
A11	RH	Griff 5	6	ex	exzentr 1	12,68	38,76	0,33	14,67	10,55	9,72	4,51	44,86	32,25	29,71	13,8
A11	RH	Griff 5	7	ex	exzentr 1	14,44	38,18	0,38	12,61	9,68	7,82	4,32	33,34	25,6	20,68	11,42
A11	RH	Griff 5	8	ex	exzentr 2	12,98	44,6	0,29	10,18	10,89	10,16	5,24	34,96	37,42	34,89	18
A11	RH	Griff 5	9	ex	exzentr 3	#	50,43	#	7,57	6,65	6,38	4,39	#	#	#	#
A11	RH	Griff 5	10	zz	Zentrum (3)	13,87	38,03	0,36	8,11	7,08	6,31	3,67	22,25	19,42	17,31	10,05

Proband B

Messung	Schlagart	Schläger	Versuch	tpk	tp	Ballenergie	Zuschlagenergie	racquot	ecrlges	ecrbges	edcges	fcriges	necriges	necrbges	nedcges	nfcrges
B08	VH	Oversize	1	ex	exzentr 11	12,26	60,63	0,2	29,92	21,92	10,38	5,6	147,99	108,4	51,36	27,7
B08	VH	Oversize	2	ex	exzentr 11	12,54	69,34	0,18	29,74	21,34	11,01	6,43	164,48	118	60,86	35,57
B08	VH	Oversize	3	zz	Zentrum	13,36	61,49	0,22	27,09	21,12	12,01	5,62	124,71	97,23	55,27	25,85
B08	VH	Oversize	4	ex	exzentr 1	11,74	68,14	0,17	27,79	18,06	9,01	6,13	161,31	104,85	52,29	35,57
B08	VH	Oversize	5	zz	Zentrum (3)	11,85	71,56	0,17	31,42	22,33	10,25	5,96	189,78	134,87	61,88	35,97
B08	VH	Oversize	6	zz	Zentrum	14,69	78,41	0,19	40,64	29,87	13,56	5,92	217,01	159,51	72,41	31,59
B08	VH	Oversize	7	zz	Zentrum (2)	14,83	83,19	0,18	34,49	20,57	9,2	6,22	193,52	115,38	51,64	34,92
B08	VH	Oversize	8	zz	Zentrum	15,36	72,54	0,21	36,69	27,55	11,7	8,51	173,34	130,15	55,28	40,18
B08	VH	Oversize	9	ex	exzentr 4	14,45	71,9	0,2	28,58	21,99	10,12	7,2	142,23	109,43	50,37	35,82
B09	VH	Oversize	1	zz	Zentrum	#	51,43	#	34,42	26,23	11,72	5,28	#	#	#	#

B09	VH	Oversize	2	zz	Zentrum !	13,08	72,46	0,18	30,34	21,78	10,04	6,28	168,13	120,67	55,65	34,81
B09	VH	Oversize	3	zz(5)	Zentrum (5)	14,37	64,47	0,22	36,05	28,7	13,34	6,4	161,73	128,77	59,86	28,72
B09	VH	Oversize	4	zz	Zentrum !	16,3	92,14	0,18	36,1	28,7	14,04	6,38	204,07	162,28	79,4	36,05
B09	VH	Oversize	5	zz	Zentrum	17,36	73,92	0,23	36,62	25,88	12,65	6,58	155,91	110,19	53,84	28,01
B09	VH	Oversize	6	zz	Zentrum	16,68	71,98	0,23	30,17	22,62	12,12	7,08	130,15	97,58	52,29	30,53
B09	VH	Oversize	7	zz(5)	Zentrum (5)	#	90,18	#	32,6	24,06	14,04	7,73	#	#	#	#
B09	VH	Oversize	8	zz	Zentrum	15,91	75,78	0,21	30,51	20,2	11,32	6,83	145,35	96,27	53,95	32,55
B09	VH	Oversize	9	ex	exzentr 4	15,63	65,85	0,24	27,46	23,8	14,2	7,28	115,71	100,3	59,82	30,67
B10	RH	Oversize	1	zz	Zentrum	12,61	45,02	0,28	63,04	50,34	24,41	9,42	224,98	179,66	87,12	33,61
B10	RH	Oversize	2	zz(11)	Zentrum (11)	11,01	46,78	0,24	47,6	33,08	14,85	9,21	202,25	140,55	63,1	39,14
B10	RH	Oversize	3	zz	Zentrum !	10,39	36,64	0,28	49,36	35,9	19,37	10,09	174,12	126,65	68,31	35,59
B10	RH	Oversize	4	zz	Zentrum	#	47,21	#	59,21	42,39	21,08	10,23	#	#	#	#
B10	RH	Oversize	5	zz(11)	Zentrum (11)	10,69	34,83	0,31	56,86	44,2	21,44	9,63	185,24	144	69,84	31,36
B10	RH	Oversize	6	ex	exzentr 6	#	47,04	#	39,73	29,17	15,79	8,95	#	#	#	#
B10	RH	Oversize	7	zz(5)	Zentrum (5)	12,7	49,13	0,26	45,66	35,07	17,51	8,32	176,67	135,67	67,74	32,2
B10	RH	Oversize	8	zz	Zentrum	11,56	33,41	0,35	43,78	31,16	15,52	6,79	126,56	90,07	44,87	19,62
B10	RH	Oversize	9	ex	exzentr 11	10,39	30,8	0,34	60,78	41,24	18,04	9,03	180,17	122,26	53,47	26,76
B11	RH	Oversize	1	ex	exzentr 11	11,05	38,52	0,29	47,53	33,19	16,38	9,31	165,59	115,65	57,08	32,42
B11	RH	Oversize	2	zz	Zentrum	14,08	50,27	0,28	59,28	41,58	21,35	10,31	211,62	148,45	76,22	36,8
B11	RH	Oversize	3	zz	Zentrum	13,91	36,3	0,38	67,95	45,29	21,52	9,47	177,3	118,16	56,15	24,7
B11	RH	Oversize	4	zz	Zentrum	12,05	30,62	0,39	55,93	35,05	16,45	7,65	142,11	89,05	41,78	19,45
B11	RH	Oversize	5	zz	Zentrum (2)	13,38	43,74	0,31	50,24	36,02	18,27	7,96	164,25	117,77	59,73	26,02
B11	RH	Oversize	6	zz	Zentrum !	14,13	33,55	0,42	52,9	36,54	20,09	8,67	125,63	86,76	47,71	20,6
B11	RH	Oversize	7	zz	Zentrum	14,71	51,91	0,28	55,47	34,6	15,1	9,1	195,78	122,13	53,31	32,13
B11	RH	Oversize	8	zz	Zentrum	12,33	43,25	0,29	53,71	32,29	13,98	7,81	188,44	113,3	49,04	27,39
B11	RH	Oversize	9	zz(11)	Zentrum (11)	#	49,82	#	58,77	38,59	19,34	9,58	#	#	#	#
B12	VH	Midsize	2	zz	Zentrum !	13,48	69,13	0,19	40,46	33,27	15,9	6,13	207,56	170,66	81,57	31,45
B12	VH	Midsize	3	zz	Zentrum	14,2	85,65	0,17	25	18,87	11,36	4,8	150,86	113,88	68,54	28,99
B12	VH	Midsize	4	ex	exzentr 5	14,27	78,31	0,18	40,49	29,24	13,99	6,37	222,28	160,52	76,82	34,97
B12	VH	Midsize	5	zz	Zentrum	14,98	102,15	0,15	25,29	20,49	9,26	6,76	172,51	139,73	63,18	46,09
B12	VH	Midsize	6	zz	Zentrum	14,86	86,27	0,17	29,87	24,74	13,05	5,45	173,41	143,64	75,77	31,64
B12	VH	Midsize	7	zz	Zentrum	14,38	65,9	0,22	34,21	27,31	14,26	6,74	156,77	125,12	65,33	30,9
B12	VH	Midsize	8	ex	exzentr 4	14,89	78,51	0,19	28,99	19,49	10,18	5,09	152,9	102,75	53,66	26,85
B12	VH	Midsize	9	ex	exzentr 12	16,32	88,77	0,18	21,23	16,82	10,7	7	115,45	91,45	58,19	38,05
B12	VH	Midsize	10	zz	Zentrum !	14,67	62,58	0,23	26,64	20,65	11,26	6,21	113,64	88,12	48,05	26,5

B13	VH	Midsize	2	zz	Zentrum	11,93	67,04	0,18	30,12	18,28	9,26	4,99	169,3	102,77	52,03	28,07
B13	VH	Midsize	3	zz(11)	Zentrum (11	#	63,63	#	27,15	17,34	8,24	5,03	#	#	#	#
B13	VH	Midsize	4	zz	Zentrum	12,19	67,52	0,18	28,1	18,08	8,43	5,81	155,72	100,2	46,7	32,22
B13	VH	Midsize	5	zz	Zentrum !	12,56	75,64	0,17	34,17	23,55	12,11	7,38	205,78	141,83	72,92	44,44
B13	VH	Midsize	6	zz(5)	Zentrum (5)	11,7	73,62	0,16	26,93	22,38	11,08	5,9	169,48	140,89	69,74	37,16
B13	VH	Midsize	7	zz	Zentrum	15,58	63,9	0,24	20,42	15,54	8,94	5,89	83,79	63,75	36,67	24,16
B13	VH	Midsize	8	zz	Zentrum !	17,33	80,63	0,21	26,14	16,01	9,49	6,25	121,6	74,45	44,15	29,05
B13	VH	Midsize	9	zz(5)	Zentrum (5)	16,62	89,79	0,19	20,26	15,76	9,98	6,52	109,45	85,16	53,89	35,24
B13	VH	Midsize	10	zz	Zentrum	16,43	63,94	0,26	39,67	29,62	16,45	6,58	154,41	115,3	64,04	25,6
B14	RH	Midsize	1	zz	Zentrum	12,99	48,17	0,27	51,17	37,68	16,56	8,68	189,79	139,76	61,41	32,2
B14	RH	Midsize	2	zz(11)	Zentrum (11	11,66	49,07	0,24	56,08	38,25	15,93	7,44	235,92	160,89	67,02	31,31
B14	RH	Midsize	3	zz	Zentrum	14,01	62,3	0,22	48,02	39	17,59	7,77	213,58	173,49	78,26	34,54
B14	RH	Midsize	4	zz	Zentrum	11,95	51,84	0,23	53,16	37,59	17,09	8,88	230,51	163,03	74,12	38,53
B14	RH	Midsize	5	zz	Zentrum	12,93	57,75	0,22	53,82	36,62	19,26	9,84	240,38	163,56	86,03	43,97
B14	RH	Midsize	6	zz(6)	Zentrum (6)	12,61	53,95	0,23	54,03	37,88	20,71	9,66	231,17	162,09	88,61	41,34
B14	RH	Midsize	7	zz	Zentrum !	13,9	62,19	0,22	49,94	37,6	15,99	6,9	223,38	168,16	71,52	30,85
B14	RH	Midsize	8	zz	Zentrum	12,62	53,34	0,24	52,32	36,23	15,89	5,85	221,19	153,18	67,16	24,71
B14	RH	Midsize	9	zz	Zentrum	15,93	65,97	0,24	53,9	38,59	18,99	8,65	223,17	159,77	78,61	35,82
B15	RH	Midsize	1	zz	Zentrum (9)	12,51	56	0,22	44,22	30,02	13,64	5,19	197,92	134,36	61,04	23,22
B15	RH	Midsize	2	zz	Zentrum !	14,79	60,76	0,24	45,74	33,77	13,51	6,43	187,93	138,74	55,51	26,43
B15	RH	Midsize	3	zz(11)	Zentrum (11	11,88	48,95	0,24	52,87	38,17	15,41	8,1	217,95	157,35	63,53	33,39
B15	RH	Midsize	4	zz	Zentrum	12,89	63,14	0,2	48,43	35,39	19,04	7,12	237,2	173,35	93,24	34,87
B15	RH	Midsize	5	zz	Zentrum	13,91	55,38	0,25	43,97	30,31	17,66	7,11	175,02	120,63	70,27	28,29
B15	RH	Midsize	6	zz	Zentrum	14,48	55,98	0,26	56,59	33,94	15,82	7,56	218,86	131,24	61,16	29,24
B15	RH	Midsize	7	zz(5)	Zentrum (5)	12,67	48,95	0,26	44,4	28,27	14,27	7,44	171,58	109,25	55,15	28,74
B15	RH	Midsize	8	zz(11)	Zentrum (11	13,79	62,44	0,22	55,66	36,55	16,53	7,17	251,95	165,44	74,82	32,46
B15	RH	Midsize	9	zz	Zentrum	#	63,96	#	47,72	30,22	16,58	7,96	#	#	#	#
B18	VH	Griff 2	1	zz	Zentrum	15,28	60,72	0,25	39,44	24,67	11,41	13,4	156,68	98	45,33	53,22
B18	VH	Griff 2	2	zz	Zentrum (3)	13,93	78,62	0,18	32,04	20,43	8,21	12,97	180,88	115,36	46,32	73,2
B18	VH	Griff 2	3	zz	Zentrum !	13,51	73,27	0,18	30,19	21,32	9,57	12,9	163,74	115,61	51,88	69,94
B18	VH	Griff 2	4	zz	Zentrum	13,27	82,94	0,16	36,72	29,79	13,48	12,71	229,51	186,22	84,26	79,42
B18	VH	Griff 2	5	zz	Zentrum (2)	13,36	59,13	0,23	38	23,65	11,18	15,41	168,18	104,66	49,49	68,19
B18	VH	Griff 2	6	zz	Zentrum	14,03	78,68	0,18	39,61	25,17	11,2	#	222,14	141,15	62,79	#
B18	VH	Griff 2	7	zz	Zentrum	14,43	73,44	0,2	27,24	15,79	8,26	#	138,63	80,35	42,04	#
B18	VH	Griff 2	8	zz	Zentrum	15,81	89,93	0,18	30,69	17,1	8,8	#	174,53	97,22	50,05	#
B18	VH	Griff 2	9	zz	Zentrum (3)	16	67,49	0,24	23,59	15,32	7,17	#	99,52	64,66	30,23	#

B19	VH	Griff 2	1	zz(1)	Zentrum (1)	16,17	84,17	0,19	38,76	22,41	11,59	#	201,83	116,66	60,32	#
B19	VH	Griff 2	2	zz(1)	Zentrum (1)	18,81	90,23	0,21	22,08	14,52	8,27	#	105,91	69,65	39,65	#
B19	VH	Griff 2	3	zz(5)	Zentrum (5)	20,94	107,2	0,2	24,7	13,52	8,91	#	126,42	69,19	45,62	#
B19	VH	Griff 2	4	zz	Zentrum (3)	20,41	103,65	0,2	28,56	18,16	9,65	#	144,99	92,19	48,98	#
B19	VH	Griff 2	5	zz	Zentrum (3)	12,9	69,09	0,19	22,49	11,34	6,7	#	120,44	60,74	35,87	#
B19	VH	Griff 2	6	ex	exzentr 5	11,94	67,49	0,18	31,9	15,55	7,44	#	180,34	87,91	42,07	#
B19	VH	Griff 2	7	zz	Zentrum	11,56	53,24	0,22	30,69	14,97	7,99	#	141,34	68,95	36,8	#
B19	VH	Griff 2	8	zz	Zentrum !	#	53,24	#	29,7	18,65	9,33	#	#	#	#	#
B19	VH	Griff 2	9	zz	Zentrum	13,02	79,4	0,16	24,98	15,9	8,11	#	152,32	96,99	49,47	#
B20	VH	Griff 2	1	zz(11)	Zentrum (11)	#	57,24	#	23,71	14,89	8,01	8,06	#	#	#	#
B20	VH	Griff 2	2	zz	Zentrum	10,81	58,35	0,19	25,51	16,34	8,71	7,91	137,71	88,2	47,02	42,7
B20	VH	Griff 2	3	ex	exzentr 12	9,42	43,7	0,22	19,81	16,04	10,52	8,25	91,89	74,39	48,8	38,28
B20	VH	Griff 2	4	zz(11)	Zentrum (11)	11,79	68,14	0,17	49,74	34,85	14,99	10,25	287,5	201,45	86,64	59,23
B20	VH	Griff 2	5	zz	Zentrum !	12,31	62,52	0,2	32,24	22,56	10,11	9,3	163,73	114,57	51,32	47,22
B20	VH	Griff 2	6	zz	Zentrum	13,84	81,66	0,17	36,59	23,22	11,71	9,39	215,94	137	69,08	55,39
B20	VH	Griff 2	7	zz	Zentrum (2)	12,39	73,44	0,17	26,51	17,29	8,72	7,62	157,17	102,5	51,67	45,16
B20	VH	Griff 2	8	zz(11)	Zentrum (11)	11,79	74,25	0,16	29,71	19,61	10,7	9,86	187,18	123,51	67,39	62,12
B20	VH	Griff 2	9	zz	Zentrum	12,2	57,24	0,21	26,14	18,06	9,43	7,68	122,66	84,76	44,24	36,06
B21	RH	Griff 2	1	zz(5)	Zentrum (5)	14,05	60,78	0,23	62,36	43,64	19,35	#	269,7	188,74	83,7	#
B21	RH	Griff 2	2	zz(11)	Zentrum (11)	14,01	58,42	0,24	72,8	41,63	19,68	#	303,53	173,6	82,07	#
B21	RH	Griff 2	3	zz	Zentrum	11,39	43,25	0,26	42,85	27,55	11,74	#	162,68	104,61	44,59	#
B21	RH	Griff 2	4	zz(12)	Zentrum (12)	12,05	48,24	0,25	42,81	28,08	15,35	#	171,36	112,39	61,44	#
B21	RH	Griff 2	5	zz	Zentrum	12,68	58,8	0,22	43,67	28,82	16,5	#	202,56	133,66	76,54	#
B21	RH	Griff 2	6	zz	Zentrum !	14,54	58,8	0,25	44,04	27,2	11,48	#	178,05	109,96	46,43	#
B21	RH	Griff 2	7	zz	Zentrum	12,18	57,15	0,21	59,45	37,28	17,45	#	278,9	174,89	81,86	#
B21	RH	Griff 2	8	zz	Zentrum !	#	57,13	#	48,58	35,2	15,24	#	#	#	#	#
B21	RH	Griff 2	9	zz	Zentrum	14,41	64,25	0,22	55,97	33,1	13,85	#	249,54	147,56	61,73	#
B22	RH	Griff 2	1	zz(7)	Zentrum (7)	11,6	45,85	0,25	43,95	32,65	12,88	15,39	173,73	129,05	50,93	60,83
B22	RH	Griff 2	2	zz	Zentrum	12,14	37,64	0,32	50,58	37,46	15,29	11,22	156,77	116,1	47,39	34,79
B22	RH	Griff 2	3	zz(6)	Zentrum (6)	11,06	49,09	0,23	55,26	34,34	15,21	11,35	245,19	152,35	67,47	50,35
B22	RH	Griff 2	4	zz(11)	Zentrum (11)	10,45	40,1	0,26	41,49	28,58	12,17	9,42	159,21	109,67	46,69	36,15
B22	RH	Griff 2	5	ex	exzentr 10	10,85	52,26	0,21	47,12	28,61	14,02	11,96	226,94	137,82	67,54	57,59
B22	RH	Griff 2	6	ex	exzentr 11	10,76	53,19	0,2	48,44	35,16	14,81	10,32	239,41	173,77	73,21	51,01
B22	RH	Griff 2	7	zz	Zentrum !	12,7	49,73	0,26	47,97	31,73	15,84	11,56	187,8	124,23	62,02	45,27
B22	RH	Griff 2	8	zz	Zentrum	12,95	43,93	0,29	46,64	30,07	13,39	10,59	158,24	102,03	45,43	35,94

B22	RH	Griff 2	9	zz	Zentrum	12,43	50,42	0,25	48,58	31,32	12,89	10,22	197,11	127,09	52,29	41,46
B23	RH	Griff 2	1	zz	Zentrum (10	11,53	44,6	0,26	59,95	39,46	15,19	11,26	231,91	152,65	58,76	43,55
B23	RH	Griff 2	2	zz(7)	Zentrum (7)	11,93	57,75	0,21	55,01	36,12	14,2	10,67	266,32	174,89	68,75	51,66
B23	RH	Griff 2	3	zz	Zentrum	12,48	46,07	0,27	55,69	35,76	13,81	11,17	205,54	131,97	50,99	41,24
B23	RH	Griff 2	4	zz(7)	Zentrum (7)	13,33	53,12	0,25	82	47,69	19,31	13,27	326,87	190,1	76,96	52,89
B23	RH	Griff 2	5	zz	Zentrum	11,02	46,9	0,23	61,64	34,64	13,32	10,82	262,32	147,41	56,7	46,04
B23	RH	Griff 2	6	zz	Zentrum !	14,36	46,35	0,31	63,46	41,76	17,97	12,04	204,83	134,8	58,02	38,86
B23	RH	Griff 2	7	zz	Zentrum	12,78	49,67	0,26	52,58	29,76	12,49	11,54	204,31	115,65	48,52	44,84
B23	RH	Griff 2	8	zz	Zentrum	12,86	47,87	0,27	62,49	33,52	14,09	12,26	232,51	124,74	52,44	45,62
B23	RH	Griff 2	9	zz(11)	Zentrum (11	12,99	58,94	0,22	55,49	28,78	11,15	11,88	251,85	130,65	50,59	53,92
B26	VH	Griff 5	1	ex	exzentr 11	11,63	64,06	0,18	26,26	17,53	9,75	10,07	144,65	96,56	53,69	55,49
B26	VH	Griff 5	2	zz	Zentrum	12,06	66,17	0,18	27,18	19,05	9,73	10,03	149,13	104,55	53,38	55,04
B26	VH	Griff 5	3	zz	Zentrum	11,49	56,16	0,2	32,26	22,66	12,29	11,43	157,63	110,73	60,04	55,85
B26	VH	Griff 5	4	zz	Zentrum	13,06	71,14	0,18	30,84	25,7	13,71	10,44	167,96	139,95	74,67	56,84
B26	VH	Griff 5	5	zz	Zentrum	12,97	55,53	0,23	28,45	21,36	10,91	9,24	121,85	91,47	46,72	39,56
B26	VH	Griff 5	6	zz(1)	Zentrum (1)	15,97	78,24	0,2	34,27	25,27	13,79	12,69	167,89	123,77	67,57	62,16
B26	VH	Griff 5	7	zz	Zentrum	13,01	70,36	0,18	31,72	27,38	15,47	12,13	171,61	148,11	83,68	65,6
B26	VH	Griff 5	8	zz	Zentrum	16,79	66,23	0,25	28,26	21,05	14,68	13,54	111,5	83,06	57,91	53,43
B26	VH	Griff 5	9	zz	Zentrum	#	45,73	#	40,47	28,82	14,52	10,3	#	#	#	#
B27	VH	Griff 5	1	zz	Zentrum	11,05	49,85	0,22	23,41	19,05	10,17	9,55	105,59	85,92	45,87	43,1
B27	VH	Griff 5	2	zz	Zentrum	12,24	51,98	0,24	19,33	16,6	9,2	8,68	82,09	70,49	39,09	36,87
B27	VH	Griff 5	3	zz	Zentrum !	12,07	72,35	0,17	20,65	16,41	8,03	7,87	123,83	98,42	48,15	47,16
B27	VH	Griff 5	4	zz(6)	Zentrum (6)	12,28	66,05	0,19	26,34	19,64	10,8	9,22	141,65	105,64	58,11	49,6
B27	VH	Griff 5	5	zz	Zentrum (3)	15,67	70	0,22	27,72	17,69	8,62	9,17	123,81	78,99	38,49	40,95
B27	VH	Griff 5	6	zz	Zentrum	13,03	61,85	0,21	29,32	20,21	10,61	10,69	139,14	95,9	50,34	50,74
B27	VH	Griff 5	7	zz	Zentrum	13,97	80,53	0,17	23,38	15,48	8,52	9	134,75	89,23	49,12	51,86
B27	VH	Griff 5	8	zz(5)	Zentrum (5)	13,82	63,07	0,22	30,91	23,17	13,92	9,97	141,08	105,75	63,56	45,49
B27	VH	Griff 5	9	zz	Zentrum !	14,8	84,8	0,17	36,21	23,52	11,91	11	207,51	134,76	68,25	63,04
B28	RH	Griff 5	2	zz	Zentrum !	10,6	43,66	0,24	44,79	28,26	11,62	11,76	184,53	116,43	47,86	48,45
B28	RH	Griff 5	3	zz(7)	Zentrum (7)	11,65	51,99	0,22	52,99	34,49	15,64	10,28	236,42	153,89	69,81	45,89
B28	RH	Griff 5	4	zz	Zentrum	12,78	51,99	0,25	51,75	31,7	12,98	14,55	210,47	128,91	52,79	59,18
B28	RH	Griff 5	5	ex	exzentr 11	10,2	47,4	0,22	59,77	38,09	14,1	12,37	277,85	177,06	65,53	57,5
B28	RH	Griff 5	6	zz(6)	Zentrum (6)	10,55	38,32	0,28	48,37	31,23	11,29	13,47	175,64	113,4	41,01	48,92
B28	RH	Griff 5	7	zz(6)	Zentrum (6)	10,99	51,81	0,21	40,9	23,72	11,46	9,66	192,85	111,84	54,02	45,52
B28	RH	Griff 5	8	ex	exzentr 10	10,29	40,04	0,26	51,46	32,74	13,47	10,03	200,16	127,33	52,37	39,01

B28	RH	Griff 5	9	zz	Zentrum	10,24	36,98	0,28	42,22	25,05	13,78	10,51	152,41	90,45	49,74	37,93
B28	RH	Griff 5	10	zz	Zentrum	12,94	44,17	0,29	47,18	30,6	13,14	12,09	161,08	104,48	44,85	41,26
B29	RH	Griff 5	1	zz	Zentrum	11,02	47,43	0,23	46,85	33,43	11,83	8,44	201,64	143,88	50,91	36,31
B29	RH	Griff 5	2	zz(1)	Zentrum (1)	12,24	47,08	0,26	64,93	43,8	14,39	16,34	249,85	168,54	55,37	62,87
B29	RH	Griff 5	3	zz(5)	Zentrum (5)	11,16	56,16	0,2	50,78	31,61	13,88	16,49	255,6	159,14	69,85	83,03
B29	RH	Griff 5	4	zz	Zentrum	12,12	57,05	0,21	51,01	37	13,37	8,85	240,06	174,13	62,93	41,66
B29	RH	Griff 5	5	zz(11)	Zentrum (11	10,64	41,33	0,26	43,65	27,85	10,18	10,11	169,49	108,12	39,51	39,27
B29	RH	Griff 5	6	zz	Zentrum !	#	42,23	#	46,43	29,52	13,83	7,8	#	#	#	#
B29	RH	Griff 5	7	zz	Zentrum (9)	10,71	44,24	0,24	45,93	32,42	14,06	9,68	189,77	133,96	58,08	40
B29	RH	Griff 5	8	zz(12)	Zentrum (12	9,65	40,17	0,24	49,52	33,86	15,04	13,07	206,13	140,97	62,61	54,4
B29	RH	Griff 5	9	zz	Zentrum	10,63	41,52	0,26	55,3	37,99	13,83	12,12	215,98	148,35	54	47,35

Proband C

Messung	Schlagart	Schläger	Versuch	tpk	tp	Ballenergie	Zuschlagenergie	racquot	eclrges	ecrbges	edcges	fcriges	neclrges	necrbges	nedcges	nfcrges
C06	VH	Oversize	1	zz	Zentrum (3)	18,56	130,74	0,14	5,18	7,06	6,18	3,31	36,49	49,71	43,56	23,33
C06	VH	Oversize	2	ex	exzentr 4	15,31	105,96	0,14	6,82	9,2	6,67	4,57	47,22	63,66	46,13	31,65
C06	VH	Oversize	3	zz	Zentrum (3)	17,35	110,2	0,16	5,25	9,09	6,7	2,63	33,37	57,74	42,53	16,71
C06	VH	Oversize	4	ex	exzentr 2	#	86,89	#	5,79	8,34	6,05	4,39	#	#	#	#
C06	VH	Oversize	5	zz	Zentrum (4)	18,12	104,06	0,17	5,33	7,63	5,23	4,28	30,61	43,85	30,02	24,56
C06	VH	Oversize	6	ex	exzentr 3	19,53	89,21	0,22	4,51	9,1	5,88	3,21	20,6	41,59	26,86	14,66
C06	VH	Oversize	7	zz	Zentrum	15,54	103,18	0,15	6,46	9,31	6,47	3,45	42,89	61,81	42,94	22,88
C06	VH	Oversize	8	ex	exzentr 4	20,3	94,91	0,21	5,08	10,07	6,34	3,37	23,77	47,07	29,66	15,74
C06	VH	Oversize	9	zz	Zentrum (3)	16,9	115,28	0,15	4,73	8,4	5,85	2,78	32,28	57,29	39,88	18,96
C06	VH	Oversize	10	zz	Zentrum (2)	18,05	99,94	0,18	6,92	9,14	6,34	4,6	38,31	50,59	35,09	25,48
C07	VH	Oversize	1	zz	Zentrum (2)	17,03	76	0,22	5,04	7,47	5,47	2,12	22,51	33,33	24,42	9,46
C07	VH	Oversize	2	zz	Zentrum	#	115,86	#	6,67	9,56	6,57	3,03	#	#	#	#
C07	VH	Oversize	3	zz	Zentrum (3)	15,95	95,88	0,17	6,98	9,79	6,6	3,48	41,95	58,84	39,65	20,9
C07	VH	Oversize	4	ex	exzentr 1	18,55	109,02	0,17	5,76	9,67	6	3,33	33,86	56,83	35,28	19,57
C07	VH	Oversize	5	zz	Zentrum	16,53	87,73	0,19	6,27	10,05	6,14	2,89	33,3	53,34	32,61	15,34
C07	VH	Oversize	6	ex	exzentr 4	16,22	116,18	0,14	6,26	7,81	5,24	6,6	44,85	55,95	37,52	47,27
C07	VH	Oversize	7	zz	Zentrum	22,9	99,37	0,23	4,92	9,04	5,76	4,66	21,34	39,22	25,01	20,22
C07	VH	Oversize	8	zz	Zentrum (3)	19,5	93,06	0,21	5,27	9,13	5,77	3,92	25,13	43,56	27,54	18,68
C07	VH	Oversize	9	zz	Zentrum (2)	16,64	113,61	0,15	4,79	11,77	7,23	2,99	32,73	80,31	49,35	20,41

C07	VH	Oversize	10	zz	Zentrum (2)	#	101,98	#	5,33	7,8	5,14	3,16	#	#	#	#
C08	RH	Oversize	1	zz	Zentrum	18,57	75,15	0,25	9,76	16,93	9,87	3,55	39,51	68,5	39,96	14,36
C08	RH	Oversize	2	zz	Zentrum	#	77,34	#	9,93	12,65	8,2	3,73	#	#	#	#
C08	RH	Oversize	3	zz	Zentrum	19,74	64,37	0,31	9,9	16,6	9,46	6,65	32,29	54,12	30,84	21,69
C08	RH	Oversize	4	zz	Zentrum	#	58,57	#	9,36	18,41	9,88	3,44	#	#	#	#
C08	RH	Oversize	5	ex	exzentr 12	18,19	82,87	0,22	10,49	15,48	8,27	4,02	47,81	70,51	37,67	18,32
C08	RH	Oversize	6	zz	Zentrum	17,41	71,24	0,24	9,28	17,43	9,67	3,86	37,98	71,33	39,56	15,81
C08	RH	Oversize	7	zz	Zentrum	20,25	79,21	0,26	9,23	18,78	9,69	5,73	36,11	73,43	37,9	22,4
C08	RH	Oversize	8	zz	Zentrum (3)	19,47	70,11	0,28	8,51	17,95	9,15	3,42	30,63	64,65	32,94	12,32
C08	RH	Oversize	9	zz	Zentrum !	19,31	62,8	0,31	8,38	16,75	8,35	3,45	27,23	54,46	27,14	11,21
C08	RH	Oversize	10	zz	Zentrum	18,05	55,87	0,32	9,09	18,14	9,3	3,8	28,15	56,15	28,78	11,77
C09	RH	Oversize	1	zz	Zentrum	19,48	63,05	0,31	9,26	18,61	9	4,09	29,97	60,23	29,13	13,23
C09	RH	Oversize	2	ex	exzentr 3	18,34	97,33	0,19	8,75	16,34	9,24	3,88	46,43	86,7	49,04	20,59
C09	RH	Oversize	3	zz (5)	Zentrum (5)	16,34	58,97	0,28	9,3	15,52	9,64	4,65	33,55	56	34,79	16,79
C09	RH	Oversize	4	Rahmen 6	Rahmen 6	#	79,06	#	10,38	14,04	8,56	4,61	#	#	#	#
C09	RH	Oversize	5	zz	Zentrum	21,08	80,09	0,26	12,08	13,54	7,28	5,77	45,87	51,45	27,67	21,93
C09	RH	Oversize	6	zz	Zentrum	#	63,05	#	9,17	17,01	8,79	4,64	#	#	#	#
C09	RH	Oversize	7	ex	exzentr 4	21,17	61,51	0,34	10,73	17,05	8,71	4,93	31,18	49,52	25,31	14,33
C09	RH	Oversize	8	ex	exzentr 3	#	60,37	#	10,35	15,69	7,61	5,2	#	#	#	#
C09	RH	Oversize	9	zz	Zentrum	17,63	64,39	0,27	9,22	20,71	10,02	4,29	33,68	75,64	36,62	15,68
C09	RH	Oversize	10	ex	exzentr 1	15,65	59,48	0,26	9,38	18,04	9,05	4,46	35,67	68,58	34,42	16,95
C10	VH	Midsize	1	ex	exzentr 3	19,62	101,87	0,19	5,99	9,9	6,59	4,31	31,1	51,38	34,19	22,36
C10	VH	Midsize	2	ex	exzentr 5	21,64	144,09	0,15	5,03	9,93	6,63	4,72	33,5	66,11	44,17	31,45
C10	VH	Midsize	3	ex	exzentr 11	16,36	118,69	0,14	4,84	7,32	5,51	3,13	35,09	53,08	39,94	22,72
C10	VH	Midsize	4	ex	exzentr 4	#	118,02	#	6,1	10,66	6,68	3,25	#	#	#	#
C10	VH	Midsize	5	ex	exzentr 3	23,34	147,05	0,16	5,53	8,49	6,07	3,05	34,86	53,52	38,23	19,23
C10	VH	Midsize	6	zz	Zentrum	23,97	107,14	0,22	5,92	8,75	6,01	3,03	26,48	39,13	26,88	13,55
C10	VH	Midsize	7	zz	Zentrum	21,87	150,31	0,15	6,29	11,54	7,42	2,82	43,24	79,31	50,99	19,39
C10	VH	Midsize	8	zz (5)	Zentrum (5)	18,96	122,3	0,16	5,21	9,45	5,82	2,54	33,61	60,94	37,54	16,39
C10	VH	Midsize	9	zz	Zentrum	20,77	122,22	0,17	5,31	9,34	6,11	2,28	31,25	54,96	35,99	13,4
C10	VH	Midsize	10	zz	Zentrum	19,56	125,99	0,16	5,11	10,39	6,31	2,1	32,94	66,92	40,67	13,51
C11	VH	Midsize	1	zz	Zentrum	19,67	140,62	0,14	6,98	9,31	6,38	3,31	49,91	66,57	45,59	23,67
C11	VH	Midsize	2	zz	Zentrum	20,69	132,91	0,16	6,45	8,93	6,1	4,19	41,41	57,38	39,19	26,91
C11	VH	Midsize	3	zz (11)	Zentrum (11)	20,47	89,56	0,23	6,78	7,84	5,66	3,06	29,65	34,32	24,78	13,41
C11	VH	Midsize	4	ex	exzentr 4	19,08	128,59	0,15	7,45	10,08	6,99	3,23	50,2	67,93	47,09	21,74
C11	VH	Midsize	5	zz	Zentrum	23,28	121,94	0,19	6,53	10,74	7,1	3,1	34,18	56,25	37,17	16,26
C11	VH	Midsize	6	zz	Zentrum	#	118,14	#	7,03	11,15	6,94	3,19	#	#	#	#
C11	VH	Midsize	7	zz (6)	Zentrum (6)	#	149,24	#	6,91	9,17	6,04	3,35	#	#	#	#
C11	VH	Midsize	8	zz	Zentrum (4)	21,58	149,39	0,14	7,37	10,39	6,27	2,45	51	71,91	43,43	16,95

C11	VH	Midsize	9	zz	Zentrum (3)	21,77	142,4	0,15	6,72	10,38	6,97	3,21	43,95	67,88	45,63	20,99
C11	VH	Midsize	10	ex	exzentr 5	#	126,57	#	6,08	10,48	6,11	2,51	#	#	#	#
C12	RH	Midsize	1	ex	exzentr 5	16,76	74,82	0,22	13,15	15,2	9,65	7,85	58,7	67,86	43,07	35,04
C12	RH	Midsize	2	zz (5)	Zentrum (5)	#	76,34	#	11,94	15,83	10,75	6,45	#	#	#	#
C12	RH	Midsize	3	zz (5)	Zentrum (5)	#	76,64	#	11,26	18,34	10,65	4,98	#	#	#	#
C12	RH	Midsize	4	zz	Zentrum	16,46	66,71	0,25	10,12	18,51	10,73	5,59	41,02	75,05	43,49	22,65
C12	RH	Midsize	5	zz	Zentrum	15,3	47,19	0,32	9,32	21,08	11,38	4,14	28,75	65	35,1	12,77
C12	RH	Midsize	6	zz	Zentrum !	19,25	77,22	0,25	9,88	20,46	10,92	4,09	39,65	82,06	43,79	16,39
C12	RH	Midsize	7	ex	Rand 5	18,63	85,58	0,22	10,81	18,55	12,11	6,49	49,66	85,18	55,6	29,81
C12	RH	Midsize	8	zz (12)	Zentrum (12)	17,43	56,3	0,31	12,49	23,2	12,39	5,52	40,36	74,94	40,03	17,82
C12	RH	Midsize	9	zz	Zentrum	19,46	66,44	0,29	8,66	17,88	9,54	3,09	29,57	61,02	32,55	10,53
C12	RH	Midsize	10	zz (11)	Zentrum (11)	#	78,48	#	10,23	18,51	10,74	3,7	#	#	#	#
C13	RH	Midsize	1	zz	Zentrum	#	62,35	#	9,83	20,04	11,1	3,9	#	#	#	#
C13	RH	Midsize	2	ex	exzentr 1	#	81,14	#	7,94	14,55	7,71	3,66	#	#	#	#
C13	RH	Midsize	3	zz (11)	Zentrum (11)	16,46	65,66	0,25	9,48	16,99	9,45	3,46	37,84	67,78	37,73	13,82
C13	RH	Midsize	4	zz (12)	Zentrum (12)	18,87	62,4	0,3	10,02	21,59	11,68	3,92	33,14	71,41	38,64	12,97
C13	RH	Midsize	5	zz	Zentrum	16,57	59,04	0,28	10,39	20,79	11,69	3,86	37,02	74,09	41,65	13,75
C13	RH	Midsize	6	zz (11)	Zentrum (11)	21,93	89,44	0,25	9,69	15,4	8,53	3,51	39,54	62,82	34,79	14,33
C13	RH	Midsize	7	zz	Zentrum	17,21	62,13	0,28	8,1	15,17	7,62	3,64	29,23	54,77	27,52	13,15
C13	RH	Midsize	8	ex	exzentr 12	15,79	72,48	0,22	8,58	15,93	9,15	2,65	39,37	73,1	41,97	12,17
C13	RH	Midsize	9	zz (5)	Zentrum (5)	19,09	59,14	0,32	8,46	21,34	11,68	3,86	26,21	66,08	36,18	11,95
C13	RH	Midsize	10	zz	Zentrum	18,27	69,83	0,26	8,96	19,34	10,88	3,78	34,24	73,92	41,58	14,45
C16	VH	Griff 2	1	zz	Zentrum (2)	17,7	122,59	0,14	6,29	10,4	7,27	3,39	43,59	72,03	50,35	23,46
C16	VH	Griff 2	2	zz	Zentrum (3)	19,82	106,07	0,19	6,74	10,65	6,98	5,2	36,08	57,01	37,39	27,81
C16	VH	Griff 2	3	zz	Zentrum	21,91	125,09	0,18	5,7	10,55	7	3,91	32,52	60,22	39,98	22,32
C16	VH	Griff 2	4	zz (11)	Zentrum (11)	18,12	126,86	0,14	5,54	8,95	5,61	3,32	38,81	62,65	39,29	23,24
C16	VH	Griff 2	5	zz	Zentrum !	21,79	139,17	0,16	6,21	8,65	5,76	3,13	39,67	55,29	36,8	20,01
C16	VH	Griff 2	8	ex	Rand 4	15,88	131,56	0,12	6,18	11,81	7,17	3,29	51,23	97,87	59,37	27,26
C16	VH	Griff 2	9	zz	Zentrum	22,54	128,81	0,17	5,98	9,57	5,96	3,64	34,15	54,71	34,04	20,79
C16	VH	Griff 2	10	zz (12)	Zentrum (12)	16,43	106,55	0,15	5,87	10,6	6,13	2,13	38,04	68,73	39,74	13,79
C17	VH	Griff 2	2	ex	exzentr 3	15,16	89,13	0,17	7,22	11,1	6,12	3,06	42,46	65,26	35,95	18,01
C17	VH	Griff 2	3	zz	Zentrum	14,49	91,44	0,16	5,93	8,52	5,53	3,47	37,4	53,76	34,89	21,89
C17	VH	Griff 2	4	zz	Zentrum (3)	15,8	99,7	0,16	6,7	11,58	7,18	3,13	42,27	73,12	45,34	19,73
C17	VH	Griff 2	5	zz	Zentrum	17,98	116,84	0,15	7,41	12,35	7,01	3,21	48,13	80,28	45,56	20,83
C17	VH	Griff 2	6	ex	exzentr 3	#	91,16	#	6,9	9,44	6,29	4,14	#	#	#	#
C17	VH	Griff 2	7	ex	exzentr 4	#	112,18	#	7,14	9,45	5,98	4,3	#	#	#	#
C17	VH	Griff 2	8	zz	Zentrum	19,92	109,27	0,18	6,14	9,59	6,01	3,08	33,68	52,63	32,99	16,92
C17	VH	Griff 2	9	zz	Zentrum (3)	17,91	124,38	0,14	5,96	11,08	5,95	3,92	41,4	76,97	41,33	27,25
C17	VH	Griff 2	10	ex	exzentr 4	16,88	96,37	0,18	6,58	9,34	5,41	2,98	37,57	53,33	30,9	17,03

C18	VH	Griff 2	1	zz	Zentrum	16,11	83,29	0,19	7,65	11,58	7,13	5,22	39,58	59,91	36,88	26,99
C18	VH	Griff 2	2	zz	Zentrum (4)	20,91	140,15	0,15	5,77	10,29	6,3	2,75	38,68	68,99	42,24	18,45
C18	VH	Griff 2	3	zz	Zentrum	19,99	99,43	0,2	6,35	12,09	7,51	3,17	31,59	60,12	37,34	15,77
C18	VH	Griff 2	4	zz	Zentrum (3)	19,79	95,1	0,21	6,24	10,71	6,35	3,67	30	51,47	30,5	17,63
C18	VH	Griff 2	5	ex	exzentr 4	14,94	115,93	0,13	6,5	11,33	7,17	3,43	50,45	87,9	55,61	26,6
C18	VH	Griff 2	6	zz	Zentrum (4)	#	105,23	#	5,43	10,1	6,33	2,99	#	#	#	#
C18	VH	Griff 2	7	ex	exzentr 3	16,67	114,7	0,15	5,98	10,5	6,41	3,17	41,16	72,22	44,12	21,84
C18	VH	Griff 2	8	zz	Zentrum (3)	17,36	111,42	0,16	5,75	9,98	6,8	2,82	36,89	64,09	43,63	18,1
C18	VH	Griff 2	9	zz	Zentrum	19,08	117,65	0,16	7,06	11,13	6,94	3,39	43,49	68,6	42,78	20,9
C18	VH	Griff 2	10	zz	Zentrum (2)	20,73	104,8	0,2	5,01	9,14	5,69	2,31	25,33	46,2	28,76	11,69
C19	RH	Griff 2	1	zz	Zentrum	19,98	80,07	0,25	10,38	13,97	7,28	4,37	41,58	55,99	29,18	17,52
C19	RH	Griff 2	2	zz	Zentrum	18,71	55,45	0,34	10,79	17,23	8,31	3,53	31,96	51,05	24,63	10,47
C19	RH	Griff 2	3	zz	Zentrum	18,94	64,19	0,3	9,88	14,82	8,09	4,29	33,48	50,21	27,4	14,52
C19	RH	Griff 2	4	zz (12)	Zentrum (12)	16,52	62,3	0,27	10,52	16,67	9,28	5,08	39,67	62,87	35	19,16
C19	RH	Griff 2	5	ex	exzentr 12	21,56	88,01	0,24	10,79	21,47	12,25	4,8	44,07	87,67	50,02	19,61
C19	RH	Griff 2	6	zz	Zentrum	20,01	67,2	0,3	8,39	18,91	11,22	4,07	28,17	63,52	37,7	13,68
C19	RH	Griff 2	7	ex	Rand 12	10,25	63,61	0,16	12,26	22,8	13,57	4,5	76,04	141,41	84,19	27,91
C19	RH	Griff 2	8	zz (1)	Zentrum (1)	20,41	77,19	0,26	11,06	20,33	11,15	4,49	41,85	76,9	42,19	16,98
C19	RH	Griff 2	9	zz (1)	Zentrum (1)	17,55	76,75	0,23	10,45	21,16	11,36	3,68	45,71	92,5	49,66	16,11
C19	RH	Griff 2	10	ex	exzentr 12	17,15	86,86	0,2	11,23	17,05	9,87	4,01	56,88	86,39	49,99	20,32
C20	RH	Griff 2	1	zz	Zentrum	16,36	66,96	0,24	11,22	22,27	12,61	5,08	45,92	91,16	51,62	20,79
C20	RH	Griff 2	2	zz	Zentrum (4)	18,12	67,79	0,27	9,92	23,04	12,23	4,18	37,11	86,19	45,76	15,64
C20	RH	Griff 2	3	zz	Zentrum	#	52,06	#	7,86	13,6	7,57	4,1	#	#	#	#
C20	RH	Griff 2	4	ex	exzentr 12	11,6	62,81	0,18	9,81	24,18	13,82	4,23	53,12	130,91	74,78	22,91
C20	RH	Griff 2	5	zz (1)	Zentrum (1)	#	64,91	#	12,44	23,2	11,57	4,77	#	#	#	#
C20	RH	Griff 2	6	zz (5)	Zentrum (5)	#	65,35	#	11,7	19,65	12,16	5,69	#	#	#	#
C20	RH	Griff 2	7	zz	Zentrum !	19,17	71,54	0,27	11,43	21,35	10,97	4,78	42,67	79,68	40,94	17,85
C20	RH	Griff 2	8	zz	Zentrum (4)	20,16	70,24	0,29	12,41	25,27	13,57	4,61	43,24	88,06	47,27	16,05
C20	RH	Griff 2	9	zz (1)	Zentrum (1)	22,57	82,14	0,27	10,94	24,61	13,1	4,94	39,79	89,53	47,67	17,98
C20	RH	Griff 2	10	ex	exzentr 3	21,78	79,28	0,27	9,76	25,31	13,56	5,38	35,52	92,14	49,37	19,58
C23	VH	Griff 5	2	zz (1)	Zentrum (1)	18,5	99,74	0,19	4,15	10,62	5,85	2,21	22,39	57,26	31,52	11,92
C23	VH	Griff 5	3	zz	Zentrum	21,03	139,83	0,15	6,48	11,48	6,7	2,45	43,06	76,37	44,56	16,29
C23	VH	Griff 5	4	zz (1)	Zentrum (1)	17,49	108,77	0,16	5,33	12,38	6,9	2,17	33,13	77,01	42,92	13,48
C23	VH	Griff 5	5	zz	Zentrum	#	103,9	#	6,14	12,13	6,5	3,34	#	#	#	#
C23	VH	Griff 5	6	ex	exzentr 3	22,95	91,99	0,25	5,94	10,49	5,83	2,4	23,79	42,05	23,35	9,61
C23	VH	Griff 5	7	zz	Zentrum	20,34	144,29	0,14	4,89	9,91	5,98	1,75	34,66	70,27	42,45	12,44
C23	VH	Griff 5	8	zz	Zentrum	#	111,47	#	6,18	10,7	6,22	3,02	#	#	#	#
C23	VH	Griff 5	9	zz (1)	Zentrum (1)	19,13	148,85	0,13	5,92	12,13	6,57	2,19	46,07	94,37	51,12	17,01
C23	VH	Griff 5	10	ex	exzentr 1	20,07	133,33	0,15	5,65	11,35	6,64	2,88	37,55	75,36	44,09	19,11

C24	VH	Griff 5	1	zz	Zentrum	15,91	77,04	0,21	5,21	8,95	6,03	3,73	25,22	43,36	29,22	18,07
C24	VH	Griff 5	2	zz	Zentrum (2)	22,32	128,45	0,17	5,35	9,88	6,21	3,35	30,79	56,89	35,77	19,26
C24	VH	Griff 5	3	ex	exzentr 3	16,04	92,4	0,17	4,98	9,53	6,09	2,79	28,69	54,91	35,06	16,06
C24	VH	Griff 5	4	zz	Zentrum	23,15	125,46	0,18	5,87	11,26	6,4	2,43	31,79	61,01	34,67	13,16
C24	VH	Griff 5	5	zz	Zentrum	#	125,37	#	6,07	12,61	7,51	3,28	#	#	#	#
C24	VH	Griff 5	6	zz	Zentrum	#	88,38	#	4,33	9,1	6,31	2,84	#	#	#	#
C24	VH	Griff 5	7	zz (11)	Zentrum (11)	17,56	78,82	0,22	5,5	10,14	6,17	2,97	24,71	45,54	27,71	13,31
C24	VH	Griff 5	8	zz	Zentrum	21,45	98,63	0,22	4,99	10,93	6,67	2,33	22,95	50,28	30,69	10,74
C24	VH	Griff 5	9	zz	Zentrum	20,38	130,59	0,16	4,27	10,39	7,02	2,13	27,36	66,56	44,97	13,62
C24	VH	Griff 5	10	zz (1)	Zentrum (1)	#	133,9	#	5,16	9,27	5,8	3,28	#	#	#	#
C25	RH	Griff 5	1	zz (12)	Zentrum (12)	18,41	62,03	0,3	9,64	24,73	11,49	4,6	32,47	83,31	38,7	15,48
C25	RH	Griff 5	2	ex	exzentr 1	20,07	88,89	0,23	10,57	31,88	15,29	5,56	46,81	141,16	67,72	24,6
C25	RH	Griff 5	3	zz (1)	Zentrum (1)	22,48	64,83	0,35	9	26,77	13,44	5,99	25,94	77,19	38,75	17,27
C25	RH	Griff 5	4	zz	Zentrum (3)	#	78,08	#	8,54	23,12	11,75	4,02	#	#	#	#
C25	RH	Griff 5	5	ex	exzentr 3	20,48	64,67	0,32	7,15	24,12	11,19	4,48	22,56	76,16	35,33	14,14
C25	RH	Griff 5	6	ex	exzentr 2	20,79	65,56	0,32	8,76	28,53	13,46	4,76	27,61	89,97	42,45	15
C25	RH	Griff 5	7	zz (6)	Zentrum (6)	#	76,94	#	9,48	24,55	12,95	4,52	#	#	#	#
C25	RH	Griff 5	8	ex	exzentr 4	18,05	84,86	0,21	8,61	22,29	11,69	5,7	40,47	104,78	54,97	26,81
C25	RH	Griff 5	9	zz (11)	Zentrum (11)	#	74,46	#	9,87	18,56	10,1	4,97	#	#	#	#
C25	RH	Griff 5	10	zz	Zentrum (3)	20,6	71,56	0,29	6,57	20,76	10,14	3,13	22,81	72,09	35,23	10,88
C26	RH	Griff 5	2	zz (12)	Zentrum (12)	13,68	55,52	0,25	9,06	17,8	10,14	3,14	36,77	72,26	41,16	12,76
C26	RH	Griff 5	3	zz	Zentrum	18,49	65,57	0,28	8,3	16,97	9,93	3,15	29,43	60,2	35,2	11,16
C26	RH	Griff 5	4	zz (1)	Zentrum (1)	21,07	61,56	0,34	9,41	22,95	13,43	3,67	27,49	67,06	39,24	10,72
C26	RH	Griff 5	5	zz (1)	Zentrum (1)	#	75,25	#	9,25	21,74	13,21	4,95	#	#	#	#
C26	RH	Griff 5	6	zz	Zentrum (4)	#	65,65	#	7,06	15	9,96	3,39	#	#	#	#
C26	RH	Griff 5	7	zz	Zentrum (3)	19,74	63,11	0,31	7,26	16,08	9,36	3,87	23,2	51,4	29,93	12,36
C26	RH	Griff 5	8	zz	Zentrum (2)	21,13	61,29	0,34	6,58	17,79	11,16	3,9	19,08	51,62	32,37	11,3
C26	RH	Griff 5	9	zz	Zentrum (3)	19,03	57,78	0,33	8,72	22,7	13,36	4,14	26,47	68,91	40,57	12,56
C26	RH	Griff 5	10	zz	Zentrum	18,19	70,4	0,26	8,99	22,16	13,82	5,43	34,78	85,74	53,46	21,01

Proband D

Messung	Schlagart	Schläger	Versuch	tpk	tp	Ballenergie	Zuschlagenergie	racquot	ecrlges	ecrbges	edcges	fcriges	neclrges	necrbges	nedcges	nfcrges
D06	VH	Oversize	1	ex	exzentr 3	14,65	82,84	0,18	12,51	13,52	10,63	#	70,74	76,49	60,13	#

D06	VH	Oversize	2	zz	Zentrum (4)	17,57	103,35	0,17	15,42	13,15	9,9	#	90,68	77,31	58,21	#
D06	VH	Oversize	3	ex	exzentr 3	14,81	102,63	0,14	16,47	13,34	9,07	#	114,17	92,44	62,88	#
D06	VH	Oversize	4	ex	exzentr 3	15,45	86,05	0,18	12,24	11,13	8,03	#	68,17	61,96	44,74	#
D06	VH	Oversize	5	ex	exzentr 4	15,13	85,41	0,18	12,3	11,78	8,41	#	69,47	66,52	47,48	#
D06	VH	Oversize	6	zz	Zentrum	17	168,01	0,1	11,12	11,73	9,18	#	109,94	115,92	90,71	#
D06	VH	Oversize	7	zz	Zentrum !	15,63	129,82	0,12	16,02	13,34	9,43	#	133,1	110,84	78,29	#
D06	VH	Oversize	8	zz	Zentrum	13,97	116,37	0,12	15,17	13,66	10,07	#	126,41	113,76	83,91	#
D06	VH	Oversize	9	ex	exzentr 4	14,81	66,39	0,22	15,41	14,12	9,54	#	69,09	63,3	42,77	#
D07	VH	Oversize	1	ex	exzentr 3	14,16	89,14	0,16	14,51	14,48	10,17	#	91,37	91,16	64,01	#
D07	VH	Oversize	2	zz	Zentrum (3)	16,33	89,62	0,18	14,43	10,62	8,35	#	79,17	58,26	45,79	#
D07	VH	Oversize	3	zz	Zentrum	16,75	70,44	0,24	14,15	11,98	8,97	#	59,53	50,4	37,72	#
D07	VH	Oversize	4	zz	Zentrum !	17,32	71,83	0,24	14,26	12,38	10,24	#	59,14	51,35	42,49	#
D07	VH	Oversize	5	zz	Zentrum (4)	16,94	81,8	0,21	14,13	11,68	9,34	#	68,22	56,39	45,11	#
D07	VH	Oversize	6	zz	Zentrum	18,18	101,07	0,18	11,9	12,19	8,92	#	66,16	67,79	49,58	#
D07	VH	Oversize	7	zz	Zentrum	15,86	78,45	0,2	13,15	11,76	8,22	#	65,02	58,19	40,64	#
D07	VH	Oversize	8	zz	Zentrum	18,32	76,8	0,24	14,22	12,19	8,67	#	59,62	51,1	36,36	#
D07	VH	Oversize	9	ex	exzentr 5	#	109,08	#	9,59	13,12	9,73	#	#	#	#	#
D07	VH	Oversize	10	zz	Zentrum	#	88,51	#	13,79	10,64	9,2	#	#	#	#	#
D08	VH	Oversize	1	ex	exzentr 3	16,12	86,66	0,19	12,55	10,53	9,5	7,15	67,46	56,65	51,09	38,45
D08	VH	Oversize	2	ex	exzentr 3	16,34	74,85	0,22	15,77	13,19	10,22	9,6	72,24	60,41	46,81	43,99
D08	VH	Oversize	3	zz	Zentrum	15,62	101,93	0,15	13,28	11,74	9,5	7,47	86,63	76,58	61,97	48,73
D08	VH	Oversize	4	ex	exzentr 2	15,61	106,56	0,15	11,22	12,68	9,3	7,78	76,56	86,53	63,5	53,11
D08	VH	Oversize	5	ex	exzentr 1	15,19	124,79	0,12	17,85	13,6	9,54	9,14	146,67	111,71	78,35	75,07
D08	VH	Oversize	6	ex	exzentr 2	13,79	87,58	0,16	15,56	13,61	10,49	7,96	98,87	86,44	66,64	50,57
D08	VH	Oversize	7	zz	Zentrum	16,81	92,25	0,18	12,77	11,98	9,73	7,22	70,07	65,77	53,4	39,6
D08	VH	Oversize	8	ex	exzentr 3	13,23	87,38	0,15	14,3	12,32	9,74	7,62	94,47	81,41	64,33	50,32
D08	VH	Oversize	9	ex	exzentr 3	14,24	77,94	0,18	13,73	12,98	10,63	9,47	75,16	71,03	58,17	51,8
D09	RH	Oversize	1	zz	Zentrum	16,2	63,54	0,25	16,59	16,9	11,79	8,79	65,05	66,28	46,24	34,49
D09	RH	Oversize	2	zz	Zentrum	14,94	58,54	0,26	9,91	13,03	8,41	7,34	38,84	51,05	32,96	28,76
D09	RH	Oversize	3	zz	Zentrum (3)	13,69	53,06	0,26	8,41	17,13	11,75	5,87	32,61	66,39	45,54	22,75
D09	RH	Oversize	4	zz	Zentrum (2)	16,84	46,21	0,36	11,16	12,76	8,18	7,88	30,64	35,03	22,45	21,63
D09	RH	Oversize	5	ex	exzentr 5	17,14	44,56	0,38	11,6	15,61	11,26	7,24	30,15	40,57	29,27	18,82
D09	RH	Oversize	6	zz	Zentrum	16,39	39,66	0,41	15,03	14,64	10,64	7,45	36,36	35,41	25,75	18,02
D09	RH	Oversize	7	ex	exzentr 5	#	59,32	#	11,26	14,96	10,45	7,77	#	#	#	#
D09	RH	Oversize	8	zz	Zentrum (2)	#	40,09	#	12,35	15,01	12	6,81	#	#	#	#
D09	RH	Oversize	9	ex	exzentr 5	#	69,38	#	15,24	13,71	8,91	6,7	#	#	#	#

D10	RH	Oversize	1	zz	Zentrum (3)	15,97	37,75	0,42	13,06	12,68	8,03	5,39	30,88	29,97	18,99	12,75
D10	RH	Oversize	2	ex	exzentr 3	14,72	42,95	0,34	11,74	14,7	8,87	6,67	34,27	42,9	25,88	19,46
D10	RH	Oversize	3	zz	Zentrum	13,79	56,36	0,24	13,76	14,76	10,46	8,54	56,21	60,31	42,72	34,88
D10	RH	Oversize	4	zz	Zentrum !	16,59	55,88	0,3	11,84	13,62	8,42	6,06	39,88	45,86	28,35	20,41
D10	RH	Oversize	5	zz	Zentrum (2)	17,14	41,66	0,41	11,35	15,88	10,98	7,71	27,58	38,58	26,68	18,74
D10	RH	Oversize	6	zz	Zentrum	15,81	48,88	0,32	15,1	12,11	9,88	7,25	46,71	37,45	30,57	22,43
D10	RH	Oversize	7	ex	exzentr 5	#	50,26	#	11,74	15,09	10,48	8,74	#	#	#	#
D10	RH	Oversize	8	ex	exzentr 2	#	55,4	#	12,72	14,14	9,71	7,33	#	#	#	#
D10	RH	Oversize	9	zz	Zentrum (3)	#	44,34	#	17,09	15,42	9,51	8,14	#	#	#	#
D11	VH	Midsize	1	zz	Zentrum	17,41	64,87	0,27	12,86	12,2	9,73	7,35	47,92	45,46	36,25	27,4
D11	VH	Midsize	2	ex	exzentr 5	17,84	76,15	0,23	12,56	10,48	8,68	6,75	53,61	44,71	37,06	28,82
D11	VH	Midsize	3	zz	Zentrum !	18,24	69,57	0,26	13,23	9,83	8,62	5,88	50,48	37,51	32,88	22,42
D11	VH	Midsize	4	zz	Zentrum !	18,3	77,59	0,24	11,05	10,79	8,96	6,67	46,87	45,74	37,99	28,27
D11	VH	Midsize	5	zz	Zentrum !	18,57	76,62	0,24	13,1	11,67	8,94	6,72	54,03	48,16	36,87	27,71
D11	VH	Midsize	6	zz	Zentrum !	18,84	80,94	0,23	11,33	11,01	9,24	7,09	48,67	47,31	39,71	30,48
D11	VH	Midsize	7	zz	Zentrum !	18,77	101,8	0,18	10,33	12,58	9,43	9,99	56,04	68,23	51,14	54,19
D11	VH	Midsize	8	ex	exzentr 6	20,34	83	0,25	11,69	10,16	10,57	6,59	47,68	41,45	43,12	26,87
D11	VH	Midsize	9	zz	Zentrum	#	67,68	#	14,23	11,97	10,46	7,17	#	#	#	#
D12	VH	Midsize	1	zz	Zentrum	16,73	75,58	0,22	9,49	9,26	9,16	5,51	42,87	41,81	41,39	24,88
D12	VH	Midsize	2	zz	Zentrum	15,78	68,34	0,23	12,12	9,84	9,11	5,77	52,48	42,62	39,45	24,99
D12	VH	Midsize	3	zz	Zentrum !	17,65	95,89	0,18	8,63	9,53	8,22	6,14	46,89	51,77	44,66	33,36
D12	VH	Midsize	4	zz	Zentrum	16,38	81,87	0,2	9,24	9,24	8,59	5,29	46,21	46,17	42,92	26,44
D12	VH	Midsize	5	zz	Zentrum !	17,52	101,79	0,17	10,18	10,63	8,94	5,93	59,17	61,74	51,95	34,45
D12	VH	Midsize	6	zz	Zentrum !	16,28	101,25	0,16	14,03	11,08	10,23	6,15	87,25	68,95	63,66	38,25
D12	VH	Midsize	7	zz	Zentrum (4)	17,03	85,98	0,2	12,07	11,53	10,14	8,03	60,96	58,23	51,18	40,55
D12	VH	Midsize	8	zz	Zentrum (4)	16,71	72,76	0,23	13,35	12,59	10,05	6,85	58,14	54,8	43,76	29,81
D12	VH	Midsize	9	zz	Zentrum	17,84	56,44	0,32	14,01	11,97	9,65	6,2	44,32	37,87	30,51	19,62
D13	RH	Midsize	1	zz	Zentrum !	14,8	38,43	0,39	12,98	15,06	10,87	7,44	33,72	39,12	28,22	19,33
D13	RH	Midsize	2	zz	Zentrum !	15,51	51,71	0,3	13,67	12,15	8,46	6,89	45,6	40,52	28,22	22,97
D13	RH	Midsize	3	zz	Zentrum	15,39	57,24	0,27	15,64	8,1	5,85	7,02	58,16	30,12	21,76	26,1
D13	RH	Midsize	4	ex	exzentr 4	14,74	68,97	0,21	19,65	11,81	8,72	7,87	91,95	55,27	40,83	36,82
D13	RH	Midsize	5	zz	Zentrum !	16	40,28	0,4	13,64	12,55	8,76	5,97	34,32	31,58	22,06	15,02
D13	RH	Midsize	6	zz	Zentrum (3)	16,9	36,81	0,46	12,79	12,79	8,68	6,04	27,84	27,84	18,91	13,16
D13	RH	Midsize	7	ex	exzentr 1	16,67	58,5	0,28	14,71	11,86	8,47	6,54	51,61	41,6	29,72	22,96
D13	RH	Midsize	8	ex	exzentr 3	16,29	55,79	0,29	11,99	11,81	7,99	6,45	41,07	40,45	27,36	22,1

D13	RH	Midsize	9	zz	Zentrum	17,52	43,75	0,4	9,56	11,31	7,97	5,25	23,85	28,23	19,89	13,1
D14	RH	Midsize	1	ex	exzentr 3	14,17	68,72	0,21	10,42	13,16	8,98	5,28	50,51	63,81	43,53	25,61
D14	RH	Midsize	2	zz	Zentrum (2)	15,4	62,22	0,25	14,27	13,45	10,1	7,94	57,67	54,34	40,8	32,07
D14	RH	Midsize	3	ex	exzentr 3	15,27	47,65	0,32	8,1	12,52	8,31	7,79	25,26	39,05	25,94	24,29
D14	RH	Midsize	4	ex	exzentr 1	15,07	54,4	0,28	8,4	13,55	9,74	7,3	30,33	48,91	35,15	26,37
D14	RH	Midsize	5	zz	Zentrum	15,55	51,93	0,3	11,96	12,75	9,73	6,34	39,96	42,58	32,51	21,17
D14	RH	Midsize	6	zz	Zentrum	16,9	59,86	0,28	11,48	11	8,24	7,45	40,67	38,94	29,17	26,37
D14	RH	Midsize	7	ex	exzentr 3	16,43	35,62	0,46	11,75	15,75	11,32	6,99	25,48	34,16	24,54	15,15
D14	RH	Midsize	8	ex	exzentr 4	15,36	64,38	0,24	11,88	13,06	10,22	8,28	49,77	54,73	42,84	34,68
D14	RH	Midsize	9	ex	exzentr 3	16,9	36,3	0,47	10,03	15,69	11,78	5,47	21,55	33,7	25,3	11,76
D17	VH	Griff 2	1	zz (5)	Zentrum (5)	16,33	67,51	0,24	12,4	11,55	9,11	6,22	51,25	47,74	37,65	25,73
D17	VH	Griff 2	2	zz	Zentrum	18,04	109,51	0,16	10,74	9,77	7,55	6,58	65,23	59,34	45,83	39,96
D17	VH	Griff 2	3	ex	exzentr 12	15,37	98,32	0,16	14,83	10,29	9,12	6,54	94,84	65,86	58,36	41,84
D17	VH	Griff 2	4	zz	Zentrum !	18,63	90,35	0,21	14,34	10,89	8,88	6,62	69,54	52,83	43,09	32,09
D17	VH	Griff 2	5	zz	Zentrum	18,16	93,6	0,19	11,87	10,99	8,57	7,05	61,14	56,64	44,17	36,34
D17	VH	Griff 2	6	ex	exzentr 4	15,77	80,44	0,2	13,83	10,14	8,44	6,83	70,56	51,73	43,08	34,82
D17	VH	Griff 2	7	zz	Zentrum	16,79	78,8	0,21	10,03	9,99	7,93	5,22	47,09	46,9	37,21	24,49
D17	VH	Griff 2	8	zz	Zentrum !	18,04	99,17	0,18	11,38	11	8,35	5,74	62,58	60,46	45,89	31,58
D17	VH	Griff 2	9	zz	Zentrum	18,42	76,67	0,24	10,82	11,1	7,97	5,77	45,03	46,22	33,2	24,02
D18	VH	Griff 2	1	zz	Zentrum !	#	#	#	13,08	9,41	7,37	5,11	#	#	#	#
D18	VH	Griff 2	2	zz	Zentrum !	#	#	#	11,95	10,99	8,66	6,64	#	#	#	#
D18	VH	Griff 2	3	zz	Zentrum !	#	#	#	14,43	12,27	9,45	6,81	#	#	#	#
D18	VH	Griff 2	4	zz	Zentrum	#	#	#	13,88	10,7	8,1	5,7	#	#	#	#
D18	VH	Griff 2	5	ex	exzentr 12	#	#	#	13,36	12,07	9,3	5,61	#	#	#	#
D18	VH	Griff 2	6	zz	Zentrum !	#	#	#	12,89	10,63	7,86	7,83	#	#	#	#
D18	VH	Griff 2	7	ex	exzentr 5	#	#	#	9,84	10,7	8,64	6,75	#	#	#	#
D18	VH	Griff 2	8	zz	Zentrum	#	#	#	9,73	11,98	8,89	6,26	#	#	#	#
D18	VH	Griff 2	9	zz	Zentrum !	#	#	#	11,56	10,64	8,45	4,93	#	#	#	#
D19	RH	Griff 2	1	ex	exzentr 2	14,32	60,99	0,23	9,99	16,25	10,95	8,11	42,52	69,2	46,6	34,51
D19	RH	Griff 2	2	ex	exzentr 3	15,06	58,62	0,26	8,81	15,78	9,73	6,67	34,3	61,44	37,9	25,98
D19	RH	Griff 2	3	ex	exzentr 2	15,31	52,04	0,29	7,75	15,45	10,39	6,3	26,34	52,51	35,3	21,42
D19	RH	Griff 2	4	ex	exzentr 3	14,89	57,29	0,26	7,91	13,5	8,42	6,14	30,45	51,96	32,41	23,64
D19	RH	Griff 2	5	ex	exzentr 1	15,33	34,9	0,44	7,55	12,37	8,19	5,53	17,19	28,17	18,65	12,6
D19	RH	Griff 2	6	zz	Zentrum	14,86	56,42	0,26	9,46	14,83	9,09	5,94	35,93	56,33	34,53	22,56
D19	RH	Griff 2	7	zz (1)	Zentrum (1)	15,55	43,19	0,36	9,46	16,06	9,99	7,23	26,27	44,61	27,75	20,1

D19	RH	Griff 2	8	ex	exzentr 3	15,99	66,5	0,24	10,79	16,93	10,05	6,09	44,85	70,4	41,79	25,31
D19	RH	Griff 2	9	ex	exzentr 3	15,99	59,44	0,27	6,67	13,89	8,43	7,4	24,78	51,63	31,32	27,51
D19	RH	Griff 2	10	zz	Zentrum !	#	48,04	#	7,83	16,74	10,12	6,16	#	#	#	#
D20	RH	Griff 2	1	ex	exzentr 3	14,86	41,44	0,36	12,76	14,95	10,34	6,25	35,57	41,68	28,83	17,44
D20	RH	Griff 2	2	ex	exzentr 2	14,86	42,93	0,35	12,43	14,51	10,78	7,65	35,93	41,92	31,15	22,1
D20	RH	Griff 2	3	ex	exzentr 3	13,32	55,54	0,24	9,69	13,88	9,94	6,67	40,38	57,84	41,44	27,81
D20	RH	Griff 2	4	ex	exzentr 3	15,55	39,86	0,39	10,5	12,3	9,35	6,99	26,93	31,54	23,97	17,93
D20	RH	Griff 2	5	ex	exzentr 3	15,64	32,58	0,48	7,68	12,97	9,76	7,23	15,99	27,03	20,32	15,06
D20	RH	Griff 2	6	zz	Zentrum	15,48	57,94	0,27	10,9	13,72	11,14	6,29	40,82	51,37	41,71	23,56
D20	RH	Griff 2	7	ex	exzentr 3	16,07	36,49	0,44	12,41	15,17	12,86	6,55	28,18	34,44	29,2	14,87
D20	RH	Griff 2	8	zz	Zentrum	#	72,38	#	8,17	14,01	11,48	6,66	#	#	#	#
D20	RH	Griff 2	9	zz	Zentrum !	#	34,55	#	11,83	15,68	12,92	7,99	#	#	#	#
D23	VH	Griff 5	1	ex	exzentr 4	16,44	60,84	0,27	15,97	11,35	11,26	5,51	59,12	42,01	41,68	20,38
D23	VH	Griff 5	2	zz	Zentrum (4)	15,98	105,23	0,15	12,3	12,7	11,02	6,97	81	83,59	72,54	45,88
D23	VH	Griff 5	3	zz	Zentrum	16,79	83,83	0,2	14,03	11,86	10,96	7,99	70,02	59,19	54,7	39,86
D23	VH	Griff 5	4	zz	Zentrum	17,51	96,58	0,18	13,26	10,77	11,67	5,15	73,13	59,4	64,34	28,4
D23	VH	Griff 5	5	ex	exzentr 3	16,7	101,55	0,16	13,06	11,21	10,27	6,23	79,4	68,16	62,45	37,87
D23	VH	Griff 5	6	zz	Zentrum	17,09	88,55	0,19	15,36	11,28	10,68	5,26	79,58	58,47	55,35	27,26
D23	VH	Griff 5	7	zz	Zentrum	17,03	81,58	0,21	11,2	11,52	10,3	7,55	53,67	55,19	49,33	36,17
D23	VH	Griff 5	8	zz	Zentrum	17,09	89,39	0,19	10,99	11,42	10,14	6,19	57,5	59,7	53,03	32,37
D23	VH	Griff 5	9	zz	Zentrum !	19,85	59,26	0,33	13,53	10,57	9,8	6,47	40,41	31,55	29,27	19,32
D24	VH	Griff 5	1	ex	exzentr 3	17,41	74,09	0,23	14,92	10,27	8,5	6,71	63,5	43,71	36,19	28,56
D24	VH	Griff 5	2	zz	Zentrum	16,93	100,92	0,17	10,48	8,53	8,56	5,6	62,47	50,83	51,01	33,38
D24	VH	Griff 5	3	zz	Zentrum	17,04	68,5	0,25	11,2	8,68	7,98	5,56	45,04	34,89	32,08	22,37
D24	VH	Griff 5	4	ex	exzentr 5	18,97	76,98	0,25	14,29	10,87	9,22	10,38	57,99	44,11	37,4	42,12
D24	VH	Griff 5	5	zz	Zentrum	18,1	70,61	0,26	10,47	10,64	8,87	5,87	40,85	41,51	34,6	22,9
D24	VH	Griff 5	6	zz	Zentrum	17,46	104,38	0,17	9,33	9,04	8,94	5,45	55,75	54,02	53,45	32,58
D24	VH	Griff 5	7	zz (1)	Zentrum (1)	16,3	96,54	0,17	10,76	8,86	9,06	4,97	63,72	52,5	53,69	29,45
D24	VH	Griff 5	8	zz	Zentrum !	17,22	91,49	0,19	8,11	9,47	9,34	5,56	43,1	50,33	49,63	29,56
D24	VH	Griff 5	9	zz	Zentrum	20,13	103,8	0,19	8,2	9,55	8,76	6,66	42,26	49,24	45,18	34,35
D25	RH	Griff 5	2	ex	exzentr 3	15,07	46,31	0,33	16	14,95	12,13	7,74	49,16	45,96	37,27	23,78
D25	RH	Griff 5	3	zz	Zentrum	14,53	29,25	0,5	13,12	14,85	12,87	5,99	26,42	29,89	25,92	12,05
D25	RH	Griff 5	4	ex	exzentr 4	16,99	63,09	0,27	13,96	11,6	8,97	7,59	51,86	43,09	33,32	28,19
D25	RH	Griff 5	5	zz	Zentrum	15,33	60,47	0,25	11,53	11,34	9,03	6,71	45,5	44,74	35,62	26,47
D25	RH	Griff 5	6	zz	Zentrum (3)	16,19	54,73	0,3	12,33	14,97	11,45	6,22	41,69	50,61	38,71	21,03

D25	RH	Griff 5	7	ex	exzentr 2	16,1	48,43	0,33	13,01	12,19	9,93	5,1	39,15	36,68	29,87	15,35
D25	RH	Griff 5	8	zz	Zentrum (3)	15,87	59,4	0,27	11,24	10,42	8,13	4,97	42,07	39	30,45	18,61
D25	RH	Griff 5	9	ex	exzentr 4	#	40,54	#	14,06	12,06	10,34	5,64	#	#	#	#
D25	RH	Griff 5	10	ex	exzentr 3	#	54,26	#	12,33	12,48	10,59	6,56	#	#	#	#
D26	RH	Griff 5	2	zz	Zentrum (3)	17,64	59,45	0,3	12,9	11,1	8,88	5,85	43,47	37,39	29,94	19,7
D26	RH	Griff 5	3	ex	exzentr 2	15,51	63,07	0,25	13,04	13,29	10,37	6,68	53,03	54,05	42,19	27,17
D26	RH	Griff 5	4	ex	exzentr 2	15,87	42,09	0,38	11,04	13,54	10,51	5,85	29,28	35,91	27,89	15,52
D26	RH	Griff 5	5	zz (6)	Zentrum (6)	17,52	63,56	0,28	12,5	15,54	11,82	8,8	45,36	56,38	42,87	31,92
D26	RH	Griff 5	6	zz	Zentrum	16,96	46,13	0,37	13,14	11,91	9,91	5,82	35,73	32,38	26,95	15,83
D26	RH	Griff 5	7	zz	Zentrum	15,47	67,02	0,23	9,05	14,89	11,29	6,38	39,18	64,48	48,9	27,63
D26	RH	Griff 5	8	ex	exzentr 4	15,65	54,81	0,29	12,91	15,46	11,41	7,04	45,2	54,14	39,96	24,64
D26	RH	Griff 5	9	ex	exzentr 2	#	39,55	#	8,7	14,48	10,62	5,18	#	#	#	#
D26	RH	Griff 5	10	ex	exzentr 1	#	57,76	#	8,33	16,14	12,95	5,48	#	#	#	#

Proband E

Messung	Schlagart	Schläger	Versuch	tpk	tp	Ballenergie	Zuschlagenergie	racquot	ecrlges	ecrbges	edcges	fcrges	necriges	necrbges	necdcges	nfcrges
E07	VH	Oversize	1	#	#	16,32	91,44	0,18	5,53	4,87	8,52	3,27	30,99	27,26	47,77	18,3
E07	VH	Oversize	2	#	#	18,11	127,45	0,14	6,31	4,81	8,47	3,99	44,44	33,88	59,63	28,07
E07	VH	Oversize	3	#	#	#	132,04	#	8,11	5,24	8,27	4,28	#	#	#	#
E07	VH	Oversize	4	#	#	15,54	105,29	0,15	6,42	4,61	7,03	3,07	43,46	31,24	47,6	20,8
E07	VH	Oversize	5	#	#	17,05	108,82	0,16	6,45	4,46	7,57	3,17	41,17	28,47	48,3	20,25
E07	VH	Oversize	6	#	#	#	108,23	#	6,14	4,77	7,58	2,93	#	#	#	#
E07	VH	Oversize	7	#	#	16,64	108,56	0,15	7,64	4,53	7,74	4,96	49,87	29,54	50,51	32,35
E07	VH	Oversize	8	#	#	#	118,74	#	6,79	3,8	8,58	5,06	#	#	#	#
E07	VH	Oversize	9	#	#	16,25	106,67	0,15	6,65	5,06	8,04	3,99	43,65	33,18	52,79	26,19
E07	VH	Oversize	10	#	#	#	123,54	#	8,78	5,9	9,07	4,16	#	#	#	#
E08	VH	Oversize	1	zz	Zentrum (3)	#	101,53	#	5,8	4,07	7,74	3,82	#	#	#	#
E08	VH	Oversize	2	ex	exzentr 1	#	80,99	#	7,26	4,82	7,54	4,77	#	#	#	#
E08	VH	Oversize	3	zz	Zentrum	13,61	71,61	0,19	5,09	4,55	8,25	3,78	26,77	23,94	43,39	19,89
E08	VH	Oversize	4	zz	Zentrum !	14,63	110,78	0,13	8,09	5,82	8,11	3,3	61,24	44,09	61,44	24,99
E08	VH	Oversize	5	zz	Zentrum (2)	#	125,18	#	8,68	5,19	8,71	4,11	#	#	#	#
E08	VH	Oversize	6	ex	exzentr 3	13,5	99,93	0,14	6,37	5,03	7,02	3,59	47,12	37,22	51,98	26,57
E08	VH	Oversize	7	zz	Zentrum	14,97	102,36	0,15	9,8	6,84	9,19	4,09	67,02	46,79	62,87	27,99

E08	VH	Oversize	8	ex	exzentr 4	15,93	90,08	0,18	6,35	4,91	8,7	4,07	35,92	27,76	49,21	23
E08	VH	Oversize	9	zz	Zentrum !	16,6	114,09	0,15	7,85	5,89	9,24	4,14	53,91	40,47	63,49	28,42
E08	VH	Oversize	10	ex	exzentr 3	15,75	110,06	0,14	8,16	6,08	11,29	4,23	57,05	42,48	78,89	29,54
E09	VH	Oversize	1	zz	Zentrum	17,7	124,57	0,14	6,16	4,05	6,46	3,32	43,36	28,53	45,48	23,38
E09	VH	Oversize	2	zz	Zentrum !	14,42	96,32	0,15	8,56	4,72	8,42	3,04	57,17	31,53	56,26	20,29
E09	VH	Oversize	3	zz (1)	Zentrum (1)	18,25	95,29	0,19	5,58	3,55	6,56	3,66	29,13	18,51	34,25	19,08
E09	VH	Oversize	4	zz (5)	Zentrum (5)	16,52	131,67	0,13	7,19	4,98	7,88	3,75	57,27	39,66	62,76	29,88
E09	VH	Oversize	5	zz	Zentrum (4)	18,54	98,87	0,19	7,1	3,83	5,49	4,54	37,85	20,44	29,26	24,21
E09	VH	Oversize	6	zz	Zentrum	#	86,35	#	6,93	4,21	7,37	3,47	#	#	#	#
E09	VH	Oversize	7	zz	Zentrum (3)	18,25	111,09	0,16	6,9	5,08	8,62	3,96	42	30,91	52,47	24,08
E09	VH	Oversize	8	ex	exzentr 4	#	139,51	#	7,14	4,01	6,88	5,98	#	#	#	#
E09	VH	Oversize	9	zz	Zentrum (3)	17,5	107,07	0,16	6,98	5,47	10,31	4,66	42,71	33,49	63,07	28,52
E10	RH	Oversize	1	zz	Zentrum (2)	18,94	48,9	0,39	4,31	3,7	5,64	4,36	11,14	9,54	14,55	11,26
E10	RH	Oversize	2	zz (4)	Zentrum (4)	17,98	61,16	0,29	4,75	4,47	6,17	4,92	16,15	15,22	21	16,73
E10	RH	Oversize	3	ex	exzentr 3	18,41	58,71	0,31	5,3	4,19	6,18	4,2	16,89	13,35	19,7	13,4
E10	RH	Oversize	4	ex	exzentr 1	16,7	45,55	0,37	6,57	5,04	7,96	3,91	17,91	13,75	21,72	10,66
E10	RH	Oversize	5	ex	exzentr 12	16,89	56,11	0,3	5,22	3,91	7,17	3,9	17,35	12,98	23,83	12,96
E10	RH	Oversize	6	ex	exzentr 1	15,47	46,36	0,33	6,4	4,47	6,38	4,6	19,16	13,38	19,11	13,78
E10	RH	Oversize	7	ex	exzentr 12	#	57,63	#	4,69	3,86	6,17	4,18	#	#	#	#
E10	RH	Oversize	8	zz (12)	Zentrum (12)	#	59,42	#	6,92	5,02	6,68	2,95	#	#	#	#
E10	RH	Oversize	9	ex	exzentr 1	15,71	46,36	0,34	4,61	4,29	7,43	3,83	13,61	12,66	21,93	11,29
E10	RH	Oversize	10	zz (11)	Zentrum (11)	16,31	71,32	0,23	5,66	3,73	6,7	4,1	24,75	16,3	29,29	17,95
E11	RH	Oversize	1	zz	Zentrum	14,39	60,48	0,24	5,81	4,33	6,4	3,89	24,44	18,19	26,9	16,33
E11	RH	Oversize	2	zz (1)	Zentrum (1)	18,27	59,47	0,31	4,39	3,72	6,35	4,31	14,29	12,12	20,66	14,03
E11	RH	Oversize	3	zz	Zentrum (4)	19,26	49,15	0,39	5,95	5,3	7,74	4,66	15,19	13,53	19,74	11,9
E11	RH	Oversize	4	ex	exzentr 4	16,81	68,2	0,25	5,67	4,06	6,42	4,04	22,99	16,46	26,06	16,4
E11	RH	Oversize	5	ex	exzentr 2	17,08	63,69	0,27	5,33	3,52	5,4	4,09	19,89	13,14	20,12	15,27
E11	RH	Oversize	10	ex	exzentr 2	19,35	32,36	0,6	3,99	3,06	5,21	4,1	6,67	5,12	8,7	6,85
E12	RH	Oversize	1	zz (1)	Zentrum (1)	#	25,5	#	4,91	3,15	6,49	3,94	#	#	#	#
E12	RH	Oversize	2	zz	Zentrum	17,49	26,91	0,65	4,96	3,64	6,69	3,6	7,63	5,6	10,29	5,53
E12	RH	Oversize	3	ex	exzentr 3	#	45,71	#	5,76	4,84	7,38	3,72	#	#	#	#
E12	RH	Oversize	4	ex	exzentr 2	14,76	51,52	0,29	5,22	4,38	7,79	4,81	18,21	15,29	27,19	16,79
E12	RH	Oversize	5	ex	exzentr 3	17,63	50,05	0,35	5,21	3,62	7,26	4,48	14,8	10,28	20,61	12,73
E12	RH	Oversize	6	ex	exzentr 3	19,55	50,69	0,39	5,55	4,1	7,51	4,06	14,39	10,63	19,48	10,53
E12	RH	Oversize	7	zz	Zentrum (3)	19,16	56,55	0,34	4,71	2,1	6,03	3,75	13,9	6,21	17,81	11,06
E12	RH	Oversize	8	ex	exzentr 3	#	56,15	#	6,74	5,02	8,38	2,95	#	#	#	#
E12	RH	Oversize	9	zz	Zentrum (3)	19,16	65,24	0,29	6,12	3,72	7,54	5,1	20,83	12,66	25,67	17,38
E12	RH	Oversize	10	ex	exzentr 1	#	62,09	#	8,66	5,48	8,74	4,13	#	#	#	#

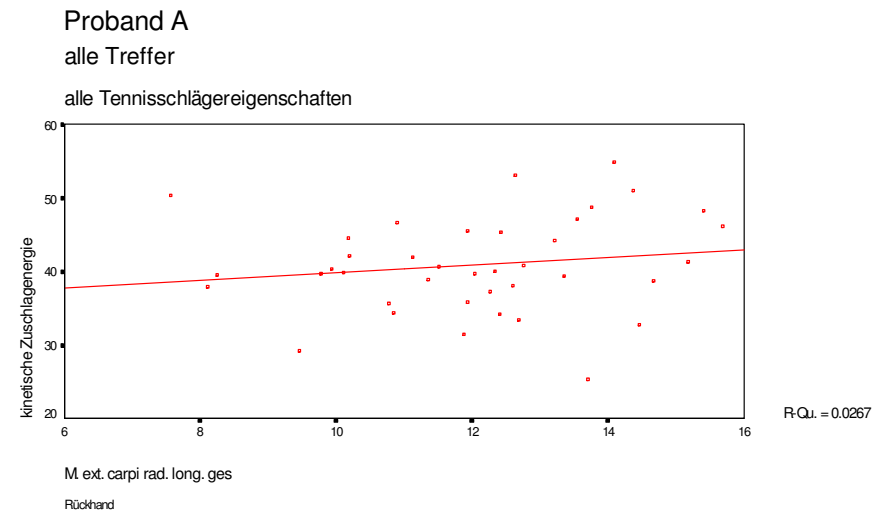
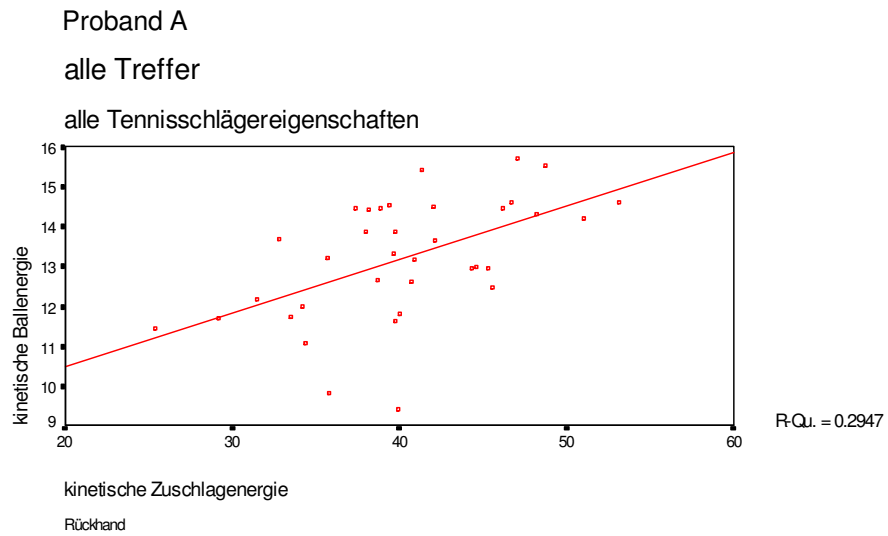
E13	VH	Midsize	1	zz	Zentrum !	13,41	85,89	0,16	5,98	3,86	6	3,53	38,33	24,76	38,44	22,6
E13	VH	Midsize	2	ex	exzentr 5	15,57	94,59	0,16	6,26	5,08	8,06	3,97	38,03	30,83	48,92	24,08
E13	VH	Midsize	3	zz	Zentrum !	#	88,23	#	7,04	4,5	8,05	4,12	#	#	#	#
E13	VH	Midsize	4	zz	Zentrum !	15,09	124,13	0,12	7,4	5,29	7,59	3,88	60,92	43,56	62,48	31,92
E13	VH	Midsize	5	zz	Zentrum	16,96	122,64	0,14	6,49	5,71	9,26	3,34	46,89	41,29	66,98	24,15
E13	VH	Midsize	6	zz	Zentrum !	16,2	111,55	0,15	7,17	6,56	8,44	4,11	49,4	45,2	58,12	28,29
E13	VH	Midsize	7	zz (12)	Zentrum (12)	#	143,06	#	7,88	6,22	9,07	4,32	#	#	#	#
E13	VH	Midsize	8	zz	Zentrum	15,41	97,29	0,16	9,21	5,99	8,25	4,75	58,12	37,83	52,06	29,97
E13	VH	Midsize	9	ex	exzentr 4	17,43	116,4	0,15	7,82	4,89	7,33	3,72	52,22	32,68	48,96	24,87
E13	VH	Midsize	10	ex	exzentr 5	#	154,12	#	8,07	5,55	10,49	4,86	#	#	#	#
E14	VH	Midsize	1	ex	exzentr 2	15,54	106,37	0,15	5,37	5,46	9,66	3,85	36,74	37,4	66,12	26,39
E14	VH	Midsize	2	ex	exzentr 5	14,92	139,69	0,11	8,06	5,42	9,6	3,85	75,51	50,76	89,93	36,02
E14	VH	Midsize	3	ex	exzentr 4	16,52	110,35	0,15	7,25	5,55	10,35	5,38	48,44	37,08	69,12	35,96
E14	VH	Midsize	4	zz	Zentrum (3)	16,93	96,85	0,17	7,51	5,32	9,11	4,09	42,96	30,43	52,14	23,42
E14	VH	Midsize	5	zz	Zentrum !	#	77,54	#	7,33	5,57	10,35	4,56	#	#	#	#
E14	VH	Midsize	6	ex	exzentr 1	#	128,32	#	8,56	5,77	8,56	4,29	#	#	#	#
E14	VH	Midsize	7	zz	Zentrum !	#	90,77	#	8,99	5,98	9,16	3,75	#	#	#	#
E14	VH	Midsize	8	ex	exzentr 5	16,63	98,89	0,17	8,22	5,87	9,14	4,01	48,9	34,9	54,34	23,88
E14	VH	Midsize	9	zz	Zentrum	#	87,92	#	8,66	7,15	9,42	4,42	#	#	#	#
E14	VH	Midsize	10	zz	Zentrum (3)	15,4	89,46	0,17	7,23	5,73	9,26	3,77	41,99	33,26	53,78	21,9
E15	VH	Midsize	1	zz	Zentrum	13,96	94,09	0,15	5,89	3,28	5,19	2,48	39,7	22,09	35	16,71
E15	VH	Midsize	2	zz (12)	Zentrum (12)	13,24	85,79	0,15	5,35	4,2	7,12	2,77	34,66	27,24	46,13	17,96
E15	VH	Midsize	3	ex	exzentr 3	15,38	114,55	0,13	4,79	2,9	4,54	2,67	35,68	21,63	33,81	19,91
E15	VH	Midsize	4	zz	Zentrum	15,51	85,1	0,18	6,05	3,73	6,34	3,16	33,21	20,45	34,78	17,34
E15	VH	Midsize	5	zz	Zentrum	15,69	90,85	0,17	5,64	3,89	5,66	2,5	32,64	22,54	32,78	14,48
E15	VH	Midsize	6	ex	exzentr 4	15,54	84,05	0,18	4,88	3,27	6,91	3,09	26,38	17,67	37,38	16,73
E15	VH	Midsize	7	ex	exzentr 1	15,1	116,78	0,13	4,03	3,52	4,95	3,14	31,16	27,23	38,24	24,25
E15	VH	Midsize	8	zz	Zentrum	#	103,77	#	5,2	3,82	6,39	2,7	#	#	#	#
E15	VH	Midsize	9	zz	Zentrum	15,72	81,49	0,19	6,27	3,86	6,26	2,43	32,51	20	32,45	12,59
E15	VH	Midsize	10	ex	exzentr 4	15,85	123,23	0,13	5,31	4,19	7,36	2,75	41,29	32,62	57,27	21,41
E16	RH	Midsize	1	ex	exzentr 1	15,99	11,5	1,39	3,4	2,78	5,43	3,39	2,45	2	3,91	2,44
E16	RH	Midsize	2	ex	exzentr 12	#	37,87	#	6,82	5	6,89	3,21	#	#	#	#
E16	RH	Midsize	3	zz	Zentrum (3)	16,35	57,38	0,28	4,58	3,01	5,4	3,32	16,09	10,57	18,96	11,64
E16	RH	Midsize	4	zz (5)	Zentrum (5)	16,27	69,74	0,23	4,19	3,64	6,05	3,62	17,96	15,61	25,93	15,52
E16	RH	Midsize	5	ex	exzentr 1	12,35	74,66	0,17	6,81	3,71	5,56	3,79	41,21	22,45	33,63	22,91
E16	RH	Midsize	6	ex	exzentr 3	14,3	41,29	0,35	2,5	2,87	5,58	3,46	7,21	8,29	16,12	9,98
E16	RH	Midsize	7	zz	Zentrum (3)	17,29	46,02	0,38	4,62	3,31	5,39	3,73	12,28	8,8	14,35	9,92
E16	RH	Midsize	8	zz	Zentrum !	#	53,79	#	5,48	4,64	8,09	3,43	#	#	#	#
E16	RH	Midsize	9	zz	Zentrum	14,82	70,35	0,21	5,64	4,59	6,27	3,31	26,78	21,81	29,75	15,7
E16	RH	Midsize	10	zz	Zentrum (2)	17,56	77,52	0,23	3,1	4,05	5,58	2,85	13,69	17,88	24,65	12,59

E17	RH	Midsize	1	zz	Zentrum	15,73	56,54	0,28	5,87	4,93	5,35	2,16	21,08	17,71	19,22	7,78
E17	RH	Midsize	2	ex	exzentr 3	15,19	50,94	0,3	4,72	3,54	5,24	3,11	15,85	11,87	17,59	10,44
E17	RH	Midsize	3	zz	Zentrum (2)	#	39,38	#	2,47	3,19	5,45	2,63	#	#	#	#
E17	RH	Midsize	4	zz (6)	Zentrum (6)	13,89	35,96	0,39	4,96	2,89	5,6	3,02	12,84	7,47	14,51	7,81
E17	RH	Midsize	5	zz	Zentrum (4)	17,4	46,68	0,37	3,03	2,64	4,46	2,88	8,13	7,09	11,96	7,74
E17	RH	Midsize	6	ex	exzentr 3	16,6	61,14	0,27	4,18	3,99	6,36	3,62	15,41	14,71	23,44	13,34
E17	RH	Midsize	7	ex	exzentr 12	13,52	55,29	0,24	3,74	3,08	5,27	3,92	15,28	12,59	21,57	16,04
E17	RH	Midsize	8	zz	Zentrum !	16,19	53,8	0,3	5,95	3,91	6,13	2,81	19,76	13	20,37	9,35
E17	RH	Midsize	9	zz (12)	Zentrum (12)	14,37	46,72	0,31	4,89	3,49	5,56	4,22	15,9	11,36	18,09	13,74
E17	RH	Midsize	10	ex	exzentr 5	16,19	62,08	0,26	4,59	4,16	5,62	3,82	17,61	15,96	21,55	14,64
E20	VH	Griff 2	1	zz	Zentrum	#	69,66	#	6,25	4,18	5,68	3,13	#	#	#	#
E20	VH	Griff 2	2	ex	exzentr 5	11,85	86,27	0,14	4,62	4,69	7,26	2,36	33,61	34,11	52,86	17,19
E20	VH	Griff 2	3	zz	Zentrum (4)	13,41	100,91	0,13	4,79	4,29	7,86	3,05	36,04	32,3	59,13	22,95
E20	VH	Griff 2	4	zz	Zentrum !	#	74,13	#	5,1	3,7	6,02	3,05	#	#	#	#
E20	VH	Griff 2	5	zz	Zentrum	12,96	71,7	0,18	4,67	4,08	6,64	2,32	25,84	22,57	36,7	12,83
E20	VH	Griff 2	6	ex	exzentr 5	#	105,56	#	5,8	4,28	5,94	2,98	#	#	#	#
E20	VH	Griff 2	7	ex	exzentr 4	10,45	62,9	0,17	4,05	3,66	6,65	3,13	24,36	22,05	40,02	18,86
E20	VH	Griff 2	8	zz	Zentrum	13,07	76,99	0,17	5,72	4,26	5,58	2,96	33,7	25,1	32,88	17,41
E20	VH	Griff 2	9	zz (12)	Zentrum (12)	14,24	84,19	0,17	4,74	3,85	6,36	2,33	28,01	22,76	37,57	13,79
E20	VH	Griff 2	10	zz	Zentrum !	13,59	94,06	0,14	6,49	5,11	8,06	2,69	44,91	35,36	55,8	18,62
E21	VH	Griff 2	1	zz	Zentrum !	12,37	91,91	0,13	5,83	4,2	7,44	2,84	43,29	31,2	55,25	21,1
E21	VH	Griff 2	2	zz	Zentrum (3)	12,33	67,26	0,18	4,5	2,83	4,63	2,54	24,55	15,45	25,27	13,83
E21	VH	Griff 2	3	zz	Zentrum (4)	#	90,61	#	4,74	2,45	4,61	3,03	#	#	#	#
E21	VH	Griff 2	4	zz	Zentrum (3)	11,74	96,63	0,12	4,9	3,61	6,45	2,77	40,35	29,7	53,1	22,82
E21	VH	Griff 2	5	zz	Zentrum	11,76	75,2	0,16	4,72	3,44	5,56	2,87	30,21	21,98	35,56	18,34
E21	VH	Griff 2	6	ex	exzentr 5	#	85,8	#	4,83	3,12	6,5	3,01	#	#	#	#
E21	VH	Griff 2	7	ex	exzentr 1	12,72	103,43	0,12	4,87	3,28	6,12	3,25	39,64	26,64	49,74	26,39
E21	VH	Griff 2	8	ex	exzentr 4	11,26	76,25	0,15	5,41	3,09	5,2	3,26	36,66	20,93	35,23	22,07
E21	VH	Griff 2	9	zz (12)	Zentrum (12)	12,43	76,63	0,16	5,71	4,79	6,67	3,12	35,17	29,54	41,1	19,25
E21	VH	Griff 2	10	zz (1)	Zentrum (1)	#	67,26	#	4,98	3,73	6,71	3,45	#	#	#	#
E22	RH	Griff 2	1	zz	Zentrum	11,42	45,73	0,25	5,77	2,51	4,78	2,21	23,08	10,06	19,13	8,86
E22	RH	Griff 2	2	ex	exzentr 3	13,74	50,26	0,27	4,35	3,3	5,55	3,73	15,92	12,08	20,29	13,66
E22	RH	Griff 2	3	zz	Zentrum	14,31	32,25	0,44	4,65	3,34	5,76	2,9	10,48	7,53	12,99	6,53
E22	RH	Griff 2	4	ex	exzentr 5	14,21	54,17	0,26	5,18	3,33	5,81	3,42	19,75	12,71	22,13	13,03
E22	RH	Griff 2	5	zz	Zentrum	11,98	41,8	0,29	4,72	2,2	3,81	2,27	16,45	7,67	13,28	7,91
E22	RH	Griff 2	6	zz	Zentrum	12,27	42,89	0,29	5	2,25	4,62	3,39	17,49	7,87	16,16	11,85
E22	RH	Griff 2	7	ex	exzentr 2	11,55	38,67	0,3	5,71	3,18	5,29	2,13	19,12	10,64	17,7	7,12
E23	RH	Griff 2	1	ex	exzentr 4	13,31	52,4	0,25	4,86	2,91	4,47	2,76	19,14	11,45	17,59	10,88

E23	RH	Griff 2	2	ex	exzentr 1	10,51	51,88	0,2	5,27	3,22	5,03	2,95	25,99	15,89	24,8	14,54
E23	RH	Griff 2	3	zz	Zentrum	14,1	55,84	0,25	6,13	4,51	6,48	2,35	24,29	17,85	25,65	9,32
E23	RH	Griff 2	4	ex	exzentr 1	11,57	43,89	0,26	5,54	3,24	5,24	2,97	21	12,27	19,87	11,28
E23	RH	Griff 2	5	ex	exzentr 3	13,82	52,4	0,26	4,75	3,33	6,42	3,11	18,02	12,64	24,33	11,78
E23	RH	Griff 2	6	ex	exzentr 3	14,14	50,94	0,28	4,79	3,18	5,34	3,1	17,25	11,44	19,24	11,18
E23	RH	Griff 2	7	ex	exzentr 3	14,6	50,53	0,29	3,62	3,35	6,2	3,58	12,53	11,59	21,44	12,39
E23	RH	Griff 2	8	zz	Zentrum	#	37,8	#	5,55	3,16	4,73	3,05	#	#	#	#
E23	RH	Griff 2	9	zz	Zentrum (4)	13,85	33,45	0,41	4,81	3,45	5,64	2,78	11,62	8,32	13,63	6,72
E23	RH	Griff 2	10	zz	Zentrum	13,67	51,8	0,26	5,78	2,63	4,74	3,08	21,9	9,96	17,95	11,69
E26	VH	Griff 5	1	zz	Zentrum	12,28	70,58	0,17	4,08	2,74	5,2	3,3	23,45	15,74	29,9	18,96
E26	VH	Griff 5	2	zz	Zentrum	12,12	65,57	0,18	4,5	3,3	6,01	2,69	24,36	17,87	32,48	14,54
E26	VH	Griff 5	3	zz (12)	Zentrum (12)	11,58	62,53	0,19	4,95	3,93	7,53	2,9	26,74	21,23	40,68	15,67
E26	VH	Griff 5	4	zz	Zentrum (3)	#	84,53	#	4,51	3,04	6,3	2,46	#	#	#	#
E26	VH	Griff 5	5	ex	exzentr 4	10,58	80,43	0,13	5,48	3,23	5,66	3,13	41,7	24,59	43,04	23,78
E26	VH	Griff 5	6	zz	Zentrum	12,04	73,68	0,16	5,8	3,3	5,74	2,82	35,53	20,17	35,14	17,24
E26	VH	Griff 5	7	ex	exzentr 3	11,19	69,75	0,16	7,41	4,26	6,52	3,01	46,22	26,59	40,66	18,78
E26	VH	Griff 5	8	ex	exzentr 5	10,45	68,92	0,15	6,16	4,15	7,57	2,5	40,64	27,38	49,91	16,5
E26	VH	Griff 5	9	zz	Zentrum !	13,8	90,57	0,15	10,22	5,75	8	2,77	67,08	37,77	52,53	18,18
E26	VH	Griff 5	10	ex	exzentr 2	13,7	64,86	0,21	4,71	4,1	8,57	3,21	22,29	19,39	40,55	15,17
E30	RH	Griff 5	1	ex	exzentr 4	#	47,63	#	7,49	4,39	6,97	3,14	#	#	#	#
E30	RH	Griff 5	2	zz	Zentrum (4)	13,81	51,23	0,27	5,74	4,3	6,13	5,12	21,29	15,94	22,76	19,01
E30	RH	Griff 5	3	zz	Zentrum (2)	13,58	31,41	0,43	5,85	4,13	5,83	3,24	13,52	9,55	13,48	7,5
E30	RH	Griff 5	4	ex	exzentr 4	13,07	57,44	0,23	3,04	4,13	5,82	4,37	13,38	18,14	25,59	19,22
E30	RH	Griff 5	5	ex	exzentr 3	#	55,78	#	6,07	4,45	6,63	4,67	#	#	#	#
E30	RH	Griff 5	6	zz	Zentrum	#	27,81	#	4,86	2,42	4,5	2,69	#	#	#	#
E30	RH	Griff 5	7	ex	exzentr 4	12,04	40,47	0,3	6,38	5,7	6,87	3,44	21,45	19,17	23,1	11,56
E30	RH	Griff 5	8	zz	Zentrum	11,64	39,18	0,3	5,74	3	5,55	3,42	19,32	10,09	18,69	11,49
E30	RH	Griff 5	9	ex	exzentr 3	12,87	47,61	0,27	4,7	3,91	6,01	4,44	17,4	14,48	22,25	16,44
E30	RH	Griff 5	10	zz	Zentrum	#	40,87	#	5,87	3,31	4,48	2,67	#	#	#	#
E31	RH	Griff 5	1	zz	Zentrum (2)	11,88	33,56	0,35	3,28	2,57	4,99	2,56	9,27	7,26	14,11	7,24
E31	RH	Griff 5	2	ex	exzentr 3	#	37,81	#	3,77	4,99	7,11	2,47	#	#	#	#
E31	RH	Griff 5	3	zz	Zentrum	12,22	39,25	0,31	4,58	2,88	4,92	2,97	14,7	9,26	15,81	9,53
E31	RH	Griff 5	4	zz	Zentrum	10,54	27,62	0,38	3,84	2,24	3,74	2,24	10,07	5,86	9,8	5,86
E31	RH	Griff 5	5	zz	Zentrum (2)	8,5	22,04	0,39	3,54	2,08	4,14	2,6	9,19	5,4	10,73	6,74
E31	RH	Griff 5	6	ex	exzentr 2	#	30,49	#	2,62	3,52	5,8	2,45	#	#	#	#
E31	RH	Griff 5	7	zz	Zentrum	14,47	47,27	0,31	3,81	3,83	5,8	3,25	12,46	12,53	18,96	10,62
E31	RH	Griff 5	8	ex	exzentr 3 Ran	#	51,9	#	2,57	3,6	6,14	3,32	#	#	#	#
E31	RH	Griff 5	9	ex	exzentr 3	#	38,43	#	4,57	3,18	5,15	2,36	#	#	#	#
E31	RH	Griff 5	10	ex	exzentr 5	#	57,44	#	3,72	5,58	8,54	2,08	#	#	#	#

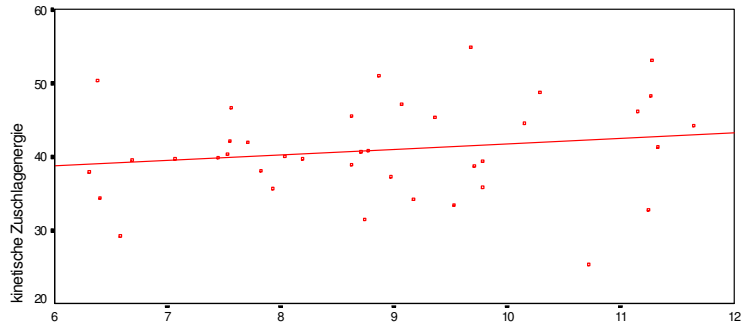
Anhang C: Scatterplots

Proband A



Proband A
alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften

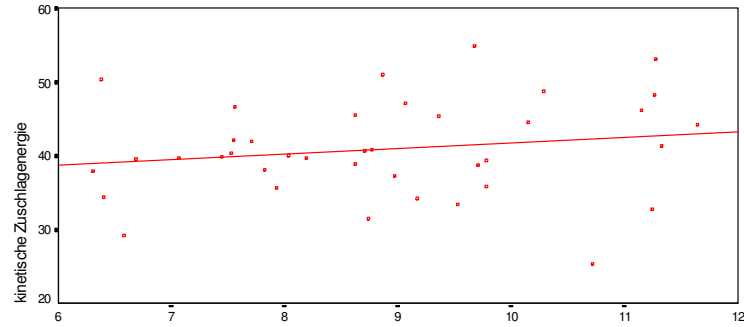


R-Qu. = 0.0339

M. ext. digitorum comm. ges.
Rückhand

Proband A
alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften

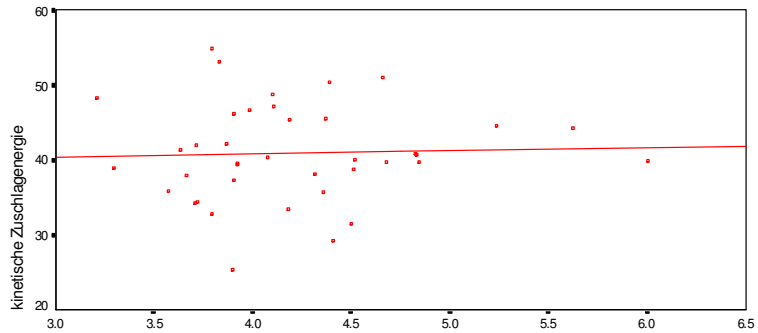


R-Qu. = 0.0339

M. ext. digitorum comm. ges.
Rückhand

Proband A
alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften

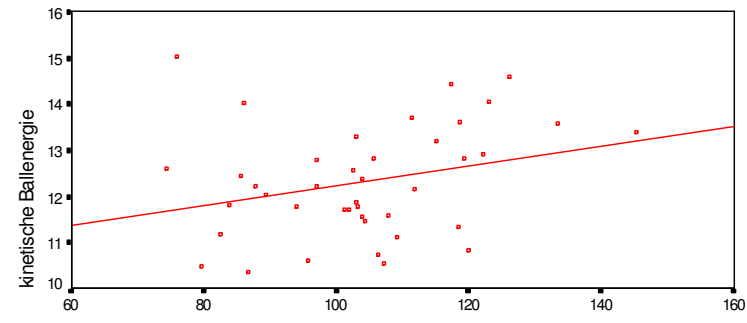


R-Qu. = 0.0015

M. flexor carpi rad. ges.
Rückhand

Proband A
alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften

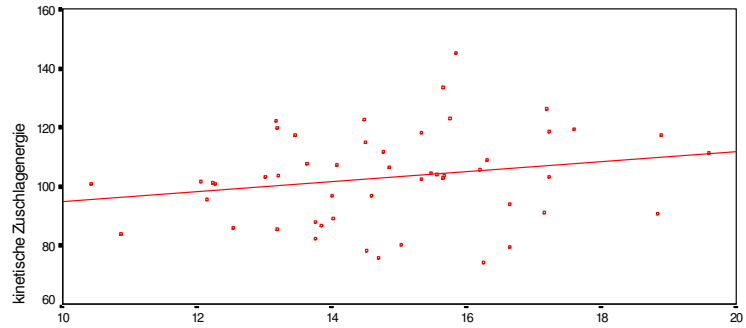


R-Qu. = 0.0798

kinetische Zuschlagenergie
Vorhand

Proband A
alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften

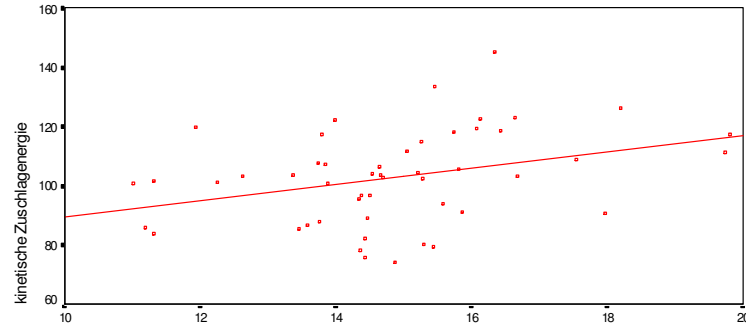


R-Qu. = 0.0467

M. ext. carpi rad. long. ges
Vorhand

Proband A
alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften

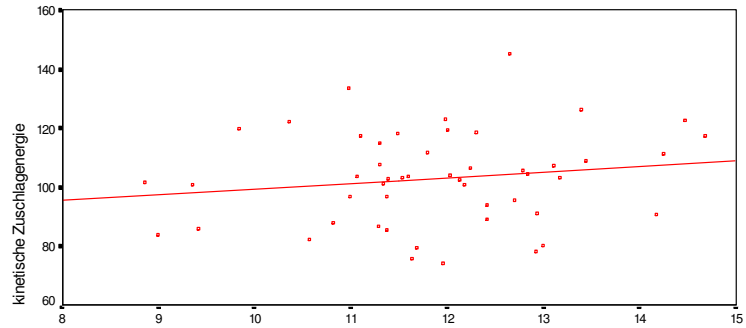


R-Qu. = 0.1129

M. ext. carpi rad. brev. ges
Vorhand

Proband A
alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften

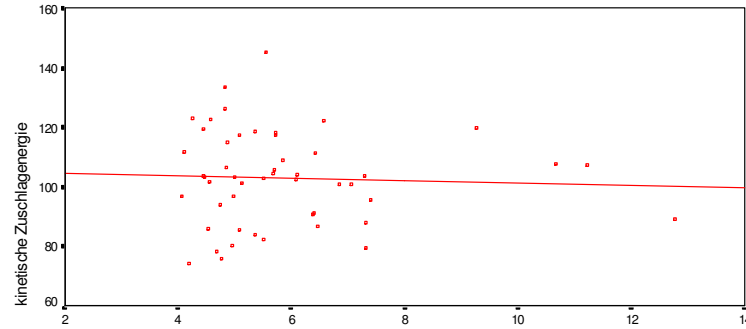


R-Qu. = 0.0264

M. ext. digitorum comm. ges
Vorhand

Proband A
alle Treffer

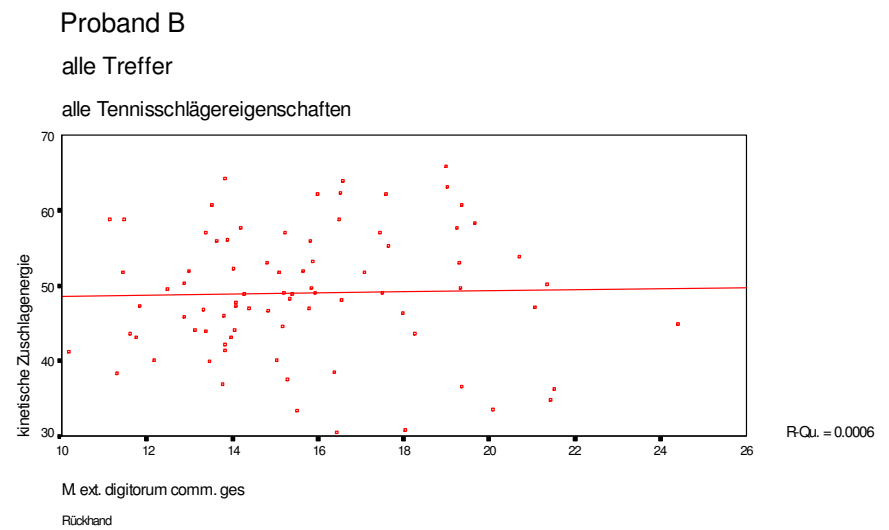
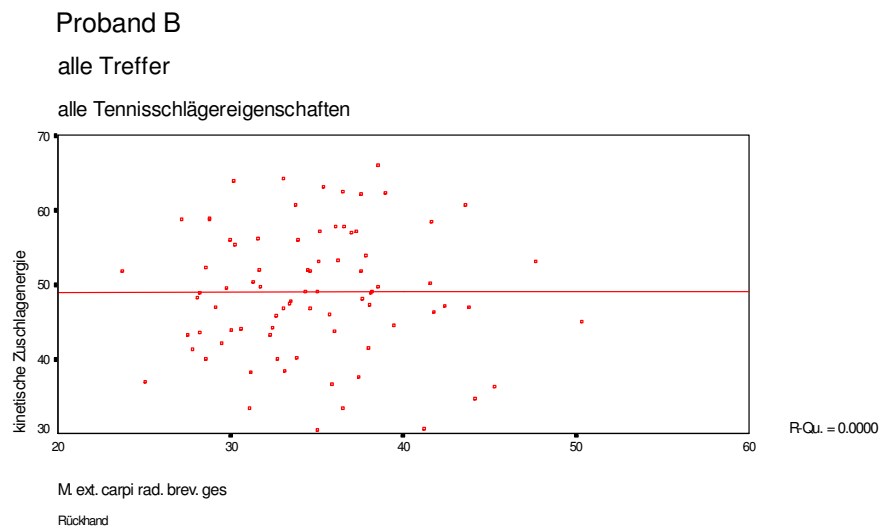
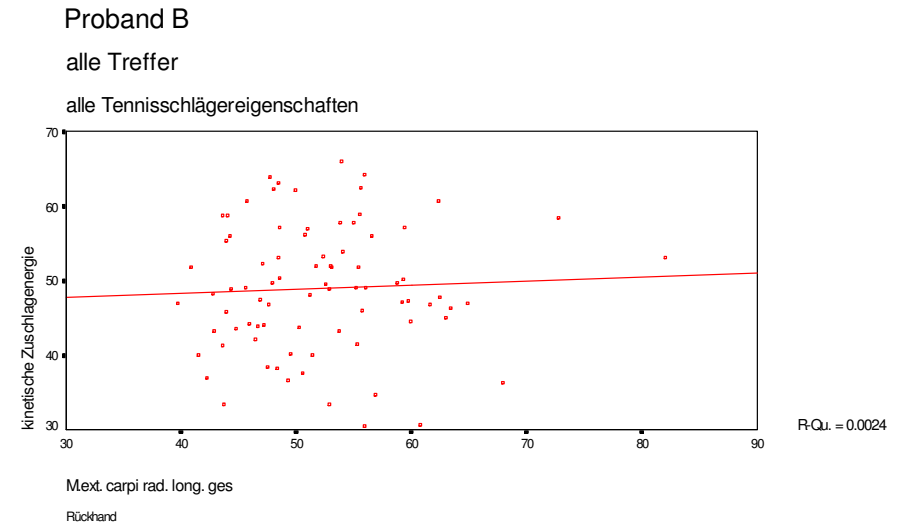
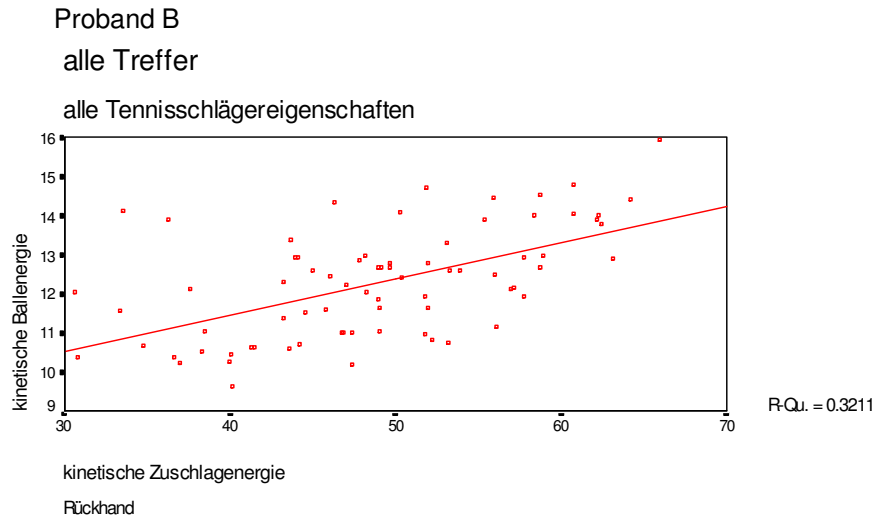
alle Tennisschlägereigenschaften



R-Qu. = 0.0020

M. flexor carpi rad. ges
Vorhand

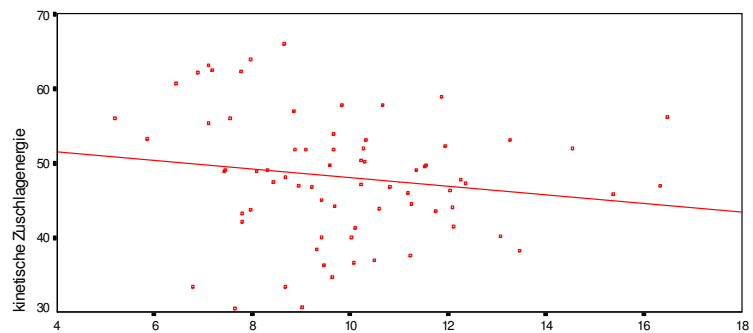
Proband B



Proband B

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften



R-Qu. = 0.0264

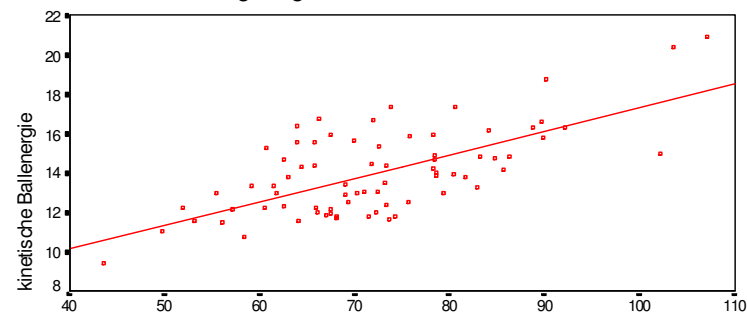
M. flexor carpi rad. ges.

Rückhand

Proband B

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften



R-Qu. = 0.4491

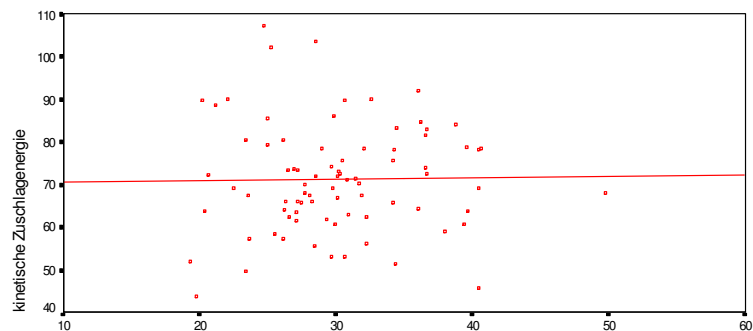
kinetische Zuschlagenergie

Vorhand

Proband B

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften



R-Qu. = 0.0002

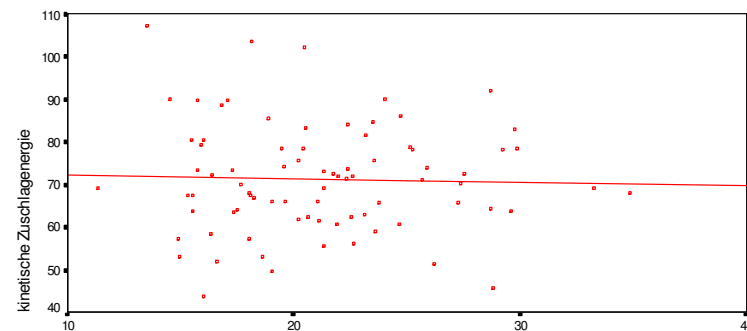
M. ext. carpi rad. long. ges.

Vorhand

Proband B

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften



R-Qu. = 0.0011

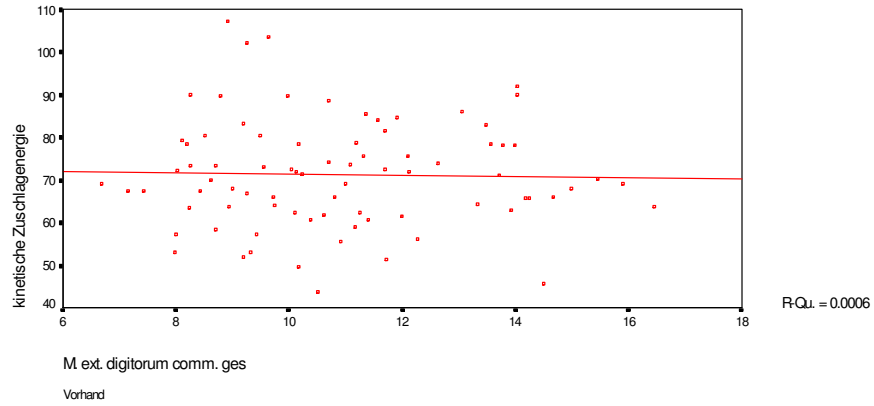
M. ext. carpi rad. brev. ges.

Vorhand

Proband B

alle Treffer

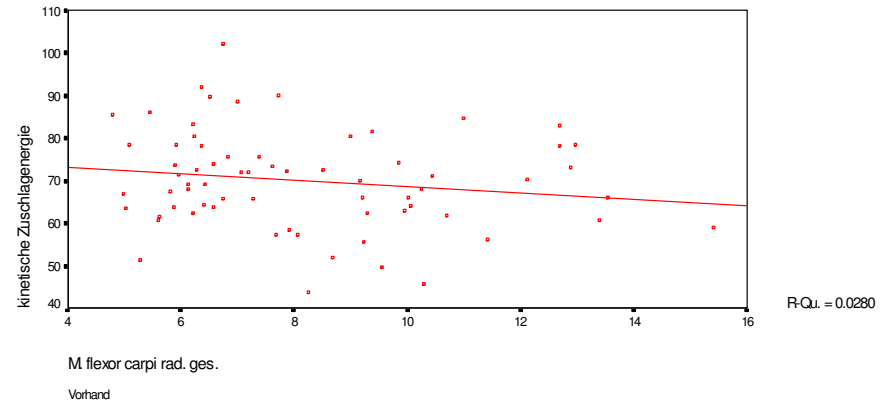
alle Tennisschlägereigenschaften



Proband B

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften

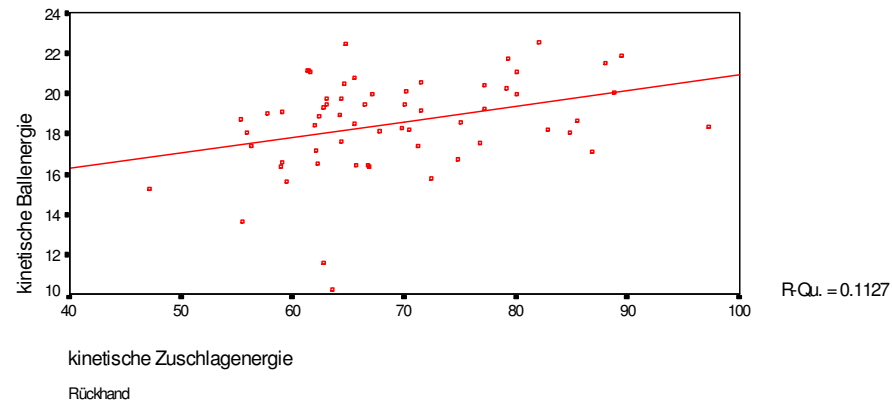


Proband C

Proband C

alle Treffer

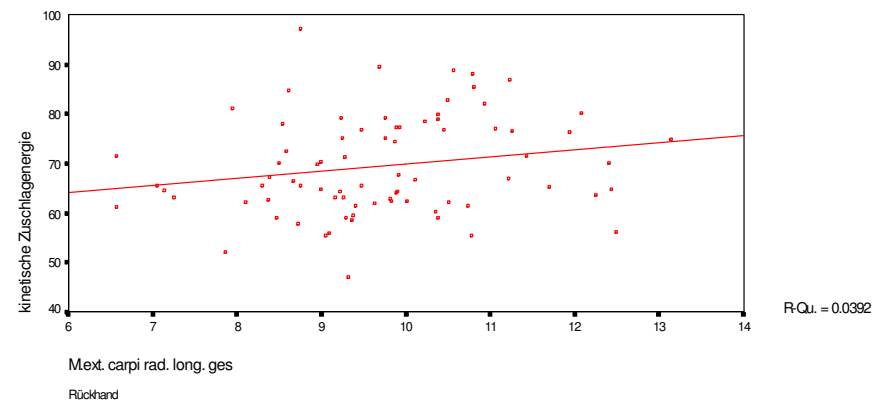
alle Tennisschlägereigenschaften



Proband C

alle Treffer

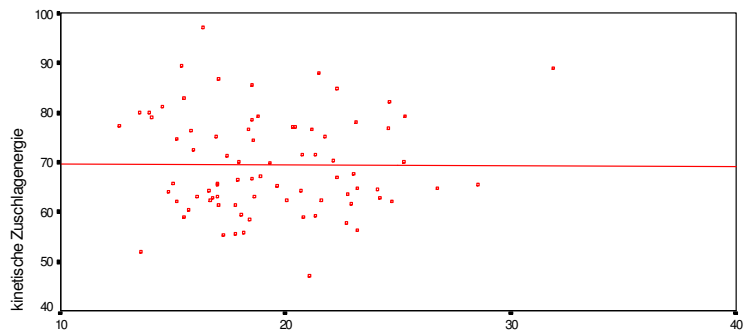
alle Tennisschlägereigenschaften



Proband C

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften



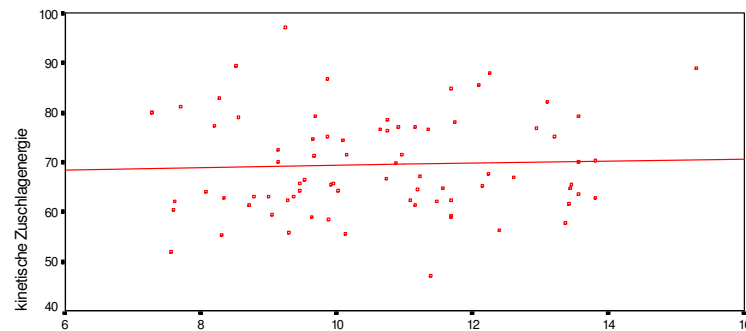
R-Qu. = 0.0000

M. ext. carpi rad. brev. ges.
Rückhand

Proband C

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften



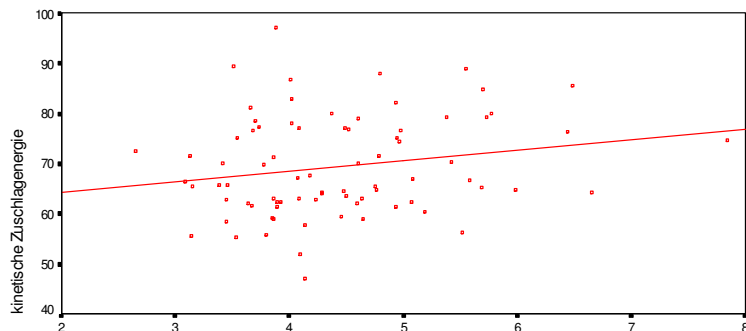
R-Qu. = 0.0018

M. ext. digitorum comm. ges.
Rückhand

Proband C

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften



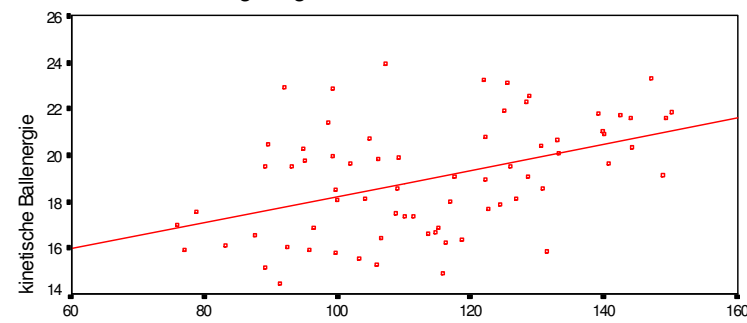
R-Qu. = 0.0391

M. flexor carpi rad. ges.
Rückhand

Proband C

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften



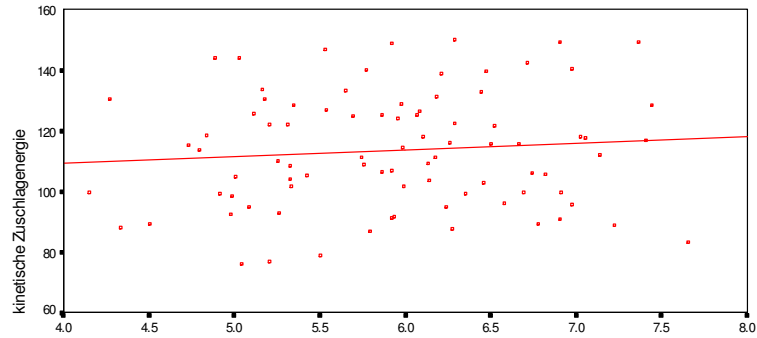
R-Qu. = 0.2009

kinetische Zuschlagenergie
Vorhand

·Proband C

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften



R-Qu. = 0.0083

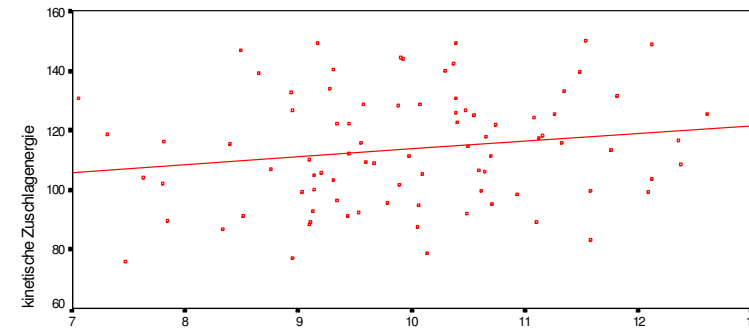
M. ext. carpi rad. long. ges.

Vorhand

·Proband C

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften



R-Qu. = 0.0300

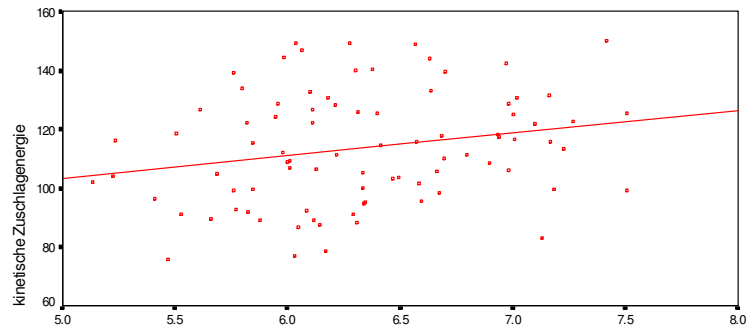
M. ext. carpi rad. brev. ges.

Vorhand

Proband C

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften



R-Qu. = 0.0508

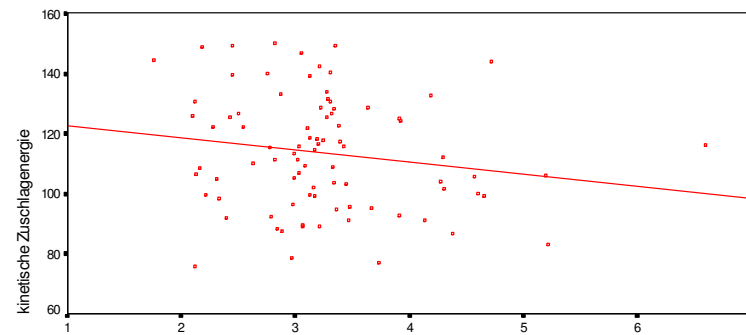
M. ext. digitorum comm. ges.

Vorhand

·Proband C

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften



R-Qu. = 0.0292

M. flexor carpi rad. ges.

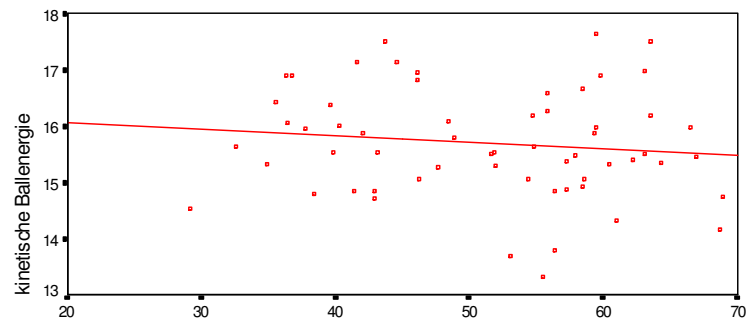
Vorhand

Proband D

Proband D

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften



kinetische Zuschlagenergie

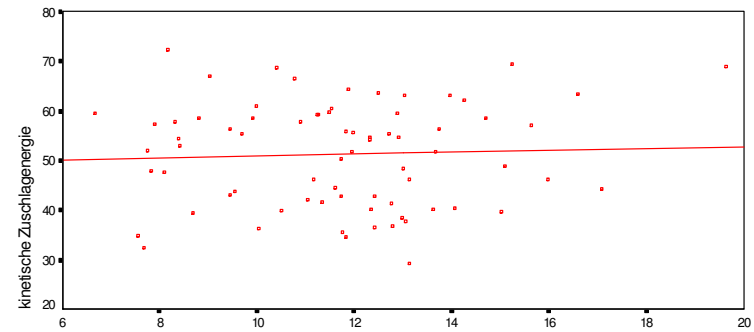
Rückhand

$R\text{-}Q_1 = 0.0156$

Proband D

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften



M. ext. carpi rad. long. ges

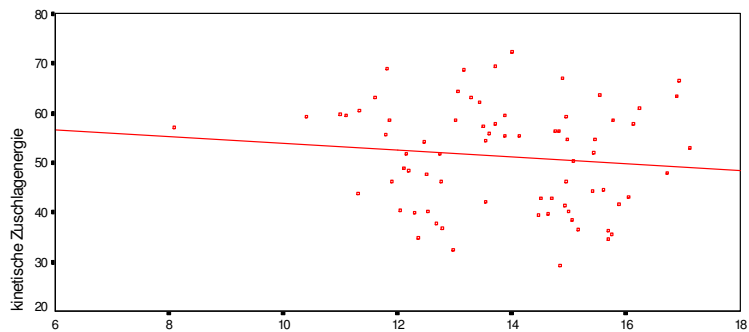
Rückhand

$R\text{-}Q_1 = 0.0022$

Proband D

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften



M. ext. carpi rad. brev. ges

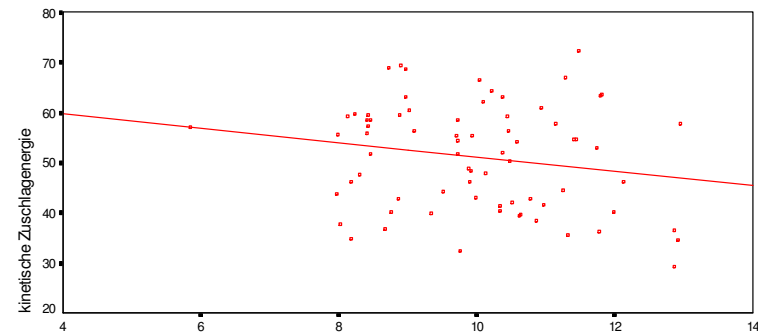
Rückhand

$R\text{-}Q_1 = 0.0137$

Proband D

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften



M. ext. digitorum comm. ges

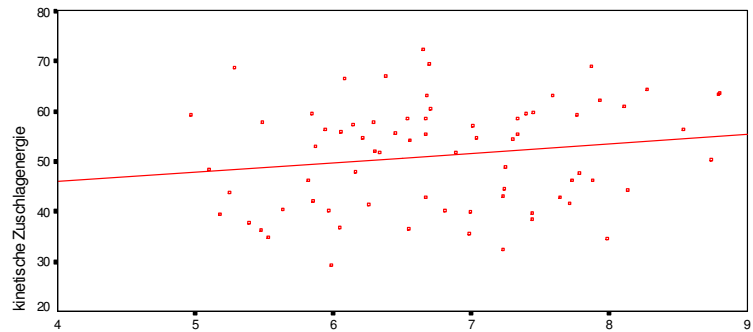
Rückhand

$R\text{-}Q_1 = 0.0369$

Proband D

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften



R-Qu. = 0.0303

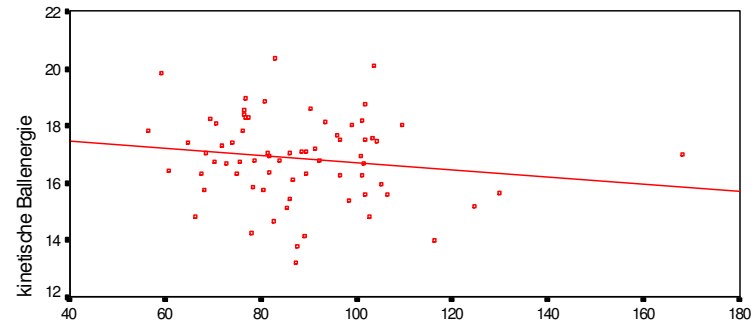
M. flexor carpi rad. ges.

Rückhand

Proband D

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften



R-Qu. = 0.0223

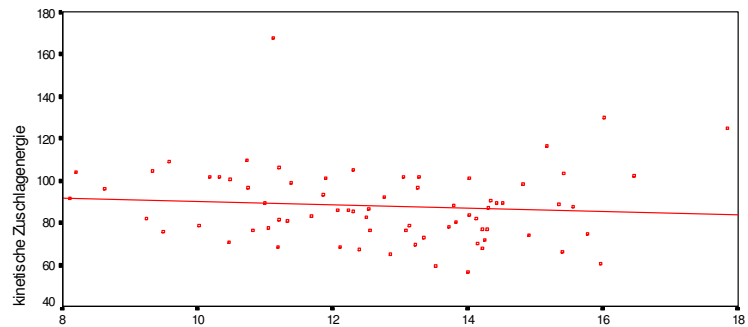
kinetische Zuschlagenergie

Vorhand

Proband D

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften



R-Qu. = 0.0087

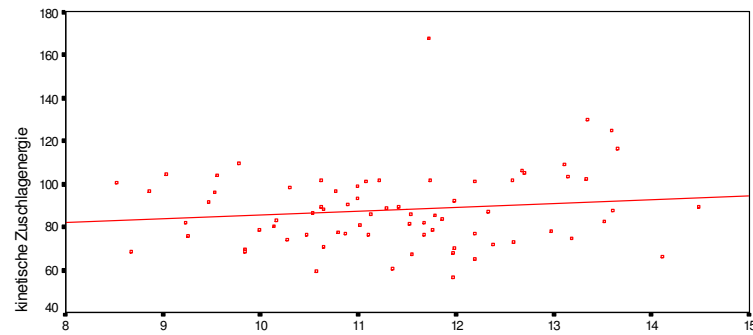
M. ext. carpi rad. long. ges.

Vorhand

Proband D

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften



R-Qu. = 0.0181

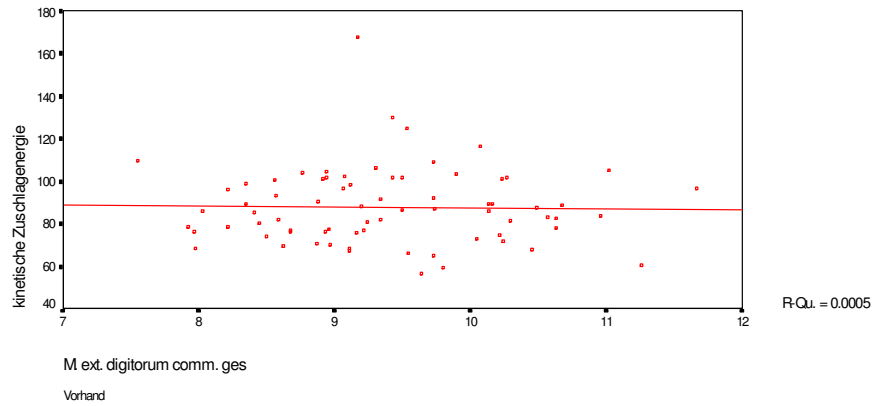
M. ext. carpi rad. brev. ges.

Vorhand

Proband D

alle Treffer

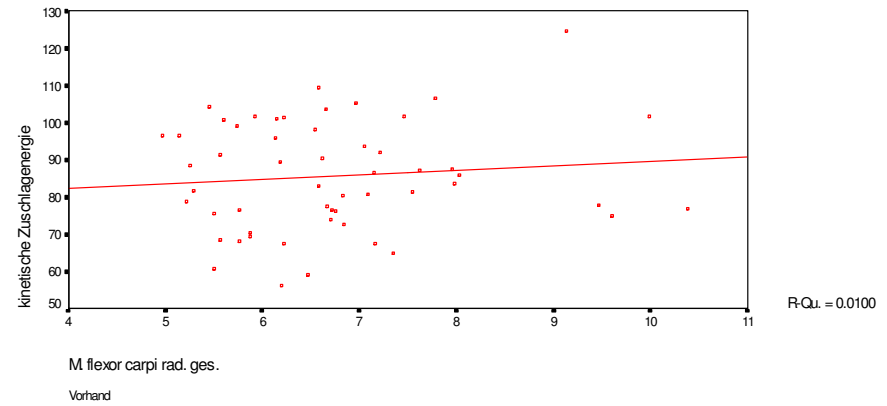
alle Tennisschlägereigenschaften



Proband D

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften

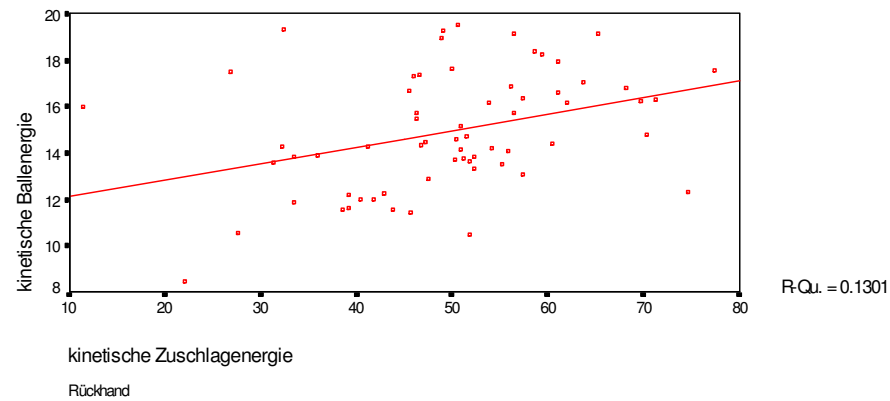


Proband E

Proband E

alle Treffer

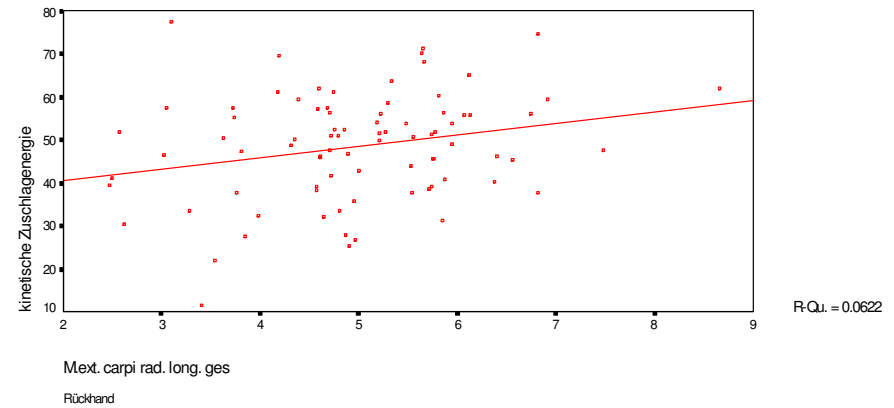
alle Tennisschlägereigenschaften



Proband E

alle Treffer

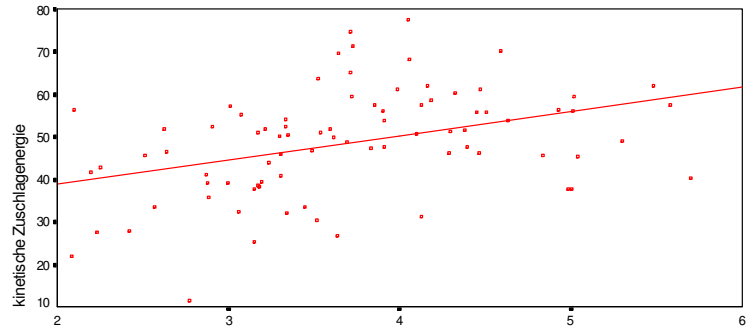
alle Tennisschlägereigenschaften



Proband E

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften



R-Qu. = 0.1532

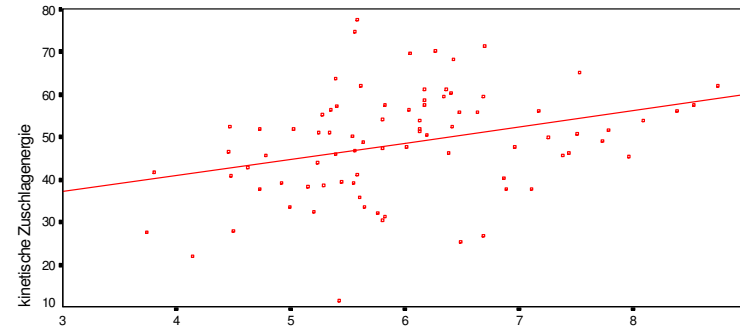
M. ext. carpi rad. brev. ges.

Rückhand

Proband E

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften



R-Qu. = 0.1071

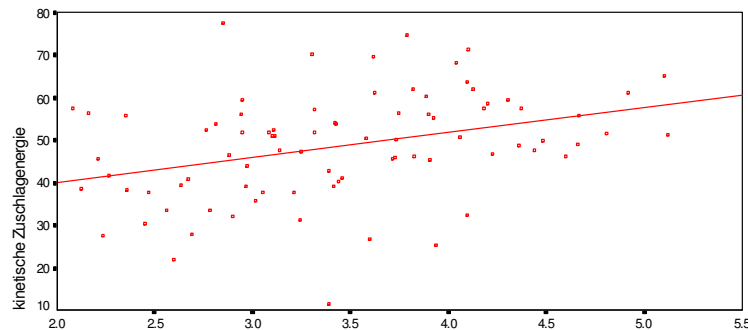
M. ext. digitorum comm. ges.

Rückhand

Proband E

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften



R-Qu. = 0.1257

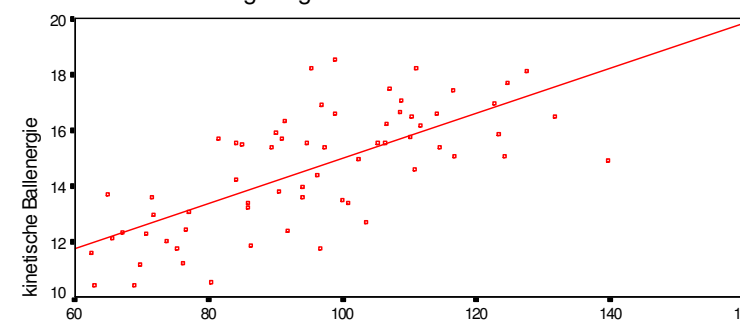
M. flexor carpi rad. ges.

Rückhand

Proband E

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften



R-Qu. = 0.4946

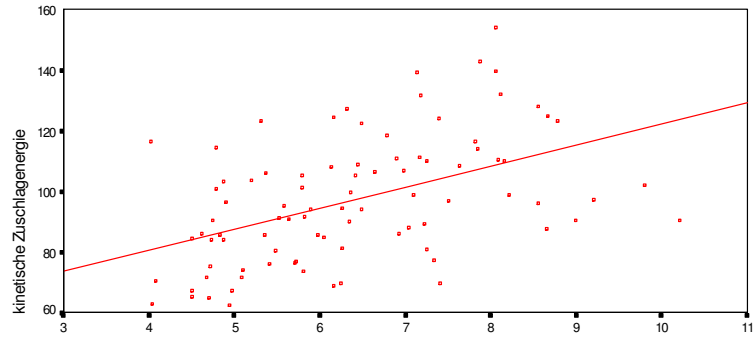
kinetische Zuschlagenergie

Vorhand

Proband E

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften



R-Qu. = 0.2310

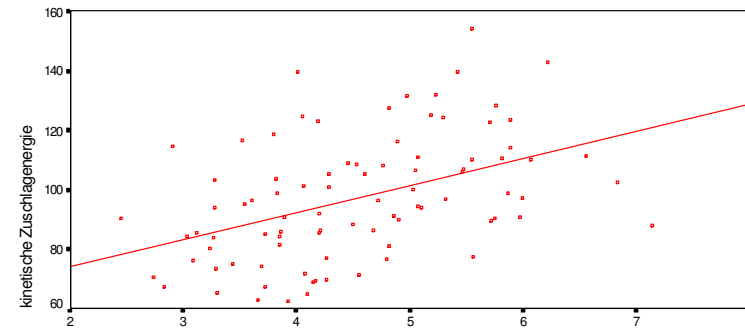
M. ext. carpi rad. long. ges.

Vorhand

Proband E

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften



R-Qu. = 0.1992

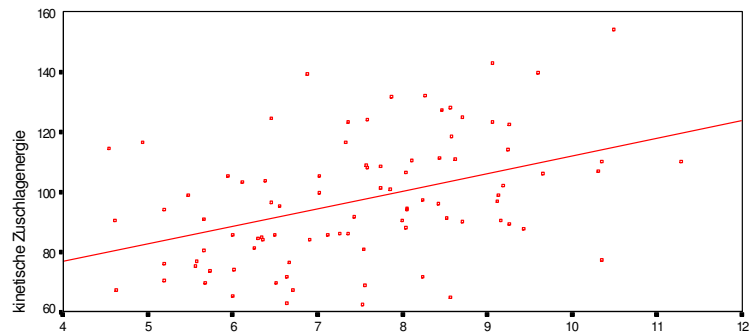
M. ext. carpi rad. brev. ges.

Vorhand

Proband E

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften



R-Qu. = 0.1819

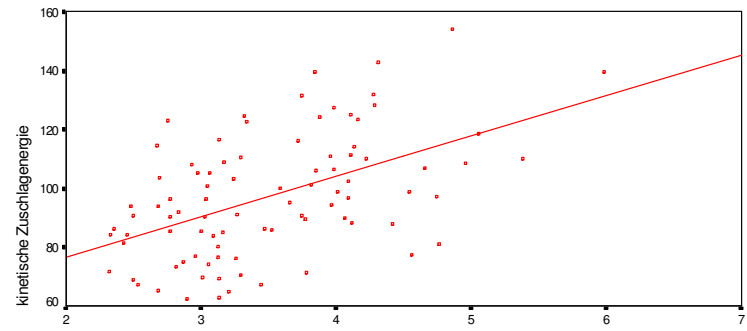
M. ext. digitorum comm. ges.

Vorhand

Proband E

alle Treffer

alle Tennisschlägereigenschaften



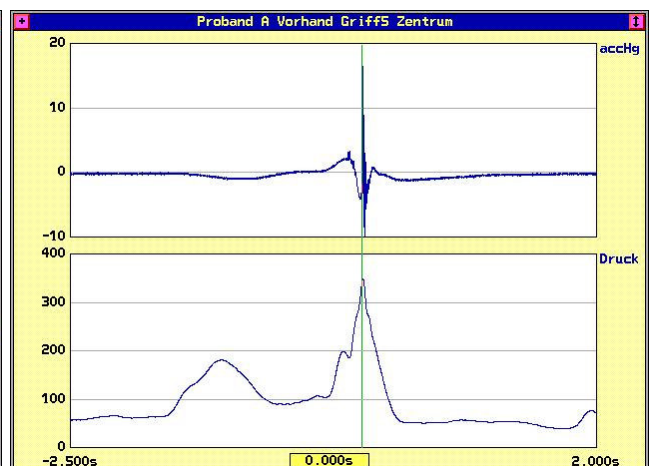
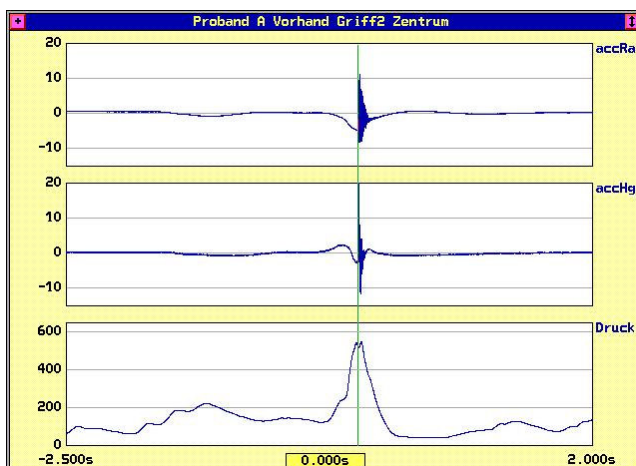
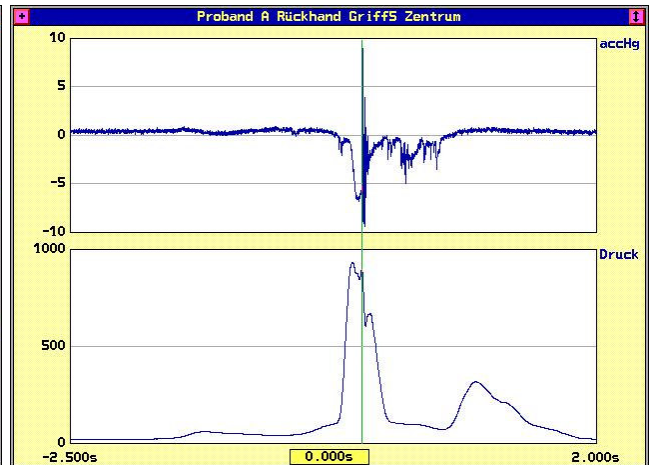
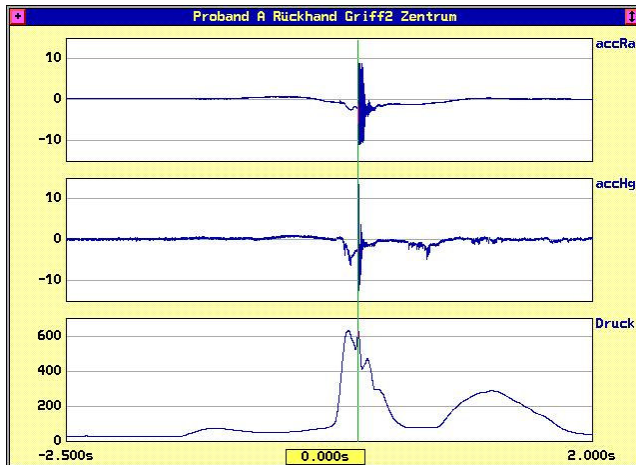
R-Qu. = 0.2581

M. flexor carpi rad. ges.

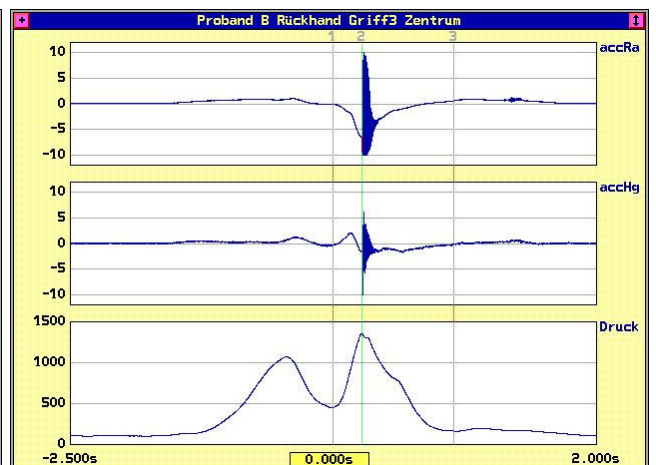
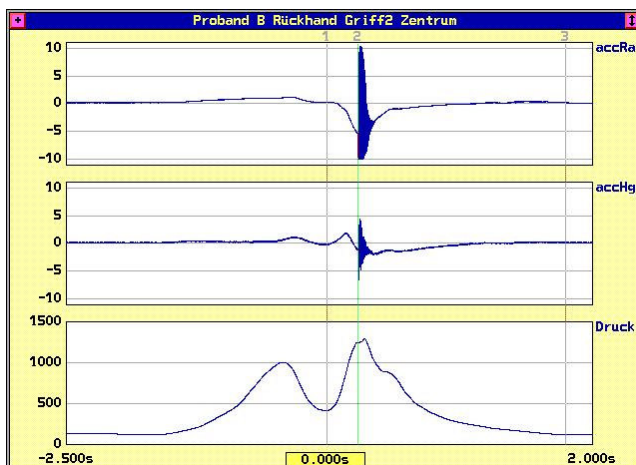
Vorhand

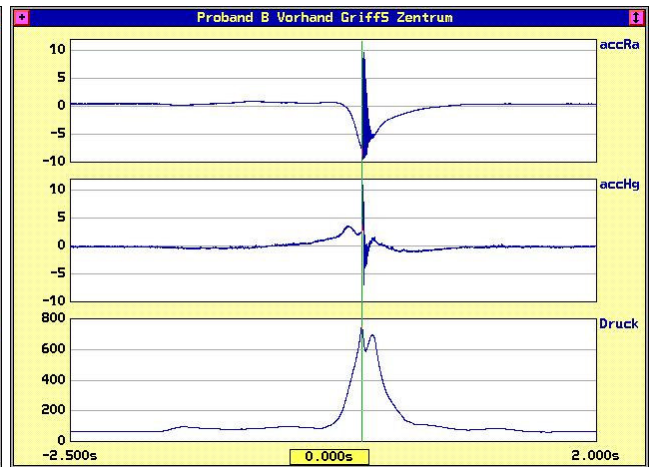
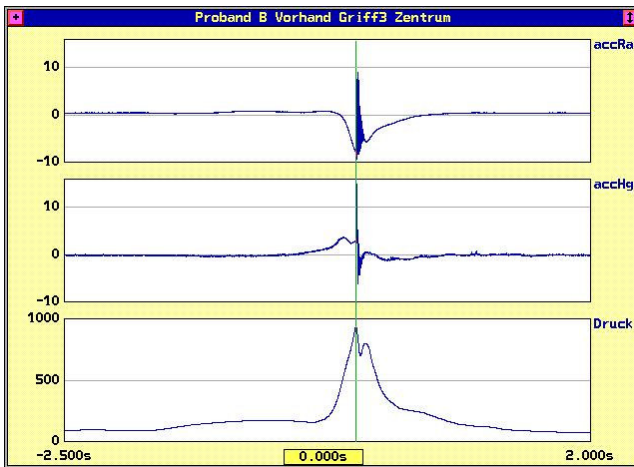
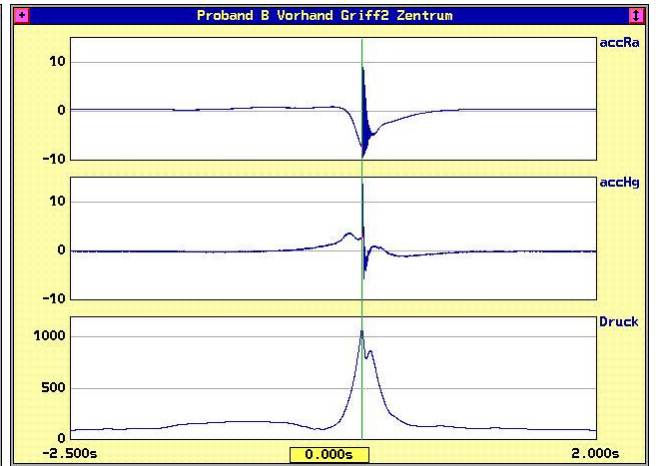
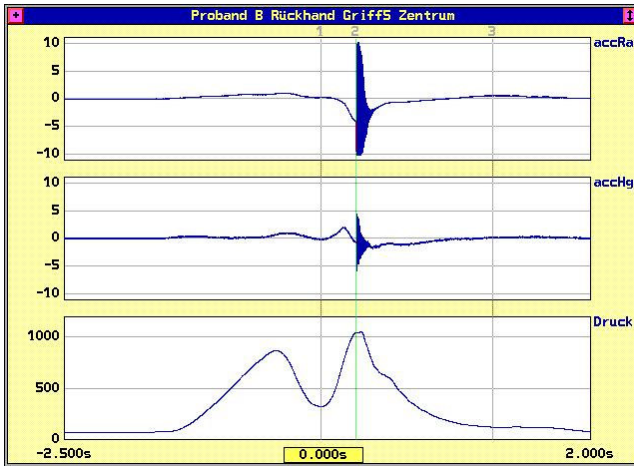
Anhang D: Vollständige Grafiken der Griffhaltekraft mit Beschleunigungssignalen an Handgelenk und Tennisschläger

Proband A

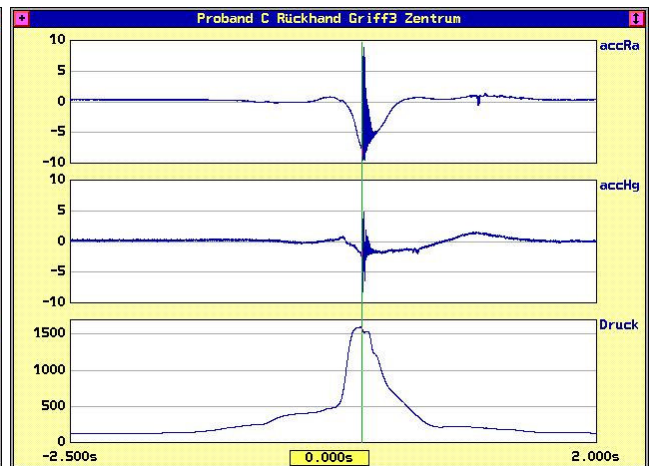
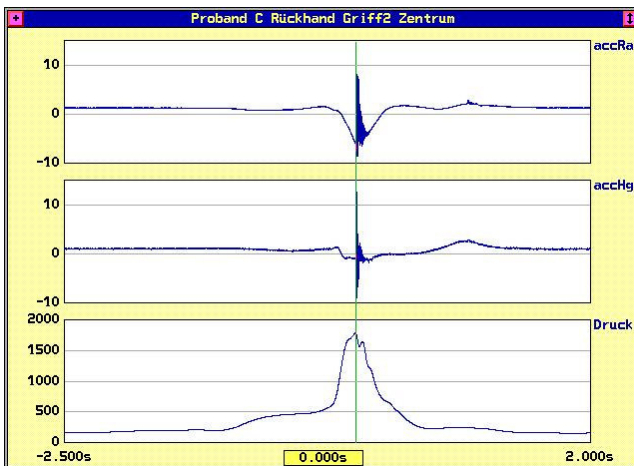


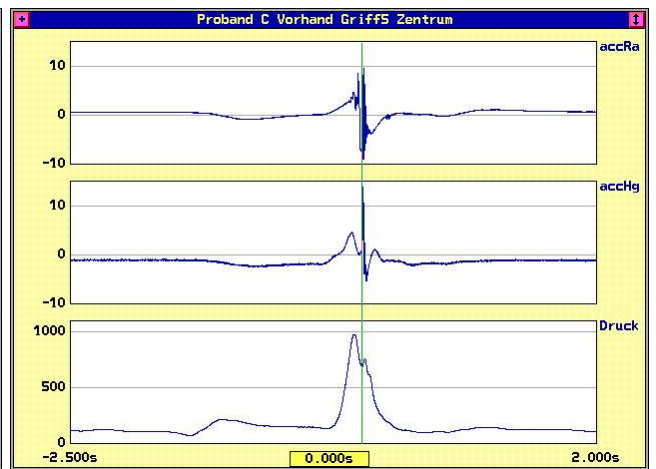
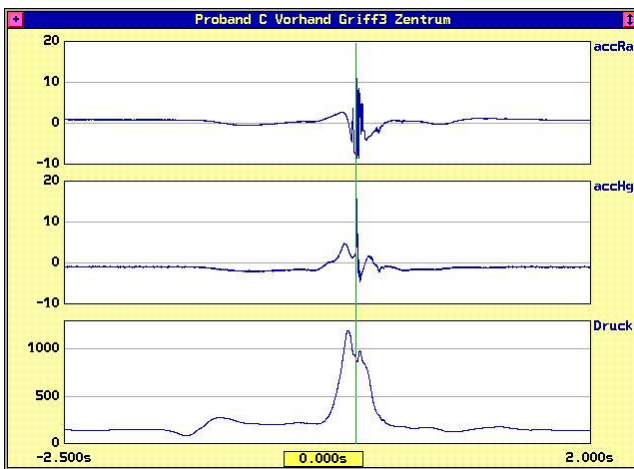
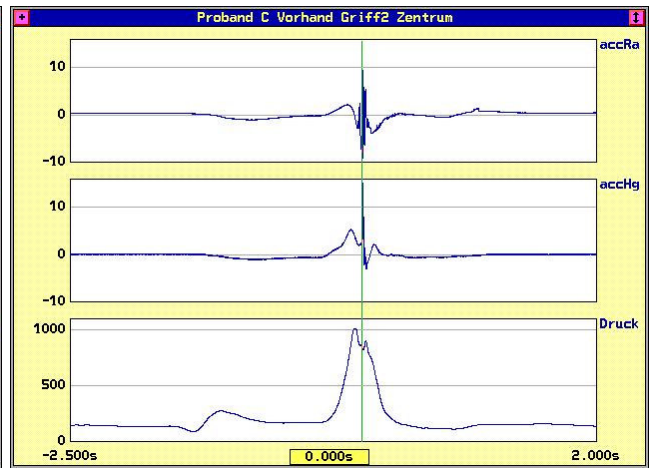
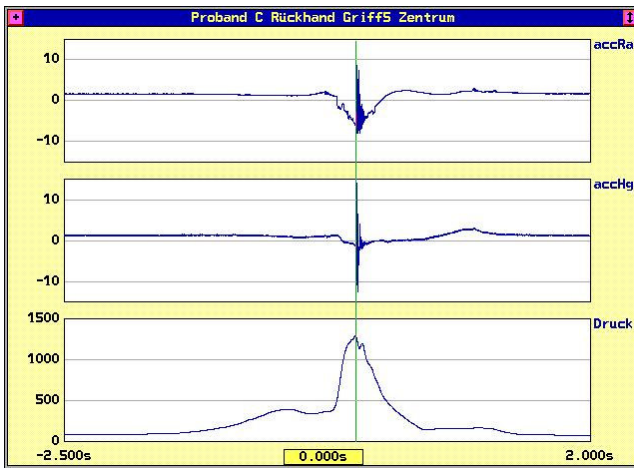
Proband B



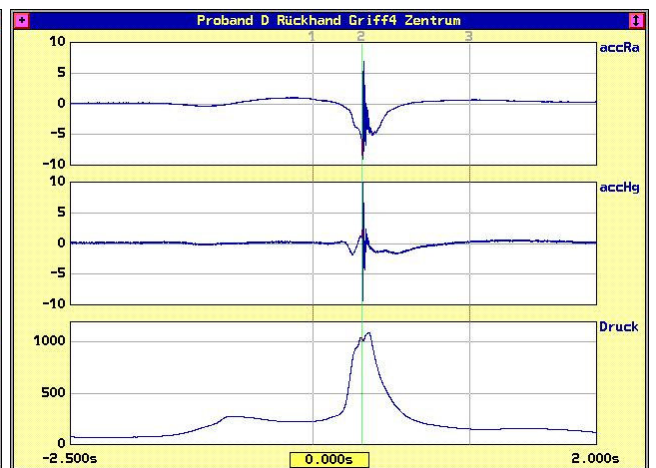
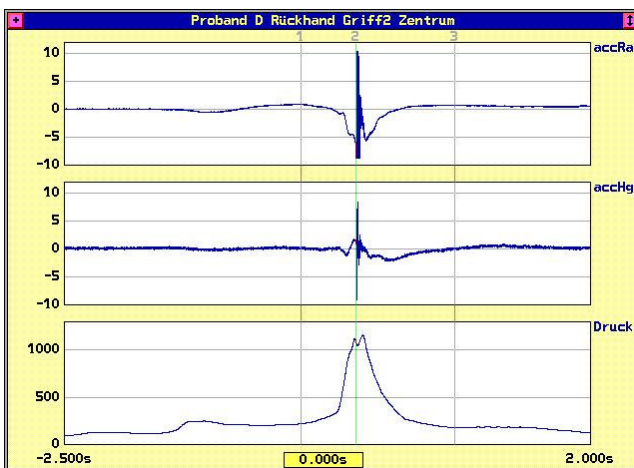


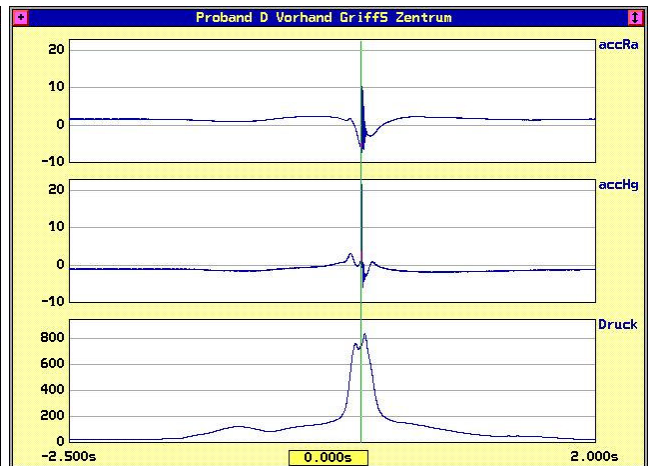
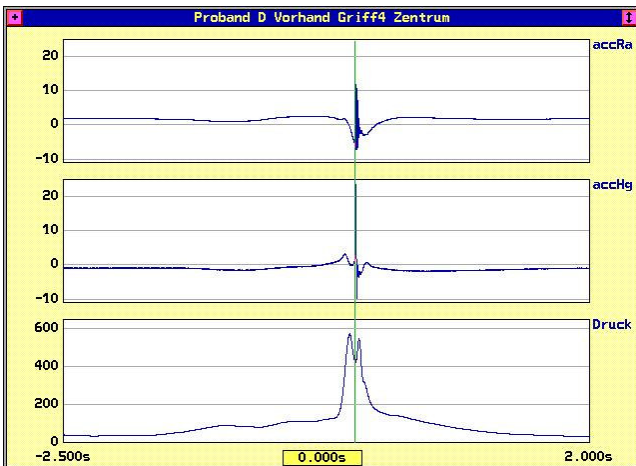
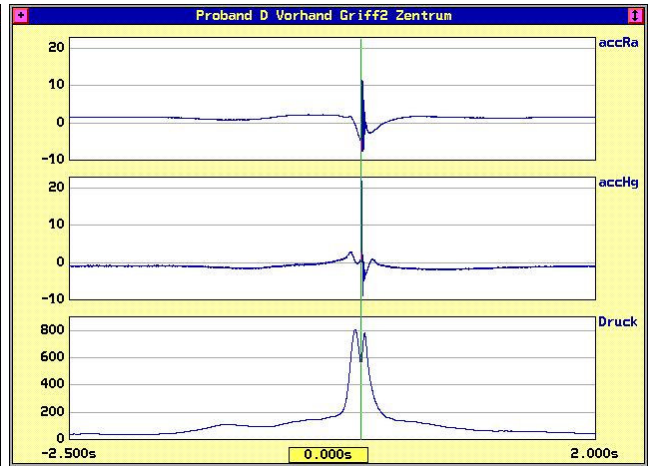
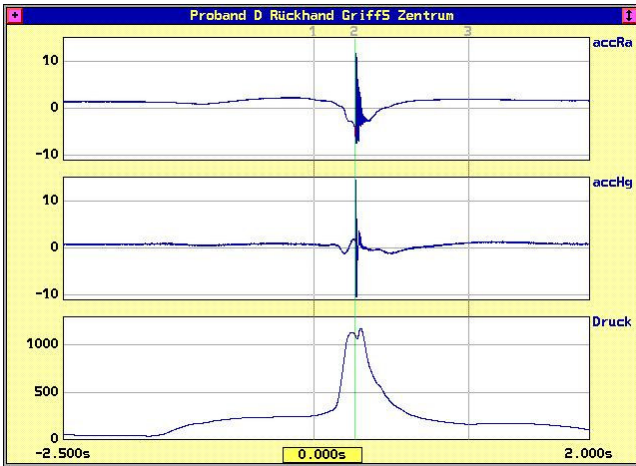
Proband C



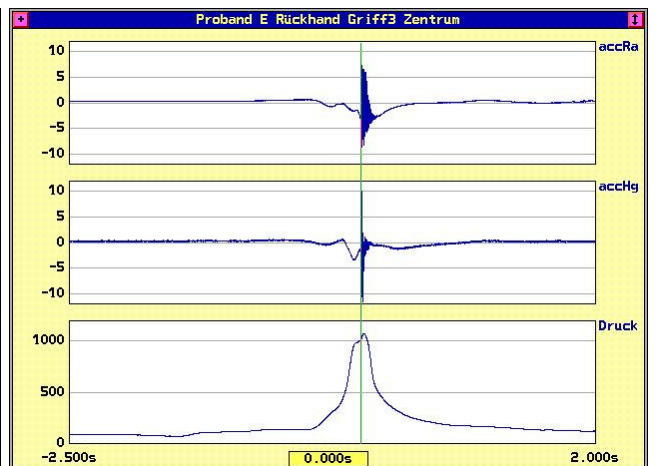
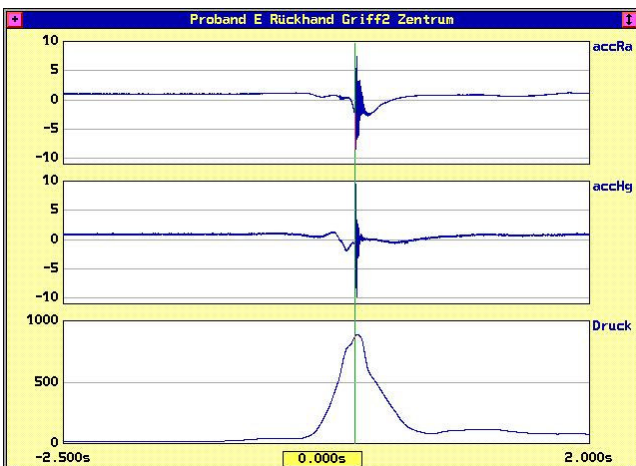


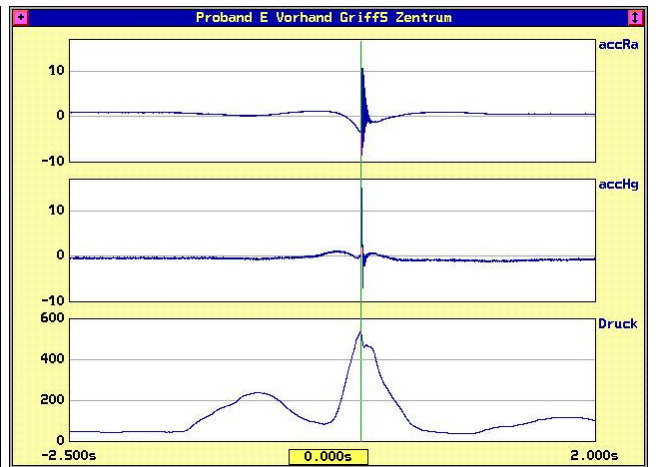
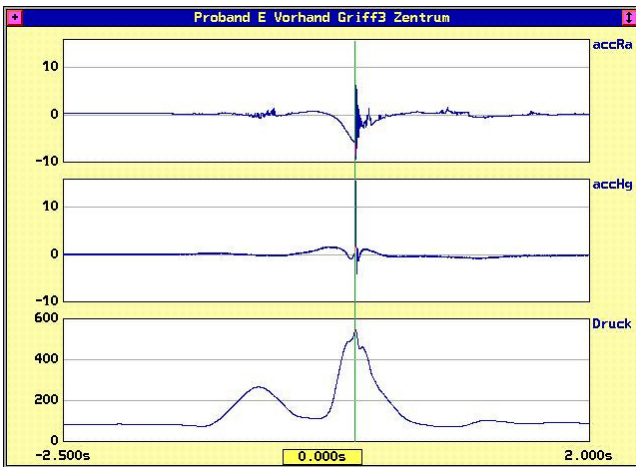
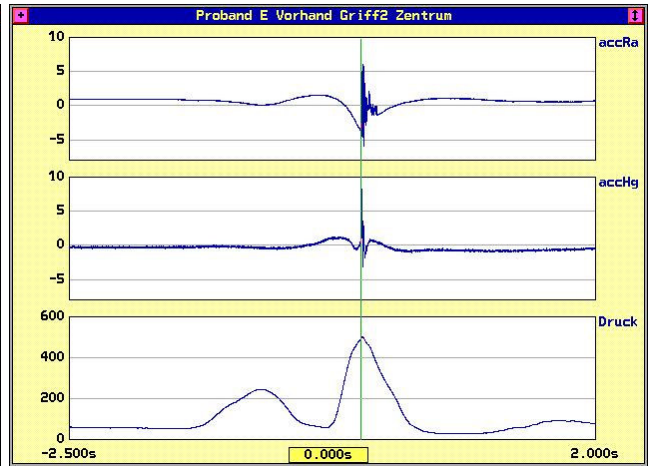
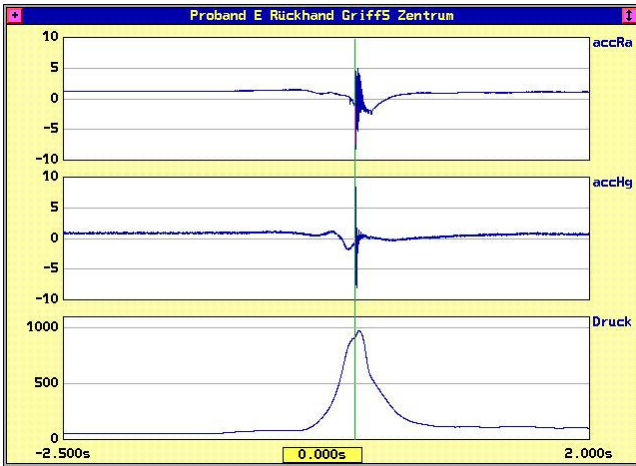
Proband D





Proband E





Anhang E: Mittelwerte und SEM der Muskelaktivitätsintegrale

Vergleich des Muskelaktivitätsniveaus bei Zentrumtreffern

		Rückhand					Vorhand				
		ECRL	ECRB	EDC	FCR	n	ECRL	ECRB	EDC	FCR	n
Proband A	Midsize	44,40	35,86	32,55	13,08	6	122,71	120,87	94,98	42,69	11
	Oversize	36,67	30,79	26,96	10,45	5	118,37	118,24	94,05	43,88	8
	Diff. %	17,41	14,14	17,17	20,11		3,54	2,18	0,98	-2,78	
	Diff. abs.	7,73	5,07	5,59	2,63		4,34	2,63	0,93	-1,19	
	Summe SEM	12,58	10,68	10,04	3,41		37,63	39,49	27,30	15,11	
Proband B	Midsize	213,24	151,61	71,53	31,89	12	155,45	114,95	59,91	31,59	12
	Oversize	173,08	119,20	58,42	27,59	10	170,20	122,41	59,16	33,05	10
	Diff. %	18,83	21,38	18,33	13,48		-9,49	-6,49	1,25	-4,62	
	Diff. abs.	40,16	32,41	13,11	4,30		-14,75	-7,46	0,75	-1,46	
	Summe SEM	32,87	27,95	15,42	7,53		39,61	32,73	13,80	6,51	
Proband C	Midsize	34,21	69,42	37,95	14,81	7	39,37	62,26	40,61	18,29	9
	Oversize	34,14	63,00	33,05	16,04	10	32,57	52,47	36,05	19,74	12
	Diff. %	0,21	9,25	12,91	-8,30		17,27	15,72	11,23	-7,93	
	Diff. abs.	0,07	6,42	4,90	-1,23		6,80	9,79	4,56	-1,45	
	Summe SEM	7,41	12,53	7,78	5,60		9,51	14,64	9,16	5,67	
Proband D	Midsize	40,20	37,03	23,84	21,03	9	53,49	50,42	42,95	30,85	15
	Oversize	40,47	46,63	32,03	23,49	10	82,59	73,36	55,71	44,17	13(2FCR)
	Diff. %	-0,67	-25,92	-34,35	-11,70		-54,40	-45,50	-29,71	(-43,18)	
	Diff. abs.	-0,27	-9,60	-8,19	-2,46		-29,10	-22,94	-12,76	(-13,32)	
	Summe SEM	15,37	14,06	10,61	8,70		18,83	18,41	8,19	(-13,29)	
Proband E	Midsize	16,83	13,84	19,89	10,67	7	43,33	31,04	47,18	22,12	11
	Oversize	15,52	10,95	19,16	12,24	6	48,00	33,35	53,08	24,64	9
	Diff. %	7,78	20,88	3,67	-14,71		-10,77	-7,44	-12,50	-11,39	
	Diff. abs.	1,31	2,89	0,73	-1,57		-4,67	-2,31	-5,90	-2,52	
	Summe SEM	9,57	7,86	9,55	5,53		14,07	11,54	15,23	5,86	

Vergleich des Muskelaktivitätsniveaus bei exzentrischen Treffern

Midsize – Oversize

		Rückhand					Vorhand				
		ECRL	ECRB	EDC	FCR	n	ECRL	ECRB	EDC	FCR	n
Proband A	Midsize	41,84	35,00	31,44	15,51	3	140,97	138,57	116,94	51,80	1
	Oversize	36,65	31,59	27,36	12,77	4	#	#	#	#	#
	Diff. %	12,40	9,74	12,98	17,67		#	#	#	#	
	Diff. abs.	5,19	3,41	4,08	2,74		#	#	#	#	
	Summe SEM	11,23	14,15	13,76	7,13		#	#	#	#	
Proband B	Midsize	#	#	#	#	#	163,54	118,24	62,89	33,29	3
	Oversize	172,88	118,95	55,27	29,59	2	146,35	108,20	54,94	33,06	5
	Diff. %	#	#	#	#		10,51	8,49	12,64	0,69	
	Diff. abs.	#	#	#	#		17,19	10,04	7,95	0,23	
	Summe SEM	14,29	6,47	3,53	5,55		78,38	47,66	18,27	9,78	
Proband C	Midsize	49,24	75,38	46,88	25,67	3	36,95	58,41	40,72	23,50	5
	Oversize	40,27	68,83	36,61	17,55	4	34,06	53,02	35,09	25,78	5
	Diff. %	18,22	8,69	21,91	31,63		7,82	9,23	13,83	-9,70	
	Diff. abs.	8,97	6,55	10,27	8,12		2,89	5,39	5,63	-2,28	
	Summe SEM	18,92	24,97	18,16	16,13		17,16	14,58	11,00	16,15	
Proband D	Midsize	43,06	45,74	32,80	24,42	9	50,64	43,08	40,09	27,84	2
	Oversize	32,21	41,73	27,57	19,14	2	85,73	77,39	57,76	51,90	13(7FCR)
	Diff. %	25,20	8,77	15,94	21,62		-69,29	-79,64	-44,08	-86,42	
	Diff. abs.	10,85	4,01	5,23	5,28		-35,09	-34,31	-17,67	-24,06	
	Summe SEM	18,31	9,13	8,48	5,88		18,54	11,91	11,62	10,39	
Proband E	Midsize	16,43	12,55	19,69	12,83	7	43,44	32,28	54,41	25,35	10
	Oversize	16,54	12,46	20,77	12,79	11	46,69	35,82	60,03	26,37	3
	Diff. %	-0,67	0,72	-5,48	0,31		-7,48	-10,97	-10,33	-4,02	
	Diff. abs.	-0,11	0,09	-1,08	0,04		-3,25	-3,54	-5,62	-1,02	
	Summe SEM	11,58	6,48	9,48	6,36		20,58	14,11	29,22	7,58	

Vergleich des Muskelaktivitätsniveaus beim Midsizeschläger

Zentrische - exzentrische Treffer

		Rückhand					Vorhand				
		ECRL	ECRB	EDC	FCR	n	ECRL	ECRB	EDC	FCR	n
Proband A	exzentrisch	41,84	35,00	31,44	15,51	3	140,97	138,57	116,94	51,80	1
	Zentrisch	44,40	35,86	32,55	13,08	6	122,71	120,87	94,98	42,69	11
	Diff. %	-6,12	-2,46	-3,53	15,67		12,95	12,77	18,78	17,59	
	Diff. abs.	-2,56	-0,86	-1,11	2,43		18,26	17,70	21,96	9,11	
	Summe SEM	8,41	11,86	12,76	5,78		15,58	17,19	12,03	7,49	
Proband B	exzentrisch	#	#	#	#	#	163,54	118,24	62,89	33,29	3
	Zentrisch	213,24	151,61	71,53	31,89	12	155,45	114,95	59,91	31,59	12
	Diff. %	#	#	#	#		4,95	2,78	4,74	5,11	
	Diff. abs.	#	#	#	#		8,09	3,29	2,98	1,70	
	Summe SEM	11,80	10,15	6,33	3,41		81,62	59,58	21,88	10,43	
Proband C	exzentrisch	49,24	75,38	46,88	25,67	3	36,95	58,41	40,72	23,50	5
	Zentrisch	34,21	69,42	37,95	14,81	7	39,37	62,26	40,61	18,29	9
	Diff. %	30,52	7,91	19,05	42,31		-6,55	-6,59	0,27	22,17	
	Diff. abs.	15,03	5,96	8,93	10,86		-2,42	-3,85	0,11	5,21	
	Summe SEM	14,76	17,07	13,22	16,44		12,23	14,64	8,98	7,24	
Proband D	exzentrisch	43,06	45,74	32,80	24,42	9	50,64	43,08	40,09	27,84	2
	Zentrisch	40,20	37,03	23,84	21,03	9	53,49	50,42	42,95	30,85	15
	Diff. %	6,64	19,04	27,32	13,88		-5,63	-17,04	-7,13	-10,81	
	Diff. abs.	2,86	8,71	8,96	3,39		-2,85	-7,34	-2,86	-3,01	
	Summe SEM	22,11	12,45	9,76	9,52		11,31	8,27	10,29	6,23	
Proband E	exzentrisch	16,43	12,55	19,69	12,83	7	43,44	32,28	54,41	25,35	10
	Zentrisch	16,83	13,84	19,89	10,67	7	43,33	31,04	47,18	22,12	11
	Diff. %	-2,43	-10,28	-1,02	16,83		0,25	3,84	13,29	12,74	
	Diff. abs.	-0,40	-1,29	-0,20	2,16		0,11	1,24	7,23	3,23	
	Summe SEM	13,68	8,74	11,07	6,78		14,38	11,38	18,23	7,62	

Vergleich des Muskelaktivitätsniveaus beim Oversizeschläger

Zentrische - exzentrische Treffer

		Rückhand					Vorhand				
		ECRL	ECRB	EDC	FCR	n	ECRL	ECRB	EDC	FCR	n
Proband A	Exzentrisch	36,65	31,59	27,36	12,77	4	#	#	#	#	#
	Zentrisch	36,67	30,79	26,96	10,45	5	118,37	118,24	94,05	43,88	8
	Diff. %	-0,05	2,53	1,46	18,17		#	#	#	#	
	Diff. abs.	-0,02	0,80	0,40	2,32		#	#	#	#	
	Summe SEM	15,40	12,97	11,04	4,76		22,05	22,30	15,27	7,62	
Proband B	Exzentrisch	172,88	118,95	55,27	29,59	2	146,35	108,20	54,94	33,06	5
	Zentrisch	173,08	119,20	58,42	27,59	10	170,20	122,41	59,16	33,05	10
	Diff. %	-0,12	-0,21	-5,70	6,76		-16,30	-13,13	-7,68	0,03	
	Diff. abs.	-0,20	-0,25	-3,15	2,00		-23,85	-14,21	-4,22	0,01	
	Summe SEM	35,36	24,27	12,62	9,67		36,37	20,81	10,19	5,86	
Proband C	Exzentrisch	40,27	68,83	36,61	17,55	4	34,06	53,02	35,09	25,78	5
	Zentrisch	34,14	63,00	33,05	16,04	10	32,57	52,47	36,05	19,74	12
	Diff. %	15,22	8,47	9,72	8,60		4,37	1,04	-2,74	23,43	
	Diff. abs.	6,13	5,83	3,56	1,51		1,49	0,55	-0,96	6,04	
	Summe SEM	11,57	20,43	12,72	5,29		14,44	14,58	11,18	14,58	
Proband D	Exzentrisch	32,21	41,73	27,57	19,14	2	85,73	77,39	57,76	51,90	13(7FCR)
	Zentrisch	40,47	46,63	32,03	23,49	10	82,59	73,36	55,71	44,17	13(2FCR)
	Diff. %	-25,64	-11,74	-16,18	-22,73		3,66	5,21	3,55	14,89	
	Diff. abs.	-8,26	-4,90	-4,46	-4,35		3,14	4,03	2,05	7,73	
	Summe SEM	11,57	10,74	9,33	5,06		26,06	22,05	9,52	17,45	
Proband E	Exzentrisch	16,54	12,46	20,77	12,79	11	46,69	35,82	60,03	26,37	3
	Zentrisch	15,52	10,95	19,16	12,24	6	48,00	33,35	53,08	24,64	9
	Diff. %	6,17	12,12	7,75	4,30		-2,81	6,90	11,58	6,56	
	Diff. abs.	1,02	1,51	1,61	0,55		-1,31	2,47	6,95	1,73	
	Summe SEM	7,47	5,60	7,96	5,11		20,27	14,27	26,22	5,82	