

Aus dem Physiologischen Institut
(Geschäftsführender Vorstand Prof. Dr. M. Bleich)
der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

Elektromyographische Studie ballistischer Bewegungen

Inauguraldissertation
zur
Erlangung der Doktorwürde der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

vorgelegt von
Patrick Keller
aus Bretten

Kiel 2020

1. Berichterstatter: Prof. Dr. J. P. Kuhtz-Buschbeck
2. Berichterstatter: PD Dr. Margraf
Tag der mündlichen Prüfung: 18.9.2020
Zum Druck genehmigt, Kiel, den 18.9.2020

gez.: Prof. Dr. T. Baukowitz
(Vorsitzender der Prüfungskommission)

Inhaltsverzeichnis

1) Einleitung	1
1.1) Die Bewegung.....	2
1.2) Wurfbewegung im Sport.....	4
1.3) Händigkeit bei Zielbewegungen.....	5
1.4) Fragestellung.....	7
2) Methode	8
2.1) Probanden.....	8
2.1.1) Bestimmung der Händigkeit.....	8
2.1.2) Kraftmessung.....	9
2.2) Elektromyographie.....	9
2.2.1) Muskeln.....	10
2.2.2) Maximale willkürliche Kontraktionen (MVC).....	13
2.3) Akzelerometrie.....	14
2.4) Versuchsaufbau.....	16
2.4.1) Wurftechniken.....	16
2.5) Versuchsdurchführung.....	18
2.6) Datenverarbeitung und Auswertung.....	20
2.6.1) Treffgenauigkeit.....	20
2.6.2) Elektromyographie- und Akzelerometerdaten.....	22
2.6.3) Statistische Auswertung.....	24
3) Ergebnisse	26
3.1) Vergleich der Wurftechniken.....	26
3.1.1) EMG- und Akzelerometer – Daten.....	26
3.1.2) Aktivierungsreihenfolge der Muskulatur.....	29
3.2) Seitenvergleich.....	31
3.2.1) Dartwurf: EMG- und Akzelerometer-Kurven im Seitenvergleich.....	32
3.2.2) Dartwurf: Folge der Muskelaktivierung im Seitenvergleich.....	34
3.2.3) Unterhandwurf: Seitenvergleiche.....	34
3.3) Lernverläufe und Zielgenauigkeit.....	38
3.3.1) Dartwurf.....	38
3.3.2) Unterhandwurf.....	40
3.3.3) Zusammenhang zwischen Treffgenauigkeit und Wurfparametern.....	41

4) Diskussion	45
4.1) Überblick	45
4.2) Triphasisches Muster.....	45
4.3) Händigkeitseffekte in Bezug auf die Bewegungskinetik.....	47
4.4) Händigkeitseffekte, EMG-Aktivität, Trefferquote und Lerneffekte.....	52
4.5) Rolle des Kleinhirns, Ausblick.....	53
4.6) Methodenkritik.....	55
5) Zusammenfassung	57
6) Literaturverzeichnis	59
7) Anhang	62
8) Danksagung.....	65
9) Lebenslauf	66

1) Einleitung

Durch den aufrechten Gang hat sich für den Menschen ein evolutionär entscheidender Vorteil ergeben – die Hände sind frei und können als Werkzeuge verwendet werden. Auch andere Primaten und Tierarten (z.B. Eichhörnchen) sind, bis zu einem gewissen Grad, in der Lage, Hände oder Pfoten zur Manipulation von Gegenständen zu nutzen. Unterschiedlich ausgeprägt ist dabei jedoch die Feinmotorik, die benötigt wird, um kleinste Gegenstände zu manipulieren und komplexe Werkzeuge zu nutzen. Die neuroanatomische Grundlage hierfür bildet die neuronale Architektur des Gehirns und des Rückenmarks (Lemon und Griffiths, 2005). Anhand von läsionsbedingten Ausfällen motorischer Fähigkeiten und Daten neuer bildgebender Verfahren zeigte sich, dass verschiedenste Areale des menschlichen Cortex cerebri am Erkennen und kontextbezogenen Nutzen eines Werkzeugs beteiligt sind (Johnson-Frey, 2004). Dennoch spielt bei komplexen Bewegungen auch eine andere Komponente eine entscheidende Rolle, nämlich die Fähigkeit, den zugehörigen Ablauf zu erlernen und zu automatisieren. Zum Beispiel konnte im Vergleich zwischen auf eine komplexe motorische Aufgabe trainierten und untrainierten Ratten gezeigt werden, dass das Üben dieser Bewegung auf die Dauer zum strukturellen Umbau des zugehörigen motorischen Cortexareals führt (Kleim et. al., 1998). Besonders beim Menschen sind die Fähigkeiten der rechten und der linken Hand in der Regel unterschiedlich ausgeprägt, wobei mit ca. 8% nur ein kleiner Teil der Population die linke Hand bevorzugt (McManus, 1991).

Ein Erklärungsansatz für das Zustandekommen der Händigkeit findet sich in der Humangenetik. Dabei haben sich über die Jahre verschiedene Modelle herauskristallisiert, die jedoch ähnliche Ansätze verfolgen. Gängige Theorien stammen unter anderem von Annett (Right Shift Theory; Annett, 1985), McManus (McManus, 1985) und Klar (Random-Recessive Model; Klar, 1996). Obwohl sich in den Details gewisse Unterschiede zeigen, findet sich in jedem der genannten Modelle ein gemeinsamer Grundgedanke. Die Autoren gehen von einem Gen aus, das in seiner homozygot dominanten Variante grundsätzlich eine Rechtshändigkeit verursacht. Liegt das Gen heterozygot mit seinem rezessiven Gegenstück vor, wird trotzdem mit großer Wahrscheinlichkeit eine Rechtshändigkeit erwartet. Bei Trägern des homozygot rezessiven Genotyps wird eine zufällige, gleichmäßige Verteilung von Rechts- und Linkshändern erwartet (Annett, 1985; McManus, 1985; Klar, 1996).

Von verschiedenen Autoren werden auch diverse epigenetische sowie umweltbedingte Einflüsse diskutiert. Es werden mehrere Faktoren in Zusammenhang mit Schwangerschaft und Geburt genannt, unter anderem eine Zwillingsschwangerschaft (Williams

et al., 1992) und die Position des Kindes im Geburtskanal vor und während der Geburt (Churchill et al., 1962). Scheinbar nimmt auch das Geschlecht einen gewissen Einfluss auf die Händigkeit einer Person. In einer Metaanalyse aus 144 Studien wird das Verhältnis von männlichen zu weiblichen Linkshändern mit 1,23 angegeben, unter Männern findet sich also ein größerer Anteil von Linkshändern (Papadatou-Pastou et al., 2008). Zusätzlich dürfen auch kulturelle Einflüsse nicht vernachlässigt werden. Die Linkshänder befinden sich generell in der Minderheit, der Anteil an der Population wird mit ungefähr 8% angegeben (McManus, 1991). Dadurch ergibt sich einerseits eine gewisse Beeinflussung von linkshändigen Kindern durch die Überzahl an rechtshändigen Kindern beziehungsweise durch die Händigkeit der Familienmitglieder, andererseits gibt und gab es in verschiedenen Kulturen eine Stigmatisierung der Linkshändigkeit. Dies hat zur Folge, dass manchen Menschen mit dominanter linker Hand ihre Linkshändigkeit zumindest teilweise abtrainiert wird (Klöppel et al., 2007; Sattler, 2011). Obwohl die Ursachen der Händigkeit des Menschen seit vielen Jahren Gegenstand der Forschung sind, konnte bis heute noch nicht abschließend geklärt werden, welche Faktoren dieses Merkmal in welchem Ausmaß beeinflussen. Ungeachtet dessen können die Bewegungen von dominanter und nicht-dominanter Hand auf verschiedene Weise untersucht werden.

1.1) Die Bewegung

Um die Steuerung von Bewegungen (zentrale Motorik) besser zu verstehen, kann mit Hilfe moderner bildgebender Verfahren (z.B. fMRT) die Aktivität der an der Bewegungsplanung und -durchführung beteiligten Hirnareale dargestellt werden. Will man im Gegensatz hierzu die Bewegung selbst charakterisieren, bieten sich verschiedene Möglichkeiten: Zum einen können die kinematischen und kinetischen Komponenten in Bezug auf Geschwindigkeit, Beschleunigung, Gelenkstellungen, Bewegungswinkel und Drehmomente untersucht werden, zum anderen lässt sich die elektrische Aktivität der beteiligten Muskeln untersuchen. Das Elektromyogramm (EMG) ist eine Aufzeichnung der elektrischen Aktivität des Muskels, die seiner Kontraktion vorausgeht und sie begleitet. Anhand der bei Muskelaktivität entstehenden Potentialschwankungen kann indirekt auf das Ausmaß der Kontraktionskraft rückgeschlossen werden. Aus mehreren Messungen an verschiedenen gesunden Probanden kann man auf das charakteristische Muskelaktivierungsmuster bei einer bestimmten Bewegung schließen und anhand von diesen physiologischen Abläufen auch pathologische Veränderungen bei Bewegungsstörungen besser verstehen.

Neben eher automatisch ablaufenden Vorgängen wie etwa dem Armschwung beim Gehen (Kuhtz-Buschbeck und Jing, 2012; Kuhtz-Buschbeck et al., 2014) dienen die oberen

Extremitäten und besonders die Hände dem Menschen als Werkzeuge zur Interaktion mit der Umwelt. Für viele alltägliche Aufgaben wie das Greifen, Platzieren oder Manipulieren von Gegenständen müssen also Zielbewegungen durchgeführt werden, bei denen Hand und Objekt möglichst präzise zusammengeführt werden sollen. Eine besondere Art der Zielbewegung ist der Wurf eines Objektes auf ein Ziel. Wie bei Zeige- und Greifbewegungen müssen auch hier verschiedenste Muskelgruppen koordiniert arbeiten, die Wurfbewegung erfolgt jedoch – in Abhängigkeit von der zu überbrückenden Entfernung – kräftiger und wesentlich schneller. Man spricht von ballistischen Bewegungen, die so rasch erfolgen, dass sie während ihres Ablaufens kaum noch verändert werden können.

Bei einer ballistischen Bewegung um ein einzelnes Gelenk zeigt sich bei den beteiligten agonistischen (Ag) und antagonistischen (Ant) Muskeln eine charakteristische Reihenfolge der Aktivierung. Dieses sogenannte triphasische EMG-Muster (Berardelli et al., 1996; Cheron et al., 2007) besteht aus drei voneinander abzugrenzenden Bursts und beginnt mit einer ersten Aktivierung des Agonisten (Ag1). Diese initiale Muskelaktivität bewirkt die anfängliche Beschleunigung der Extremität. Darauf folgt während relativer oder absoluter Inaktivität des Agonisten ein Burst des Antagonisten (Ant), der eine bremsende Wirkung auf die zuvor beschleunigte Extremität ausübt, sodass die Bewegung nicht über den anvisierten Endpunkt hinauschießt. Der Wirkung des Antagonisten steht wiederum eine zweite Aktivierung des Agonisten (Ag2) gegenüber, die eine übermäßige Bremsung der Bewegung verhindert und ein gewisses Maß an Beschleunigung erhält. Dieses ineinandergreifende Zusammenspiel von Agonist und Antagonist (Ag1 – Ant – Ag2) ermöglicht somit die Feinjustierung einer gezielten Bewegung (Berardelli et al., 1996). Deutlich wird die Bedeutung des triphasischen Musters auch beim Vergleich von schnellen mit langsamen, gleichmäßigen Bewegungen. Während sich dieses Aktivierungsmuster z.B. bei schnellen Ellbogenflexionen deutlich zeigt, ist bei gleichmäßigen langsameren Bewegungen eine eher kontinuierliche Muskelaktivität zu beobachten (Brown und Gilleard, 1991). Zudem konnte bei einem Patienten, dessen Extremitäten aufgrund einer schweren sensorischen Neuropathie als deafferenziert anzusehen waren, ein im Vergleich zu gesunden Probanden normales triphasisches EMG-Muster beobachtet werden. Dies legt nahe, dass die wechselnden Aktivitäten von Agonist und Antagonist einen zentral vorprogrammierten Ablauf darstellen, der auch ohne die afferente Rückmeldung stattfindet (Hallett et al., 1975).

Zu beachten ist hier, dass diese Aktivierungsreihenfolge nicht nur bei Bewegungen um große Gelenke wie Ellbogen oder Kniegelenk zu Tragen kommt. Bei Untersuchungen zur Handgelenksflexion wurde analog ein triphasisches Muster nachgewiesen, das im EMG mit erhöhter aufzubringender Kraft beziehungsweise höherer geforderter Geschwindigkeit immer

deutlicher zu sehen war (Mustard und Lee, 1987). Selbst bei Bewegungen kleiner Gelenke, nämlich der raschen Flexion des Daumes, zeigte sich das typische EMG-Signal ballistischer Bewegungen (Hallett und Marsden, 1979).

1.2) Wurfbewegung im Sport

Wenn man vor diesem Hintergrund Wurfbewegungen verschiedener Sportarten analysiert, ist zu beachten, dass diese wesentlich komplexer sind als eine einfache ballistische Bewegung um ein einzelnes Gelenk. Oftmals sind Wurfbewegungen durch Mitwirken des ganzen Körpers oder zumindest vieler Gelenke gekennzeichnet, und sie beinhalten auch verschiedene Phasen. Während der sog. „Pitching“ Wurf beim Baseball in sechs verschiedene Phasen eingeteilt werden kann (Werner et al., 1993), wird der Überkopfwurf im American Football in drei Abschnitte unterteilt, nämlich das Anspannen (*cocking*, früher und später Anteil), das Beschleunigen (*acceleration*) und das Abfedern oder Ausschwingen (*follow through*). Dabei konnte beobachtet werden, dass das Anspannen mit über 50 % den mit Abstand größten Zeitanteil an der Wurfbewegung übernimmt. Weiterhin zeigten die untersuchten Muskeln in jeder Phase des Wurfes verschieden starke Aktivität im EMG (Kelly et al., 2002). Trotz diverser Unterschiede zwischen verschiedenen Wurfarten kann man vereinfacht annehmen, dass diese drei Phasen grundsätzlich – im Endeffekt natürlich anders ausgeführt, möglicherweise mit veränderten Anteilen an der Gesamtzeit und unter Berücksichtigung individueller Unterschiede in den Wurftechniken – auf jede Wurfaktion übertragen werden können.

Bei Wurfbewegungen im Sport spielt die Übung eine wichtige Rolle. Beim Vergleich von geübten mit ungeübten Handballspielern zeigten sich vor allem Unterschiede in der Wurfgeschwindigkeit und der Treffgenauigkeit, wobei die Würfe der geübten Spieler signifikant schneller und genauer waren als die der ungeübten Spieler (Rousanoglou et al., 2014). Weiterhin beschrieben Rousanoglu und Mitarbeiter (2014) übungsabhängige Differenzen der im EMG gemessenen Muskelaktivierung. Die geübten Spieler zeigten während der Anspannungsphase höhere Aktivität im M. trapezius und M. pectoralis als ungeübte Personen, in der Beschleunigungsphase war dies aber umgekehrt, denn hier ergab sich höhere EMG-Aktivität bei den ungeübten Teilnehmern. Bei beiden Gruppen waren die genannten Muskeln während der Beschleunigung signifikant weniger aktiv als in der Anspannungsphase. Hinsichtlich der Dauer der Würfe und ihrer Phasen sowie im Timing der EMG-Aktivitätsspitzen fanden sich keine signifikanten Unterschiede zwischen Geübten und Ungeübten (Rousanoglou et al., 2014).

Darts ist ein Sport, bei dem der Hauptanteil der Wurffaktion – also die Beschleunigung des Pfeils durch schnelle Extension des Ellbogengelenkes – einer idealisierten, ballistischen Bewegung um ein Gelenk nahe kommt. Allerdings finden auch beim Werfen von Dartpfeilen ergänzende Schulter- und Rumpfbewegungen statt. Obwohl es keine genauen Vorschriften zur Wurftechnik gibt können doch Grundsätze festgehalten werden (Gutschreiter, 2015). Initial wird der Pfeil bei angewinkeltem Ellbogen in der Hand gehalten, der Oberarm bleibt über die ganze Zeit möglichst ruhig. Vor Beginn des Wurfes baut der Spieler Spannung auf, indem er den Unterarm zunächst etwas weiter anwinkelt (*cocking*), danach wird durch Strecken des Armes der Pfeil beschleunigt (*acceleration*), und nach dem Loslassen des Pfeils soll die Bewegung so auslaufen (*follow through*), dass der Zeigefinger der Wurfhand auf das Ziel zeigend zur Ruhe kommt (National Dart Association, USA, 2017). Die elektromyographischen Abläufe beim Dartwurf wurden bislang nur in wenigen Untersuchungen betrachtet (Morrison und Anson, 1999; Obayashi et al., 2009; Walsh et al., 2011; Waterhouse, 2014). Der Fokus lag dabei nicht auf Unterschieden zwischen dominanter und non-dominanter Hand.

1.3) Händigkeit bei Zielbewegungen

Bedenkt man nun, dass Sportler in wurfbasierten Disziplinen häufig mit nur einer Hand agieren, stellt sich die Frage wie diese Bevorzugung mit der Händigkeit in Zusammenhang steht. In einer Auswertung von 10635 Fragebögen zeigte sich, dass 28,8% der Linkshänder tatsächlich lieber mit der rechten Hand werfen, wohingegen nur 1,6% der Rechtshänder die linke Hand bevorzugen (McManus, 1999). Die Händigkeit wurde in diesem Fall an der zum Schreiben bevorzugten Seite gemessen. Wie unterscheiden sich also dominante und non-dominante (synonym nicht-dominante) Seite bei der Ausführung von Zielbewegungen?

Beim Vergleich von schnellen horizontalen Zielbewegungen mit rechter und linker Hand – bei denen die durchgängig rechtshändigen Probanden nur Start- und Endpunkt ihrer Bewegung sahen – erreichten nach mehreren Durchgängen aufgrund von Adaptation bzw. Übung beide Hände der Testpersonen gleichermaßen konsistent das Ziel (Sainburg und Kalakanis, 2000). Es ergaben sich für rechte und linke Hand jedoch unterschiedliche Bewegungsverläufe. Charakteristisch waren Unterschiede der Koordination der Muskulatur und der beim Muskeleinsatz zwischen den verschiedenen Abschnitten der Extremität (Oberarm, Unterarm, Hand) auftretenden Drehmomente. So wurden die Bewegungen des dominanten Armes hauptsächlich durch die Muskulatur des Schultergürtels gelenkt, der non-dominante Arm hingegen arbeitete eher mit Muskeln, die am Ellbogengelenk wirkten (Sainburg und Kalakanis, 2000).

In einer weiteren Untersuchung (Bagesteiro und Sainburg, 2002) mit ähnlichem Versuchsaufbau wurden zwei in einer horizontalen Ebene ausgeführte Zielbewegungen untersucht, und zwar eine Kombination aus Ellbogen- und Schulterbewegung und eine nur aus dem Ellbogen kommende Bewegung. Hier bestätigten sich Seitenunterschiede ähnlich wie in der früheren Arbeit (Sainburg und Kalakanis, 2000). Für die Ellbogenbeschleunigung der Kombinationsbewegung war auf der dominanten Seite hauptsächlich die Bewegung bzw. das Drehmoment der Schulter verantwortlich, im Gegensatz war auf der non-dominanten Seite vermehrt die den Ellenbogen bewegende Muskulatur der Auslöser. Im EMG zeigten vor allem die Ellbogenflexoren (u.a. M. biceps brachii) und der auf das Schultergelenk wirkende M. pectoralis major auf der dominanten Seite niedrigere Aktivitätsniveaus als auf der non-dominanten Seite. Beide Befunde wiesen darauf hin, dass die dominante Seite die intersegmentale Koordination einer Extremität effizienter gestaltet als ihr Gegenstück. Ferner verliefen die Zielbewegungen der linken (non-dominanten) Hand stärker gekrümmt als die der rechten Hand (Bagesteiro und Sainburg, 2002).

Die auf eine Ellbogenbewegung reduzierte Aufgabe ergab ein ähnliches Bild. Die Hauptbewegung wurde zwar durch die dieses Gelenk bewegende Muskulatur ausgeführt, die Schultermuskulatur diente jedoch zur Stabilisierung der Schulter. Auf der non-dominanten Seite fand sich im EMG höhere Aktivität, was im Vergleich zur dominanten Seite eine vermehrte muskulär bedingte Fixierung der Schulter nach sich zog. Die Ellbogenmuskulatur musste in der Folge vermehrte Arbeit leisten um dies zu kompensieren (Bagesteiro und Sainburg, 2002). Zusammenfassend legen beide Untersuchungen nahe, dass Unterschiede zwischen dominantem und non-dominantem Arm zumindest teilweise durch veränderte intersegmentale Koordination und effizienteren Umgang mit der Muskelaktivierung und den daraus entstehenden Drehmomenten zustande kommen.

Bei einer Studie zu Überkopfwürfen (Ballwürfen) mit dominanter und non-dominanter Hand wurden verschiedene Faktoren, die die Genauigkeit des Wurfes beeinflussen können, analysiert (Hore et al., 1996; Hore et al., 2005). Die non-dominante Hand zeigte generell eine geringere Treffergenauigkeit, wobei hier besonders eine vertikale Ungenauigkeit – also Treffer über oder unter dem Ziel – hervorstach. Einerseits zeigte die non-dominante Seite in den proximalen Gelenken größere Variabilität in Bezug auf Drehung bzw. Stellung selbiger während der gesamten Bewegung, die schlechtere Trefferbilanz führten die Autoren jedoch hauptsächlich auf eine zeitlich veränderte Öffnung der Finger zurück. Dabei stellte sich heraus, dass der Effekt der Fingeröffnung auf die Genauigkeit des Wurfes deutlich höher war als die Stellung der weiter proximal gelegenen Gelenke. Die Muskelaktivität wurde von Hore und Mitarbeitern nicht seitenvergleichend analysiert.

1.4) Fragestellung

Die vorliegende Arbeit hat das Ziel, mögliche Seitenunterschiede der Muskelaktivität bei ballistischen Wurfbewegungen darzustellen. Dazu werden die dominante und die non-dominante obere Extremität beim Werfen von Dartpfeilen auf verschiedene Aspekte hin seitenvergleichend untersucht. Einerseits werden die Zielgenauigkeit, andererseits charakteristische EMG-Aktivierungsmuster bei den schnellen gezielten Wurfbewegungen betrachtet. Zudem beinhaltet die Aufgabenstellung zwei verschiedene Wurftechniken (vgl. 2.4.1), wobei eine Bewegung für die Probanden relativ natürlich und intuitiv, die andere eher ungewohnt ist. Folgende Fragestellungen werden bearbeitet:

- Lässt sich für die verschiedenen Wurftechniken ein über alle Probanden gemitteltes, einheitliches EMG-Aktivierungsmuster finden?
- Zeigen beide Wurftechniken das charakteristische triphasische Aktivierungsmuster schneller ballistischer Bewegungen?
- Zeigen sich Differenzen in der Treffgenauigkeit zwischen dominanter und non-dominanter Seite bei der jeweiligen Wurftechnik? Gibt es Lerneffekte?
- Lassen sich im EMG Unterschiede zwischen dominanter und non-dominanter Seite bei der jeweiligen Wurftechnik feststellen?
- Bestehen Korrelationen zwischen der Treffgenauigkeit und bestimmten EMG-Mustern?

2) Methode

Die elektromyographische Aktivität (EMG) von fünf Muskeln der oberen Extremität wurde an zwölf Probanden während schneller, zielgerichteter Wurfbewegungen gemessen. Zusätzlich wurden die Beschleunigung des werfenden Arms und die Treffergenauigkeit erfasst. Die Probanden warfen 30 Dartpfeile in schneller Abfolge auf ein Ziel und sollten dies nach Möglichkeit treffen. Diese Aufgabe wurde von den Versuchsteilnehmern sowohl mit rechter und linker Hand als auch unter Verwendung zweier verschiedener Wurftechniken durchgeführt. Um die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse und etwaige Lerneffekte zu erfassen, wurde jede Versuchsperson am Folgetag in genau gleicher Abfolge ein zweites Mal untersucht.

2.1) Probanden

Die Probandengruppe bestand aus sechs Frauen und sechs Männern im Alter zwischen 20 und 34 Jahren ($24,9 \pm 5,0$; Mittelwert und Standardabweichung). Dabei handelte sich um Studenten der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel (CAU). Die zuständige Ethik-Kommission der Medizinischen Fakultät der CAU war informiert worden (AZ D 418/10, mit Erweiterung vom 27.11.2015) und hatte keine Einwände gegen die Studie. Alle Teilnehmer waren gesund und wiesen keine Standunsicherheiten oder sonstige motorische Erkrankungen auf. Keine der Versuchspersonen hatte besondere Erfahrung mit Darts, einige Probanden gaben jedoch an, momentan oder aber zu einem früheren Zeitpunkt (d.h. momentan inaktiv) eine Sportart getrieben zu haben, die eine gute Koordination der oberen Extremitäten erfordert. Hierzu zählten: Tennis (aktiv: 1; inaktiv: 2), Badminton (inaktiv: 1), Handball (inaktiv: 1), Volleyball (inaktiv: 1), Fußball (inaktiv: 1), Kendo (inaktiv: 1). Sieben der zwölf Probanden betrieben gelegentlich oder regelmäßig Kraft- und Ausdauertraining, was allerdings keine besondere Koordination oder Zielgenauigkeit erfordert. Sportliche Aktivität war kein Kriterium für die Teilnahme an dieser Studie und wurde bei der Auswahl der Probanden auch nicht berücksichtigt; trotzdem wurden entsprechende Angaben erfasst. Eine Tabelle mit weiteren Probandendaten findet sich im Anhang (Tab. 3 des Anhangs).

2.1.1) Bestimmung der Händigkeit

Da Bewegungen der dominanten und der nicht dominanten Seite verglichen werden sollten, wurde die Händigkeit der Teilnehmer erfragt und zur genaueren Einschätzung der Fragebogen nach Marian Annett (Annett, 1970) verwendet. Dieser Fragebogen enthält 20 Items, bei denen eine bestimmte Situation oder Handlung vorgegeben wird (z.B. „Zeige mir, wie Du einen Ball wirfst.“). Die Probanden mussten entscheiden, ob sie in dieser Situation lieber mit der rechten

oder mit der linken Seite agieren. Hierbei kann die Antwort abgestuft werden: Wird die Tätigkeit immer mit einer Seite durchgeführt, werden für diese Seite zwei Punkte vergeben, ist dies nur meistens der Fall, wird ein Punkt gegeben. Gemäß Annett (1970) wurden Probanden, die bei den ersten sechs Fragen durchgehend mit rechts oder links geantwortet hatten, direkt als Rechts- beziehungsweise Linkshänder eingestuft. Machte ein Proband in den ersten sechs Items des Fragebogens unterschiedliche Seitenangaben, wurde nach Oldfield (Oldfield, 1971) mit der Formel $LQ = 100 * \frac{R-L}{R+L}$ ein Lateralitätsquotient (LQ) berechnet. Dabei entspricht R der gesamten Punktzahl der rechten Hand und L der gesamten Punktzahl der linken Hand. Elf Probanden waren eindeutig Rechtshänder, bei einer Teilnehmerin zeigte ein Lateralitätsquotient von -9 eine Linkshändigkeit mit Tendenz zur Beidhändigkeit an. Die Ergebnisse des Händigkeitsfragebogens deckten sich jeweils mit der Selbsteinschätzung der Probanden.

2.1.2) Kraftmessung

Zur Aufdeckung von Kraftunterschieden beider Arme wurde ein Kraftmesser verwendet, welcher die maximale Griffkraft des Faustschlusses in Kilogramm angab (Baseline® Hydraulic Hand Dynamometer, Elmsford, NY, USA). Durch kräftiges Zudrücken (Faustschluss) wurde Kraft auf den Griff des Dynamometers ausgeübt. Dies wurde für die linke und rechte Hand drei Mal in rascher Folge wiederholt, und aus den Einzelmessungen wurden Mittelwerte jeder Seite errechnet (Tab. 3 des Anhangs). Für die Gruppe der zwölf Probanden ergaben sich Durchschnittswerte von 38,4 kg für die dominante Hand und von 35,8 kg für die non-dominante Hand (d.h. 2,6 kg Seitenunterschied). Durchschnittlich war die Griffkraft der dominanten Hand um 8,5 % stärker als die Kraft der anderen Hand. Diese Messungen erfassten zwar vor allem die Kraft der Unterarmmuskulatur, was jedoch für eine orientierende Einschätzung der Seitenunterschiede genügt.

2.2) Elektromyographie

Die Elektromyographie (EMG) erfasst die elektrische Aktivität eines Muskels, welche kurz vor und während der Muskelkontraktion besteht. Soll eine Bewegung ausgeführt werden, wird der Neurotransmitter Acetylcholin von den Synapsen des α -Motoneurons, also an den motorischen Endplatten, ausgeschüttet. Bindet der Transmitter an Acetylcholinrezeptoren der postsynaptischen Membran, kommt es dort zunächst zu einer lokalen Depolarisation, dem Endplattenpotential. Dieses löst ein Aktionspotential aus, das sich kontinuierlich über die gesamte Zellmembran der Muskelfaser, das Sarkolemm, ausbreitet. Dabei strömen Natriumionen durch geöffnete spannungsgesteuerte Natriumkanäle vom Extrazellulärraum in

das Zellinnere und bewirken durch ihre Ladung eine Verschiebung des normalerweise negativen Membranpotentials (ca. -80 mV) in Richtung positiver Werte (auf ca. +20 mV). Diese Depolarisation des Sarkolemms wiederum löst die Freisetzung von Ca^{++} - Ionen aus dem sarkoplasmatischen Retikulum in das Zytoplasma aus, welche die Interaktion von Aktin und Myosin einleitet, so dass der Muskel kontrahiert. Während tetanischer Kontraktionen wiederholen sich diese Vorgänge ständig, sodass sich die einzelnen Kontraktionen überlagern (Kraft und Brenner, 2014).

Ein Aktionspotential breitet sich von der motorischen Endplatte über die Muskelfaser ähnlich wie eine Welle aus, gleichzeitig repolarisieren schon erregte Areale der Zellmembran nach wenigen Millisekunden, so dass sich depolarisierte und repolarisierte bzw. noch unerregte Bezirke des Sarkolemms gegenüberstehen. Dies führt zur Ausbildung eines elektrischen Dipols, also eines Spannungsgefälles im Extrazellulärraum längs der aktiven Muskelfaser. Das an der einen Muskel bedeckenden Haut abgeleitete EMG erfasst die Summe der elektrischen Vorgänge aller gleichzeitig erregten Muskelzellen nahe der Elektroden, das sogenannte Summenaktionspotential, und lässt daher einen Rückschluss auf die elektrische Aktivität des abgeleiteten Muskels zu. In dieser Arbeit wurde das EMG verschiedener Muskeln bipolar abgeleitet, und zwar durch jeweils zwei nebeneinander über dem entsprechenden Muskelbauch angebrachte selbstklebende Ag/AgCl Oberflächenelektroden, die je eine kreisrunde Messfläche von 15 mm Durchmesser hatten (Kendall H124SG ECG electrodes; Covidien, Tullamore, Irland). Bei einer solchen bipolaren Messung wird der Spannungsunterschied zwischen zwei differenten Elektroden registriert. An den Elektroden wurden die zugehörigen Kabel mit eingebauten Vorverstärkern angebracht, die die Signale dann weiter an ein Achtkanal-EMG-Gerät (MyoSystem 1400L, Noraxon®, Scottsdale, Arizona, USA) leiteten. Von dort aus gelangten die Daten weiter an einen Computer mit der passenden Software (Noraxon® Myoresearch XP). Dabei wurden die vorverstärkten Analogsignale mit einer Abtastfrequenz von 1000 Hz mittels A/D-Konvertierung digitalisiert (12 Bit Auflösung) und gespeichert. Diese Abtastfrequenz entspricht, gemäß dem Nyquist-Shannon-Abtasttheorem, mehr als dem Doppelten der im Oberflächen-EMG enthaltenen Frequenzen, die vorwiegend zwischen 10 und 250 Hz liegen (Konrad, 2005).

2.2.1) Muskeln

Für die Untersuchung der Wurfbewegungen wurde die Aktivität von je zwei Muskeln des Schultergürtels und des Oberarms registriert, außerdem leiteten wir das EMG von Muskeln des Daumenballens der Wurfhand als distales Signal ab. Die Anzahl der EMG-Messkanäle ($n=5$) war aus technischen Gründen beschränkt, so dass eine Auswahl geeigneter Muskeln

getroffen werden musste. Auf eine EMG-Ableitung von Unterarmmuskeln wurde verzichtet, da hier bei Verwendung von Oberflächen Elektroden ein starker physiologischer cross-talk – also eine Überlappung der elektrischen Signale der einzelnen dicht benachbarten Muskeln – stattfindet, was eine Verfälschung der Ergebnisse und eventuell eine Fehlinterpretation nach sich ziehen könnte.

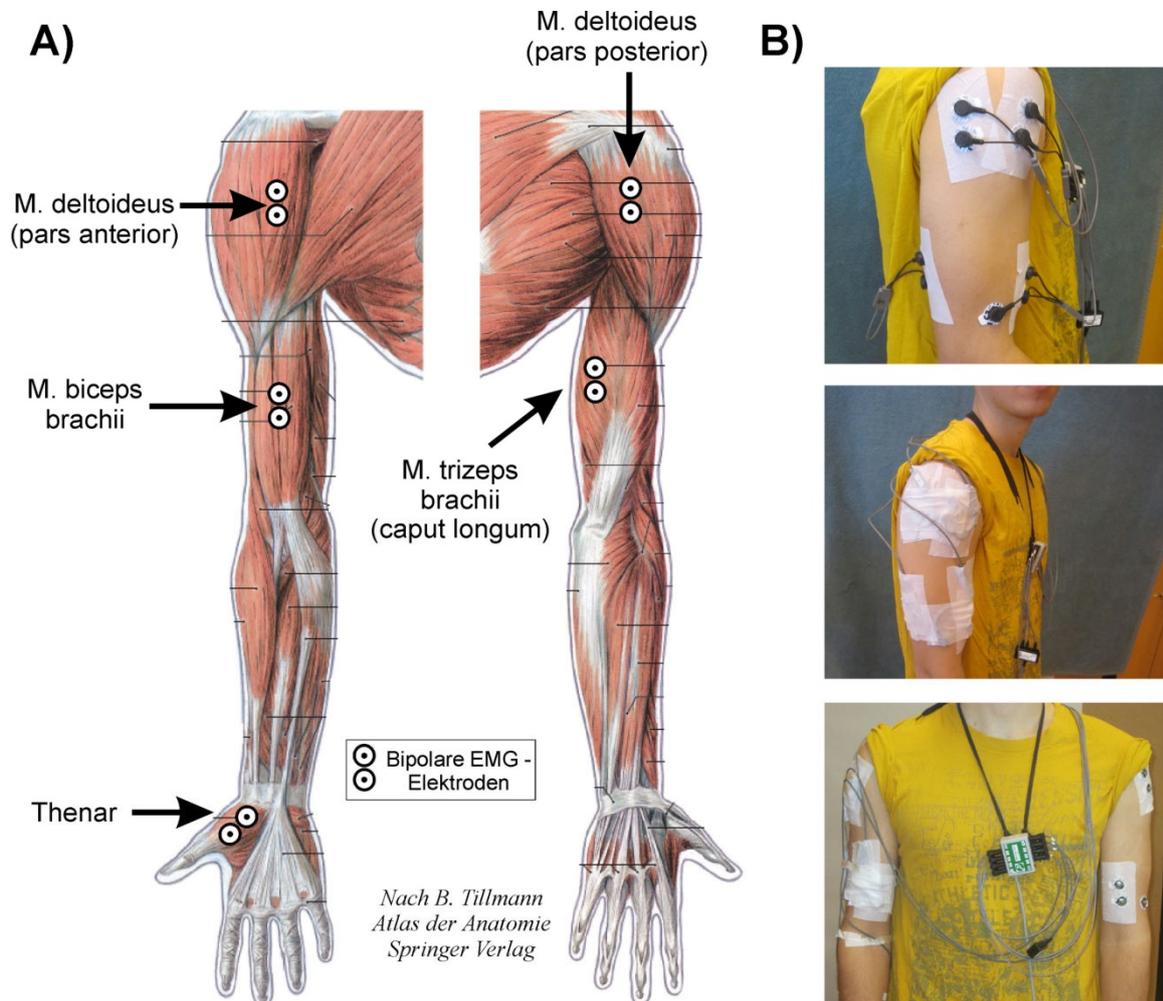


Abb. 1: Darstellung der untersuchten Muskulatur.

- A) Schematische Übersicht der Elektrodenplatzierung in Vorder- und Rückansicht eines rechten Armes.
- B) Tatsächliche Elektrodenplatzierung an Schulter und Oberarm eines Probanden. Am rechten Arm sind die Elektroden mit Kabeln und deren Fixierung zu sehen, am linken Arm sieht man die Elektrodenpaare ohne Verkabelung.

Jeder Muskel wurde nach erfolgter Hautpräparation mittels eines abrasiven Gels zur Verminderung des elektrischen Hautwiderstands mit zwei Klebeelektroden ausgestattet, die in Faserverlaufsrichtung angeordnet waren. Die Position der Elektroden folgte hierbei – soweit wie möglich den Empfehlungen zur Elektrodenplatzierung der Fachgesellschaft SENIAM (Hermens et al., 2000). Im Folgenden werden für die untersuchten Muskeln und Muskelgruppen (Abb. 1) jeweils die Elektrodenplatzierung, die Funktion und Innervation beschrieben (Schünke et al., 2011).

M. biceps brachii (BIC): Dieser Muskel wirkt auf Ellbogen- und Schultergelenk. Caput longum und Caput breve können im Schultergelenk gleichermaßen eine Anteversion bewirken, zusätzlich können vom Caput longum noch Abduktion und Innenrotation ausgehen. Die Kontraktion des BIC bewirkt eine Flexion des Ellbogengelenkes, und ist dieses um 90° gebeugt, wirkt der BIC zudem als stärkster Supinator der Hand. Die Innervation erfolgt durch den Nervus musculocutaneus aus den Rückenmarksegmenten C5 bis C7, somit aus dem Plexus brachialis. Für die Position des Elektrodenpaares wurde zwischen Akromion und Ellenbeuge eine gedachte Linie gezogen, und die Elektroden wurden dann nach 1/3 der Strecke, ausgehend von der Ellenbeuge, platziert.

M. triceps brachii, Caput longum (TRI): Das zweigelenkige Caput longum des M. triceps brachii bewirkt eine Extension im Ellbogengelenk sowie eine Retroversion oder Adduktion im Schultergelenk. Die Innervation erfolgt über den Plexus brachialis durch den Nervus radialis aus den Segmenten C6 bis C8 des Rückenmarks. Die Elektroden wurden parallel zum Mittelabschnitt einer Verbindungslinie zwischen Akromion und Olecranon, um zwei Fingerbreit zu dieser Linie nach medial versetzt, angebracht.

M. deltoideus, Pars anterior und Pars posterior (AD bzw. PD): Die Pars anterior (auch Pars clavicularis) bewirkt eine Innenrotation und Anteversion, die Pars posterior (auch Pars spinalis) hingegen bewirkt eine Außenrotation und Retroversion im Schultergelenk. Beide Anteile können zudem den hängenden (d.h. in Neutralstellung befindlichen) Oberarm adduzieren. Zwischen 60 und 90 Grad Abduktionswinkel wirken die beiden Muskelanteile jedoch abduzierend. Der gesamte Deltamuskel wird durch den Nervus axillaris aus den Rückenmarksegmenten C5 und C6 innerviert. Für die Pars anterior wurden die Elektroden einen Fingerbreit distal und anterior des Acromions positioniert, ausgerichtet an einer Linie zwischen Acromion und Daumen. Für die Pars posterior wurden die Elektroden zwei Fingerbreit hinter dem Acromionwinkel aufgeklebt, ausgerichtet längs einer Verbindungslinie zwischen dem Acromion und dem kleinen Finger.

Thenarmuskulatur (Thenar): Die Thenargruppe, bestehend aus M. abductor pollicis brevis (C6, C7), M. opponens pollicis (C6, C7), M. flexor pollicis brevis (Caput superficiale: C6-Th1; Caput profundum: C8-Th1) und M. adductor pollicis (C8-Th1), ist für die Beweglichkeit des Daumens verantwortlich. Die Innervation erfolgt durch den Nervus medianus aus den Segmenten C6 und C7 bzw. C6-Th1 sowie durch den Nervus ulnaris aus den Segmenten C8 und Th1. Die Elektroden wurden auf der Kuppe des Thenars etwa parallel zum Os metacarpale I angebracht

(Abb. 1A); Greifen im Spitzgriff führte zu deutlichen EMG-Signalen. Die selektive Ableitung einzelner Thenarmuskeln ist mit Oberflächenelektroden technisch nicht möglich.

2.2.2) Maximale willkürliche Kontraktionen (MVC)

Die Amplitude des EMG – Rohsignals (Maßeinheit Mikrovolt) steigt zum einen mit der momentanen Kontraktionskraft des abgeleiteten Muskels an, denn mit zunehmender Muskelanspannung werden mehr motorische Einheiten rekrutiert, und die Frequenz der Aktionspotentiale der bereits aktiven Motoneurone erhöht sich. Allerdings zeigt sich auch bei vergleichbarer Muskelanspannung eine hohe interindividuelle Variabilität der EMG-Amplituden. Diese Streuung ist bedingt durch äußere Faktoren wie die Hautfeuchtigkeit (Schwitzen), Unterschiede in der Hautpräparation und der Elektrodenplatzierung, aber auch durch personenspezifische Unterschiede. Dazu zählen zum Beispiel verschiedene dicke Unterhautfettgewebsschichten, variierende Muskelgrößen, unterschiedliche Leitfähigkeit der Haut und ein eventuelles Vorhandensein von anatomischen Varianten. Die Amplituden der EMG-Rohsignale verschiedener Personen sind daher nicht direkt miteinander vergleichbar; ähnliche Amplituden lassen nicht auf gleiche Muskelanspannung schließen (Konrad, 2005). Die verwendete Kraft ist nicht direkt aus den EMG-Signalen ablesbar.

Um eine Basis zu schaffen, die den Vergleich der EMG-Signale mehrerer Individuen zulässt, wird eine gemeinsame Skalierung der Amplituden vorgenommen. Die Normalisierung der Signalamplituden auf MVC-Werte (Maximal Voluntary Contraction, maximale Willkürkontraktion) ist ein bewährtes Verfahren (Burden, 2010). Dabei werden die Probanden gebeten, während bestimmter Übungen die zu untersuchenden Muskeln so stark wie möglich zu kontrahieren, während das EMG abgeleitet wird. Das größte Signal dieser Messung wird identifiziert, und seine Amplitude wird über einen kurzen Zeitabschnitt (in unseren Experimenten 50 ms) hinweg gemittelt. Dieser maximale Wert wird als „MVC-Wert“ mit 100 % gleichgesetzt und dient als Referenzwert für alle später gemessenen EMG-Signale, deren Amplituden in der Auswertung als Prozentanteile des Maximalsignales (% MVC) angegeben werden. Die Normalisierung lässt zum Beispiel die Aussage zu, dass verschiedene Personen während einer Aufgabe eine Muskelaktivität zeigen, die der Hälfte des ihres jeweils maximal willkürlich erreichbaren EMG-Signals entspricht (50% MVC).

Zur Ermittlung der MVC-Werte wurden die auf einem Stuhl sitzenden Probanden gebeten, eine für den jeweiligen Muskel typische Bewegung gegen äußeren Widerstand auszuführen (Beugung und Streckung im Ellbogengelenk, Anteversion und Retroversion im Schultergelenk, kraftvolles Kneifen mit Daumen und Zeigefinger). In Vorversuchen hatte sich gezeigt, dass

langsame statische Kontraktionen oft nicht ausreichend hohe Werte erbrachten, sodass die beim Werfen entstehenden Potentiale – bedingt durch die vergleichsweise explosive Bewegung – teilweise über 100% MVC lagen. Die Probanden wurden demnach angewiesen, in die maximale Muskelanspannung nach Möglichkeit noch einzelne kurze Kraftsteigerungen einzustreuen, um die MVC-Werte den bei einer schnellen Bewegung entstehenden Werten näher zu bringen.

2.3) Akzelerometrie

Um den Beginn und Ablauf der Wurfbewegungen besser zu erfassen und zu charakterisieren, wurde zusätzlich zum EMG ein Akzelerometer zur Messung der Beschleunigung verwendet (Noraxon® Inline 3D-Akzelerometer 16G). Dieser Sensor spannt ein dreidimensionales Koordinatensystem auf (Abb. 2), welches eine Beschleunigungsmessung in drei verschiedenen Richtungen (X, Y und Z) ermöglicht; als Maßeinheit wird die Einheit g verwendet ($g = \text{Erdbeschleunigung, } 9,81 \text{ m/s}^2$). Hierdurch wurden drei Messkanäle des Achtkanal-EMG-Gerätes belegt (siehe 2.2).

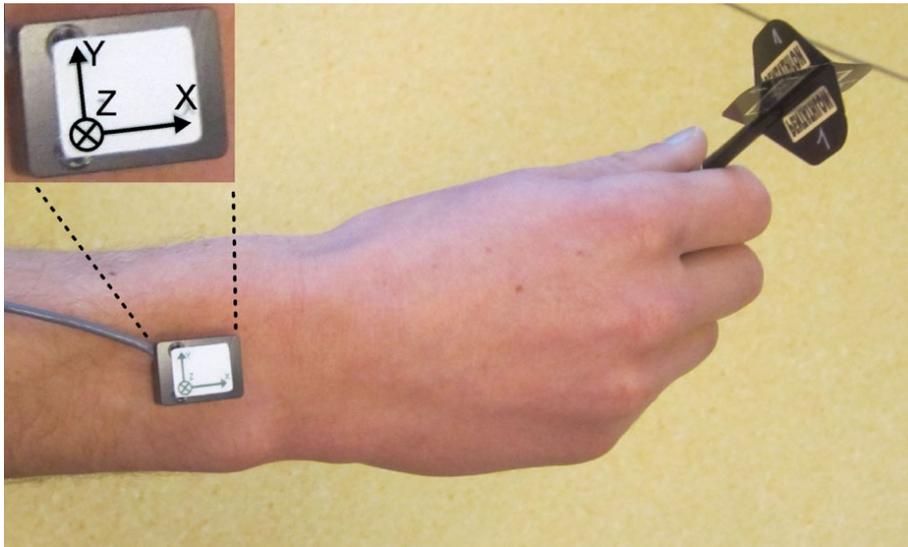


Abb. 2: Position des Akzelerometers am rechten Arm eines Probanden. Zur besseren Übersicht wird das Gerät hier ohne die übliche Befestigung gezeigt. Weiterhin ist in der vergrößerten Ansicht die Beschriftung hervorgehoben, um die drei Achsen (X,Y,Z) der Beschleunigungsmessung deutlich erkennbar zu machen.

Das Akzelerometer wurde am distalen Unterarm auf Höhe des Processus styloideus ulnae mit Klebestreifen und einem mitgelieferten Klettband so befestigt, dass die X-Achse entlang des dritten Mittelhandknochens nach distal zum Metakarpophalangealgelenk des Mittelfingers wies. Die Y-Achse zeigte nach radial. Diese in Abbildung 2 gezeigten Ausrichtungen der X- und Y-Achsen nach distal bzw. radial waren für die linke und rechte Hand identisch. Aufgrund

der technisch vordefinierten Achsenanordnung waren aber gleiche Ausrichtungen der Z-Achse am linken und rechten Arm nicht möglich. Befand sich das Akzelerometer am rechten Handgelenk, zeigte die Z-Achse nach dorsal, also wie in Abb. 2 etwa senkrecht zur Bildebene zum Leser hin. Wenn der Sensor am linken Unterarm angebracht war, zeigte die die Z-Achse in die Gegenrichtung, d.h. nach palmar. Zu beachten ist, dass sich das vom Akzelerometer aufgespannte Koordinatensystem während einer Wurfbewegung selbst ständig in Bewegung befindet. Daraus folgt, dass sich die Richtungen der Achsen der Beschleunigungsmessung während eines Wurfes kontinuierlich ändern, und nicht den üblichen räumlichen Achsen (vertikal, horizontal, sagittal) entsprechen.

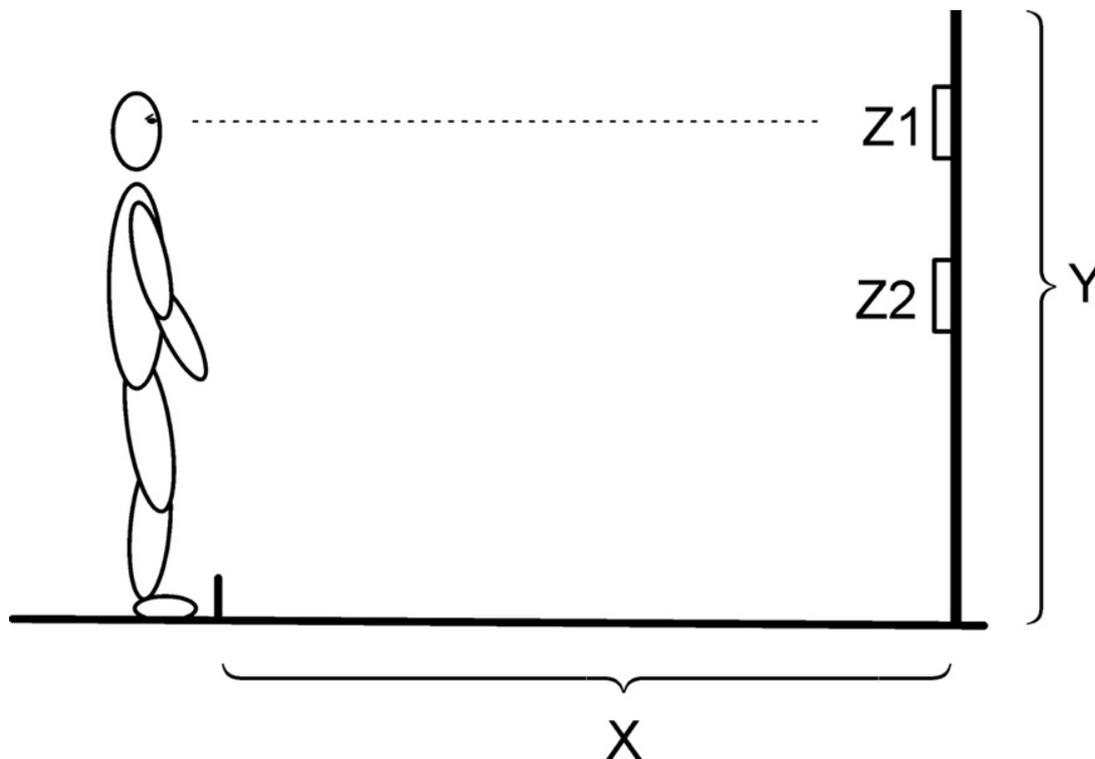


Abb. 3: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus mit Position des Probanden. Die Erklärungen im Text beziehen sich auf die in der Abbildung dargestellten Elemente.

X – Abstand des Probanden zur Zielwand, Y – Zielwand, Z1 – Zielkreis 1, Z2 – Zielkreis 2

Zusätzlich zur Messung der Beschleunigung erfüllte das Akzelerometer noch eine Trigger-Funktion. Da jede Wurfaktion selbst weniger als 300 ms lang andauerte, wäre eine kontinuierliche Datenaufzeichnung einschließlich der Pausen zwischen den Würfen wenig sinnvoll. Stattdessen wurden nur die Aktionen selbst registriert, und zwar war der Messbeginn für jeden Wurf an die Beschleunigung in X-Richtung gekoppelt: Fiel diese unter einen in Vorversuchen ermittelten Schwellenwert – beim Dartwurf: -1,25 g, beim Unterhandwurf: -2,25 g – wurde die Datenaufzeichnung ausgelöst („Trigger-Zeitpunkt“). Die Dauer der Datenaufzeichnung betrug insgesamt 800 ms pro Wurf, wobei 300 ms auf eine Pre-Triggerzeit vor dem genannten Zeitpunkt und 500 ms auf die Posttrigger-Zeit entfielen. So wurde

sichergestellt, dass a) keine Daten von Wurfaktionen verloren gingen, b) wenig Anteile der Abbrems- und Rückholbewegungen aufgezeichnet wurden, und c) dass bei allen Teilnehmern und allen Würfeln der „Trigger-Zeitpunkt“ eine gemeinsame Zeitbasis darstellte.

2.4) Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau ist in Abbildung 3 schematisch dargestellt, auf die im Folgenden verwiesen wird. Die Ziele befanden sich auf einer beweglichen Holzwand (Y), die mit Styropor und Pappe verstärkt war. Die Probanden standen – in Anlehnung an die beim Steeldarts üblichen Maße (Gutschreiter, 2015; National Dart Association, 2017) – in 2,37 Metern Entfernung (X) von der Holzwand. Auf dem Fußboden war eine Markierung angebracht, die die Probanden beim Werfen nicht überschreiten durften. Die Zielkreise selbst hatten einen Durchmesser von 6 Zentimetern, wurden auf Papierbahnen gezeichnet und dann an der Holzwand angebracht. In Vorversuchen wurden passende Höhen für die jeweiligen Wurftechniken ermittelt. Dabei ergab sich für Wurftechnik 1 (Dartwurf) die Zielhöhe Z1 auf Augenhöhe der Versuchsperson, für Wurftechnik 2 (Unterhandwurf) ergab sich die Zielhöhe Z2 auf zwei Dritteln der Augenhöhe (Tab. 3 des Anhangs). Die Dartpfeile selbst waren mit Stahlspitzen ausgestattet, hatten ein Gewicht von 22 Gramm und eine Länge von 15,5 Zentimetern. Zusätzlich waren die Pfeile mit Nummern von 1-30 versehen und wurden auch in entsprechender Reihenfolge von den Probanden geworfen. Zur Dokumentation der Treffer wurden die Nummern der Pfeile nach Beendigung einer Wurfserie auf die Papierbahnen übertragen.

Die Probanden wurden während des Werfens von einer Videokamera (Pal Canon XL1S) gefilmt. Dies diente der Erfassung der Körperhaltung und des Momentes, in welchem der Dartpfeil beim Wurf die Hand verließ. Um diesen Loslasszeitpunkt besser sichtbar zu machen und räumlich zuzuordnen, waren auf einer Wand neben dem Probanden in regelmäßigen Abständen schwarze Streifen angebracht und die Zwischenräume waren nummeriert (siehe Abb. 4). Diese Wand befand sich einer Parasagittalebene neben dem werfenden Probanden, war also parallel zur Wurfrichtung orientiert.

2.4.1) Wurftechniken

Zwei unterschiedliche Wurftechniken wurden untersucht und verglichen (Abb. 4). Der grundlegende Bewegungsablauf der oberen Extremität wurde vom Versuchsleiter vorgegeben, die Probanden durften ihre Fußstellung und die Haltung des Rumpfes jedoch selbst wählen. Dabei stand eine eher gewohnte intuitive Technik (Wurftechnik 1, Dartwurf

„oben“) einer eher unüblichen Art des Werfens (Wurftechnik 2, Unterhandwurf „unten“) gegenüber. Beide Wurftechniken wurden sowohl mit der rechten als auch mit der linken Hand ausgeübt. Damit ergaben sich für jeden Probanden vier – in jeweils abgewandelter Reihenfolge – nacheinander zu absolvierende Durchgänge (Wurfserien) zu je 30 Würfeln:

- | | |
|-----------------------------------|----------------------------------|
| 1) Wurftechnik 1 mit Rechts (ORE) | 2) Wurftechnik 1 mit Links (OLI) |
| 3) Wurftechnik 2 mit Rechts (URE) | 4) Wurftechnik 2 mit Links (ULI) |

Die Abkürzungen ORE, OLI, URE, ULI bezeichnen die Wurftechnik und die verwendete Wurfhand.

A) Dartwurf („oben“)



B) Unterhandwurf („unten“)

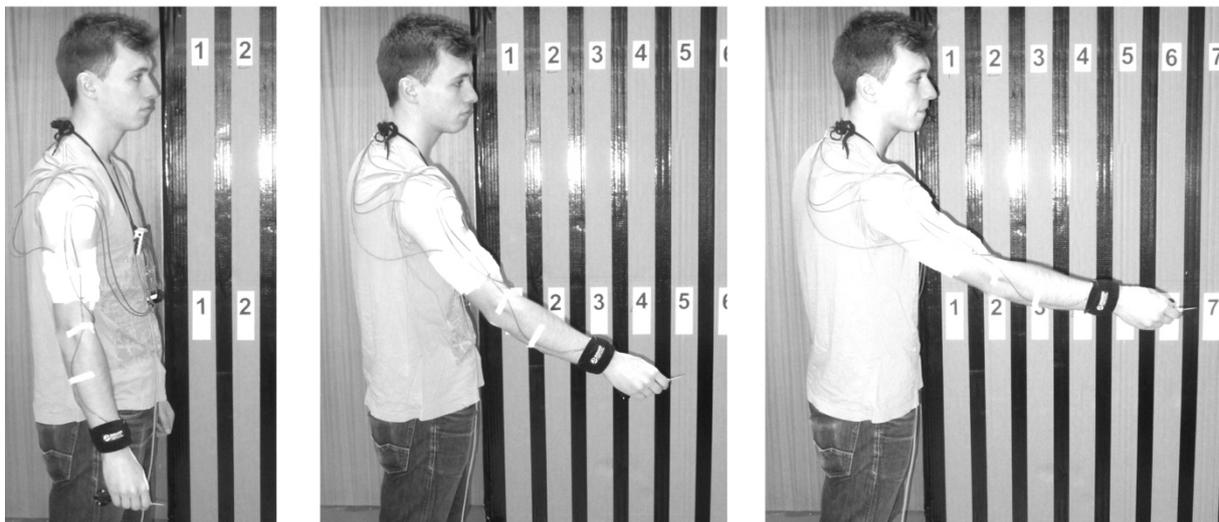


Abb. 4: Darstellung der beiden von den Probanden verwendeten Wurftechniken. Um Bewegungsunschärfen zu vermeiden, wurden die Bilder der Würfe nachgestellt. Lediglich das mit * markierte Bild stammt aus einer echten Wurfserie. Serie A) verdeutlicht den Dartwurf (ORE, oben rechts); Serie B) den Unterhandwurf (URE, unten rechts), jeweils mit dem rechten Arm ausgeführt.

Bei Wurftechnik 1 handelt es sich um die übliche Bewegung des Werfens eines Dartpfeiles. Diese Technik wird in verschiedenen Varianten auch von professionellen Darts-Spielern

verwendet (Gutschreiter, 2015; National Dart Association, 2017). Der Pfeil wird hierbei locker in die Hand gelegt, mit Daumen, Zeige- sowie Mittelfinger festgehalten und bei gebeugtem Ellbogengelenk auf Kopfhöhe gehalten, wobei die genaue Position des Pfeils und der Grad der Ellbogenflexion dem Probanden überlassen wurden. Die Wurfbewegung selbst wird dann hauptsächlich durch eine Streckung des Ellbogengelenks ausgeführt, die mit einer Anteversion des Schultergelenkes gekoppelt ist (Abb. 4A). Der Oberarm ist zu Beginn der Bewegung leicht abwärtsgerichtet und wird während des Wurfes soweit antevertiert, dass er annähernd horizontal steht (Abb. 4A, drittes Bild der Serie). Zusätzliche Bewegungen des Rumpfes waren erlaubt. Dies sollte möglichst natürliche Bewegungen ohne allzu große Einschränkungen ermöglichen.

Technik 2, der Unterhandwurf, war eine ungewohnte Art des Werfens eines Dartpfeils, besonders im Kontrast zum bekannten Dartwurf. Dabei besteht eine entfernte Ähnlichkeit mit Bewegungen beim Tennis und Badminton, oder auch mit dem Aufschlag beim Volleyball. Der Pfeil wurde von den Probanden bei herabhängendem extendiertem Arm neben dem Körper gehalten. Die Wurfbewegung selbst erfolgte durch Anteversion im Schultergelenk, ergänzt durch eine leichte Flexion im Ellbogengelenk (Abb. 4B). Auch hier waren wieder Zusatzbewegungen wie zum Beispiel eine leichte Drehung oder Vorneigung des Rumpfes zulässig. Die in Abbildung 4 exemplarisch dargestellten Bewegungsabläufe zeigten sich in ähnlicher Weise in den Videodokumentationen der verschiedenen Probanden.

2.5) Versuchsdurchführung

Zu Beginn der Untersuchung wurde den Probanden der Ablauf des Versuches erläutert und eine kurze Übersicht über den Versuchsaufbau gegeben. Danach wurden verschiedene Körpermaße wie Größe, Gewicht und Armlänge erhoben. Für die passende Anbringung der Ziele wurde zudem die Augenhöhe des Probanden ermittelt, während dieser Schuhe trug, so wie später auch beim Werfen. Die Probanden erhielten ein Formular zur Einverständniserklärung mit einigen Fragen zur medizinischen Vorgeschichte sowie den oben erwähnten Fragebogen zur Händigkeit nach Annett. Während die Probanden den Fragebogen ausfüllten, wurden die Ziele für beide Wurftechniken vorbereitet und in an die Augenhöhe angepassten Positionen angebracht (siehe Abb. 3, Z1 und Z2). Dann wurde mit der Hautpräparation und dem Anbringen der Elektroden begonnen. Hierfür wurde die Haut an den entsprechenden Ableitorten (vgl. 2.2.1) gründlich und großflächig mit einem abrasiven Gel abgerieben, bis sie leicht gerötet war. Auf die vorbereiteten Hautstellen wurden die Elektroden aufgeklebt und zusätzlich mit Klebevlies befestigt (siehe Abb. 1B). Danach wurden die zugehörigen Kabel per Druckknopf an ihren Elektroden befestigt und die Kabel zusätzlich an

Körper und Kleidung des Probanden so fixiert, dass sie beim Werfen nicht hinderlich waren. Gleichzeitig wurde auf die Vermeidung von Artefakten durch schleudernde, da zu lockere, Kabel geachtet. Das Akzelerometer wurde wie in Abb. 2 gezeigt am distalen Unterarm angebracht und mit einer Bandage fixiert.

Zunächst wurden EMG-Elektroden und Akzelerometer an einem Arm angebracht, und daraufhin wurden auch beide Wurftechniken mit dieser Seite durchgeführt. Erst danach wurden neue EMG-Elektroden zur Ableitung der Muskelaktivität des anderen Arms aufgeklebt, welcher dann mit beiden Wurftechniken als Wurfarm diente. Auch das Akzelerometer wechselte entsprechend die Seite. Die Anbringung des zweiten Elektrodensatzes unmittelbar vor der Wurfserie des zuletzt verwendeten Wurfarmes sollte ähnliche Ableitbedingungen für beide Seiten gewährleisten. Eine initiale Anbringung von Elektroden an beiden Armen hätte zur Lockerung zunächst nicht genutzter Elektroden aufgrund von Bewegung und Schweiß führen können, was die EMG-Signale beeinträchtigt hätte. Die Signale aller EMG-Messkanäle und des Akzelerometers wurden vom Versuchsleiter gründlich überprüft. Danach konnten sich die Probanden in Startposition begeben und die Versuchsreihe begann.

Für jeden der vier Durchgänge (d.h. der Wurfserien ORE, URE, OLI, ULI) wurden den Probanden 30 Dartpfeile zur Verfügung gestellt. Die nummerierten Pfeile wurden nebeneinander in passender Reihenfolge auf einen kleinen Rolltisch gelegt. Dieser Tisch wurde so neben der Versuchsperson platziert, dass die Pfeile gut erreichbar waren, er jedoch das Werfen nicht behinderte. So wurde gewährleistet, dass die Probanden die zu werfenden Pfeile problemlos ergreifen konnten. Die Probanden waren dann angewiesen, die 30 Pfeile einer Wurfserie nacheinander zügig, jedoch ohne Eile in gleicher Technik auf das Ziel zu werfen, z.B. stets mit der linken Hand im Dartwurf während der Serie OLI. Dadurch erreichten sie einen gewissen Bewegungsfluss beim repetitiven Werfen, den sie nach Möglichkeit bis zum Ende der Wurfserie durchhalten sollten. Um systematische Effekte einer konstanten Reihenfolge der verschiedenen Wurfserien zu vermeiden, wurde deren Abfolge variiert. Wie oben erwähnt, war aus technischen Gründen eine vollständig randomisierte Reihenfolge der Wurfserien nicht möglich, da wegen der vorbereiteten EMG-Ableitungen beide Wurftechniken eines Armes stets aufeinander folgen mussten. Deswegen fanden vier unterschiedliche Abfolgen der Wurfserien statt:

Abfolge 1:

Anfang → ORE → P5 → URE → MVCRE → PSW → ULI → P5 → OLI → MVCLI → Ende

Abfolge 2:

Anfang → URE → P5 → ORE → MVCRE → PSW → OLI → P5 → ULI → MVCLI → Ende

Abfolge 3:

Anfang → ULI → P5 → OLI → MVCRE → PSW → ORE → P5 → URE → MVCLI → Ende

Abfolge 4:

Anfang → OLI → P5 → ULI → MVCRE → PSW → URE → P5 → ORE → MVCLI → Ende

Für den ersten Probanden wurde vom Versuchsleiter die Abfolge 1 gewählt, für den zweiten Probanden die Abfolge 2 usw., bis für den fünften Probanden wieder die Abfolge 1 der verschiedenen Wurfserien ausgewählt wurde. Zwischen den einzelnen Wurfserien gab es jeweils eine Pause von etwa 5 Minuten (P5), die für Markierung der Treffer auf der Papierbahn, eventuelle Korrekturen an den Elektroden oder Kabeln und das erneute Anordnen und Bereitlegen der Pfeile genutzt wurde. Beim Seitenwechsel gab es eine längere Pause (PSW, Pause Seitenwechsel), da zusätzlich noch die erneute Hautpräparation und die Anbringung der Elektroden und Kabel am anderen Arm stattfinden mussten. Außerdem die MVC-Werte maximaler Muskelanspannungen ermittelt (MVCLI, MVCRE), also die zur Normierung benötigten EMG-Signale (siehe 2.2.2). Insgesamt dauerte das Experiment pro Versuchsperson etwa zwei bis drei Stunden.

Nach diesem Versuch am ersten Tag wurde die gesamte Untersuchung mit jedem Probanden am Folgetag ein zweites Mal durchgeführt. Diese Wiederholung fand zur selben Uhrzeit wie der Originalversuch statt. Der Ablauf blieb hierbei weitgehend unverändert, wobei aber die Erhebung der Körpermaße und die Bearbeitung der Fragebögen entfielen. Die Reihenfolge der Wurfserien blieb für jeden Probanden im Vergleich zum Vortag erhalten. Insgesamt ergaben sich so für jeden Probanden zwei separate Messungen (Tag 1 und Tag 2), die vom Ablauf sehr ähnlich waren. Diese Wiederholung des Experiments am Folgetag diente der Erfassung möglicher Lerneffekte (von Tag zu Tag verbesserte Trefferquoten) und sollte auch allgemein die Reproduzierbarkeit der Daten aufzeigen.

2.6) Datenverarbeitung und Auswertung

2.6.1) Treffgenauigkeit

Um die Treffgenauigkeit der Probanden auszuwerten, wurde nach Beendigung aller vier Wurfserien eine Auswerteschablone über die Papierbahn gelegt. Auf der Papierbahn war das Ziel eingezeichnet, und außerdem waren alle Treffer der Pfeilspitzen markiert und mit Zahlen gemäß den Nummern der Pfeile versehen worden. Auf der Auswerteschablone waren konzentrisch um den Zielkreis weitere Kreise aufgezeichnet (Abb. 5). Der Radius jedes Kreises

war fünf Zentimeter größer als der Radius des vorherigen Kreises. Insgesamt befanden sich auf der Schablone inklusive des Zielkreises sechs Kreise, die den Zielbereich in Zonen unterteilten. Bei Zone 1 handelte es sich hierbei um den Zielkreis selbst, während der äußerste Kreis die Zone 6 darstellte. Alle Pfeile, die außerhalb von Zone 6 landeten, wurden der Zone 7 zugeordnet, wobei an dieser Stelle kein Unterschied mehr zwischen einem knapp verfehlten und einem deutlich verfehlten Treffer gemacht wurde.

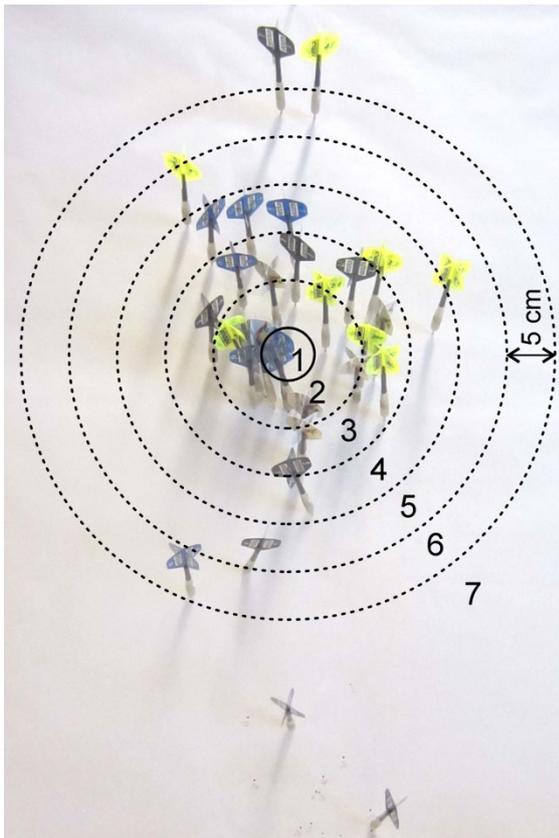


Abb. 5: Treffgenauigkeit. Zur Veranschaulichung der Trefferauswertung wurde hier ein Schema der verwendeten Schablone digital über eine Aufnahme mit den Treffern einer Wurfserie gelegt. Der durchgezogene Kreis um die Zone 1 markiert das Ziel, das die Probanden mit den Pfeilen treffen sollten. Gestrichelt dargestellt sind die im Nachhinein zur Auswertung hinzugefügten größeren konzentrischen Kreise, welche die Probanden während der Würfe nicht sehen konnten. Die Nummern 2 bis 7 kennzeichnen ringförmige Zonen. Die von den Pfeilspitzen in die Papierbahn gestanzten Löcher wurden unmittelbar nach jeder Wurfserie markiert.

Mit Hilfe der Schablone wurde dann jedem Wurf eines Durchgangs eine Position in einer der Zonen zugewiesen. Falls ein Treffer genau auf einer Zonengrenze lag, wurde der Wurf der jeweils weiter innen gelegenen Zone zugeteilt. Die so ermittelten Trefferdaten wurden gesammelt und dann über alle Probanden gemittelt, sodass sich für Tag 1 und Tag 2 jeweils vier Verlaufskurven der Treffer ergaben, und zwar jeweils eine pro Wurfarm und Wurftechnik (ORE, OLI, URE, ULI). Kleinere Zahlen der Zonen bedeuten eine bessere Treffgenauigkeit.

2.6.2) Elektromyographie- und Akzelerometerdaten

Die elektromyographischen Rohdaten (Abb. 6A) wurden nach dem eigentlichen Versuch mit Hilfe der Software Noraxon® MyoResearch XP (Version 1.08) an einem PC weiterverarbeitet und ausgewertet. Zu Beginn wurden die für die schon erwähnte MVC-Normalisierung erhobenen Daten der willkürlichen maximalen Kontraktionen bearbeitet, indem die EMG-Ausschläge zunächst gleichgerichtet wurden (Rektifizierung; negative Ausschläge werden ins Positive gekehrt, mathematisch Betragsbildung; Abb. 6B). Dann wurden die EMG-Kurven durch einen RMS-Algorithmus (RMS: Root Mean Square) mit einem Zeitfenster von 20 Millisekunden geglättet. Dies entfernt EMG-Spitzen, die – aufgrund ihrer kurzen Dauer – als fehlerhaft oder nicht charakteristisch einzustufen sind (Konrad 2005), so dass eine Hüllkurve entsteht (Abb. 6C). Schließlich wurden durch die Software für jeden Muskel die maximalen Ausschläge („Peak Amplitude“) identifiziert und über ein Fenster von 50 Millisekunden Dauer gemittelt. Diese maximalen Ausschläge dienten als Referenz (100% MVC) zur Eichung der Daten der eigentlichen Messungen der Wurfaktionen (siehe 2.2.2).

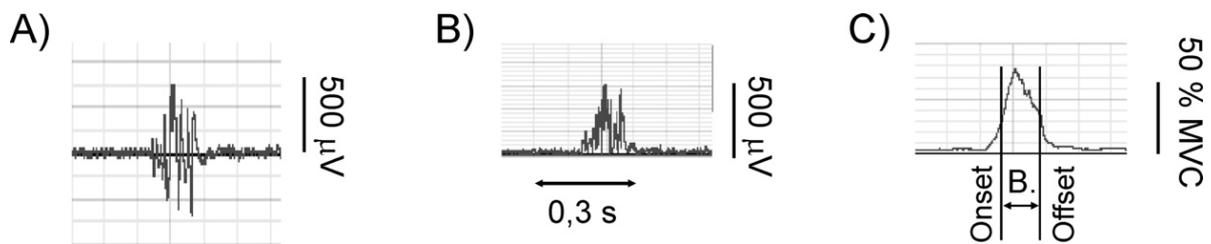


Abb. 6: Beispiel der Verarbeitung des EMG-Signals.

- A) Unverarbeitete Rohdaten mit positiven und negativen Ausschlägen
- B) Gleichgerichtete Daten mit rein positiven Ausschlägen
- C) Hüllkurve des EMG-Bursts, entstanden durch Glättung mit einem RMS-Algorithmus. Zusätzlich sind beispielhaft die für die spätere Timinganalyse (2.6.2 b) relevanten On- und Offsetzeiten des Bursts markiert, die auf halber Höhe der Hüllkurve des Bursts liegen. Die Burstdauer zwischen Onset und Offset der Muskelaktivität ist mit B bezeichnet.

Mit den Rohdaten der Wurfserien wurde analog verfahren. Nach Gleichrichtung und Glättung der EMG-Signale mit dem RMS-Algorithmus (Zeitfenster 20 ms) erfolgte hier noch die Normalisierung der Amplituden auf die zuvor ermittelten MVC-Werte. Danach wurden die EMG-Amplituden nicht mehr in Mikrovolt, sondern in % MVC angegeben (siehe 2.2.2).

2.6.2 a) Mittelwerte

Weitere Funktionen der oben genannten EMG-Analysesoftware dienten der Auswertung der vorverarbeiteten (rektifizierten, geglätteten und normalisierten) Daten. Um einen Überblick

über die bei den verschiedenen Bewegungen ablaufenden Muskelaktivitäten zu erlangen, wurden für jeden Probanden die EMG- und Akzelerometerdaten der 30 Würfe jedes Durchgangs gemittelt, wobei die Daten von Tag 1 und Tag 2 getrennt betrachtet wurden. Für jeden Probanden entstanden so acht typische Kurven der Aktivität jedes Muskels und der Beschleunigungen in X, Y und Z- Richtung. Diese acht Kurven (basierend auf je 30 Würfungen) beschrieben den Dartwurf (Technik 1) mit der dominanten und der non-dominanten Hand (ODom, ONDom), den Unterhandwurf (Technik 2) mit der dominanten und non-dominanten Hand (UDom, UNDom), und dies jeweils getrennt für die Untersuchungstage 1 und 2. Die Linkshändigkeit einer Probandin wurde bei dieser Auswertung berücksichtigt. Die Mittelwertskurven aller Probanden wurden dann in einer normativen Datenbank zusammengefasst, so dass für jede Wurftechnik und jede Körperseite an Tag 1 und Tag 2 eine aus 360 einzelnen Wurfaktionen entstandene allgemeine Kurve der Beschleunigungs- und EMG-Daten entstand (Gruppenmittel, resultierend aus 12 Probanden à 30 Würfe pro Bedingung). Die Streubalken (siehe Abb. 9 und 11) bezeichnen dabei die interindividuelle Variabilität (Standardabweichung) zwischen den Mittelwertskurven der 12 Personen.

2.6.2 b) Beginn und Ende der Muskelaktivität beim Werfen (Timing-Analyse)

Aufgrund der kurzen Dauer der einzelnen Wurfaktionen (in der Regel 100 ms bis maximal 200 ms) war es schwierig, genaue Zeitpunkte der Muskelaktivierung aus den elektromyographischen Mittelwertskurven zu erkennen und zu analysieren. Jede Bildung von Mittelwerten verschiedener EMG-Kurven ergibt ein zeitlich geglättetes Resultat, das mögliche kleine Zeitunterschiede verbirgt. Um trotzdem genauere Einblicke in die zeitliche Abfolge der Muskelaktivität zu erlangen, wurden die Daten jeder Wurfaktion mit einer Analysefunktion der Auswertesoftware auf Onset (Beginn) und Offset (Ende) der Muskelaktivität hin untersucht. Als Schwelle zur Definition von Onset und Offset wurde die halbmaximale Amplitude der Hüllkurve des jeweiligen EMG-Bursts gewählt (siehe Beispiel in Abb. 6C). Die Dauer des Bursts entsprach dem Intervall zwischen Onset und Offset.

Die von der Software zur Definition des Onsets angebotene Schwelle von drei Standardabweichungen des EMG-Signals oberhalb einer „Baseline“ (Ruhezustand) war nicht verwendbar, da einige Muskeln schon zu Beginn der Messperiode von 800 ms eine deutliche Grundaktivität aufwiesen, so dass eine verwendbare „Baseline“ fehlte. Besonders problematisch war dies für den M. deltoideus anterior beim Dartwurf und den M. abductor pollicis bei beiden Wurftechniken. Aufgrund der Haltefunktion, die der M. deltoideus anterior am für den Dartwurf erhobenen Arm ausübt (Abb. 4), wiesen seine EMG-Kurven selbst mit angepasster Schwelle keine eindeutigen Onset- und Offsetzeiten auf, so dass keine Timing-

Analysen dieses Muskels beim Dartwurf möglich waren. Auch die Thenarmuskulatur zeigte durch das Greifen und Halten des Pfeils eine deutliche Grundaktivität. Der Onset ihrer Aktivität ließ sich daher nicht eindeutig identifizieren. Allerdings war es möglich, die Zeit des Abfalls der Muskelaktivität des Thenars (Offset) festzustellen.

Ferner gab es bei jedem Probanden vereinzelt Wurfaktionen, bei denen die automatische (softwarebasierte) zeitliche Analyse der Aktivität einzelner Muskeln aus unterschiedlichen Gründen fehlerhaft blieb (z.B. keine stabile Baseline, mehrere ähnlich große EMG-Spitzen, Grundrauschen, Erfassung der Rückhol- statt der Wurfbewegung). Um eine Verfälschung durch extrem hohe oder niedrige Werte zu vermeiden, wurden die von der Analysesoftware festgestellten Onset- und Offset-Zeiten in das Programm Excel exportiert, dort graphisch dargestellt und überprüft, und stark abweichende Werte („Ausreißer“) wurden von Hand gelöscht.

Zur Darstellung der Aktivierungsreihenfolge der Muskeln wurden aus den derart bereinigten Probandendaten die mittleren Zeitpunkte des Aktivitätsbeginns errechnet, und zwar für den M. biceps brachii, M. triceps brachii, M. deltoideus anterior (nur für Unterhandwurf, s.o.) und den M. deltoideus posterior. Für die Thenarmuskeln wurde lediglich die mittlere Offsetzeit (Ende der Aktivität) berechnet, da der Onset wegen der Grundaktivität nicht aussagekräftig war. Die Zeiten von Onset und Offset der Muskelaktivitäten beziehen sich auf einen Zeitpunkt Null, der dem Beginn der Aufzeichnungsperiode jeder Wurfaktion entspricht. Dieser Anfang der Aufzeichnung lag wiederum 300 ms vor dem Triggersignal des Akzelerometers, wie in Abschnitt 2.3 beschrieben.

2.6.3) Statistische Auswertung

Mittelwerte und Standardabweichungen (d.h. interindividuelle SD bei $n=12$ Probanden) der Trefferquoten, der EMG-Aktivität sowie der On- und Offsetzeiten der Aktivität der einzelnen Muskeln wurden für jede Wurftechnik und jede Körperseite berechnet. Für den Vergleich der Daten der dominanten und der non-dominanten Seite wurden zweiseitige t-Tests für verbundene Stichproben verwendet. Auf gleiche Weise wurden die Ergebnisse der Dartwürfe und der Unterhandwürfe mit t-Tests verglichen.

Daten des ersten Untersuchungstages wurden mit denen des Folgetages kontrastiert, wobei eine Varianzanalyse für wiederholte Messungen (ANOVA) verwendet wurde. Weitere Faktoren waren bei dieser Varianzanalyse die verwendete Wurftechnik (2 Stufen) und der

benutzte Wurfarm (2 Stufen). Anschließend erfolgten Einzelvergleiche mit Hilfe von t-tests für verbundene Stichproben.

Für jeden der 30 Würfe wurde die durchschnittliche Treffgenauigkeit der zwölf Probanden berechnet, und zwar getrennt für jede Wurftechnik und jede verwendete Wurfhand. Mittels des Programms Xact (©SciLab, Frankreich) wurden zudem Polynom Anpassungen dritten Grades an diese Datenserien vorgenommen, welche die Verläufe der Treffgenauigkeit während der Serien der 30 Würfe geglättet und zusammenfassend wiedergeben (siehe Abb. 13 und 14). Weiterhin wurde der Zusammenhang zwischen Treffgenauigkeit und EMG-Aktivität einzelner Muskeln untersucht, indem Korrelationskoeffizienten nach Pearson berechnet und lineare Regressionsanalysen durchgeführt wurden. Eine solche Korrelation kann zeigen, ob die Verbesserung der Trefferquote der Probanden während der Wurfserie mit typischen Änderungen der mittleren Aktivität eines bestimmten Muskels einhergeht. Für alle oben genannten statistischen Tests wurde die Software SPSS Statistics 23 (©IBM, Deutschland) genutzt.

3) Ergebnisse

3.1) Vergleich der Wurftechniken

3.1.1) EMG- und Akzelerometer – Daten

Um allgemeine Aspekte beider Wurftechniken und ihre jeweiligen Muster der Muskelaktivität darzustellen, werden Daten der dominanten Hand des ersten Messtages verwendet. Die EMG- und Akzelerometerdaten beider Techniken sind wie in Abschnitt 2.6.2 a) beschrieben verarbeitet und dann verglichen worden. Abbildung 7 zeigt für jede Wurftechnik die mittleren Verläufe der Muskelaktivität und der Beschleunigungssignale (Durchschnittskurven aller Probanden) im gleichen Maßstab. Mit dem Dartwurf trafen die Versuchspersonen generell das Ziel besser als mit dem Unterhandwurf. Zweiseitige t-Tests für gepaarte Stichproben ergaben im Vergleich der Wurftechniken signifikante Unterschiede der Trefferquoten an beiden Untersuchungstagen (T1, T2), und zwar sowohl für die dominante (T1: $p=0,002$; T2: $p=0,041$) als auch für die non-dominante Seite (T1: $p=0,016$; T2: $p<0,001$). Außerdem wurden mit der dominanten Wurfhand durchgängig bessere Ergebnisse erzielt als mit der non-dominanten Seite (siehe unten, Punkt 3.3).

Der Dartwurf beinhaltete, ausgehend vom erhobenen Arm, eine kraftvolle Extension des Ellbogengelenkes, die mit einer vom Bewegungsumfang her kleineren Anteversion im Schultergelenk gekoppelt war, siehe Abbildung 4. Die gemittelten EMG-Kurven des Dartwurfs (Abb. 7, grün) lassen dementsprechend sowohl für das Schultergelenk als auch für das Ellbogengelenk jeweils einen Agonisten und einen Antagonisten erkennen. Am Schultergelenk wirkte der M. deltoideus, ps. anterior (AD) als Agonist, indem er zusätzlich zu seiner Haltefunktion vor Beginn des Werfens in enger zeitlicher Nähe zur Aktivität des M. triceps brachii die Anteversion des Oberarmes verursachte (siehe Abb. 4). Als sein Gegenspieler fungierte der M. deltoideus, ps. posterior (PD), dessen Maximalaktivität (Antg) im Durchschnitt etwas später erreicht wurde als der erste Aktivitätsgipfel (Ag1) des Agonisten (AD). Es ist anzunehmen, dass hiermit eine überschießende Anteversion verhindert werden sollte. Das Muskelpaar (AD, PD) zeigte zudem das in der Einleitung beschriebene triphasische EMG-Muster, da auf die Aktivität des Antagonisten PD (Antg) noch ein zweiter Agonistenburst (Ag2) des AD folgte, der wiederum eine zu starke Bremsung der Bewegung verhinderte. Die EMG-Kurve des Agonisten (M. deltoideus, ps. anterior) in Abb. 7 erscheint mithin doppelgipflig, wobei der erste Gipfel (Ag1) höher ist als der zweite (Ag2). Koaktivierungen von Agonist und Antagonist mit ähnlichen EMG-Kurvenformen wurden bei einzelnen Probanden beobachtet, was während der einzelnen Würfe allgemein zu einer vermehrten Stabilisierung der Schulter führte.

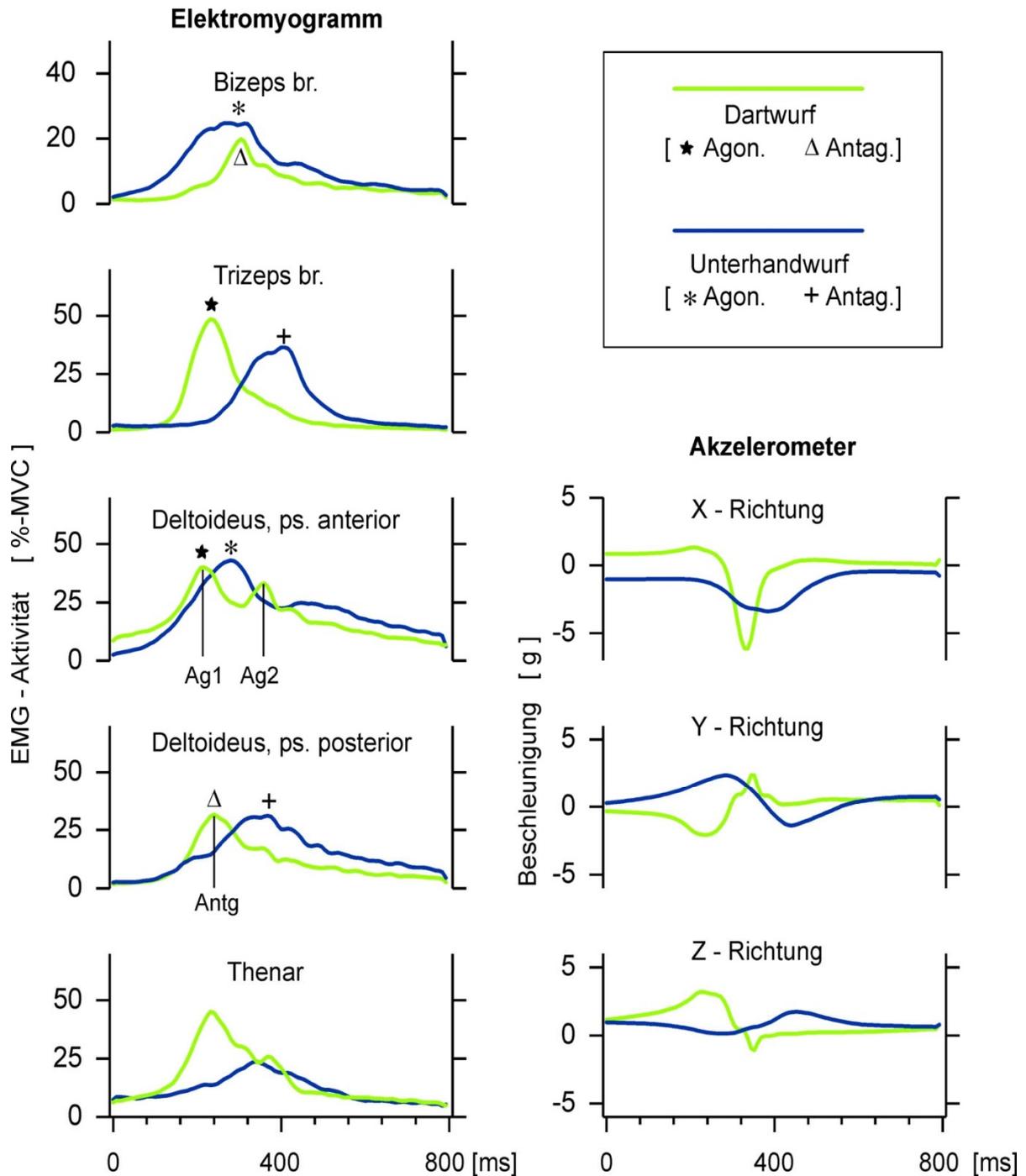


Abb. 7: Vergleich der Wurftechniken. Alle hier gezeigten Aktionen erfolgten mit dem dominanten Arm. Gemittelte EMG-Kurven und Akzelerometerdaten aller Probanden sind für beide Wurftechniken gezeigt (Dartwurf: grün, Unterhandwurf: blau). Die Kurven sind gleich skaliert und übereinandergelegt, wobei die verschobene Baseline der Beschleunigung in X-Richtung durch die unterschiedliche Armhaltung bei Bewegungsbeginn zustande kommt. Die EMG-Aktivitätsgipfel der am jeweiligen Wurf beteiligten Agonisten und Antagonisten sind mit verschiedenen Symbolen markiert (siehe Kästchen oben rechts). Beispielhaft sind beim Dartwurf die ersten und zweiten Bursts (Ag1, Ag2) eines Agonisten (AD) und der dazwischenliegende Burst (Antg) des Antagonisten PD markiert.

Weiterhin extendierte der M. triceps brachii (TRI) als Agonist beim Dartwurf den Ellbogen rasch, während der M. biceps brachii (BIC) diese schnelle Bewegung als Antagonist modulierte. Entsprechend erreichte der BIC seine Maximalaktivität etwas später als der TRI. Zu sehen ist außerdem, dass der Agonist TRI, anders als der AD am Schultergelenk, keinen zweiten Burst (Ag2) aufwies. Dies lässt sich durch den Charakter der Wurfbewegung erklären. Von den Versuchsteilnehmern wurde nicht gefordert, nach Loslassen des Pfeiles die Hand an einer bestimmten Stelle abzubremesen. Die Probanden konnten die Extension des Wurfarmes also einfach auslaufen lassen. Die Aktivität der Thenarmuskulatur begann etwa 250 ms nach Bewegungsbeginn zu sinken, um den Griff um den Pfeil zu lockern. Gemäß den Videoaufnahmen wurde der Pfeil meist im Bereich der Zonen drei bis vier losgelassen (Zonen entsprechen senkrechten Streifen in Abb. 4), was etwa dem Scheitelpunkt der Wurfbewegung des Dartwurfes entsprach.

Auch beim Unterhandwurf können jeweils zwei Agonisten-Antagonisten-Paare beobachtet werden (AD, PD sowie BIC, TRI). Wie beim Dartwurf unterstützte der AD als Agonist die Anteversion im Schultergelenk, während der PD als Antagonist eine überschießende Bewegung verhinderte und eine gewisse Stabilität in der Schulter gewährleistete. Auch hier erreichte die EMG-Aktivität des PD ihr Maximum später als die des AD. Bei dieser Wurftechnik fand anfänglich auch eine leichte Flexion des Ellbogengelenks statt. Im Ellbogengelenk wirkte daher – durch den veränderten Bewegungsablauf anders als beim Dartwurf – der BIC als Agonist, und dieser Muskel unterstützte außerdem die Anteversion im Schultergelenk. Der TRI wirkte als Antagonist bremsend und modulierend auf die initiale Bewegung.

Beim Unterhandwurf zeigten beide Muskelpaare (AD, PD sowie BIC, TRI) andeutungsweise ein triphasisches EMG-Muster, bestehend aus zwei Agonistenbursts mit einem dazwischen gelegenen Antagonistenburst. Der zweite Agonistenburst fiel jedoch recht klein aus, wobei auch hier keine Notwendigkeit bestand, die Bewegung an einer bestimmten Stelle zu stoppen. Der Pfeil verließ beim Unterhandwurf die Hand erst nachdem diese den untersten Punkt ihrer Pendelbewegung durchlaufen hatte, etwa in den Zonen fünf bis sechs gemäß der Abbildung 4. Während der letzten 400 ms der Datenaufzeichnung nahm die Aktivität der Thenarmuskulatur deutlich ab (Abb. 7), was dem Loslassen des Dartpfeiles entspricht. Insgesamt waren die Muskeln des Daumenballens beim Unterhandwurf weniger aktiv als beim Dartwurf, der Griff war also lockerer.

Schließlich ist für beide Wurftechniken zu beachten, dass es sich bei BIC und TRI um zweigelenkige Muskeln handelt, die nicht nur das Ellbogengelenk beugen bzw. strecken. BIC und AD können gleichermaßen eine Anteversion im Schultergelenk bewirken, TRI und PD

wirken in der Retroversion synergistisch. Der beim Dartwurf als Agonist besprochene TRI (Streckung des Ellbogens) unterstützt mithin auch die Wirkung des Antagonisten PD, der die Anteversion der Schulter bremst. Anhand der EMG-Daten kann man jedoch nicht zwischen verschiedenen Wirkungen der Kontraktion eines mehrgelenkigen Muskels unterscheiden und eine Hauptwirkung identifizieren.

Neben den Muskelaktivitäten wiesen auch die entstandenen Beschleunigungen in den drei untersuchten Richtungen X, Y, Z typische Zeitverläufe auf (Abb. 7 rechts). Die Ausrichtung des Akzelerometers am Handgelenk ist bereits im Methodenteil beschrieben (siehe Abb. 2 in Abschnitt 2.3). Da auch bei unbewegter Hand die Erdbeschleunigung zu einem Signal des Akzelerometers führt, unterschieden sich die Ausgangswerte beider Wurftechniken wegen der unterschiedlichen Armhaltung vor Bewegungsbeginn, insbesondere in X-Richtung. Während des Werfens beschrieb die Bewegung der Wurfhand bei beiden Wurftechniken annähernd den Sektor einer Kreisbahn. Dabei entspricht die X-Richtung im Wesentlichen der Radialbeschleunigung, die bei beiden Techniken ein deutliches Minimum aufwies, das im Moment der größten „Zentrifugalkraft“ auftrat. Der Verlauf der X-Kurve lässt sich als ein Maß für die beim Wurf erreichten Geschwindigkeiten und deren Entstehungszeitraum interpretieren. Damit waren die Unterhandwürfe im Mittel langsamer, ihre Maximalgeschwindigkeit wurde später erreicht als die der Dartwürfe, und die Änderungen der Beschleunigung (Steigungen im Aufstrich bzw. Abfall) erfolgten weniger abrupt.

Die Y-Beschleunigung entsprach während der Wurfbewegung vor allem der momentanen Tangentialbeschleunigung. Weil die Hauptbewegung beim Dartwurf nach ulnar erfolgte, beim Unterhandwurf aber in radialer Richtung, ergeben sich annähernd spiegelbildliche Verläufe der Kurven beider Wurftechniken (Abb. 7). Unterschiedlich waren auch die Kurven der Beschleunigung in Z-Richtung, welche die dorsopalmare Achse erfassen und durch Drehbewegungen des Unterarms beim Wurf moduliert werden, z.B. durch eine Pronation der Hand während des Dartwurfes.

3.1.2) Aktivierungsreihenfolge der Muskulatur

Wie man in Abbildung 7 erkennen kann, dauerte die Hauptaktivität der untersuchten Muskeln weniger als eine halbe Sekunde, wobei die Mittelung unterschiedlicher zeitlicher Verläufe wie ein Filter wirkt, so dass Anstiege und Maxima der Durchschnittskurven zeitlich ungenau erscheinen. Um die Reihenfolge der Kontraktionen einzelner Muskeln besser untersuchen zu können, erfolgte eine gesonderte Analyse der Zeitpunkte der Muskelaktivierung (Onset) und auch der Beendigung der Aktivität (Offset) für alle einzelnen Wurfaktionen. Diese Analyse

wurde wie in Abschnitt 2.6.2 b) beschrieben durchgeführt. Zum Vergleich der Wurftechniken zeigt Abbildung 8 die Ergebnisse je einer Serie von Dartwürfen (oben) und Unterhandwürfen (unten), die jeweils 30 Würfe umfassten. Es handelt sich um die Durchschnittswerte aller Probanden. Für jede der Wurftechniken ergab sich eine typische Abfolge der Muskelaktivierung, die im Laufe der Wurfserien erhalten blieb. Beim Dartwurf (Abb. 8 oben) wurden die Muskeln in der Reihenfolge AD, TRI, PD, BIC innerhalb von etwa 100 ms nacheinander aktiv, dann folgte das Ende (Offset) der Thenarmuskelaktivität etwa 150 ms nach der ersten Aktivität der Agonisten (AD, TRI).

Der Onset der AD-Aktivität beim Dartwurf ließ sich allerdings nur schätzen und ist als gepunktete Linie in Abbildung 8 (oben) angedeutet. Abbildung 7 zeigt jedoch, dass dieser Zeitpunkt des AD nahe am Onset des zweiten Agonisten TRI lag, und noch vor dem Beginn der Aktivität des Antagonisten PD stattfand. Es ergeben sich folgende Zeiten beim Dartwurf: Agonist TRI (Mittelwert MW: 193 ms) und einer der Antagonisten PD (MW: 207 ms) wurden kurz nacheinander aktiv, die Aktivität des anderen Antagonisten BIC (MW: 263 ms) begann deutlich später. Nochmals später fand der Offset der Thenarmuskulatur (MW: 335 ms) statt. Insgesamt dauerte die gesamte Wurfaktion vom Onset des Agonisten TRI bis zum Offset der am Greifen des Pfeils beteiligten Handmuskulatur im Mittel 142 ms. Der Onset der AD-Aktivität ist hier nicht berücksichtigt, da er wegen der tonischen Haltefunktion dieses Muskels bei Bewegungsbeginn (erhobener Arm) nicht exakt bestimmt werden konnte.

Beim Unterhandwurf (Abb. 8 unten) ist die Reihenfolge der Muskelaktivierung BIC-AD-PD-TRI, gefolgt von der Entspannung (Offset) der Muskeln des Daumenballens. Bei dieser Wurftechnik initiieren die Agonisten BIC (MW: 204 ms) und AD (MW: 216 ms) die Bewegung. Dem folgen wiederum in vergleichsweise deutlichem zeitlichen Abstand die Antagonisten PD (MW: 265 ms) und TRI (MW: 332 ms). Analog zum Dartwurf wird auch hier das Ende der Bewegung vom Offset der Thenarmuskulatur (MW 381 ms) markiert. Mit einer mittleren Dauer von 177 ms vom Onset des Agonisten BIC bis zum Offset der Thenarmuskulatur ist die Wurfbewegung beim Unterhandwurf also 35ms länger als die des Dartwurfs.

Alle hier vorgestellten Zeitpunkte beschreiben Würfe mit der dominanten Hand zur Verdeutlichung der Unterschiede des Dartwurfes (Abfolge AD-TRI-PD-BIC - Offset Thenar) und des Unterhandwurfes (Abfolge BIC-AD-PD-TRI - Offset Thenar). Gleiches gilt für die EMG-Kurven (Abb. 7). Die Vergleiche der Daten der dominanten und non-dominanten Seite folgen.

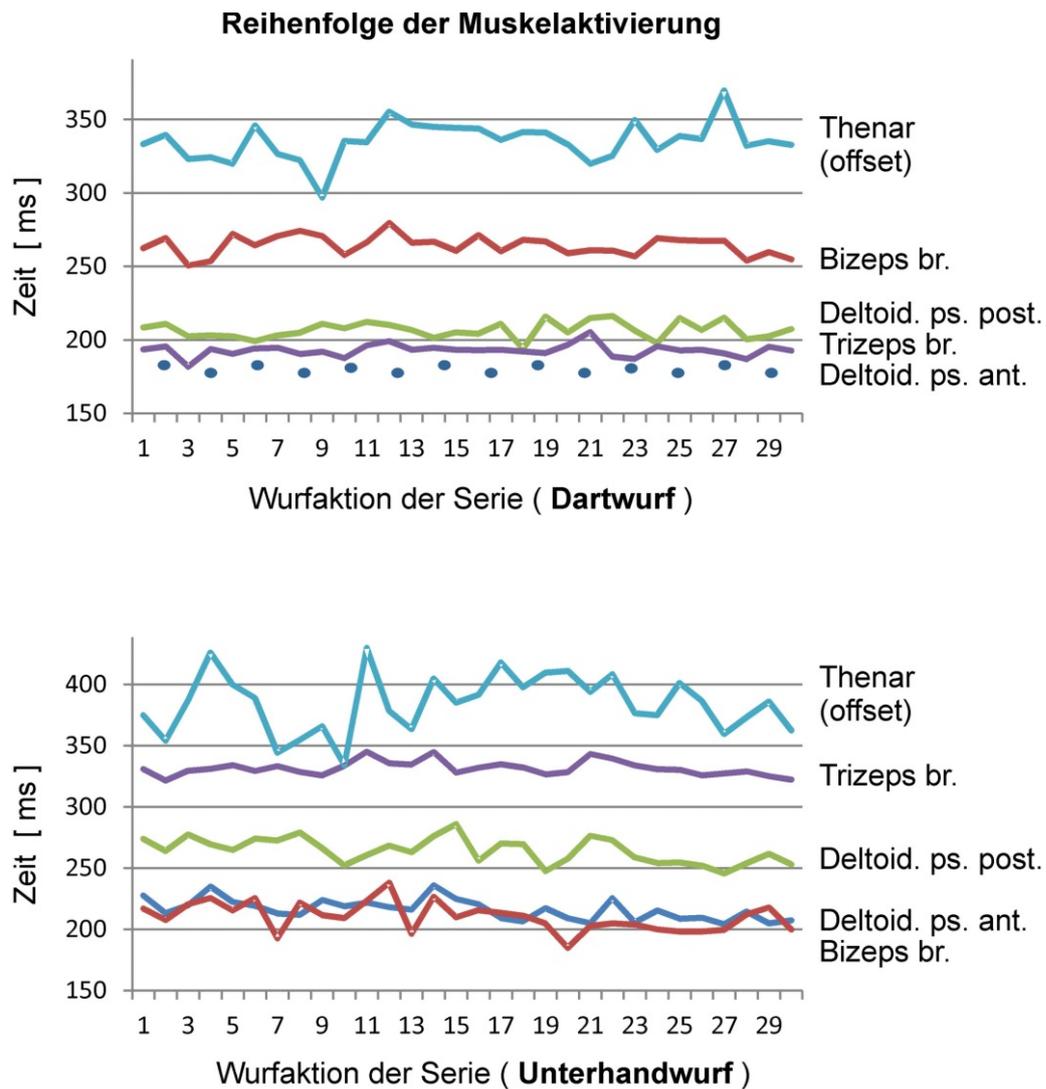


Abb. 8: Reihenfolge der Muskelaktivierung bei beiden Wurftechniken. Die obere Grafik zeigt den Dartwurf, die untere Grafik den Unterhandwurf. Dargestellt sind jeweils Daten einer gesamten Serie von 30 konsekutiven Wüfen. Es handelt sich um Gruppenmittelwerte (12 Probanden, dominante Hand, Tag 1). Die Linien zeigen die mittleren Onset-Zeiten der einzelnen Muskeln, nur für die Thenarmuskeln wurde die Offset-Zeit bestimmt (AD – Dunkelblau, PD – Grün, BIC – Rot, TRI – Violett, Thenar – Hellblau). Wegen der Grundaktivität des AD beim Dartwurf konnte für diesen Muskel keine genaue Onset-Zeit berechnet werden; der ungefähre Beginn der Hauptaktivität dieses Muskels beim Dartwurf ist mit einer gepunkteten Linie angedeutet.

3.2) Seitenvergleich

Nachdem im vorigen Abschnitt beide Wurftechniken in Bezug auf die entstehenden EMG- bzw. Akzelerometerkurven und die Aktivierungsreihenfolge der beteiligten Muskulatur erläutert wurden, sollen nun die dominante und non-dominante Seite im Hinblick auf Unterschiede und Gemeinsamkeiten der EMG-Aktivität und des „Timings“ untersucht werden. Die verwendeten Daten und Abbildungen beziehen sich auf den ersten Versuchstag. Es fanden sich signifikante

Seitenunterschiede der Treffgenauigkeit (t-Tests für verbundene Stichproben, $p < 0.01$), denn sowohl beim Dartwurf als auch beim Unterhandwurf trafen die Versuchspersonen das Ziel erwartungsgemäß besser, wenn sie die dominante Wurfhand nutzten. Die entsprechenden Daten werden später im Einzelnen erläutert (siehe Punkt 3.3).

3.2.1) Dartwurf: EMG- und Akzelerometer-Kurven im Seitenvergleich

Abbildung 9 stellt gemittelte EMG- und Akzelerometer-Kurven der dominanten (grün) und non-dominanten Seite (rot) gegenüber. Die Fehlerbalken bezeichnen dabei die interindividuelle Streuung der Kurven, die sich zwischen den Daten der 12 Personen ergab. Auffällig ist die große Ähnlichkeit der Muskelaktivitäten beider Seiten, denn die EMG-Kurven verlaufen fast deckungsgleich (Abb. 9 rechts). Die mittleren EMG-Aktivitätsniveaus der einzelnen Muskeln und auch die mittleren Beschleunigungswerte (Durchschnittswerte über den Messzeitraum) des Akzelerometers wurden mit t-Tests für gepaarte Stichproben auf Seitenunterschiede untersucht. Auch die Extremwerte („Peaks“) beider Seiten wurden auf diese Weise verglichen.

Es ergab sich nur ein tendenzieller Seitenunterschied der EMG-Aktivität der Thenarmuskeln ($p = 0,056$), die auf der non-dominanten Seite durchschnittlich etwas stärker war. Demnach fasste die dominante Hand den Pfeil lockerer als die non-dominante Hand. Für die anderen Muskeln ergaben sich weder hinsichtlich ihrer mittleren EMG-Aktivitäten noch hinsichtlich ihrer EMG-Spitzenwerte bedeutsame Seitenunterschiede. Eine tabellarische Auflistung aller mittleren und maximalen Muskelaktivitäten findet sich im Anhang (Tab. 1 des Anhangs). Signifikante Seitenunterschiede zeigten sich für die Mittelwerte der Beschleunigungen in X-Richtung ($p = 0,046$) und Y-Richtung ($p = 0,008$), jeweils mit negativeren Werten der non-dominanten Seite. Wie in Abbildung 9 zu sehen ist, kehrte die Radialbeschleunigung (X-Richtung) auf der non-dominanten Seite erst verzögert wieder zur Nulllinie zurück, das Abbremsen der non-dominanten Wurfhand dauerte also insgesamt länger als das Bremsen der dominanten Wurfhand. Auch in Y-Richtung erscheint die Kurve der non-dominanten Seite etwas nach unten verschoben. Passend dazu ergab der Seitenvergleich der erreichten Minima in Y-Richtung eine Tendenz ($p = 0,074$), wobei die non-dominante Hand negativere Werte, also eine im Betrag höhere Tangentialbeschleunigung, erreichte.

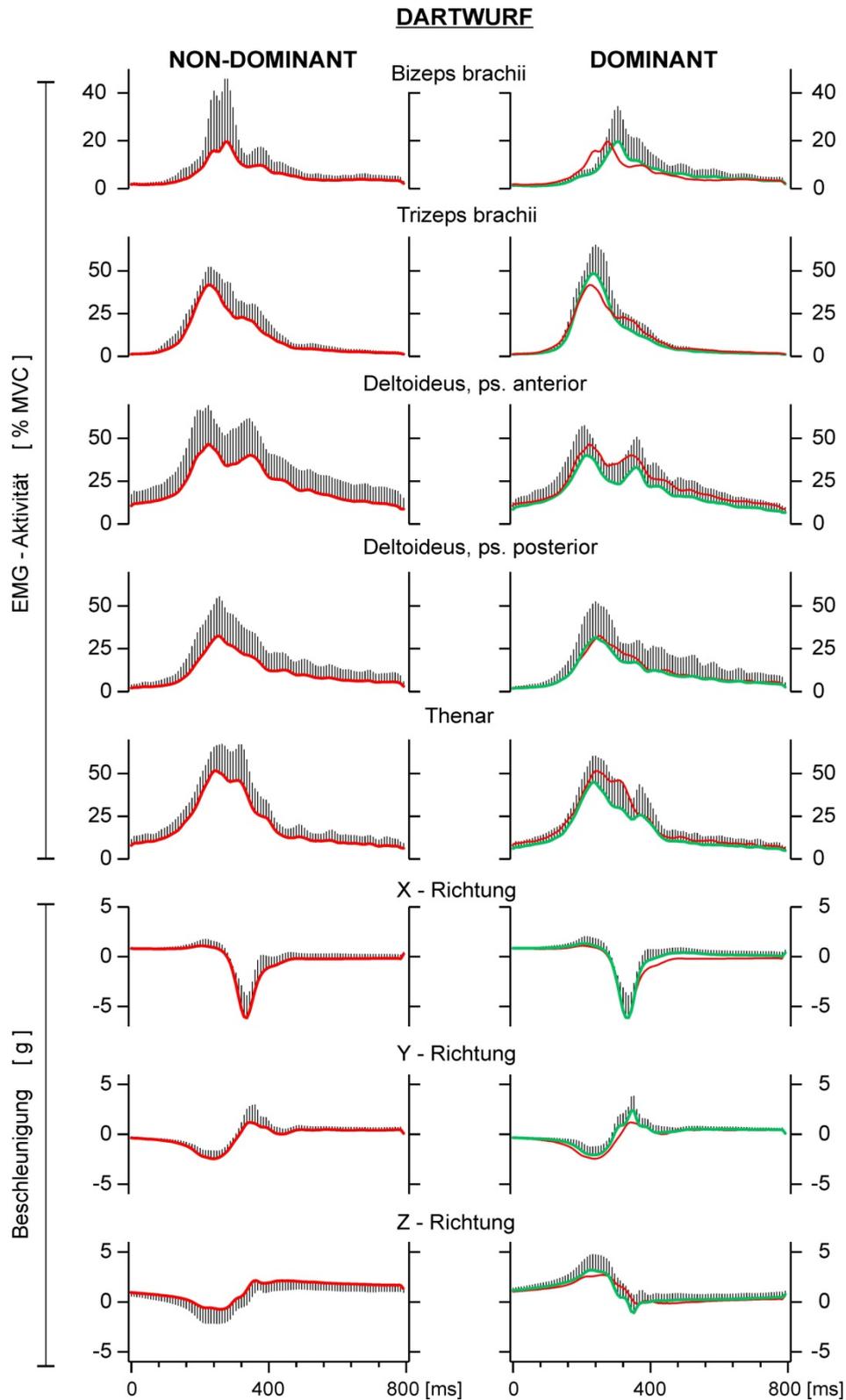


Abb. 9: Seitenvergleich der Kurven, Dartwurf. Über alle Probanden gemittelte EMG- und Akzelerometer-Kurven des Dartwurfs der dominanten (grün) und non-dominanten (rot) Hand. Als dünne graue Fehlerbalken sind (interindividuelle) Standardabweichungen dargestellt. Zur besseren Übersicht wurden rechts Kurven der non-dominanten Hand (rot, dünn) ohne Fehlerbalken über die Kurven der dominanten Hand gelegt. Die Beschleunigung in Z-Richtung wurde dabei invertiert.

Die Beschleunigungswerte in Z-Richtung ließen sich wegen der technisch bedingten Unterschiede der Achsenausrichtung des Akzelerometers an der linken und rechten Hand (siehe Methodenteil) nicht sinnvoll miteinander vergleichen. Nur wenn man die Kurven der non-dominanten Seite spiegelte, ähnelten sie denen der dominanten Seite.

Auffallend sind insgesamt an dieser Stelle nicht die eher geringen Differenzen zwischen beiden Körperseiten, sondern die große Ähnlichkeit zwischen den mittleren EMG- bzw. Beschleunigungskurven von dominanter und non-dominanter Hand ist bemerkenswert.

3.2.2) Dartwurf: Folge der Muskelaktivierung im Seitenvergleich

Auch im Vergleich von dominanter und non-dominanter Seite bietet sich eine Analyse der Aktivierungszeiten der Muskeln an, da Differenzen von wenigen Millisekunden in gemittelten EMG-Kurven kaum erkennbar sind. Aus technischen Gründen (siehe 2.6.2 b) wurde hier auf die Analyse des AD verzichtet. Die Zeiten der Muskelaktivitäten beider Seiten beim Dartwurf sind in Abbildung 10 gegenübergestellt; das allgemeine Muster der Aktivierungsabfolge war seitengleich. Ein signifikanter Unterschied (t-Test, $p=0,045$) ergab sich für den PD, dessen Aktivität am non-dominanten Arm etwas später (MW \pm SD: 224 \pm 31 ms) einsetzte als am dominanten Arm (207 \pm 19 ms). Auch hinsichtlich der Offset-Zeit (in Abb. 10 nicht dargestellt) ergab sich eine Tendenz ($p=0,08$) zu einem späteren Ende der PD-Aktivität auf der non-dominanten Seite (MW 340 ms) als auf der Gegenseite (MW 318 ms), und auch das Zeitintervall zwischen TRI- und PD-Onset war verlängert. Die Daten der anderen Muskeln TRI (Onset Dom: 193 \pm 18 ms, NDom 190 \pm 26 ms), BIC (Onset Dom: 263 \pm 29ms, NDom: 241 \pm 55ms) und der Thenarmuskeln (Offset Dom: 335 \pm 51 ms, NDom: 335 \pm 27 ms) ergaben keine signifikanten Seitenunterschiede. Eine umfassende Aufstellung aller On- und Offsetzeiten findet sich im Anhang (Tab. 2 des Anhangs).

3.2.3) Unterhandwurf: Seitenvergleiche

Wie beim Dartwurf sind die durchschnittlichen Kurven der EMG- und Akzelerometerdaten des Unterhandwurfs in Abbildung 11 nebeneinander dargestellt. Erneut wurden die mittleren EMG-Aktivitäten (bzw. Beschleunigungen) und die Extremwerte beider Seiten mittels zweiseitiger t-Tests für gepaarte Stichproben verglichen. Es zeigten sich keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen dominanter und non-dominanter Seite (Tab 1 des Anhangs). Wieder sind dagegen die trotz der ungewohnten Wurftechnik sehr ähnlichen Verläufe der Kurven beider Körperseiten bemerkenswert, besonders die Beschleunigungskurven stellen sich nahezu deckungsgleich dar. Die Treffquoten beider Seiten unterschieden sich jedoch erwartungsgemäß (siehe 3.2).

Die genaue Analyse der Aktivierungszeitpunkte der verschiedenen Muskeln ist in Abb. 12 dargestellt. Wie beim Dartwurf war auch hier die generelle Abfolge der EMG-Aktivität auf dominanter und non-dominanter Seite ähnlich. Für den PD ergab sich ein statistisch signifikanter Seitenunterschied ($p=0,015$) der Onset-Zeit. Ähnlich wie schon beim Dartwurf setzte die Aktivität dieses Antagonisten auch beim Unterhandwurf auf der non-dominanten Seite etwas später ein als auf der dominanten Seite (PD Dom: 265 ± 54 ms, NDom 300 ± 56 ms; $MW\pm SD$). Die anderen in Abbildung 12 gezeigten Zeiten wiesen keine statistisch bedeutsamen Seitenunterschiede auf, obwohl die Muskelaktivität der non-dominanten Seite stets etwas verspätet gegenüber der dominanten Seite einzusetzen schien.

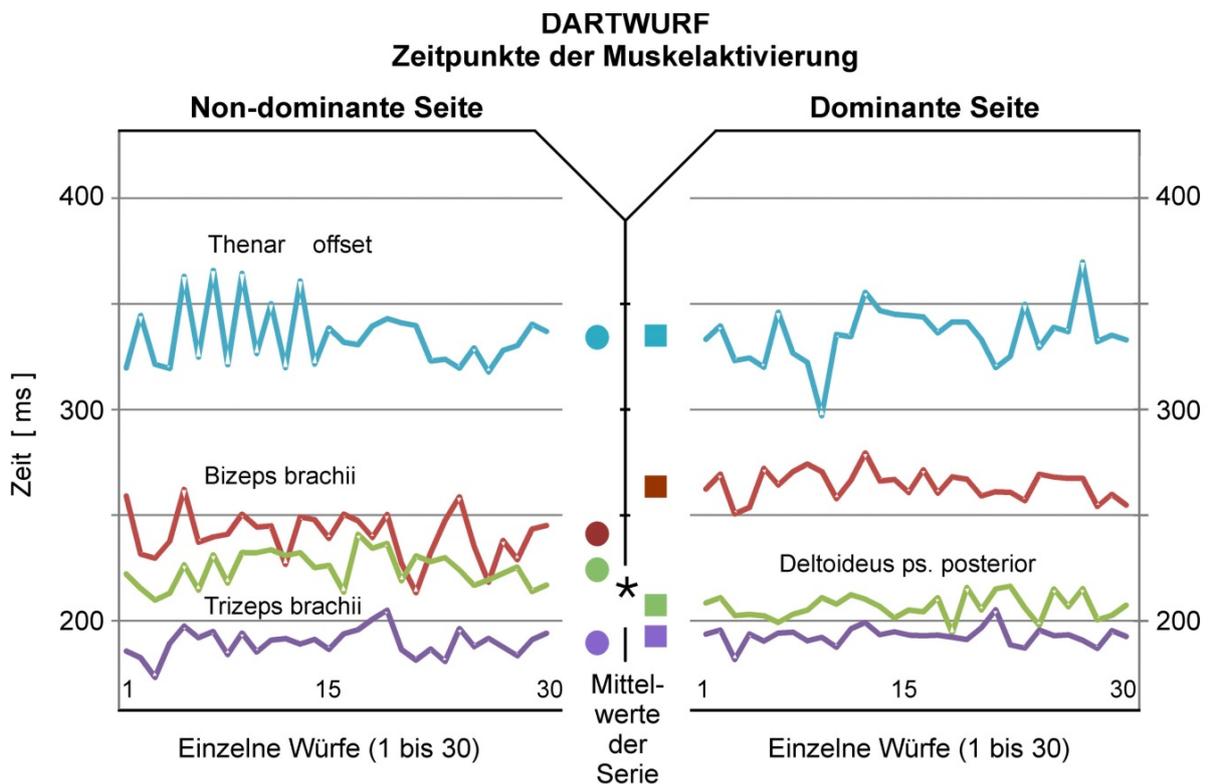


Abb. 10: Seitenvergleich der Zeiten beim Dartwurf. Durchschnittliche Onsetzeiten der jeweiligen Muskelaktivitäten (Offset im Falle des Thenar) bei den dreißig einzelnen Würfeln des Dartwurfs. Dominante und non-dominante Seite im Vergleich (erster Untersuchungstag). Die einzelnen Muskeln wurden zur besseren Unterscheidbarkeit farbcodiert (TRI – Violett, PD – Grün, BIC – Rot, Thenar – Hellblau). Die Mittelwerte der Zeiten über die ganze Wurfserie sind mit entsprechend gefärbten Kreisen (non-dominant) und Quadraten (dominant) in der Mitte der Abbildung dargestellt. Stern = signifikanter Unterschied für Onset-Zeit des PD ($p < 0,05$).

Auffällig ist also, dass beim Unterhandwurf alle Zeiten der non-dominanten Hand im Vergleich zur dominanten Hand verzögert waren, obwohl nur beim PD die statistische Signifikanz erreicht wurde (Tab. 2 des Anhangs). Dies wird im Vergleich der Mittelwerte der Wurfserien beider Seiten sichtbar (siehe Mitte von Abb. 12). Die Aktivierungszeiten der Agonisten BIC (Onset Dom: 204 ± 57 ms, NDom: 210 ± 47 ms; $MW\pm SD$) und AD (Onset Dom:

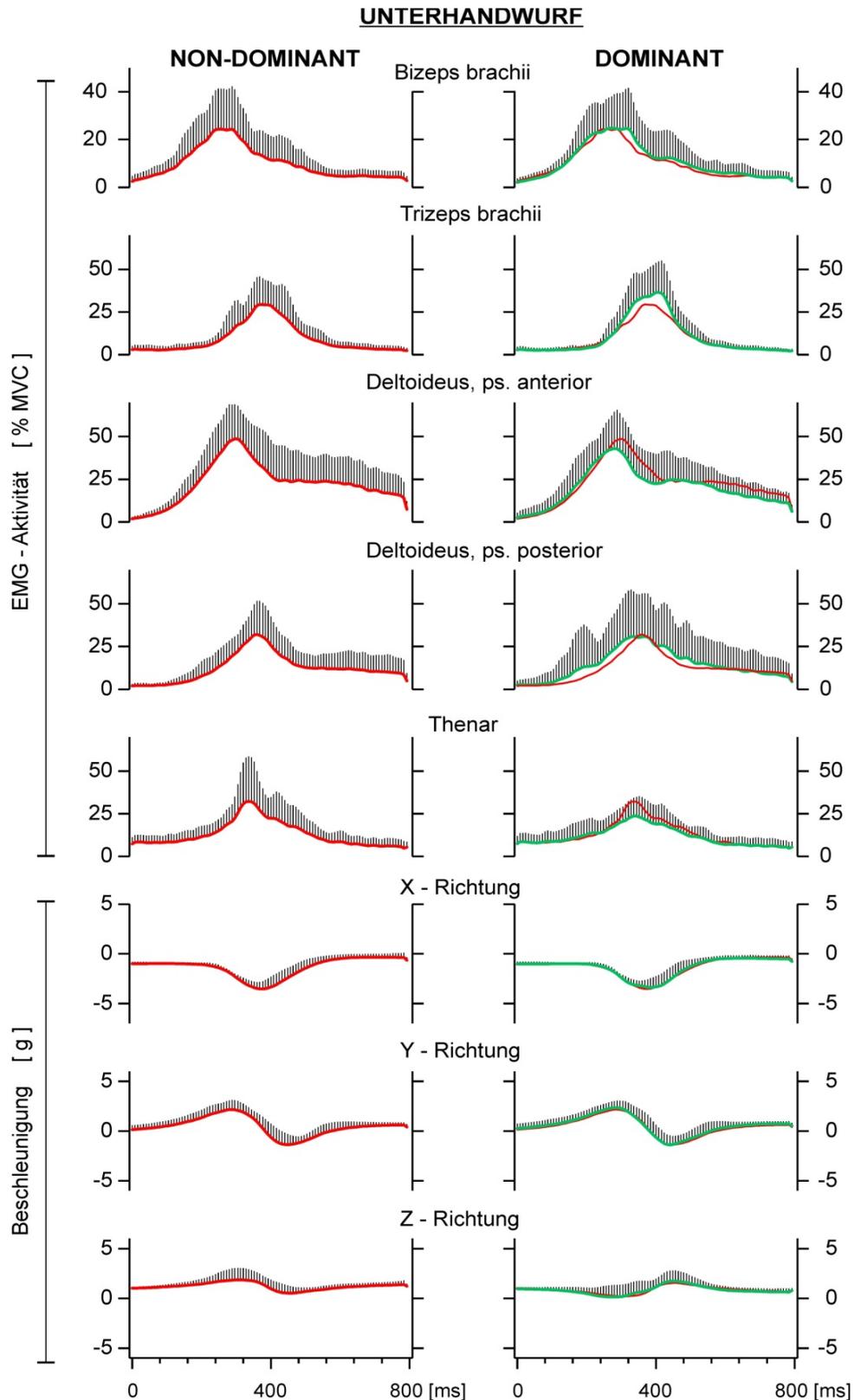


Abb. 11: Seitenvergleich der Kurven, Unterhandwurf. Über alle Probanden gemittelte EMG- und Akzelerometer-Kurven der dominanten (grün) und non-dominanten (rot) Hand. Als dünne graue Fehlerbalken sind (interindividuelle) Standardabweichungen dargestellt. Zur besseren Übersicht wurden rechts Kurven der non-dominanten Hand (rot, dünn) ohne Fehlerbalken über die Kurven der dominanten Hand gelegt. Die Beschleunigung in Z-Richtung wurde dabei invertiert.

216±47 ms, NDom 242±37 ms) lagen auf der dominanten Seite noch vergleichsweise nahe beieinander, auf non-dominanter Seite war ihr Abstand schon größer. PD und TRI (Dom: 332±40 ms, NDom 340±38 ms) zeigten sowohl auf dominanter als auch auf non-dominanter Seite größere zeitliche Abstände zum Onset des zuerst aktiven Muskels. Am Ende der Bewegung befand sich wiederum der Offset der EMG-Signale der Thenarmuskulatur (Dom: 381±52 ms, NDom 400±43 ms; MW±SD). Weitere Offsetzeiten, die in Abbildung 12 nicht dargestellt sind, ergaben für das Ende der Aktivität des AD einen signifikanten Unterschied ($p=0,049$) zwischen beiden Körperseiten, wobei der Offset auf der non-dominanten Seite (MW 377 ms) wiederum später erreicht wurde als auf der dominanten Seite (MW 327 ms).

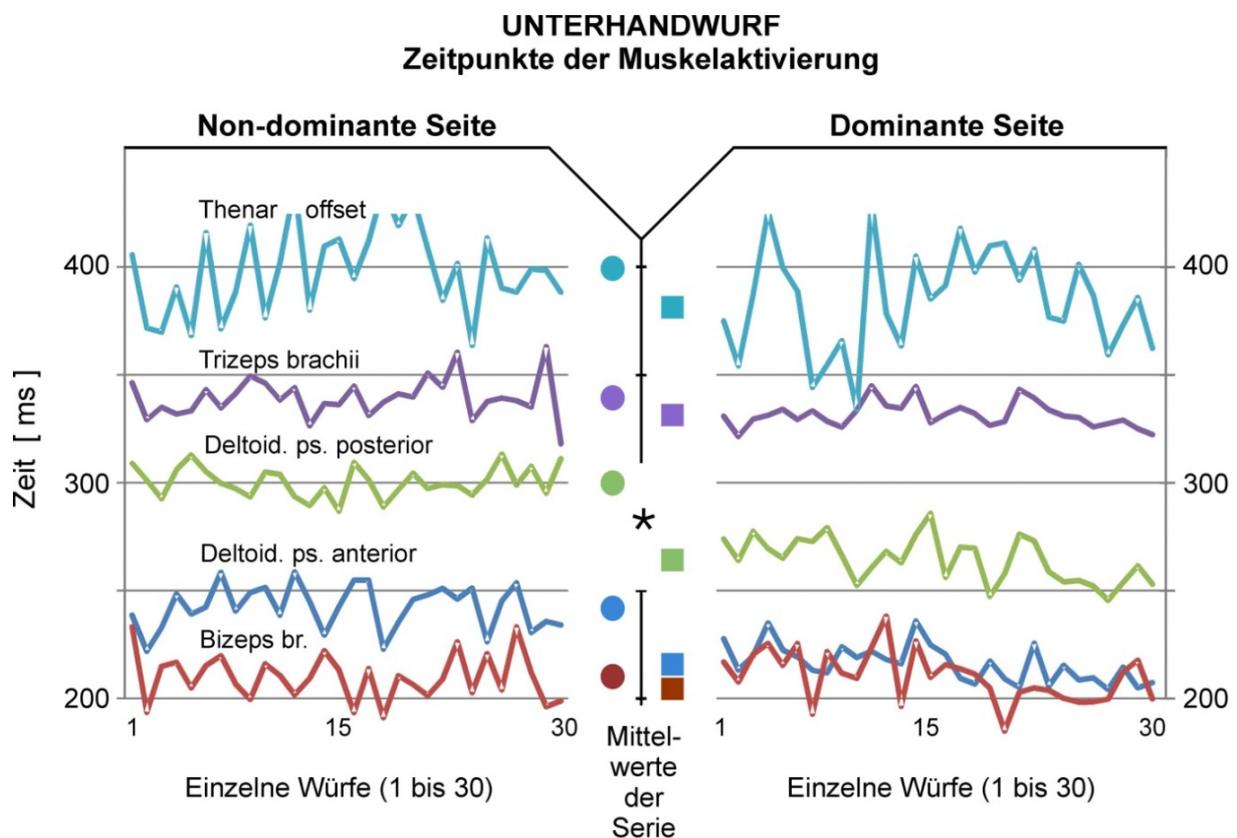


Abb. 12: Seitenvergleich der Zeiten der EMG-Aktivität beim Unterhandwurf. Mittlere Onsetzeiten der jeweiligen Muskelaktivitäten (Offset im Falle des Thenar) bei den 30 einzelnen Würfeln der Serie; dominante und non-dominante Seite im Vergleich (erster Untersuchungstag). Die einzelnen Muskeln wurden zur besseren Unterscheidbarkeit farbcodiert (BIC – Rot, AD – Dunkelblau, PD – Grün, TRI – Violett, Thenar – Hellblau). Die Mittelwerte der Zeiten über die gesamte Wurfserie sind in entsprechend gefärbten Kreisen (non-dominant) und Quadraten (dominant) in der Mitte der Abbildung dargestellt. Stern, signifikanter Seitenunterschied ($p<0,05$) der Onsetzeit des PD.

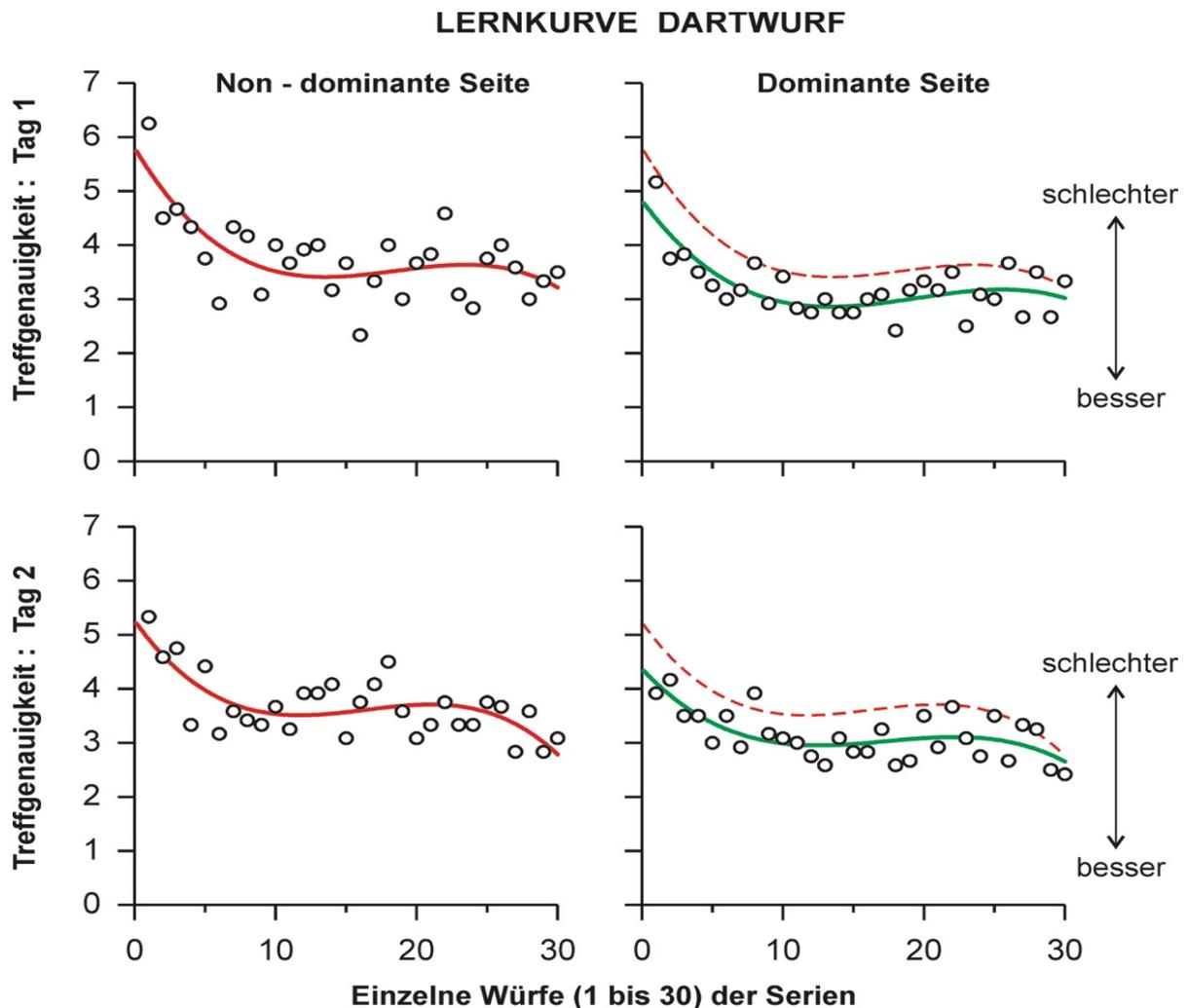
3.3) Lernverläufe und Zielgenauigkeit

Als letzter Punkt bleibt die Betrachtung der von den Probanden erzielten Treffer. Hier stellt sich die Frage, ob sich die Treffgenauigkeit während einer Serie von 30 aufeinander folgenden Würfeln ändert und ob es Unterschiede der Wurfserien beider Untersuchungstage (T1, T2) gibt. Ferner ist von Interesse, ob etwaige Verbesserungen der Treffquote mit Änderungen der Muskelaktivität (EMG-Signalstärke, Aktivierungszeitpunkte) oder auch der Beschleunigungsdaten (Akzelerometer) korrelieren. Die Varianzanalyse für wiederholte Messungen zeigte keinen signifikanten Effekt ($F_{1,11}=0,02$) des Faktors Untersuchungstag (T1, T2) auf die Treffgenauigkeit, die Ergebnisse am Folgetag waren weder besser noch schlechter als die des ersten Tages. Die Effekte der Faktoren Wurfhand ($F_{1,11} = 41,5$) und Wurftechnik ($F_{1,11}= 16,7$) waren hingegen signifikant ($p<0,01$). Diese Effekte wurden nicht durch den Untersuchungstag beeinflusst, denn es gab keine derartigen Interaktionen.

3.3.1) Dartwurf

Für jeden Wurf der Serien „Dartwurf“ wurde die mittlere Treffgenauigkeit aller Probanden ermittelt. Abbildung 13 stellt diese Durchschnittswerte als offene Kreise getrennt für die dominante und die non-dominante Wurfhand dar, und zwar getrennt für Tag 1 (oben) und die Messwiederholung an Tag 2 (unten). Die Datenverarbeitung ist unter Abschnitt 2.6.1 des Methodenteils erläutert. An diese Punktwolken wurden Polynome dritten Grades angepasst; die so entstandenen Kurven sind farblich markiert (Abb. 13, grün = dominante Wurfhand, rot = non-dominante Wurfhand). Die Pearson-Korrelationskoeffizienten der Kurvenanpassung waren $r = 0,755$ (Tag 1) und $r = 0,680$ (Tag 2) für die dominante Hand, und auf der non-dominanten Seite betragen sie $r = 0,690$ (Tag 1) und $r = 0,709$ (Tag 2). Die Probanden wurden während der Wurfserie im Mittel treffsicherer, wie die Kurvenverläufe zeigen.

Bemerkenswert sind die Verläufe der an die Punktwolken angepassten Polynomkurven. Während sie zu Beginn der Serie der 30 Würfe recht steil abfallen, bildet sich danach annäherungsweise ein Plateau, wobei die Kurven leicht ansteigen und anschließend wieder leicht abfallen. Interpretieren lässt sich dies als eine anfänglich schnelle Verbesserung der Trefferquote während der ersten fünf bis zehn Würfe, mit einer darauffolgenden relativen Stabilisierung der Wurfgenauigkeit, die jedoch weiterhin Schwankungen unterliegt. Es zeigten sich keine Unterschiede der durchschnittlichen Treffgenauigkeit bei Vergleichen der Wurfserien von Messtag 1 und Messtag 2, also keine Lerneffekte von Tag zu Tag.



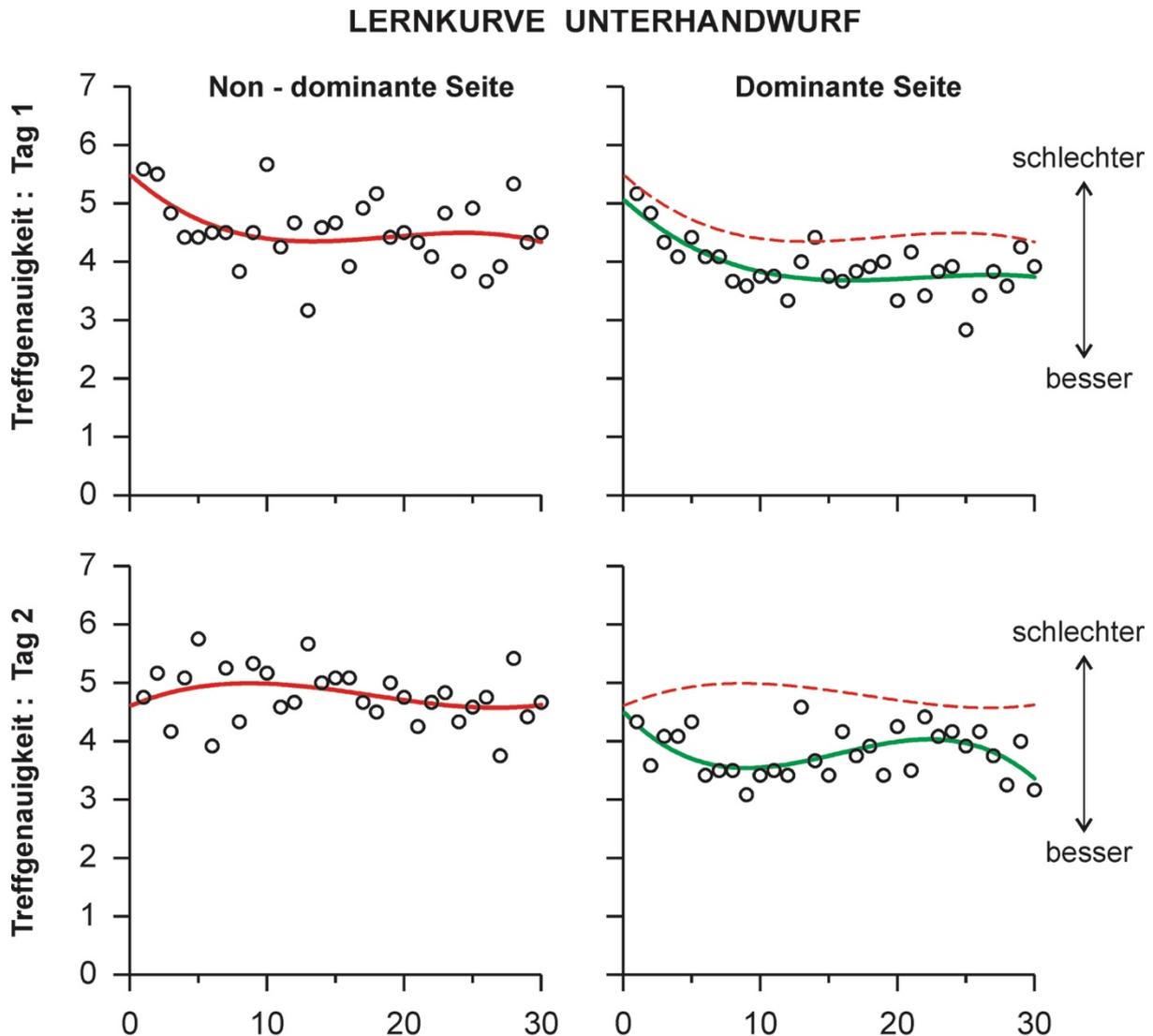
Einzelne Würfe (1 bis 30) der Serien

Abb. 13: Trefferverlauf beim Dartwurf. Punktwolken (offene Kreise), entstanden aus den gemittelten Treffern aller Probanden für jede Wurfaktion der 30'er Serie mit daran angepassten Polynomkurven. Lernkurven der dominanten (grün, durchgezogen) und non-dominanten (rot gestrichelt) Wurfhand sind für Tag 1 und Tag 2 dargestellt. Zusätzlich sind in der rechten Hälfte der Abbildung die Kurven der non-dominanten Seite (rot gestrichelt) zum direkten Vergleich über die der dominanten Seite (grün) gelegt. Kleinere Zahlen auf der Ordinate, d.h. fallende Kurven, bedeuten bessere Treffergenauigkeit.

Unterschiede der Treffergenauigkeit beider Seiten (dominant, non-dominant) wurden bereits erwähnt (Punkt 3.2) und waren an beiden Untersuchungstagen deutlich (t-Tests bei gepaarten Stichproben, $p < 0,01$). Die Werte für den Dartwurf waren wie folgt: Tag 1 (Ndom $3,74 \pm 0,68$; Dom $3,19 \pm 0,60$; $MW \pm SD$), Folgetag 2 (Ndom $3,67 \pm 0,69$; Dom $3,13 \pm 0,51$). Ferner ergab die Varianzanalyse eine Interaktion der Faktoren Wurfhand und Wurftechnik ($F_{1,11} = 6,6$; $p < 0,05$). Es bestätigte sich also, dass die Genauigkeit der Treffer zwar von der verwendeten Wurfhand und der Wurftechnik abhing, der Versuchstag bzw. die Tagesform der Probanden jedoch keinen statistisch relevanten Einfluss hatte. Als Nebenbefund ist anzumerken, dass die

Männer an beiden Tagen nur beim Dartwurf mit der non-dominanten Hand etwas treffsicherer waren als die Frauen (t-Test für unabhängige Stichproben; $p < 0,05$); für die dominante Seite und auch für die andere Wurftechnik ergaben sich keine geschlechtsspezifischen Unterschiede.

3.3.2 Unterhandwurf



Einzelne Würfe (1 bis 30) der Serien

Abb. 14: Trefferverlauf bei Unterhandwürfen. Punktwolken (offene Kreise), entstanden aus den gemittelten Treffern aller Personen für jede Wurfaktion der 30'er Serie mit daran angepassten Polynomkurven. Lernkurven der dominanten (grün, durchgezogen) und non-dominanten (rot) Wurfhand sind für Tag 1 und Tag 2 dargestellt. Zusätzlich sind in der rechten Hälfte der Abbildung die Kurven der non-dominanten Seite (rot gestrichelt) zum direkten Vergleich über die der dominanten Seite (grün) gelegt. Kleinere Zahlen auf der Ordinate, d.h. fallende Kurven, bedeuten bessere Treffgenauigkeit.

Auch für den Unterhandwurf wurden die durchschnittlichen Trefferverläufe der Wurfserien von Tag 1 und Tag 2 ermittelt und Polynome dritten Grades wurden an die Punktwolken angepasst

(Abb. 14) und farblich markiert. Die Pearson-Korrelationskoeffizienten der Kurvenanpassungen ergaben an Tag 1 Werte von $r = 0,697$ für die dominante Seite und $r = 0,412$ für die non-dominante Seite. An Tag 2 zeigte sich für die dominante Hand eine Korrelation von $r = 0,522$, für die non-dominante Hand $r = 0,324$. Die Korrelationen zwischen den Punktwolken und den an sie angepassten Kurven waren somit schwächer als beim Dartwurf, besonders für die Unterhandwürfe mit dem non-dominanten Arm.

Auch beim Unterhandwurf war die Zielgenauigkeit der Wurfserien des ersten und zweiten Tag ähnlich, weder Varianzanalysen noch t-Tests ergaben signifikante Unterschiede der mittleren Trefferquoten. Das Gesamtergebnis der Probanden änderte sich also für keine der Wurftechniken von Tag zu Tag (T1, T2) wesentlich; anders ausgedrückt waren die Ergebnisse des ersten Messtages am Folgetag gut reproduzierbar.

Auch beim Unterhandwurf zeigten sich die vorhersehbaren Seitenunterschiede (t-Tests, $p < 0,01$) an beiden Tagen. Die Ergebnisse waren: Tag 1 (NDom $4,53 \pm 0,90$; Dom $3,91 \pm 0,67$; $MW \pm SD$), Folgetag 2 (NDom $4,79 \pm 0,73$; Dom $3,79 \pm 0,90$). Ferner waren die Trefferquoten der Unterhandwürfe an beiden Tagen und für beide Seiten stets schlechter als beim Dartwurf (t-Tests für gepaarte Stichproben, $p < 0,05$). Die gewohnte Wurftechnik war mithin erfolgreicher, und die dominante Seite war treffsicherer.

Die Lernkurven des Unterhandwurfes (Abb. 14) während der Serie der 30 Würfe zeigen im Vergleich zu denen des Dartwurfes (Abb. 13) flachere Verläufe der angepassten Polynomkurven. An Tag 1 lässt sich sowohl bei dominanter als auch bei non-dominanter Seite noch ein mit dem Dartwurf vergleichbarer Verlauf mit initialer Verbesserung der Trefferquote und darauffolgender annähernder Stabilisierung erkennen. Am Folgetag T2 ist dieser Form nicht zu erkennen, die Trefferquote schwankt im Laufe der Wurfserie ohne eine klare Tendenz zur Verbesserung. Insgesamt waren aber, wie oben erläutert, die mittleren Trefferquoten, d.h. die Durchschnittswerte über die ganze Wurfserie, an beiden Tagen der Untersuchung ähnlich (keine signifikanten Differenzen).

3.3.3) Zusammenhang zwischen Treffgenauigkeit und Wurfparametern

Hängen Änderungen der Treffgenauigkeit im Verlaufe der Wurfserie mit Veränderungen der EMG-Aktivität oder der Beschleunigung zusammen? Um dies zu beantworten, wurden Korrelationen zwischen den mittleren Daten der Treffgenauigkeit (offene Kreise in Abb. 13 und 14) und den zugehörigen EMG- bzw. Akzelerometerdaten berechnet. Die jeweiligen Korrelationskoeffizienten (Pearson's r) beziehen sich auf die durchschnittlichen Daten der

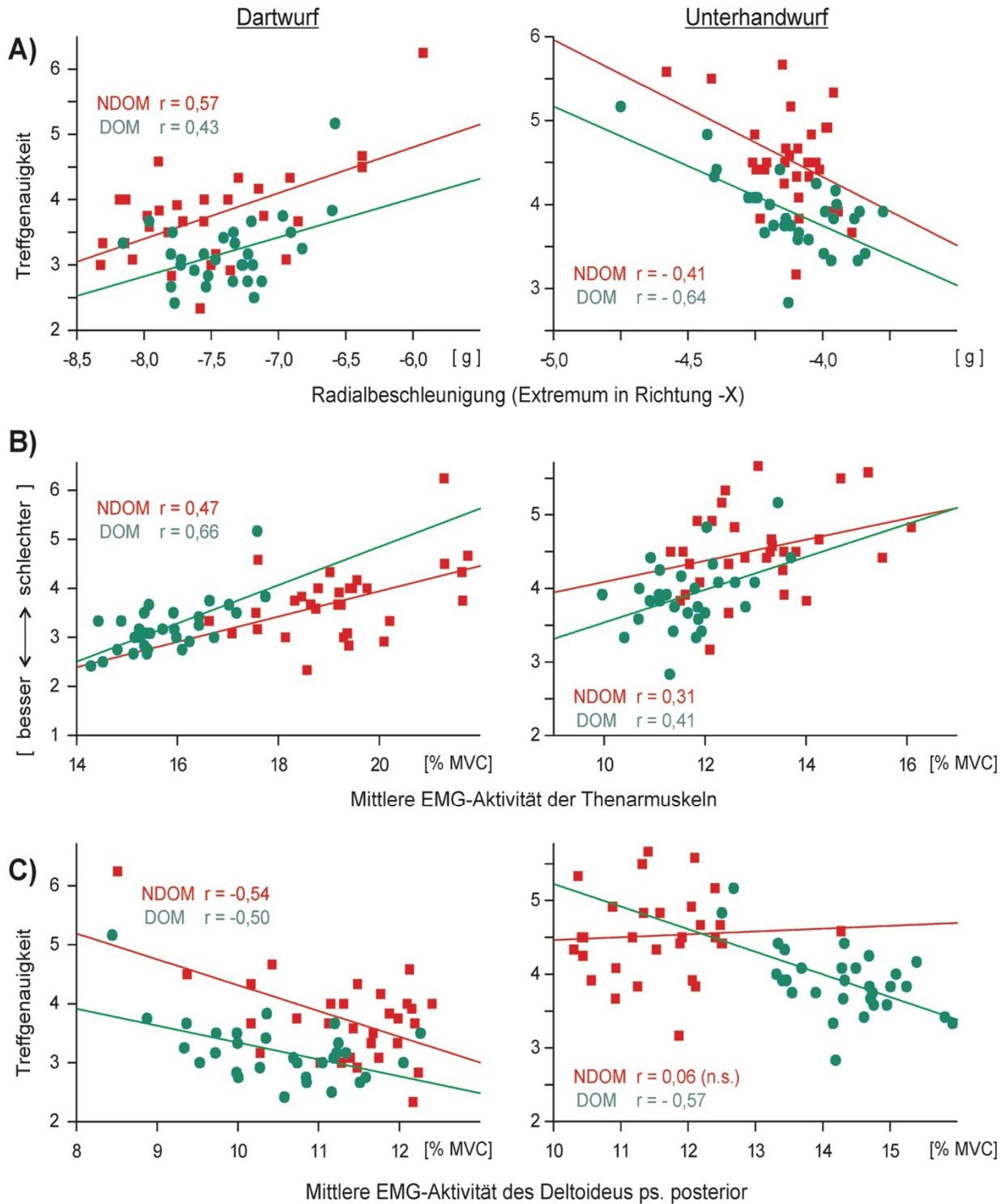


Abb. 15: Korrelationen zwischen der Treffgenauigkeit (Y-Achse) und verschiedenen Parametern der Wurfaktionen (X-Achsen). Dominante Seite grün, non-dominante Seite rot. A) Korrelation zwischen Radialbeschleunigung und Treffgenauigkeit.

B) Korrelation zwischen EMG-Aktivität der Thenarmuskeln und Treffgenauigkeit

C) Korrelation zwischen der EMG-Aktivität des M. deltoideus (pars posterior) und der Treffgenauigkeit.

Wenn nicht anders vermerkt, sind alle gezeigten Korrelationskoeffizienten r signifikant ($p < 0,05$).

Probandengruppe (Trefferkurven, Verläufe der EMG-Aktivität bzw. der Beschleunigung) bei der Untersuchung an Tag 1, und nicht auf Daten der einzelnen Versuchspersonen. Die signifikanten Korrelationen ($p < 0,05$) sind in Abbildungen 15 und 16 dargestellt; sie zeigen schwache bis mäßige Zusammenhänge.

Die oberen zwei Grafiken der Abbildung 15 zeigen sowohl beim Dart- als auch beim Unterhandwurf Korrelationen zwischen der Radialbeschleunigung (X-Richtung) und der Wurfgenauigkeit. Während beim Dartwurf mit steigender Beschleunigung die Würfe genauer wurden (Dom: $r = 0,43$; NDom: $r = 0,57$) war beim Unterhandwurf das Gegenteil der Fall, hier wurden nämlich die Würfe bei größerer Beschleunigung ungenauer (Dom: $r = -0,64$; NDom: $r = -0,41$). Die mittleren beiden Grafiken (Abb. 15) zeigen einen Zusammenhang zwischen der Treffgenauigkeit und der mittleren EMG-Aktivität der Thenarmuskulatur. In diesem Fall war der Zusammenhang bei beiden Wurftechniken gleich gerichtet. Sowohl beim Dartwurf (Dom: $r = 0,66$; NDom: $r = 0,47$) als auch beim Unterhandwurf (Dom: $r = 0,41$; NDom: $r = 0,31$) wurde die Genauigkeit bei größerer mittlerer Aktivität dieser Muskeln schlechter. Wenn, umgekehrt betrachtet, der Pfeil lockerer gefasst wurde, traf er das Ziel also im Mittel besser.

Schließlich ergaben sich Korrelationen zwischen der Aktivität des M. deltoideus und der Treffgenauigkeit (Abb. 15 unten). Beim Dartwurf korrelierte die mittlere Aktivität der Pars posterior dieses Muskels auf beiden Seiten mit der Zielgenauigkeit (Dom: $r = -0,50$; NDom: $r = -0,54$). War dieser Antagonist (PD: Bremsung der Anteversion) aktiver, wurde das Ziel genauer getroffen.

Beim Unterhandwurf ergab diese Korrelation nur für den PD der dominanten Seite einen signifikanten Koeffizienten (Dom: $r = -0,57$, NDom: $r = 0,06$ n.s.). Für den non-dominanten Arm zeigte sich aber ein signifikanter mäßiger Zusammenhang ($r = -0,46$) zwischen der Trefferquote des Unterhandwurfes und der EMG-Aktivität der Pars anterior des M. deltoideus (AD, in Abb. 15 nicht dargestellt).

Zusammenfassend lässt sich für den Dartwurf sagen, dass bessere Treffgenauigkeit mit größerer Radialbeschleunigung, geringerer mittlerer Thenarmuskelaktivität (lockeres Fassen) und mit höherer Aktivität des M. deltoideus, pars posterior einherging (mehr antagonistische Aktivität). Die Genauigkeit des Unterhandwurfs verbesserte sich bei kleinerer Radialbeschleunigung, geringerer mittlerer Thenarmuskelaktivität und auch bei höherer Aktivität des M. deltoideus, pars posterior (dominante Seite) bzw. pars anterior (non-dominante Seite).

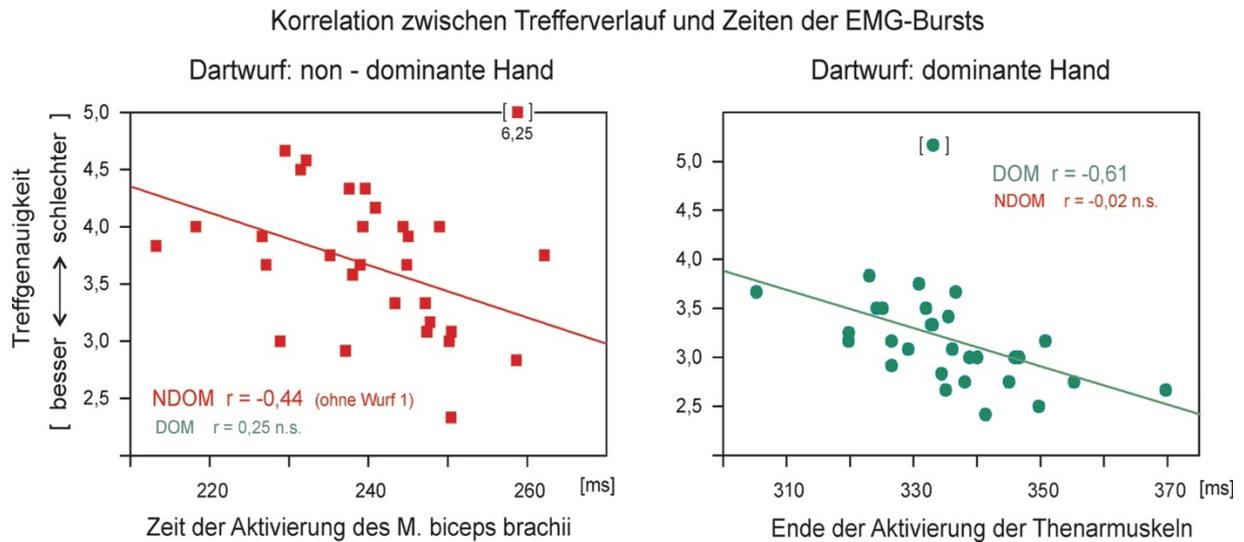


Abb. 16: Zusammenhänge zwischen Treffgenauigkeit (Y-Achse) und Zeitpunkten der Muskelaktivität beim Dartwurf, nämlich dem Onset der Bizeps – Aktivität (links, rot) und dem Ende (Offset) der EMG-Aktivität der Thenarmuskeln (rechts, grün). Bei der Berechnung der Korrelationskoeffizienten r wurde jeweils der erste Wurf der Serie (eckige Klammern) weggelassen.

Schließlich fanden sich für den Dartwurf zwei Korrelationen zwischen der Treffgenauigkeit und Zeitpunkten der Muskelaktivität, die allerdings nur dann statistisch bedeutsam waren, wenn jeweils der ungenaueste allererste Wurf der Serien ausgeklammert wurde (Abb. 16). Das Ziel wurde besser getroffen, wenn der BIC (Antagonist) der non-dominanten Seite später aktiviert wurde (Onset, $r = -0,44$), und wenn die EMG-Signale der Thenarmuskeln der dominanten Seite später abfielen (Offset, $r = -0,61$). Für den Unterhandwurf ergaben sich keine entsprechenden Zusammenhänge.

4) Diskussion

4.1) Überblick

Für diese Arbeit führten 12 Probanden gezielte Wurfbewegungen (Darts) in zwei verschiedenen Wurftechniken durch, und zwar jeweils mit dominanter und non-dominanter Hand. Dabei wurde an fünf Muskeln für die Dauer des Wurfes ein EMG abgeleitet, zusätzlich wurde die auftretende Beschleunigung in drei Achsen erfasst. Pro Person, Hand und Wurftechnik wurden Daten von 30 Würfungen gemittelt, um typische Verläufe der Muskelaktivität, der Beschleunigung und der Trefferquoten zu erhalten. Die Untersuchung wurde an einem späteren Tag wiederholt, um die Reproduzierbarkeit zu prüfen.

Ziel war es, das Zusammenspiel verschiedener Muskeln der oberen Extremität – genauer gesagt der Antagonisten und ihrer zugehörigen Antagonisten – bei diesen schnellen, gezielten Bewegungen genauer zu betrachten. Besonderes Augenmerk lag hierbei auf dem Vergleich von dominanter und non-dominanter Hand, um Hinweise auf eventuelle Seitendifferenzen in der Muskelaktivität und der Bewegungsausführung zu erhalten. Die Analyse der Daten ergab einen signifikanten Unterschied der zeitlichen Aktivierungsreihenfolge der Muskeln. In beiden Wurftechniken setzte auf der jeweils non-dominanten Seite die EMG-Aktivität eines der Antagonisten im Vergleich zur dominanten Seite verspätet ein. Ansonsten waren die Beschleunigungs- und EMG-Muster der dominanten und non-dominanten Hand sehr ähnlich. Die Treffgenauigkeit der dominanten Seite war erwartungsgemäß besser.

4.2) Triphasisches Muster

Die Seitenunterschiede im zeitlichen Ablauf der Koordination der Einzelmuskeln einer Extremität lassen vermuten, dass das ZNS für die jeweilige Bewegung des dominanten bzw. non-dominanten Armes ein anderes Bewegungsprogramm verwendet, welches die spinalen Motoneurone in bestimmter Sequenz aktiviert. Generell charakteristisch für zielgerichtete Bewegungen ist ein triphasisches Muster im EMG, bestehend aus einem initialen Agonisten-Burst (Ag1), einem darauffolgenden Antagonisten-Burst (Ant) und einem weiteren Agonisten-Burst (Ag2). Obwohl das Muster besonders bei Bewegungen mit einem definierten Endpunkt auftritt (Bagesteiro und Sainburg, 2002), stellte es sich in abgeschwächter Form auch bei unseren Messungen dar (Abb. 7).

Um die Entstehung des triphasischen EMGs besser zu verstehen führten Irlbacher und Kollegen eine Studie mit 9 jungen gesunden Probanden durch, in der der Ablauf des

triphasischen Musters durch Reizung des motorischen Kortex gestört wurde (Irlbacher et al., 2006). Den Probanden wurde die Aufgabe gestellt, eine möglichst schnelle isotonische Flexion des rechten Handgelenks um 30° durchzuführen. Zur Beurteilung der Endposition wurde visuelles Feedback eingesetzt, ein Startsignal wurde zufällig alle 5 bis 15 s erteilt. In einem Teil der Durchgänge wurde dann zusätzlich der rechte motorische Kortex mittels transkranieller Magnetstimulation (TMS) gereizt. Die Position der TMS-Spule war so gewählt, dass maximale Antworten des M. flexor carpi radialis und des M. extensor carpi radialis longus provoziert wurden (Irlbacher et al., 2006).

In den Kontrolldurchgängen ohne zusätzlichen Einsatz der TMS konnte bei der gestellten Aufgabe das für diese Art der Bewegung typische triphasische EMG-Muster am rechten Arm beobachtet werden. Während des initialen Agonisten-Bursts (Ag1) wurde eine beginnende schwache Aktivität des Antagonisten gemessen. Diese steigerte sich dann zum tatsächlichen Antagonisten-Burst (Ant). Anschließend folgte der zweite, schwächere Burst des Agonisten (Ag2). Dabei fand sich eine leichte Überlappung zwischen den einzelnen Bursts, die innerhalb von etwa 300 ms stattfanden.

In anderen Durchgängen wurde mittels TMS an der ipsilateralen Hemisphäre ein Impuls gesetzt, und zwar 60 bis 250 ms nach dem akustischen Startsignal. Dieser Reiz löste nach 30 ms eine Stilleperiode („silent period“) von etwa 30 ms Dauer im EMG der rechtsseitigen Muskeln aus. Die Stimulation des motorischen Kortex der ipsilateralen (rechten) Seite erzeugte mithin eine interhemisphärische Hemmung des motorischen Kortex der Gegenseite (links), so dass sich die Muskelaktivität des bewegten (rechten) Armes änderte. Da der erste Agonistenburst unter Kontrollbedingungen im Mittel 135 ± 15 ms nach dem Startsignal anging, interferierte die interhemisphärische Hemmung mit dem triphasischen EMG-Muster.

Bei Bewegungen, deren initialer Agonisten-Burst eigentlich im Zeitraum der Stilleperiode beginnen würde, wurde dieser Ag1 bis zum Ende der Stilleperiode verzögert, dann waren jedoch alle drei Bursts gleichermaßen verschoben. Lag die Stilleperiode komplett in der erwarteten Dauer eines EMG-Bursts wurde dieser zweigeteilt und insgesamt in seiner Dauer verlängert. Wenn die Stilleperiode vor dem Offset eines EMG-Bursts begann, aber danach endete, wurde der Burst dadurch vorzeitig beendet und somit in seiner Dauer verkürzt.

Zusammenfassend konnte also durch eine entsprechend zeitlich abgestimmte ipsilaterale transkranielle Magnetstimulation und die daraus entstehende interhemisphärische Hemmung eine Beeinflussung aller drei Bursts des triphasischen EMGs vorgenommen werden. Besonders bei Unterbrechungen eines Bursts in den ersten 30-40 ms nach dessen Onset kam

es zu Verzögerungen in der Berechnung der benötigten Eigenschaften des nächsten Bursts, und somit war auch dessen Beginn verspätet. Im Umkehrschluss scheint also besonders die initiale Phase eines EMG-Bursts für den regelhaften Ablauf der Muskelaktivität und damit der Bewegung von Bedeutung zu sein. Ein TMS Impuls am ipsilateralen Motorcortex nach dieser Anfangsperiode hatte wenig Einfluss auf das zeitliche Muster der folgenden Bursts. Daher wurde vermutet, dass die eigentliche Berechnung in subcorticalen Zentren wie dem Kleinhirn stattfindet. Da jedoch der ipsilaterale TMS Impuls einen laufenden EMG Burst unterbrechen konnte, wurde die tatsächliche Vermittlung und Durchführung dem primären Motorkortex zugeordnet (Irlbacher et al., 2006).

Irlbacher und Kollegen konnten somit zeigen, dass die Entstehung von triphasischen EMG-Signalen bei gezielten Bewegungen Resultat eines zentralen Prozesses ist, der sich im primären sensomotorischen Kortex abspielt. Das triphasische Muster ist nicht als eine Verkettung von Muskeldehnungsreflexen auf spinaler Ebene zu interpretieren, bei der die Kontraktion des Agonisten eine reflektorische Anspannung des gedehnten Antagonisten auslöst. Da also das für gezielte Bewegungen typische Muster im Kortex (im Zusammenspiel mit Kleinhirn und Basalganglien) entsteht, legt dies die Vermutung nahe, dass auch die in dieser Arbeit im EMG gefundenen Unterschiede zwischen dominantem und non-dominantem Arm (verspätetes Einsetzen der Antagonistenaktivität) zentralen Ursprungs sind.

4.3) Händigkeitseffekte in Bezug auf die Bewegungskinetik

Ein weiterer wichtiger Aspekt ist die Kinetik einer Bewegung. In dieser Arbeit wurden mit einem Akzelerometer die absoluten Beschleunigungen erfasst, die während der Dartwürfe an der Wurfhand auftraten. Kinetische Analysen der Drehmomente wurden nicht durchgeführt und hätten auch eine andere Methodik erfordert (vollständige Bewegungsanalyse mit Erfassung der Gelenkwinkel und -positionen). Die bei schnellen Zielbewegungen über mehrere Segmente einer Extremität auftretenden Drehmomente wurden von anderen Autoren analysiert und ergaben interessante Seitenunterschiede (Sainburg und Kalakanis, 2000; Bagesteiro und Sainburg, 2002; Sainburg, 2014).

Grundsätzlich werden bei Überlegungen zu kinetischen Aspekten von komplexeren Bewegungen zwei verschiedene Mechanismen bzw. Strategien betrachtet (Sainburg, 2014). Prädiktive Mechanismen zielen auf energetisch effiziente koordinierte Bewegungsmuster ab, die aber auch störanfälliger sind. Dem gegenüber stehen Impedanzmechanismen, die eine verbesserte Stabilität und ein sicheres Erreichen der gewünschten Endposition auch unter unvorhersehbaren Bedingungen bieten, allerdings auf Kosten der Energieeffizienz. Während

die Trägheit der Extremität nicht beeinflusst werden kann, ist es durchaus die möglich, Steifheit und Viskosität durch verschiedene Mechanismen – zum Beispiel tonische Anspannung und Kokontraktion von Muskeln – anzupassen und mögliche Störkräfte auszugleichen (Sainburg, 2014).

Effekte der Händigkeit auf die Kinetik zielgerichteter horizontaler Bewegungen der Arme wurden von Sainburg mehrfach untersucht (Sainburg und Kalakanis, 2000; Bagesteiro und Sainburg, 2002; Sainburg, 2014). Unter anderem wurde hierfür ein Airjet-System verwendet, das den Probanden in einer zweidimensionalen horizontalen Ebene weitgehend widerstandsfreie Bewegungen ermöglichte, denn die Hände glitten auf einem Luftpolster (wie Luftkissenfahrzeuge). Dabei wurden die Probanden angewiesen, sowohl die dominante als auch die non-dominante Hand zu verschiedenen Endpunkten zu bewegen.

Bei der Auswertung der Bewegungsmuster traten im Vergleich von dominanter und non-dominanter Extremität charakteristische Unterschiede auf. Die dominante Extremität arbeitete eher mit prädiktiven, energiesparenden Mechanismen. Hierfür wurden die intersegmentalen Drehmomente effektiv genutzt, um Muskelarbeit zu sparen. Insgesamt führte dies zu glatteren und stärker linearen Bewegungen. Eine bessere Zielgenauigkeit ließ sich jedoch nicht nachweisen. Die non-dominante Hand nutzte hingegen eher auf Impedanz- und Endpunktkontrolle ausgelegte Mechanismen, das Sparen von Energie und Muskelarbeit wurde vernachlässigt. Durch vermehrte Kokontraktionen antagonistischer Muskeln wurde die Extremität versteift, wobei eine nach lateral abweichende, bogenförmige Bewegungsspur entstand. Insgesamt wurde dies als Hinweis auf die Spezialisierung der jeweiligen Hemisphären auf einen der beiden Kontrollmechanismen gewertet (Sainburg, 2014).

Setzt man diese Ergebnisse in Bezug zur aktuellen Studie könnte man erwarten, dass die EMG-Signale am dominanten Arm kleiner sein müssten. Dies konnte jedoch nicht bestätigt werden, denn das Niveau der Muskelaktivität zeigte keine signifikanten Seitenunterschiede. Allerdings kann auch der frühere Einsatz des Antagonisten (früherer Ant-Burst) auf der dominanten Seite, der bei beiden Wurftechniken auftrat, als Ausdruck der Nutzung von prädiktiven Mechanismen verstanden werden. Beim Unterhandwurf führt das frühere Abbremsen der Anteversion der Schulter durch die Aktivität des Antagonisten (Pars posterior des M. deltoideus) zu einer passiv bedingten Beugung des Ellbogens, also zu einem Schleudereffekt an Unterarm und Wurfhand ähnlich wie bei einer Peitsche. Das frühzeitige Abbremsen der Anteversion des Schultergelenks fördert mithin die Flexion des Ellbogens in der Vorwärtsbewegung des Wurfarmes. Dies entspricht nach Sainburg der Ausnutzung intersegmentaler Drehmomente gemäß einer prädiktiven Strategie der dominanten Seite

(Sainburg, 2014). Auch der frühe Einsatz des Antagonisten (PD) beim Dartwurf mit der dominanten Hand könnte sekundär die Ellbogenstreckung begünstigen. Zu Beginn der Bewegung wird der Oberarm beim Dartwurf antevertiert (siehe Abb. 4) und das Bremsen dieser Anteversion könnte, in Abhängigkeit von der Stellung des Gelenkes, ein Extensionsmoment am Ellbogen hervorrufen. Auch dies würde eine Nutzung intersegmentaler Drehmomente darstellen. Zu beachten ist jedoch, dass sich die Überlegungen von Sainburg auf vergleichsweise simple Bewegungen in einer Ebene bezogen (Sainburg, 2014). Die auftretenden Kräfte und Anforderungen an die Bewegungsplanung und -ausführung sind bei Wurfbewegungen komplexer.

Eine seitenvergleichende kinematische Analyse solcher schnellen, mehrere Segmente einer Extremität einbeziehenden Bewegungen findet sich in den Studien des Werfens von Hore und Mitarbeitern (1996, 2005). Um die Treffgenauigkeit der dominanten und non-dominanten Hand zu vergleichen, wurde eine Studie mit sechs rechtshändigen Probanden durchgeführt (Hore et al., 1996). Diese waren nach eigener Aussage gute Werfer, die in ihrer Freizeit regelmäßig Ballsportarten spielten. Sie erhielten die Aufgabe, Tennisbälle mittels Überkopfwürfen auf ein markiertes Ziel zu werfen. Die Wurfgeschwindigkeit sollte nach Möglichkeit weitgehend konstant gehalten werden, da Variationen der Geschwindigkeit die Treffgenauigkeit systematisch beeinflussen könnten. Die Teilnehmer befanden sich in sitzender Position, und ihr Oberkörper wurde fixiert. Die Genauigkeit der Würfe wurde in einer Richtung beurteilt, nämlich als vertikale Abweichung von einem vordefinierten Zielfeld. Wie erwartet war die Wurfgenauigkeit der Probanden mit ihrer dominanten rechten Hand besser. Die Bewegungen der Gelenke des linken Armes waren tendenziell variabler und auch die linke Hand zeigte etwas mehr Variabilität in Bezug auf die Höhe und Länge ihrer Bewegungsbahn als die rechte Hand. Die schlechtere Treffgenauigkeit konnte keinem bestimmten Gelenk oder Gelenksgruppe zugeordnet werden. Es fand sich kein signifikanter Zusammenhang zwischen der Treffgenauigkeit und der Höhe der Bewegungsbahn.

Daher wurden die Translation und Orientierung der Hand im Raum als Summe aller Gelenkbewegungen der Extremität betrachtet. Auch hier zeigten sich allenfalls schwache Zusammenhänge mit der Wurfgenauigkeit. Nachdem die Betrachtung der Gelenke und summierten Gelenkbewegungen keine zufriedenstellende Erklärung für die Unterschiede zwischen dominanter und non-dominanter Hand geliefert hatte, wurde als letztes die Öffnungsbewegung der Finger beim Loslassen des Balls betrachtet. Hier zeigte sich ein statistisch bedeutsamer Zusammenhang der Treffsicherheit mit der Länge der Bewegungsbahn und damit auch der Position der Hand und Finger zu dem Zeitpunkt, als der Ball die Hand verließ. Eine besonders starke Korrelation bestand zwischen der

Treffgenauigkeit und dem Zeitpunkt des Beginns der Fingeröffnung. Die Geschwindigkeit des Öffnens der Finger zeigte einen schwachen Zusammenhang mit der Treffsicherheit; die Amplitude keinen (Hore et al., 1996). Insgesamt hat demnach die Bewegung proximaler Gelenke für die Genauigkeit eines Wurfes weniger Bedeutung als die distalen Abläufe, von denen insbesondere das Loslassen des Wurfobjektes bedeutsam ist.

Vergleicht man die Beobachtungen von Hore et al. (1996) mit der aktuellen Untersuchung, so fallen Unterschiede auf. Während Hore und Mitarbeiter die Wurfgenauigkeit der non-dominanten Hand der Kinematik der distalen Abschnitte der Extremität zuschrieben (EMG wurde nicht abgeleitet), zeigten sich in der vorliegenden Arbeit signifikante Seitendifferenzen der EMG-Ableitungen der Schultermuskeln (M. deltoideus). Im Gegensatz zum Ansatz von Hore et al. wurden keine Fingerbewegungen gemessen, sondern stattdessen wurde stellvertretend für die gesamte Greifbewegung und das Loslassen des Pfeils die EMG-Aktivität der Thenarmuskeln betrachtet. Bei der Korrelation der Aktivität der Thenarmuskulatur mit der Treffgenauigkeit fiel dann auf, dass eine vermehrte Aktivierung dieser Muskeln zu schlechteren Trefferquoten führte, also ein lockeres Halten des Pfeils sich insgesamt positiv auswirkte (Abb. 15). Möglicherweise behindert ein zu starkes Fassen des Pfeils das zeitlich optimale Loslassen beim Dartwurf. Dies würde wiederum gut zur Studie von Hore et al. (1996) passen, die diesen Aspekt betont.

An einer weiteren Studie derselben Arbeitsgruppe (Hore et al., 2005) nahmen acht geübte rechtshändige Werfer teil. Erneut bestand die Aufgabe in Überkopfwürfen, im Kontrast zur oben genannten Studie (Hore et al., 1996) durften die Teilnehmer jedoch im Stehen werfen und dabei den Oberkörper frei bewegen, ähnlich wie in den für diese Arbeit durchgeführten Versuchen. Weiterhin wurden jeweils drei Wurfserien durchgeführt, wobei die Probanden in jeweils einer Serie den Ball mit langsamer, mittlerer und hoher Geschwindigkeit warfen. Dadurch sollte die Frage beantwortet werden, ob bei zunehmender Geschwindigkeit der Wurfbewegung ein und derselbe Bewegungsablauf beibehalten wird, aber mit höherem Tempo durchgeführt wird („time-scaling“, Zeitskalierung), oder ob sich Koordination, Wurfkinematik und –kinetik geschwindigkeitsabhängig ändern. Dies wurde seitenvergleichend für die dominante (rechte) und die non-dominante (linke) Hand analysiert, nachdem die Gelenkwinkel und –positionen fortlaufend mit einem Bewegungsanalysesystem erfasst worden waren.

Allgemein waren die Würfe mit der dominanten Hand schneller und genauer. Die Treffsicherheit nahm bei Würfen mit der non-dominanten Hand mit zunehmender Geschwindigkeit ab. Beim non-dominanten Arm zeigten sich im Vergleich der drei

Geschwindigkeitsstufen eher geringe Unterschiede in den Bewegungen und der Koordination der Gelenke. Die Koordination wurde beurteilt, indem die Winkeländerungen verschiedener Gelenke gegeneinander aufgetragen wurden (z.B. Ellbogenstreckung gegen Innenrotation der Schulter, siehe Abb. 4 in Hore et al., 2005). Das betont schnelle Werfen mit der non-dominanten Hand war demnach annähernd eine zeitskalierte Version des langsameren Wurfes, das heißt eine etwa identische Bewegung mit höherem Tempo. Eine solche motorische Strategie bringt jedoch Probleme mit sich, da bei schnellerer Bewegung stärkere intersegmentale reaktive Drehmomente entlang der „bewegten Gliederkette“ des Armes auftreten. Diese wurden vom non-dominanten Arm nicht etwa für die Wurfbewegung ausgenutzt, sondern es entstanden eher Schwierigkeiten, sie zu kompensieren, um den gleichförmigen Bewegungsablauf beizubehalten, was wiederum die Treffsicherheit minderte.

Die Gelenke des dominanten Armes zeigten bei den verschiedenen Geschwindigkeitsstufen variable Winkeländerungen mit jeweils neu angepasster Koordination der Bewegungen verschiedener Gelenke. Trotzdem wurden ähnliche Bewegungsbahnen und Positionen der Hand während unterschiedlich schneller Würfe beobachtet, und die Treffsicherheit blieb hoch. Vermutlich wurden auf der dominanten Seite intersegmentale Drehmomente (und Coriolis-Kräfte) bei schnellen Würfen geschickt ausgenutzt, was eine der jeweiligen Geschwindigkeit angepasste Koordination erforderte. Die Muskelaktivität wurde in den Studien von Hore et al. (1996, 2005) nicht analysiert (kein EMG).

Aufgrund ihrer Beobachtungen stellten Hore et al. (2005) die These auf, dass beim Lernen von Bewegungen diese zunächst langsam erfolgen, und dann der erlernte Bewegungsablauf zeitskaliert mit höherem Tempo ausgeführt werden kann, was der Strategie der non-dominanten Seite bei den schnellen Würfen entsprach. Mit weiterem Ausbau der motorischen Fertigkeit z.B. beim gezielten Werfen wird der Mechanismus der Zeitskalierung zunehmend verdrängt und komplexere Muster der Koordination der Gelenke kommen zum Einsatz, unter Ausnutzung der Interaktionsdrehmomente (siehe auch Sainburg, 2014). Unter diesen Bedingungen kann die dominante Seite eine schnellere Geschwindigkeit der Wurfhand bei guter Treffsicherheit erreichen (Hore et al., 2005).

Geht man davon aus, dass die dominante Hand beim gezielten Werfen allgemein geübter ist als die non-dominante, könnte man für die aktuelle Studie erwarten, dass die Bewegungen der non-dominanten Hand beim Werfen der Dartpfeile langsamer sein müssten als die der dominanten Hand. Interessanterweise verliefen die Dartwürfe gemäß den Akzelerometerdaten aber etwa gleich schnell; die maximale Tangentialbeschleunigung war auf der non-dominanten Seite tendenziell höher (siehe S. 32). Die Bewegung des Dartwurfes war daher vermutlich

auch der non-dominanten Hand geläufig, jedoch Übung und Sicherheit fehlten, so dass die Treffgenauigkeit schlechter war. Auch bei den Unterhandwürfen waren die Beschleunigungsverläufe der linken und rechten Hand nahezu deckungsgleich (siehe Abb. 11). Dies legt nahe, dass die selbstgewählte „natürliche“ Bewegungsgeschwindigkeit beim gezielten Werfen annähernd seitengleich ist. Betont schnelle Würfe waren anders als bei Hore et al. (2005) nicht gefordert, die Probanden wählten ihre Geschwindigkeit stets selbst. Als methodische Einschränkung ist anzumerken, dass aus den Daten des am Handgelenk befestigten Akzelerometers (dessen Koordinatensystem sich mit der Bewegung änderte, siehe S. 14) keine exakten Rückschlüsse auf die Bewegungsspur der Wurfhand im Raum möglich waren. Dazu wäre ein zusätzliches Bewegungsanalysesystem mit ortsfesten Koordinatenachsen nötig gewesen.

4.4) Händigkeitseffekte, EMG-Aktivität, Trefferquote und Lerneffekte

Zwei Vorarbeiten anderer Autoren (Morrison und Anson, 1999; Waterhouse, 2014) ähneln in ihrer Fragestellung der aktuellen Untersuchung und betrachteten besonders die Muskelaktivität im Seitenvergleich. In der Studie von Colleen Waterhouse führten vier gesunde Probanden ohne nennenswerte Vorübung mit dem dominanten und non-dominanten Arm mehrere Wurfserien mit Dartpfeilen durch (Waterhouse, 2014). Hier war besonders ein längerfristiger Lerneffekt von Interesse, sodass die Probanden an fünf verschiedenen Tagen jeweils vordefinierte Wurfserien durchführten. Dabei lagen zwischen den einzelnen Wurfserien bis zu drei Tage Abstand. Gemessen wurde jeweils nur an den Tagen eins, drei und fünf, während an den Tagen zwei und vier nur Übungswürfe stattfanden.

Wie zu erwarten und in der aktuellen Studie bestätigt waren die Würfe der dominanten Hand signifikant genauer als die der non-dominanten. Zusätzlich wurden die Würfe in der Studie von Waterhouse mit zunehmender Übung genauer. Im Unterschied dazu zeigte sich in der aktuellen Untersuchung eine verbesserte Trefferquote besonders zu Beginn jeder Wurfserie (siehe Abb. 13,14), jedoch keine weitere Verbesserung bei der Wiederholung der Wurfserien am Folgetag. Ein weiterer interessanter Aspekt, den Waterhouse (2014) beschrieb, waren am non-dominanten Arm vermehrt auftretende Kokontraktionen antagonistischer Muskeln. Dies passt zum oben erwähnten Konzept von Sainburg (2014), demzufolge die non-dominante Extremität tendenziell eher mit Impedanzmechanismen arbeitet, wobei die Stabilität der Extremität an vorderster Stelle steht. Die Kokontraktion von Muskelgruppen kann deutlich zu einer Versteifung und somit Stabilisierung der Extremität beitragen (Waterhouse, 2014).

Eine ähnliche EMG-Studie wurde von Morrison und Anson (1999) durchgeführt. Hier wurden 12 gesunde Probanden aufgefordert, unter verschiedenen Bedingungen mit Dartpfeilen auf ein Ziel zu werfen. Eine Beobachtung, die sich mit unseren aktuellen Ergebnissen deckt, war ein verspäteter Einsatz der Muskelaktivität des Antagonisten bei Würfeln mit der non-dominanten Seite. Genauer untersucht haben die Autoren auch den Zusammenhang zwischen der Treffergenauigkeit und dem Auftreten eines triphasischen EMG-Musters. Allgemein wurde durch Übung und durch freiere Bewegungen das Auftreten von triphasischen EMG-Mustern unwahrscheinlicher. Umgekehrt war das Auftreten solcher Muster auch mit weniger Treffern assoziiert. Zu beachten ist allerdings, dass triphasische EMG-Muster subjektiv durch Inspektion der Daten identifiziert wurden und nicht durch eindeutige Kriterien definiert waren (Morrison und Anson, 1999). In weiteren EMG-Studien fanden Walsh et al. (2011) im Laufe einer Serie von 150 Dartwürfen im EMG Zeichen der Ermüdung des M. flexor pollicis brevis, die mit einer geringeren Trefferquote einhergingen. Obayashi et al. (2009) verglichen drei unerfahrene mit drei erfahrenen Dartspielern und beschrieben eine geringere Variabilität der Bewegungsspuren und der EMG-Kurven bei der letzteren Gruppe. Seitenvergleiche waren hier nicht von Interesse.

4.5) Rolle des Kleinhirns, Ausblick

Einen wichtigen Beitrag bei motorischen Lernvorgängen und zielgerichteten Bewegungen – wie dem Werfen von Dartpfeilen auf ein vorgegebenes Ziel – liefert das Kleinhirn. Da die genauen Vorgänge noch nicht bekannt sind, existieren lediglich Modelle und Theorien. Eine dieser Theorien schlägt vor, dass das Kleinhirn mittels verschiedener Regelkreise Einfluss auf die Bewegungen nimmt. Hierzu wird eine Efferenzkopie des im Großhirn entstandenen Bewegungsplans im Kleinhirn mit der Reafferenz der tatsächlich durchgeführten Bewegung verglichen, so dass gegebenenfalls korrigierend in die Bewegung eingegriffen werden kann. Als Ort eines solchen Abgleichs kommt besonders die paravermale Zone des Spinocerebellums in Frage, die sowohl über pontine Kerne Eingänge von motorischen Rindenfeldern erhält, als auch über spinocerebelläre Trakte ständig über den Bewegungsablauf informiert wird. Einem gängigen Konzept nach aktivieren Abweichungen des Bewegungsablaufes die Kletterfasern, die dann den Parallelfasereingang an den Purkinje-Zellen modifizieren, wobei sich die Bewegung verbessert (Luhmann, 2014).

Feedback-Mechanismen benötigen jedoch eine gewisse Zeit, sind also eher für die Korrektur langsamer Bewegungen geeignet (Timmann und Maschke, 2003). Für schnelle Bewegungen, bei denen die sensorische Rückmeldung zu spät für etwaige Korrekturen kommen würde, gibt

es die Feedforward-Modelle und die inversen Modelle. Das Feedforward-Modell beschreibt den Vergleich der Efferenzkopie mit einer aus Vorerfahrungen bekannten Bewegung. Das inverse Modell hingegen nimmt eine festgelegte Bewegung an, von der ausgehend dann der Bewegungsplan erstellt wird (Timmann und Maschke, 2003).

Besonders deutlich wird die Rolle des Kleinhirns, wenn es seine Aufgaben nicht mehr ausreichend erfüllen kann, zum Beispiel im Rahmen entzündlicher Veränderungen oder nach ischämischen Geschehen, die nicht rechtzeitig behandelt werden konnten. Eine Studie von Timmann und Mitarbeitern (1999), die sechs gesunden Probanden sechs Patienten mit cerebellären Läsionen gegenüber stellte, macht dies exemplarisch deutlich. Die Probanden wurden den Patienten entsprechend mehrerer Merkmale zugeordnet, nämlich Alter, Geschlecht, Händigkeit und gemäß der eigenen Einschätzung ihrer früheren Fähigkeit (vor den cerebellären Läsionen) zu werfen. Die Teilnehmer warfen in mehreren Durchgängen Bälle mit unterschiedlicher Geschwindigkeit auf ein definiertes Ziel (Überkopfwürfe).

Insgesamt waren die Würfe der Patienten mit cerebellären Läsionen ungenauer als die der gesunden Kontrollprobanden, sowohl in horizontaler als auch in vertikaler Richtung. Zudem waren die Würfe der Patienten insgesamt langsamer, wobei die vom Versuchsleiter vorgeschriebene Geschwindigkeitsstufe keinen Einfluss auf die Genauigkeit der Würfe hatte. Weiterhin waren die Bewegungsspuren der Hände der Kleinhirnpatienten wesentlich variabler als die der jeweiligen Kontrollprobanden, wobei sich jedoch kein signifikanter Effekt dieser Variabilität auf die vertikale Treffergenauigkeit nachweisen ließ. Einen bedeutsamen Effekt auf die Treffergenauigkeit hatte jedoch das Timing der Fingeröffnung. Dieses war bei den cerebellären Patienten deutlich variabler als bei den Kontrollprobanden. Die Autoren vermuteten, dass bei cerebellärer Schädigung die zeitlich optimierte Ausführung eines zentral geplanten Bewegungsablaufes mehr möglich ist (Timmann et al., 1999). Der beste Zeitpunkt des Loslassens muss im Sinne einer Feedforward-Strategie möglichst schon bei Bewegungsbeginn geplant sein, denn er kann während der ballistischen Wurfbewegung kaum durch zeitraubende Rückkopplungsmechanismen korrigiert werden. Der Zeitpunkt der Fingeröffnung wurde auch von Hore (Hore et al., 1996; siehe oben) als zentraler Faktor für die Treffergenauigkeit bei gezielten Ballwürfen bezeichnet.

Aus den Erkenntnissen lassen sich auch Rückschlüsse auf Mechanismen des motorischen Lernens bei gesunden Probanden ziehen. In der aktuellen Studie verbesserten sich die Probanden besonders in den ersten fünf bis zehn Würfen einer Serie (siehe Abb. 13 und 14). Diese anfängliche Verbesserung könnte als eine Anpassung der Bewegung an die Anforderungen durch Modifikation cerebellärer Schaltkreise und somit als kurzfristiges Lernen

mit Kleinhirnbeteiligung verstanden werden. Weiterführende Studien an Patienten mit cerebellären Läsionen könnten Aufschluss über die Rolle des Kleinhirns bei der Verbesserung der Treffsicherheit geben, eventuell auch über die Funktion bestimmter Anteile des Kleinhirns.

4.6) Methodenkritik

Wurfbewegungen wie in dieser Studie sind ein komplexes Zusammenspiel vieler Muskeln im gesamten Körper, nicht nur von Muskeln in der ausführenden Extremität. Viele der Faktoren, die zur Durchführung der Bewegung beitragen, wie beispielsweise die Bewegungen des Rumpfes und der kontralateralen Extremität, konnten hier nicht analysiert werden. Durch die technische Beschränkung auf acht Messkanäle, von denen drei auf das Akzelerometer entfielen, war die Messung auf die Beobachtung von fünf Muskeln und drei Beschleunigungsachsen beschränkt. Weiterhin brachte die Verarbeitung der gemessenen Rohdaten gewisse Probleme mit sich. Die Mittelung der Daten einzelner Wurfserien sowie die Mittelung über mehrere Probanden verwischte die individuellen Muster; Einzelheiten der zeitlichen Abläufe gingen dabei verloren. Bei der Analyse der individuellen Daten war hingegen die Bestimmung der On- und Offsetzeiten der EMG-Bursts problematisch, da die oft vorhandene Grundaktivität die Verwendung der von der Verarbeitungssoftware angebotenen Schwelle (3 Standardabweichungen über dem Grundrauschen) unmöglich machte. Auch die interindividuelle Variabilität der EMG-Verläufe war erheblich (siehe Abb. 9 und 11). Zur Gewinnung repräsentativer Mittelwertskurven mit geringer Streuung wäre ein größeres Probandenkollektiv von Vorteil gewesen. Längere Wurfserien und mehr Trainingseinheiten hätten zeigen können, ob und wie sich Trefferquote und EMG-Muster der non-dominanten Seite mit zunehmender Übung verbessern.

Die technische Notwendigkeit, ein vordefiniertes Messzeitfenster nach dem Triggerzeitpunkt zu verwenden, führte dazu, dass auch EMG-Signale erfasst wurden, die nicht direkt zur Wurfaktion gehörten, besonders die Abbremsphase der Bewegung, nachdem der Pfeil die Hand verlassen hatte. Hier musste ein Kompromiss zwischen dem möglichen Verlust von Daten und dem Erfassen von nicht zur eigentlichen Wurfbewegung gehörenden Daten gewählt werden. Der genaue Zeitpunkt des Loslassens der Dartpfeile war mit der verwendeten Methode (EMG der Thenarmuskulatur) nicht zu bestimmen. Vorversuche mit an den Fingern angebrachten kleinen Schaltern waren nicht erfolgreich gewesen; die Schalter störten vielmehr den natürlichen Ablauf und waren unzuverlässig. Auch die Videoaufnahmen waren ungenau.

Schließlich wurden in dieser Studie lediglich junge gesunde Probanden untersucht. Alterseffekte wären zu erwarten, denn Untersuchungen an Menschen mit Schädigungen des ZNS zeigen (Timmann, 1999), wie komplex und störungsempfindlich die Planung und Ausführung schneller Zielbewegungen des Menschen sind.

5) Zusammenfassung

Die meisten Menschen nutzen für viele Aufgaben bevorzugt eine Hand, in der Regel die rechte. Ambidextere Menschen, die beide Hände gleichermaßen einsetzen können, sind sehr selten. Obwohl diese Händigkeit des Menschen ein alltägliches Phänomen ist, konnten die motorischen Strategien, welche die Überlegenheit der dominanten Hand bedingen, noch nicht abschließend geklärt werden. Die meisten bisherigen Studien beschränkten sich auf relativ einfache Bewegungen, nur ein Gelenk oder eine Bewegungsebene betreffend.

In dieser Arbeit wurden an 12 Probanden rasche, gezielte Wurfbewegungen der oberen Extremitäten seitenvergleichend mittels elektromyographischer Ableitungen (EMG) und Registrierungen der Beschleunigung (Akzelerometer) untersucht. Die EMG-Ableitungen erfolgten mit Oberflächen Elektroden an fünf Schulter-, Arm- und Handmuskeln (M. deltoideus, pars anterior und pars posterior; M. triceps brachii, caput longum; M. biceps brachii; Thenarmuskulatur). Für die Erfassung der Beschleunigung wurde ein Akzelerometer am Handgelenk befestigt. Die Probanden hatten die Aufgabe, mit jeder Hand Dartpfeile in Serien von 30 Würfeln auf ein definiertes Ziel zu werfen (Abstand 2,37 m). Sie verwendeten zwei verschiedene Wurftechniken, und zwar den bekannten regulären Dartwurf und einen eher unüblichen Unterhandwurf. Insgesamt vollführte jeder Teilnehmer vier Wurfserien (linke/rechte Hand; Dartwurf/Unterhandwurf), wobei jede Serie 30 Würfe beinhaltete. Die gesamte Untersuchung wurde am Folgetag wiederholt, um etwaige Lerneffekte darzustellen.

Erwartungsgemäß war bei allen Probanden die dominante Hand bei beiden Wurftechniken treffsicherer als die non-dominante Hand. Generell war die Treffsicherheit bei den Dartwürfen höher als bei den Unterhandwürfen. Innerhalb der Serien von 30 Würfeln verbesserte sich die Trefferquote besonders während der ersten fünf Würfe. Es gab keine systematische Verbesserung der Trefferquoten bei der Messwiederholung am Folgetag gegenüber dem Vortag. Die EMG-Kurven der Muskelaktivität ließen ein triphasisches Aktivitätsmuster erkennen, das durch das zeitliche Zusammenspiel von Agonisten und Antagonisten entstand. Dieses Muster, welches insbesondere für Bewegungen mit definiertem Endpunkt beschrieben worden ist, war hier auch beim Werfen zu erkennen. Die EMG- und Beschleunigungsverläufe der rechten und linken Extremität zeigten wider Erwarten kaum Seitenunterschiede. Die aus den Rohdaten entstandenen Mittelwertskurven waren annähernd deckungsgleich. Dies galt für beide Wurftechniken.

Um die zeitliche Koordination der Muskelaktivitäten zu analysieren, wurden Beginn und Ende (Onset, Offset) der EMG-Aktivität jeder Muskelaktion bestimmt. Hier ergaben sich

Seitendifferenzen im zeitlichen Ablauf der Muskelaktivität (Timing). Bei beiden Wurftechniken erfolgte die Aktivierung der Pars posterior des M. deltoideus auf der non-dominanten Seite signifikant verspätet (um ca. 20-35 Millisekunden). Dieser Muskelanteil wirkte bei beiden Wurftechniken als Antagonist. Seine verspätete Aktivierung gestaltete den Bewegungsablauf möglicherweise weniger effizient. Weiterhin fanden sich schwache bis mäßige signifikante Korrelationen zwischen der Treffgenauigkeit und der EMG-Aktivität sowohl dieses Muskelanteils als auch der Thenarmuskulatur.

Die Seitendifferenzen im Timing der Muskelaktivierung lassen vermuten, dass bei Planung und Durchführung gezielter Wurfbewegungen der dominanten und non-dominanten Hand etwas unterschiedliche motorische Programme verwendet werden. Die Seitenunterschiede wären damit zentralen (und nicht muskulären) Ursprungs, denn die Programmierung der motorischen „Befehle“ erfolgt durch den sensomotorischen Kortex in Zusammenarbeit mit dem Kleinhirn und den Basalganglien.

6) Literaturverzeichnis

Annett, M. (1970). A classification of hand preference by association analysis. *British Journal of Psychology*, 61(3), 303-321.

Annett, M. (1985). *Left, right, hand and brain: The right shift theory*. Psychology Press.

Bagesteiro, L. B., & Sainburg, R. L. (2002). Handedness: dominant arm advantages in control of limb dynamics. *Journal of Neurophysiology*, 88(5), 2408-2421.

Berardelli, A., Hallett, M., Rothwell, J. C., Agostino, R., Manfredi, M., Thompson, P. D., & Marsden, C. D. (1996). Single-joint rapid arm movements in normal subjects and in patients with motor disorders. *Brain*, 119(2), 661-674.

Brown, J.M., & Gilleard, W. (1991). Transition from slow to ballistic movement: development of triphasic electromyogram patterns. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 63 (5), 381-386.

Burden, A. (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25years of research. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(6), 1023-1035.

Cheron, G., Cebolla, A.M., Bengoetxea, A., Leurs, F., Dan B. (2007). Recognition of the physiological actions of the triphasic EMG pattern by a dynamic recurrent neural network. *Neuroscience Letters*, 414 (2), 192-196.

Churchill, J. A., Igna, E., & Senf, R. (1962). The association of position at birth and handedness. *Pediatrics*, 29(2), 307-309.

Gutschreiter, B. (2015). *Dart Player's Handbook*. Stiebner Verlag, München.

Hallett, M., Shahani, B. T., & Young, R. R. (1975). EMG analysis of stereotyped voluntary movements in man. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 38(12), 1154-1162.

Hallett, M., & Marsden, C. D. (1979). Ballistic flexion movements of the human thumb. *The Journal of Physiology*, 294, 33.

Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374.

Hore, J., Watts, S., Tweed, D., & Miller, B. (1996). Overarm throws with the nondominant arm: kinematics of accuracy. *Journal of Neurophysiology*, 76(6), 3693-3704.

Hore, J., O'Brien, M., & Watts, S. (2005). Control of joint rotations in overarm throws of different speeds made by dominant and nondominant arms. *Journal of Neurophysiology*, 94(6), 3975-3986.

Irlbacher, K., Voss, M., Meyer, B. U., & Rothwell, J. C. (2006). Influence of ipsilateral transcranial magnetic stimulation on the triphasic EMG pattern accompanying fast ballistic movements in humans. *The Journal of Physiology*, 574 (3), 917-928.

Johnson-Frey, S. H. (2004). The neural bases of complex tool use in humans. *Trends in Cognitive Sciences*, 8(2), 71-78.

- Kelly, B. T., Backus, S. I., Warren, R. F., & Williams, R. J. (2002). Electromyographic analysis and phase definition of the overhead football throw. *The American Journal of Sports Medicine*, 30(6), 837-844.
- Klar, A. J. S. (1996, January). A single locus, RGHT, specifies preference for hand utilization in humans. *Cold Spring Harbor Symposia on Quantitative Biology*, 61, 59-65.
- Kleim, J. A., Barbay, S., & Nudo, R. J. (1998). Functional reorganization of the rat motor cortex following motor skill learning. *Journal of Neurophysiology*, 80(6), 3321-3325.
- Klöppel, S., Vongerichten, A., van Eimeren, T., Frackowiak, R.S., & Siebner, H.R. (2007). Can left-handedness be switched? Insights from an early switch of handwriting. *Journal of Neuroscience*, 27 (29), 7847-7853.
- Konrad, P. (2005). *EMG-Fibel – Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie*. Noraxon, European Service Center, Köln
- Kraft, T., & Brenner, B. (2014). Muskulatur. In: Pape, H.C., Kurtz, A., & Silbernagl, S. (Hrsg.), *Physiologie*. 7. Auflage, S. 133 -169, Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
- Kuhtz-Buschbeck, J.P., & Jing, B. (2012). Activity of upper limb muscles during human walking. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22, 199-206.
- Kuhtz-Buschbeck, J.P., Frenzel, A., & Jing, B. (2014). Arm swing during human gait studied by EMG of Upper Limb Muscles. Chapter 6 in: Naik G (Hrsg.) *Applications, Challenges, and Advancements in Electromyography Signal Processing*. IGI-Global, Hershey, PA, USA, 129-160.
- Lemon, R. N., & Griffiths, J. (2005). Comparing the function of the corticospinal system in different species: organizational differences for motor specialization? *Muscle & Nerve*, 32(3), 261-279.
- Luhmann, H.J. (2014). Sensomotorische Systeme: Körperhaltung und Bewegung. In: Pape, H.C., Kurtz, A., & Silbernagl, S. (Hrsg.), *Physiologie*. 7. Auflage, S. 820 - 863, Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
- McManus, I. C. (1985). Handedness, language dominance and aphasia: a genetic model. *Psychological Medicine. Monograph supplement*, 8, 3-40.
- McManus, I. C. (1991). The inheritance of left-handedness. *Ciba Foundation Symposium* 162, 251-267.
- McManus, I. C. (1999). Eye-dominance, writing hand, and throwing hand. *Laterality: Asymmetries of Body, Brain and Cognition*, 4(2), 173-192.
- Morrison, S., & Anson, J. G. (1999). Natural goal-directed movements and the triphasic EMG. *Motor Control*, 3(4), 346-371.
- Mustard, B. E., & Lee, R. G. (1987). Relationship between EMG patterns and kinematic properties for flexion movements at the human wrist. *Experimental Brain Research*, 66(2), 247-256.
- National Dart Association (USA), A.M.O.A., Mokena, IL 60448, Illinois, USA. Website: <http://www.ndadarts.com/> (2017)

- Obayashi, C., Tamei, T., Imai, A., & Shibata, T. (2009, September). Comparison of experts and non-experts in throwing darts based on optimization criteria. *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2647-2650.
- Oldfield, R. C. (1971). The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia*, 9(1), 97-113.
- Papadatou-Pastou, M., Martin, M., Munafo, M. R., & Jones, G. V. (2008). Sex differences in left-handedness: a meta-analysis of 144 studies. *Psychological Bulletin*, 134(5), 677.
- Rousanoglou, E. N., Noutsos, K. S., Bayios, I. A., & Boudolos, K. D. (2014). Electromyographic Activation Patterns during Handball Throwing By Experts and Novices. *Journal of Athletic Enhancement*, 2014.
- Sainburg, R. L., & Kalakanis, D. (2000). Differences in control of limb dynamics during dominant and nondominant arm reaching. *Journal of Neurophysiology*, 83(5), 2661-2675.
- Sainburg, R. L. (2014). Convergent models of handedness and brain lateralization. *Frontiers in Psychology*, 5.
- Sattler, J. B. (2011). *Der umgeschulte Linkshänder oder der Knoten im Gehirn*. 11. Auflage, Auer Verlag, Donauwörth.
- Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U., Voll, M., & Wesker, K. (2011). PROMETHEUS, *Lernatlas der Anatomie*, Allgemeine Anatomie und Bewegungsapparat, 304-320.
- Timmann, D., Watts, S., & Hore, J. (1999). Failure of cerebellar patients to time finger opening precisely causes ball high-low inaccuracy in overarm throws. *Journal of Neurophysiology*, 82(1), 103-114.
- Timmann-Braun, D., & Masche, M. (2003). Das Kleinhirn ganz groß. *Essener Unikate*, 22, 18-29. siehe <https://www.uni-due.de/unikate/archiv.php>
- Walsh, M., Tyndyk, M., Barton, J., O'Flynn, B., & Ó Mathúna, S. C. (2011). A preliminary study on how fatigue affects scoring average in professional darts. *XXIX Annual Symposium of the International Society of Biomechanics in Sports (ISBS2011)*
- Waterhouse, C. (2014). The Effect of Extended Practice on EMG, Kinematics and Accuracy in Dominant and Non-dominant Dart Throwing. Undergraduate Honors Thesis, University of Colorado, Boulder, USA.
- Werner, S. L., Fleisig, G. S., Dillman, C. J., & Andrews, J. R. (1993). Biomechanics of the elbow during baseball pitching. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 17(6), 274-278.
- Williams, C. S., Buss, K. A., & Eskenazi, B. (1992). Infant resuscitation is associated with an increased risk of left-handedness. *American Journal of Epidemiology*, 136(3), 277-286.

7) Anhang

Tabelle 1 des Anhangs, Amplituden der EMG – Signale der dominanten und der nicht-dominanten Seite

Wurftechnik	Dartwürfe			Unterhandwürfe			
	dominant	non-dominant		dominant	non-dominant		
EMG Amplituden [%MVC]							
Mittlere BIC Aktivität	5,9 ± 2,6	ns	6,0 ± 3,9	#	10,7 ± 5,4	ns	10,0 ± 5,8
Maximale BIC Aktivität	24,4 ± 14,9	ns	25,6 ± 26,5	ns	33,8 ± 15,7	ns	32,4 ± 19,3
Mittlere TRI Aktivität	10,1 ± 2,6	ns	10,7 ± 3,1	ns	10,3 ± 3,2	ns	9,2 ± 3,8
Maximale TRI Aktivität	52,9 ± 17,0	ns	47,3 ± 13,5	ns	47,7 ± 18,0	ns	41,1 ± 21,0
Mittlere AD Aktivität	18,2 ± 8,3	ns	22,6 ± 11,9	ns	20,2 ± 8,9	ns	22,5 ± 10,3
Maximale AD Aktivität	46,4 ± 17,8	ns	57,1 ± 22,1	ns	56,7 ± 17,8	ns	58,6 ± 18,0
Mittlere PD Aktivität	10,5 ± 9,1	ns	11,3 ± 8,7	ns	14,3 ± 14,3	ns	12,3 ± 7,0
Maximale PD Aktivität	38,5 ± 21,3	ns	37,3 ± 23,9	ns	40,3 ± 31,0	ns	38,2 ± 19,1
Mittlere THE Aktivität	15,8 ± 6,6	a)	19,2 ± 6,5	#	11,7 ± 5,6	ns	12,9 ± 6,8
Maximale THE Aktivität	48,8 ± 17,6	ns	57,7 ± 19,7	#	29,9 ± 11,5	ns	38,8 ± 26,9

Mittelwerte und inter-individuelle Standardabweichungen (n=12 Probanden; je 30 Würfe pro Bedingung); Vergleiche der Seiten und der Wurftechniken.

Signifikante Unterschiede zwischen den Wurftechniken (p<0,05). Die entsprechenden ANOVA F – Werte waren wie folgt: Mittlere BIC-Aktivität (F1,11=14,73, p=0,003), mittlere THE Aktivität (F1,11=19,84, p=0,001), maximale THE Aktivität (F1,11=18,23, p=0,001).

a) Tendenz zu einer niedrigeren mittleren THE EMG Aktivität auf der dominanten Seite bei Dartwürfen (DOM<NDOM; p=0,056, t-Test für paarige Stichproben) bei ebenfalls tendenzieller Interaktion zwischen den Faktoren Seite und Wurftechnik (F1,11 = 3,76, p=0,078).

Tabelle 2 des Anhangs. Zeiten der EMG - Signale (Onset und offset der Bursts) der dominanten und nicht-dominanten Seite

Technik	Dartwürfe			Unterhandwürfe	
	dominant	non-dominant		dominant	non-dominant
EMG Bursts: Onset und offset - Zeiten [ms]					
BIC Onset	263 ± 29	241 ± 55	#	204 ± 57	210 ± 47
BIC Offset	351 ± 30	332 ± 45		345 ± 48	348 ± 41
TRI Onset	193 ± 18	190 ± 26	##	332 ± 40	340 ± 38
TRI Offset	288 ± 22	299 ± 28	##	433 ± 42	432 ± 38
AD Onset ^{x)}	170 ± 28	177 ± 35	##	216 ± 47	242 ± 37
AD Offset ^{x)}	418 ± 52	414 ± 59	##	327 ± 48	377 ± 52
PD Onset	207 ± 19	224 ± 31	##	265 ± 54	300 ± 56
PD Offset	318 ± 29	340 ± 30	##	386 ± 58	415 ± 42
THE Onset ^{x)}	173 ± 40	178 ± 34	#	219 ± 97	240 ± 83
THE Offset	335 ± 51	335 ± 27	##	381 ± 52	400 ± 43

Mittelwerte ± inter-individuelle Standardabweichungen der Probanden (n=12 Personen; je 30 Würfe pro Bedingung). Vergleiche der Seiten (Wurfarme) und der Wurftechniken. Die Zeiten beziehen sich auf den Beginn der Datenaufzeichnung (=Zeit 0 ms), die 300 ms vor dem Triggersignal lag. ^{x)} Wegen der Grundaktivität dieser Muskeln wurden die AD Zeiten beim Dartwurf und der THE – Aktivitätsbeginn (onset) aus den individuellen EMG-Mittelwertverläufen bestimmt, während alle anderen Werte aus den EMG-Bursts der einzelnen Würfe abgelesen werden konnten.

* Signifikante Seitenunterschiede der PD – Aktivierung (Onset) mit Verspätung der non-dominanten Seite (post-hoc t-Tests für verbundene Stichproben, p<0,05; Haupteffekt des Faktors Wurfarm signifikant: ANOVA F1,11 = 9,46; p=0,011; keine statistisch bedeutsame Interaktion) # Signifikante Unterschiede zwischen den Wurftechniken (# p<0,05, ## p<0,01). Die entsprechenden ANOVA F1,11 waren 8,1 (BIC Onset), 222,3 (TRI Onset), 135,6 (TRI Offset), 34,3 (AD Onset), 14,1 (AD Offset), 33,3 (PD Onset), 50,2 (PD Offset), 9,4 (THE Onset), 15,4 (THE Offset). Es fanden sich keine signifikanten Interaktionen zwischen den Faktoren Wurfarm (Seite) und Wurftechnik.

a) Bei nicht signifikantem Haupteffekt des Faktors „Wurfarm“ und nicht signifikanter Interaktion in der Varianzanalyse ergab dennoch der post-hoc Vergleich einen statistisch bedeutsamen Unterschied der AD-Offsetzeit beim Unterhandwurf (p=0,049).

Tabelle 3 des Anhangs, erhobene Probandendaten

Proband	Alter	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Armlänge (cm)		Augenhöhe (cm)		Kraft DOM (kg)	Kraft NDOM (kg)
				rechts	links	Zielhöhe 1	Zielhöhe 2		
1	22	183	100	63	63	173	115,3	53,67	47,33
2	27	183	86	62	62	175	116,7	47,00	44,33
3	20	185	94	60	60	173	115,3	43,33	37,33
4	31	173	56	54	54	163	108,7	36,00	32,67
5	21	169	64	55,5	55,5	160	106,7	48,67	44,33
6	20	159	58	50	50	148,5	99,0	23,00	23,00
7	31	198	106	64	64	188,5	125,7	50,67	50,33
8	27	159	60	49	49	150	100,0	26,33	23,00
9	22	172	60	54	54	162,5	108,3	35,00	30,67
10	20	169	54	50	50	161	107,3	24,67	25,33
11	24	181	72	58	58	170,5	113,7	46,67	39,33
12	34	170	65	56	56	167	111,3	29,33	29,00

8) Danksagung

Vor allen anderen möchte ich meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. med. J. P. Kutz-Buschbeck, danken. Auf seine umfassende Unterstützung bei der Planung der Versuchsreihe, der Auswertung der Daten und dem Schreiben der Dissertation konnte ich mich immer verlassen. Eine bessere Betreuung hätte ich mir nicht vorstellen können.

Ich danke zudem Herrn Prof. Dr. M. Bleich für die Ermöglichung einer Promotion am Physiologischen Institut der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel danken.

Des Weiteren danke ich allen Freunden und Bekannten, die sich bereit erklärt haben, als Probanden am Entstehen dieser Arbeit mitzuwirken.

Letztendlich bedanke ich mich bei meinen Eltern, Großeltern und meiner Freundin, die mich während meines Studiums und des Erarbeitens der Dissertation immer unterstützt haben.

9) Lebenslauf

Persönliche Daten:

Geburtsdatum und –Ort: 20.12.1993 in Bretten

Familienstand: Ledig

Eltern: Mutter: Angelika Keller
Vater: Ralf Keller

Beruflicher Werdegang:

06.2016-11.2018 Arbeit als studentische Hilfskraft an der Klinik für Dermatologie, Venerologie und Allergologie des UKSH Kiel

03.2016 Beginn der Dissertationsarbeit

09.2015 Bestehen des ersten Abschnittes der Ärztlichen Prüfung und Beginn des klinischen Studienabschnittes

10.2013 Immatrikulation an der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel zum Studium der Humanmedizin

09.2012-09.2013 Ableisten eines Freiwilligen Sozialen Jahres im SRH Gesundheitszentrum Bad Wimpfen

06.2012 Abitur am Hartmanni Gymnasium Eppingen

Publikationen:

03.2017 Keller, P., Kutzt-Buschbeck, J. P.:
EMG activity of shoulder, upper arm and hand muscles during throwing movements with the dominant and non-dominant arm
Acta Physiologica 219, Suppl. 711 (2017), 96