



universität
wien

Magisterarbeit

Titel der Magisterarbeit

„Eine kinematische Analyse der Fingerbewegung beim
Lösen der Sehne im Recurve-Bogensport“

Verfasser

Brian Horsak, Bakk. rer. nat.

Angestrebter Akademischer Grad

Magister der Naturwissenschaft (Mag. rer. nat)

Kirchstetten, im Oktober 2008

Studienkennzahl lt. Studienblatt:

A 066 826

Studienrichtung lt. Studienblatt:

Magisterstudium Sportwissenschaft

Betreuerin / Betreuer :

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

Mitbetreuerin / Mitbetreuer:

Dipl.-Sporting. Dr. Mario Heller

Zusammenfassung

Titel der Arbeit: „Kinematische Analyse der Fingerbewegungen beim Lösen der Sehne im Recurve-Bogensport“.

Ziel dieser Arbeit ist die Erfassung kinematischer Daten der Fingerbewegungen und der Bogensehnenbewegung beim Lösen der Sehne im Recurvebogensport. METHODIK: Zur Erfassung der kinematischen Daten wurde ein Infrarotkamarasystem der Firma Vicon verwendet. Untersucht wurde ein B-Nationalkader Schütze mit internationaler Wettkampferfahrung (WM Teilnahme 2007). 56 ausgewertete Schüsse wurden in zwei Gruppen eingeteilt: gute und schlechte Schüsse. Weiters wurden fünf kinematische Kenngrößen definiert und für beide Gruppen mittels eines Student's t-Test für unabhängige Stichproben statistisch überprüft. Folgende fünf Kenngrößen wurden bestimmt: Minimumwert der Winkelgeschwindigkeit (MIN) beim Lösen der Bogensehne, Maximumwert der Winkelgeschwindigkeit (MAX) beim Lösen der Bogensehne, Zeitspanne (P-P) zwischen dem Auftreten von MIN und MAX, Vergleich (VL) der direkten Vektorenweglänge der Bogensehne mit der tatsächlichen und die maximale Sehnen seitenauslenkung (h_g). ERGEBNISSE: Hinsichtlich der fünf kinematischen Kenngrößen wurde ein signifikanter Unterschied in der Kenngröße h_g ($p=0,003^*$) gefunden. Als gute quantifizierte Schüsse zeigten eine größere Auslenkung der Bogensehne zur Seite auf (Mittelwert = $24,31 \pm 0,7$ mm), als Schüsse, welche als schlecht quantifiziert wurden (Mittelwert = $23,42 \pm 0,8$ mm). Bei allen weiteren Kenngrößen fand sich kein signifikanter Unterschied in den Gruppen.

Abstract

Title: "A three-dimensional kinematic analysis of the finger and bowstring movement during bowstring release in Olympic recurve archery".

The aim of this paper is a three-dimensional kinematic analysis of finger and bowstring movement during bowstring release. METHOD: A top athlete of the Austrian B-national Team was investigated. A sum of 90 shots was captured. Fifty-six shots could be used for further analysis. The shots were, due to their achieved score, divided into two groups: good and bad shots. Furthermore, there were five different kinematic variables defined (related to the finger middle joint of the third finger): maximum angular Velocity (MAX), minimum angular velocity (MIN), period between MAX and MIN (P-P), maximum bowstring side-movement (h_g) and the comparison (VL) of the distance between the direct vector length and the real vector length of the bowstring. A Student's t-Test was calculated to check if there are any significant differences between the two groups in the kinematic variables. RESULTS: Significant differences were only found in the variable h_g ($p=0,003^*$). Shots out of the "good" group showed larger bowstring side-movement (mean $h_g = 24,31 \pm 0,7$ mm) than shots out of the "bad" group (mean $h_g = 23,42 \pm 0,8$ mm). All other variables showed no significant differences.

Zu Beginn möchte ich ein paar Dankesworte an diejenigen richten, die mich beim Entstehen dieser Arbeit so gut unterstützt haben.

Ich möchte Herrn Dipl.-Sporting. Dr. Mario Heller für die sehr gute Betreuung dieser Arbeit und für seine wissenschaftliche und fachliche Unterstützung in Theorie und Praxis danken.

Ein großer Dank geht auch an Dipl.-Ing. (FH) Philipp Kornfeind, welcher für mich das LabView Script programmiert hat und auch bei wissenschaftlichen Fragestellungen zur Seite stand.

Weiters möchte ich Herrn Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. Arnold Baca danken, der als Leiter der Abteilung für Biomechanik/Bewegungswissenschaften und Sportinformatik, die Benützung der Räumlichkeiten und der Ausstattung ermöglichte und mich auch mit seinem fachlichen Wissen unterstützte.

Für den zeitlichen Aufwand danke ich Herrn Peter Kos für die Teilnahme an der Untersuchung.

Den größten Dank möchte ich meinen Eltern

Barbara und Paul Horsak

aussprechen, ohne deren Unterstützung die Entstehung dieser Arbeit nie möglich gewesen wäre. Ich wurde von ihnen in jedem Abschnitt meines Lebens aufopferungsvoll unterstützt.

Danke

Inhaltsverzeichnis

1	<u>EINLEITUNG</u>	6
2	<u>THEORETISCHE EINFÜHRUNG IN DEN BOGENSPORT</u>	7
2.1	TECHNISCHE GRUNDLAGEN	7
2.1.1	DIE MECHANISCHEN EIGENSCHAFTEN DES RECURVEBOGENS	7
2.1.2	DER PFEIL UND SEINE DYNAMIK	9
2.1.3	ZUBEHÖR - AUFGABEN UND FUNKTIONEN	10
2.2	WETTKAMPFLEHRE	12
2.2.1	REGELWERK	12
3	<u>BEWEGUNGSSTRUKTUREN IM RECURVE-BOGENSPORT</u>	15
3.1	ELEKTROMYOGRAPHISCHE UNTERSUCHUNGEN	17
3.2	UNTERSUCHUNGEN ZUR SCHUSSAUSLÖSUNG - KLICKERVERHALTEN	24
4	<u>ZIELSETZUNG UND HYPOTHESENBUILDUNG</u>	27
5	<u>METHODIK</u>	29
5.1	VERSUCHSPERSON	29
5.2	ÜBERBLICK UND VERSUCHSDURCHFÜHRUNG	30
5.3	MATERIAL	33
5.3.1	VICON-SYSTEM	33
5.3.2	KAMERASYSTEM UND KAMERASETUP	33
5.3.3	RHAND-MODELL	35
5.3.4	MODELLBUILDUNG IN VICON NEXUS ZUR UNTERSTÜTZUNG DES MARKERLABELING	39
5.3.5	MARKER	39
5.3.6	MARKERPLATZIERUNG	41
5.4	DATENAUFBEREITUNG	43
5.4.1	FILTERUNG	43
5.4.2	REDUZIERUNG DER KENNGRÖßEN	44
6	<u>ERGEBNISSE</u>	51
6.1	TREFFERLEISTUNG	51
6.2	KINEMATISCHE KENNGRÖßEN	51
6.3	BEWEGUNGSUMFÄNGE	54
6.4	STATISTISCHE AUSWERTUNG	55
6.5	EXEMPLARISCHE DARSTELLUNG DER FINGERBEWEGUNG	57
6.6	WEG-ZEIT VERLÄUFE (GELENKSWINKEL)	60
6.6.1	MITTELFINGER	60
6.6.2	ZEIGEFINGER	62
6.6.3	RINGFINGER	63
6.7	WEG-ZEIT VERLÄUFE, ERSTE ABLEITUNG (GELENKSWINKEL)	64
6.7.1	MITTELFINGER	64
6.7.2	ZEIGEFINGER	65

<i>Inhaltsverzeichnis</i>	5
6.7.3 RINGFINGER	67
<u>7 DISKUSSION</u>	68
<u>8 AUSBLICK</u>	75
<u>9 LITERATURVERZEICHNIS</u>	76
<u>10 TABELLENVERZEICHNIS</u>	79
<u>11 ABBILDUNGSVERZEICHNIS</u>	80
<u>A DATENBLATT</u>	83
<u>B ADAPTIERTER PROGRAMMCODE RHAND-MODELL</u>	84
<u>C ORIGINALER PROGRAMMCODE RHAND-MODELL</u>	87
<u>D HISTOGRAMME UND DATENTABELLEN DER FÜNF KINEMATISCHEN KENNGRÖßEN</u>	90
<u>E KALIBRIEROBJEKTE</u>	94

1 Einleitung

Der prähistorische Mensch fristete sein Leben als Jäger und Sammler. Vorwiegend verwendete er Waffen wie Keulen und Speere. Mit Erfindung des Bogens, war es ihm das erste Mal möglich, aus relativ sicherer Entfernung Beute zu erlegen. Es war das erste Mal, dass der Mensch eine Waffe entwickelte, die durch mechanische Kraft betrieben wurde. 1944 wurde in Dänemark, der bis heute älteste, existierende Bogen gefunden. Aus der mittleren Steinzeit stammend, wurde er auf ca. 8000 Jahre zurück datiert.

Bis zur Neuzeit vollzog der Bogen eine enorme Entwicklung. War er damals als reines „Instrument“ der Jagd erfunden, reichte seine Verwendung im späteren Verlauf als Distanzwaffe bis hin zum modernen Sportgerät in der heutigen Zeit. Laut Haidn und Weineck (2000, S. 19) verdrängte die Neuzeit den Bogen als Kriegswaffe vollständig. In kriegerischen Auseinandersetzungen kam er zum letzten Mal bei polnischen Reiterabteilungen im Jahre 1807 gegen Napoleon zum Einsatz. Von da an nahm ein rein sportlicher Verlauf seinen Anfang.

1972 in München wurde der Bogensport als fester Bestandteil der olympischen Spiele etabliert. Damals trafen sich bereits 95 Bogenschützinnen und –schützen, um gegeneinander anzutreten.

Bis zum heutigen Zeitpunkt haben sich verschieden Bogenklassen bzw. Bogendisziplinen entwickelt: der Recurvebogen, der Compoundbogen und der Blankbogen. Diese drei stellen eine der wichtigsten Vertreter im Wettkampfsport Bogenschießen dar. Jedoch hat nur der Recurvebogen den Einzug in die Olympischen Spiele gefunden.

So wie in vielen Sportarten, gilt es auch im Bogensport, Bewegungstechniken zu optimieren und die Abstimmung von Sportler und Material aneinander anzupassen, um eine möglichst hohe Wettkampfleistung erzielen zu können. Jedoch muss, bevor ein System optimiert werden kann, das System und seine Hintergründe verstanden werden. Ziel dieser Arbeit wird es sein, einen Teil des Systems Sportler-Sportgerät aus kinematischer Sicht zu betrachten, um so die Prozesse, die hinter der Bogensporttechnik stehen, besser verstehen zu können.

2 Theoretische Einführung in den Bogensport

In folgenden Kapiteln wird ein theoretischer Überblick über den Recurve-Bogensport gegeben. Es werden die mechanischen Eigenschaften des Bogens, der Pfeile und das Zubehör näher erläutert. Weiters wird ein kurzer Einblick in das Regelwerk gegeben.

2.1 Technische Grundlagen

2.1.1 Die mechanischen Eigenschaften des Recurvebogens

Der Recurvebogen besteht aus einem Mittelteil, an dem der Griff befestigt ist, dem oberen und unteren Wurfarm und diversen Stabilisatoren, welche im allgemeinen oben, unten und in der Mitte angebracht sind.

Diese Stabilisatoren dienen einerseits zur Dämpfung von Schwingungen, die durch den Abschuss des Pfeils auf Wurfarme und Mittelstück übertragen werden, andererseits zur Austarierung der Gesamtschwerpunktslage und des Bogenkipperhaltens nach dem Abschuss. In den meisten Fällen sind diese aus Karbon oder Aluminiumlegierungen gefertigt. Abbildung 1 zeigt einen Recurvebogen und seine mechanischen Grundelemente.

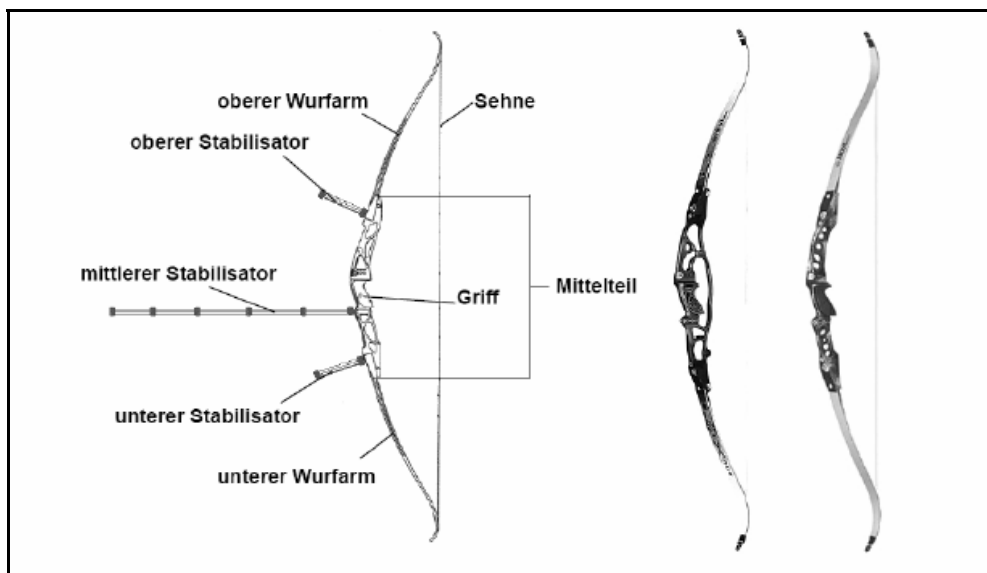


Abbildung 1: Links: Schematische Zeichnung eines Recurve-Bogens mit Stabilisatoren. Rechts: Fotografie von zwei Recurve-Bögen ohne Stabilisatoren (Edelmann-Nusser, 2005, S. 77).

Der obere und untere Wurfarm sind aus sehr flexiblen Faserverbundwerkstoffen gefertigt: diese können Karbon, Glasfiber, Keramik oder Holz/Karbon etc. beinhalten. Solche Wurfarme müssen ein hohes Rückstellverhalten aufweisen, daher müssen sie, die durch das Ausziehen des Bogens (siehe Abbildung 2) aufgebaute Energie schnell und präzise, ohne große Reibungs-, Widerstands- und Dämpfungskräfte über die Sehne an den Pfeil weiter geben (Haidn & Weineck, 2001, S. 365).

Eines der wesentlichen Merkmale eines guten Bogenmittelteils ist das geringe Eigengewicht, verbunden mit einer hohen Steifigkeit (Haidn & Weineck, 2001, S. 362). Ein Bogenmittelteil sollte sich im gespannten Zustand so wenig wie möglich verformen. Aus diesem Grund werden die Mittelteile moderner Sportbögen aus Aluminium- bzw. Magnesiumlegierungen und in verschiedenen Längen gefertigt. Im Wettkampf gebräuchlich sind vor allem 25 Zoll (25"=635mm) lange Mittelteile. Die gesamte Länge eines Bogens mit einem 25" Mittelteil beträgt laut Edlmann-Nusser (2005, S. 165) je nach verwendeten Wurfarmen zwischen 66" (1676mm) und 70" (1778mm). Die gesamte Länge wird dabei als Abstand von der oberen Wurfarmspitze zur unteren Wurfarmspitze des mit einer Sehne versehenen, aber nicht gespannten Bogens, definiert. Zusätzlich zu den oben genannten Komponenten sind am Bogen noch ein Visier, eine Pfeilauflage und ein Klicker verbaut.



Abbildung 2: Bogenschützin im vollen Auszug. Gezeigt werden das Visier und die volle Auszugslänge in Schussauslage (Edlmann-Nusser, 2005, S. 166).

2.1.2 Der Pfeil und seine Dynamik

Der Pfeil besteht heute aus Karbon, aus Aluminium oder aus einer Kombination von beidem. Er ist zerlegt in den Schaft, die Nocke, die Spitze und in die Befiederung. Die Spitze besteht meistens aus Stahl. Abbildung 3 zeigt den schematischen Aufbau eines Pfeils.

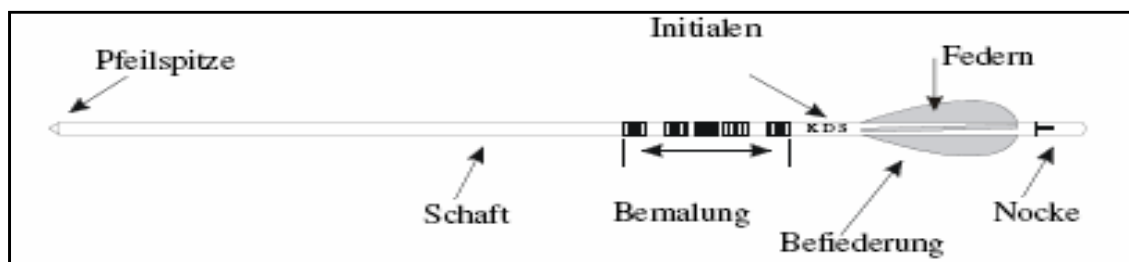


Abbildung 3: Exemplarische Darstellung eines Pfeils. Der Pfeil wird in Pfeilspitze, Schaft, Befiederung und Nocke unterteilt. Die Bemalung bzw. die Initialen sind als persönliche Kennzeichnung gedacht und bei Turnierteilnahme im Regelwerk vorgeschrieben (modifiziert nach Fédération Internationale de Tir à l'Arc, 2008b, S. 39).

Weiters unterscheiden sich die Pfeile hinsichtlich ihrer Durchbiegesteifigkeit (Spinewert) sowie ihres Gewichts, ihrer Länge und ihrer Schwerpunktlage. Die Pfeillänge des Schützen/der Schützin muss individuell an seine/ihre anthropometrischen Gegebenheiten angepasst werden. Der Pfeil erfährt beim Lösen, bedingt durch das Auslenken der Sehne infolge der Fingeröffnung bzw. in Folge seiner Eigenträgheit, eine Verbiegung in Form einer sinusförmigen Schwingung (siehe Abbildung 4). In diesem Zusammenhang spricht man auch vom so genannten Pfeilparadoxon (Klopsteg, 1943; Kooi & Sparenberg, 1997; Kooi, 1998). Eine Schwingung des Pfeils in vertikaler Ebene ist laut Edelmann-Nusser (2005, S. 167) nicht möglich, da der Pfeil in dieser Ebene von der Nocke geführt wird (siehe Abbildung 5).

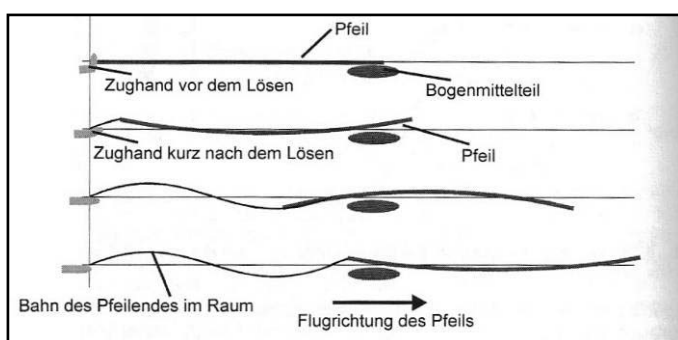


Abbildung 4: Schematische Darstellung des Lösevorganges aus der Vogelperspektive zu vier aufeinander folgenden Zeitpunkten: ganz oben kurz vor dem Lösen der Hand von der Bogensehne, darunter drei Zeitpunkte kurz nach dem Lösen. Der Pfeil schwingt in einer horizontalen Ebene senkrecht zur Flugrichtung und „windet“ sich dabei am Bogenmittelteil vorbei. Dies wird als „Pfeilparadoxon“ bezeichnet (Edelmann-Nusser, 2005, S. 166).

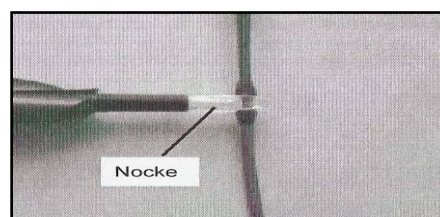


Abbildung 5: Nocke. Der Pfeil ist mit der Nocke an der Sehne fixiert. Das Pfeilende kann somit bei der Beschleunigung des Pfeils durch die Sehne nicht in vertikaler Richtung ausweichen (Edelmann-Nusser, 2005, S. 167).

2.1.3 Zubehör - Aufgaben und Funktionen

Das Zubehör kann in Materialien unterschieden werden, welche direkten Einfluss auf das Bogensystem haben und in Materialien, welche nur indirekt Einfluss ausüben.

Stabilisatoren bestehen meist aus einem Monostabilisator, mehreren Konterstabilisatoren, einem Trägerelement, einem Vorbau, sowie zusätzlichen Dämpferelementen (siehe Abbildung 6). Wie weiter oben schon erwähnt, dienen diese Stabilisatoren zur Dämpfung von Schwingungen, welche durch den Abschuss des Pfeils auf das Mittelstück und die Wurfarme übertragen werden. Weiters unterstützen sie die Austarierung des Gesamtschwerpunktes und das Bogenkipverhalten nach dem Schuss.

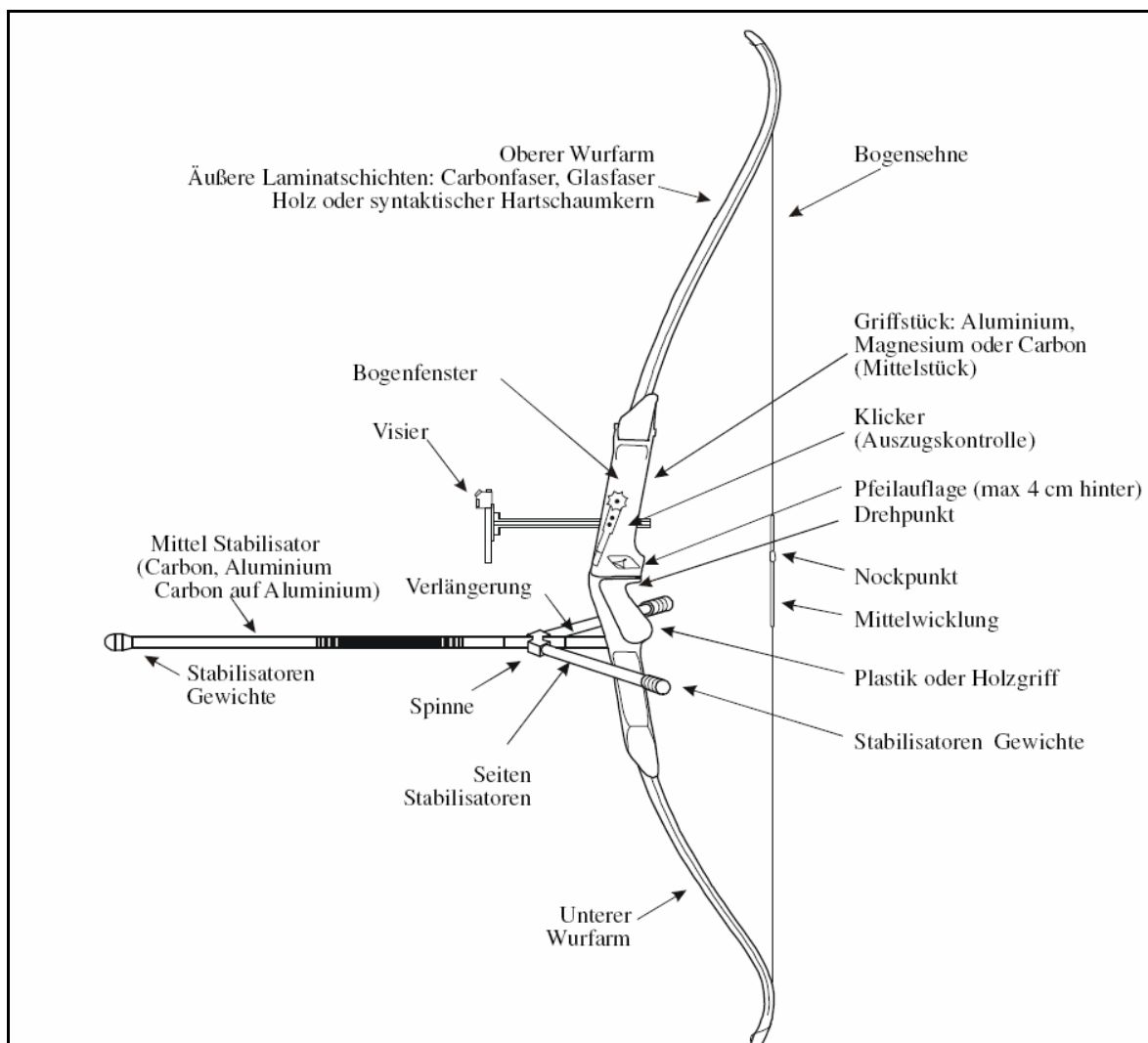


Abbildung 6: Der Recurvebogen. Diese Graphik zeigt den schematischen Aufbau eines Recurvebogens und sein Zubehör. Nicht abgebildet ist der Button (modifiziert nach Fédération Internationale de Tir à l'Arc, 2008b, S. 40).

Die Griffschale bildet das verbindende Element zwischen Bogen und Schützen/Schützin. Sie ermöglicht eine kraftschlüssige Verbindung von Bogenarm und Bogen. Dabei ist es sehr wichtig, dass die Form der Griffschale den individuellen anthropometrischen Voraussetzungen der Schützenhand individuell angepasst wird, um Kraftquerkomponenten zu vermeiden.

Die Pfeilauflage (siehe Abbildung 8) hält den Pfeil in Position und besteht aus einem Auflagefinger und dem Befestigungselement. Sehr gut entwickelte Pfeilauflagen haben einen durch Feder- und Magnetkräfte ausschwenkbaren Finger, der durch die Reibung des Pfeils während des Abschusses wegklappt und so die Pfeildynamik nur minimal beeinträchtigt.

Der Button (Pfeilanlage) ist ein dämpfendes Element, welches den seitlichen Druck des sich biegenden Pfeils während des Abschusses abfängt (siehe Abbildung 7). Dieser erfüllt zwei Aufgaben: das Einstellen des Seitversatzes des Pfeils durch unterschiedlich weites Hineinschrauben in das Mittelstück und das Beeinflussen des Reflexverhaltens des Pfeils im Sinne einer horizontalen Dämpfung durch unterschiedliche Federhärten des Buttons.

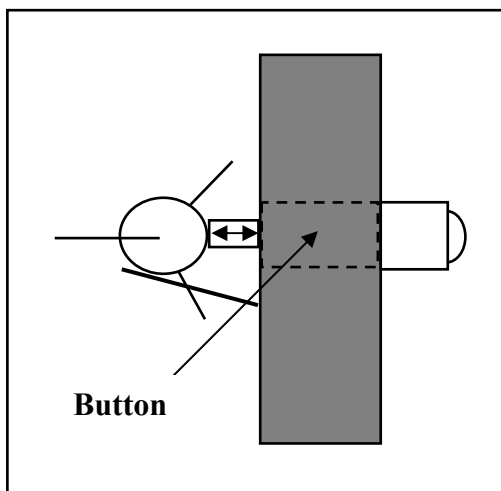


Abbildung 7: Button. Er ist ein dämpfendes Element, welches den seitlichen Druck des sich biegenden Pfeils abfängt (modifiziert nach Haiden & Weineck, 2001, S. 385).

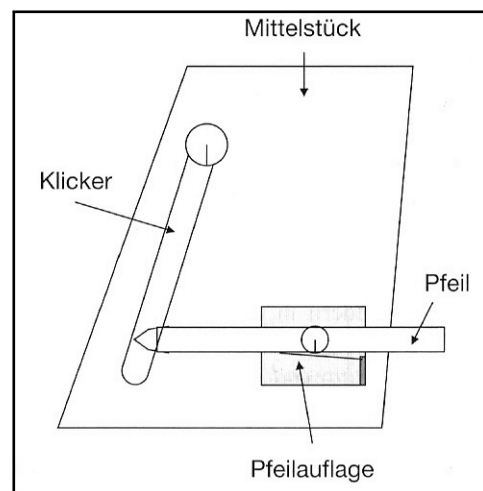


Abbildung 8: Klicker und Pfeilauflage. Gezeigt wird der Klicker, die Pfeilauflage, der Pfeil und ein Teil des Mittelstücks von der Seite (Haiden & Weineck, 2001, S. 221).

Der Klicker dient zur Kontrolle der Auszuglänge und besteht in der Regel aus einem kleinen, dünnen Metallplättchen. Folgende Anforderungen werden an ihn gestellt:

- schnelles Zurückschnellen, ohne zurückzufedern
- das Klickergeräusch soll nicht zu laut sein und es soll kein Knirschen während des Auszuges erfolgen
- der Druck des Klickers darf nicht größer als der Buttondruck sein

Das Tab oder Fingerschutz, dient zum Schutz der Zugfinger vor Verletzungen und mechanischen Überlastungen. Es hat über die Sehne Kontakt zum Bogen. Hier kommen verschiedenen Materialien, wie Leder oder Kunstleder, und Formen zum Einsatz, je nach Modell und Ausführung. Das Tab hat die Aufgabe, einen guten Kontakt zu Kinn und Kiefer herzustellen. Form und Größe müssen auf die Hand des Schützen/der Schützin angepasst werden.

Die Bogenschlinge (Finger- oder Handgelenksschlinge) muss über die Länge verfügen, in welcher der Bogen nach dem Lösen bzw. „Herauspringen“ aus der Bogenhand, sicher aufgefangen wird. Das weitere Zubehör des Schützen/der Schützin bilden das Visier, die Sehne und der Nockpunkt.

2.2 Wettkampflehre

Dieses Kapitel gibt einen kurzen Einblick in das Regelwerk und Wettkampfgeschehen im Bogensport. Dies soll dem Leser/der Leserin helfen, ein besseres Verständnis für den Bogensport zu bekommen, um so die Hintergründe in der vorliegenden Arbeit besser verstehen zu können. Das folgende Kapitel stellt einen kurzen Auszug aus dem Regelwerk dar und beinhaltet daher nicht die gesamte Fassung der Regeln aller Bogenschießarten, Bogenklassen und Bogenkategorien, sondern zeigt gezielt die Regeln des Recurve-Bogensports auf. Hier sei auf das Fita Judge Guide Book (Spada, Font & Mortan, 2006) hingewiesen, welches die gesamte Fassung des Regelwerkes beinhaltet.

2.2.1 Regelwerk

Die Wettkämpfe des Bogensports sind in folgende Schießarten und Klassen zu unterteilen.

Bogenschießarten:

1. Bogenschießen auf Scheibe im Freien
2. Bogenschießen auf Scheibe in der Halle
3. Feldbogenschießen
4. Bogenlaufen
5. Clout Bogenschießen
6. Flight Bogenschießen
7. Ski Arc
8. 3D Bogenschießen

Klassen:

1. Damen
2. Herren
3. Weibliche Kadetten
4. Männliche Kadetten
5. Weibliche Junioren
6. Männliche Junioren
7. Altersklasse (Masters) weiblich
8. Altersklasse (Masters) männlich

Weiters werden bei den einzelnen Wettkämpfen unterschiedliche Bogentypen unterschieden. Zu den häufigsten Typen zählen hier der Recurvebogen (Gegenstand der folgenden Untersuchung) und der Compoundbogen (siehe Abbildung 9).

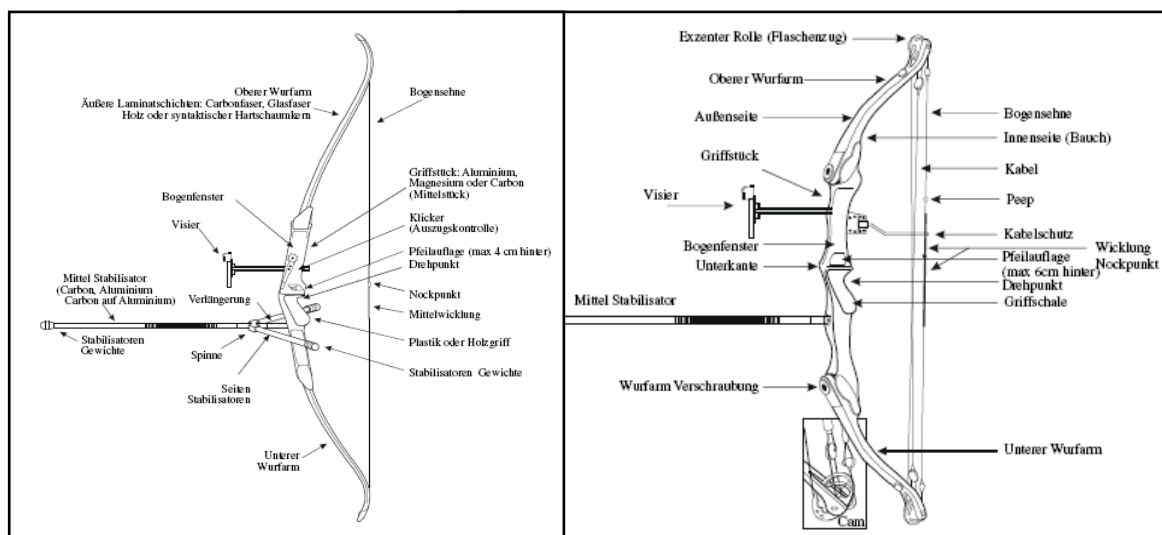


Abbildung 9: Compound und Recurvebogen. Links: gezeigt wird ein Recurvebogen und sein Zubehör. Rechts: gezeigt wird ein Compoundbogen, sein Zubehör und eine Exzenter Roller (modifiziert nach Fédération Internationale de Tir à l'Arc, 2008b, S. 39f).

Wettkämpfer, welche unterschiedliche Bogentypen verwenden, werden in eigene Schießdisziplinen eingeteilt und schießen in eigenen Wettbewerben. Die zwei am häufigsten vertretenen Wettbewerbe mit einem Recurvebogen sind das Bogenschießen auf Scheibe im Freien und das Schießen auf Scheiben in der Halle.

Das Schießen auf Scheiben im Freien findet in den meisten Fällen auf vier verschiedene Entfernungen statt (je nach Altersklasse, Geschlecht und Disziplin). Die Schützinnen und Schützen geben in der Regel (je nach Austragungsform: Einfache FITA Runde, Doppelte FITA Runde, Olympische Runde, Mannschaftsschiessen, Finalschiessen, etc.) dabei jeweils 36 Pfeile (6x6 Pfeile pro Scheibe) in angegebener oder umgekehrter Reihenfolge auf folgende Entfernungen ab: die Herren auf 90, 70, 50, 30 Meter; die Damen auf: 70, 60, 50, 30 Meter. Bei einer einfachen FITA Runde werden auf jede der vier Entfernung 6x6 Pfeile abgegeben. Sieger/Siegerin ist derjenige/diejenige, welcher/welche in Summe die meisten Ringzahlen erzielt hat. Bei vier Distanzen zu 36 Pfeilen können somit maximal 1440 Ringe erzielt werden. Aktueller Weltrekordhalter ist der Koreaner Koyo-Moon mit 1379 Ringen.

In der Halle werden grundsätzlich in zwei Durchgängen 10x3 Pfeile auf eine Scheibe abgegeben. Die Scheiben stehen in der Halle, sowohl für die Damen als auch für die Herren, auf 18 Meter entfernt. Die Anzahl an Pfeilen pro Durchgang, richtet sich auch hier nach Austragungsform (Mannschaftsschiessen, Finalschiessen, etc.).

Sowohl für die Halle als auch für das Schießen im Freien gibt es für alle Schützinnen und Schützen zeitliche Limitierung. Diese zeitlichen Limitierungen werden zu Beginn und am Ende durch ein akustisches Signal angezeigt. Die Schießzeit wird mit Hilfe von Digitaluhren, einer Ampelanlage, von Flaggen, Tafeln und/oder eines anderen einfachen visuellen Mittels zusätzlich zum oben erwähnten akustischen Signal visualisiert. Sie beträgt je nach Austragungsform ca. 30-40 Sekunden pro Pfeil.

Weiters stehen je nach Austragungsdisziplin, Altersklasse und Geschlecht, verschiedene Zielscheiben in unterschiedlichen Größen und Formen zur Verfügung (siehe Abbildung 10 und 11). Gewertet werden die Pfeile nach Ringzahlen. Eine Scheibenaufgabe beinhaltet insgesamt 10 Ringe, welche farblich gekennzeichnet sind (von Innen nach Außen: Gelb, Rot, Blau, Schwarz, Weiß). Erzielt man einen Treffer in der innersten Wertungszone, so erhält man 10 Ringe, für einen Treffer in der äußersten Wertungszone erhält man 1 Ring (siehe Abbildung 10).

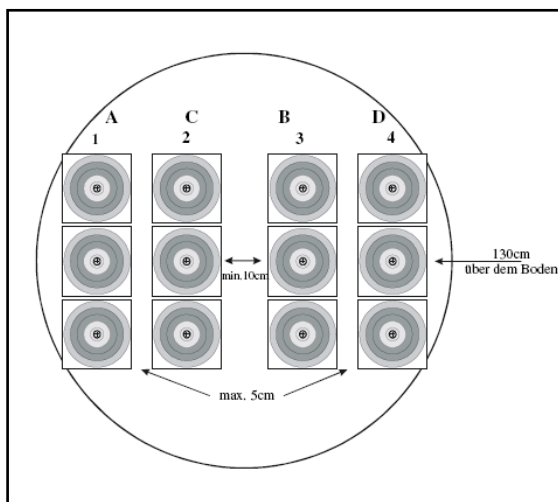


Abbildung 10: Scheibenauflage für die FITA Outdoor Bewerbe. Gezeigt werden die Wertungszonen y (1-10), der Innere 10er (auch als x bezeichnet), der Scheibendurchmesser d und die Farbzonen x (modifiziert nach Fédération Internationale de Tir à l'Arc, 2008a, S. 40).

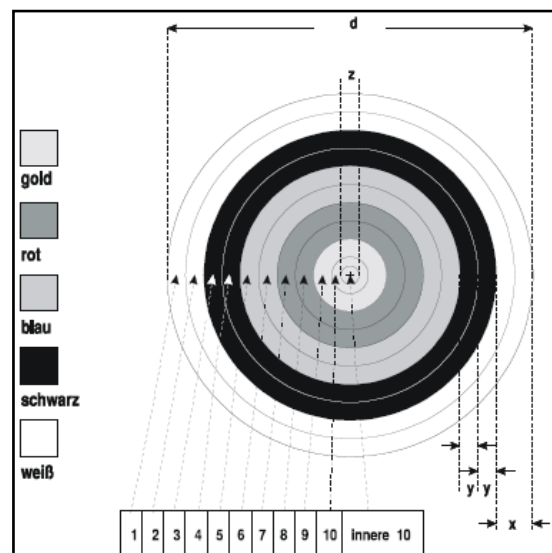


Abbildung 11: Zielscheiben für die Halle. Scheibenauflagen für 18 Meter Indoor. Bis zu vier Schützen/Schützinnen schießen auf dieselbe Scheibe; Die Bezeichnung A-D weisen der jeweiligen Schützin bzw. dem jeweiligen Schützen die Scheibenaufgabe zu. Auf jede der drei untereinander liegenden Zielscheiben wird ein Pfeil pro Pass (3 Schüsse) abgegeben. (modifiziert nach Fédération Internationale de Tir à l'Arc, 2008b, S. 35).

3 Bewegungsstrukturen im Recurve-Bogensport

„Die sportmedizinische Funktionsanalyse des aktiven und passiven Bewegungsapparates ist meist durch eine Kombination aus Inspektion und Bewegungsprüfung gekennzeichnet. Neben der qualitativen Bewegungsbeobachtungen werden zur Erfassung und Beurteilung komplexer Bewegungsmerkmale zunehmend apparative bewegungsanalytische Verfahren eingesetzt“ (Banzer, 2004, S. 122).

Die Kinematik stellt ein Teilgebiet der Mechanik dar, welche sich mit dem räumlich-zeitlichen Ablauf von Bewegungen beschäftigt. Bei der Kinematik werden die mechanischen Größen Länge, Winkel, Zeit, Geschwindigkeit (bzw. Winkelgeschwindigkeit) und Beschleunigung (bzw. Winkelbeschleunigung) bestimmt. Die Dynamik beschäftigt sich in Abgrenzung dazu mit Kräften bzw. Bewegungsursachen: Impuls, Kraft, Energie, Drehmoment usw.

Die Messung kinematischer Größen mit Hilfe komplexer bewegungsanalytischer Verfahren beruht prinzipiell auf der Beobachtung von Körperpunkten eines Objektes zu bestimmten Zeitpunkten, in Relation zu einem definierten Bezugs- bzw. Koordinatensystems (Soechting & Flanders, 1992).

Elektromagnetische und videobasierende Systeme haben sich bis heute als sehr probates Mittel für Gang- und Bewegungsanalysen etabliert. Solche Systeme unterliegen einer sehr schnellen, technologischen Entwicklung und werden zu immer mächtigeren Analysetools. Aus diesem Grund findet der Einsatz solcher markerbasierenden Systeme immer mehr Einzug in das Gebiet der in-vivo Analysen von Finger- und Handbewegungen.

Der Bogensport kann als ein statischer Sport angesehen werden, welcher dem Schützen/der Schützin Kraft und Ausdauer der oberen Extremitäten abverlangt. Speziell die Muskulatur der Unterarme und des Schultergürtels müssen gut trainiert sein (Mann & Littke, 1998).

Leroyer, Hoeck und Helal (1993) definiert die Leistungsfähigkeit im Bogensport als die Fähigkeit, ein vorgegebenes Ziel in einer bestimmten Zeiteinheit mit hoher Präzision treffen zu können. Der Bewegungsablauf kann in sechs Phasen eingeteilt werden: Halten des Bogens, Ausziehen, das Erreichen der vollen Auszugslänge, Visieren, Lösen der Sehne und Nachhalten (Nishizono, Shibayama, Izuta & Saito, 1987).

Edelmann-Nusser (2005, S. 77ff) beschreibt den Bewegungsablauf eines Schusses mit einem Recurvebogen von außen betrachtet folgendermaßen:

„Der Schütze spannt den Bogen indem er den Pfeil bis zum Klicker zieht, fixiert in dieser Position, der so genannten Schussauslage, und zielt. Hierauf zieht er den Pfeil über den Klicker und schießt den Pfeil ab. Unmittelbar vor dem Abschuss des Pfeils sind Veränderungen in der Muskelaktivität der Schulter- und Rückenpartien der Bogenschützen feststellbar (vgl. Zipp et al., 1978; Zipp, 1979; Hennesy & Parker, 1990).

Vom biomechanischen Standpunkt aus betrachtet, muss der Schütze mit seinem neuromuskulären System die Aufhebung der Kräftebalance zwischen den äußeren Spannkraften und den muskulären Kräften unmittelbar nach dem Lösen der Hand von der Bogensehne koordinativ bewältigen können. Die Qualität der Antizipation der **Auflösung des Kräftegleichgewichts hat entscheidende Auswirkung auf das Trefferergebnis des Schützen, da nach dem Lösen der Zughand von der Bogensehne, also nach der Auflösung des statischen Kräftegleichgewichts, der Pfeil noch an der Bogensehne haftet und sich somit jede Bewegung des Bogens auf den Pfeil überträgt (vgl. Hennesy & Parker, 1990). Das Ziel des Schützen ist es, seinen Bogen während und nach der Auflösung des Kräftegleichgewichts bis zum Zeitpunkt des Lösens des Pfeils von der Bogensehne möglichst ruhig zu halten (vgl. Leroyer et al., 1993).**

Da der Schütze zusätzlich zur koordinativen Bewältigung des Auflösung des Kräftegleichgewichts, zum Teil zeitgleich, noch den Bogen im Ziel halten, den Pfeil über den Klicker ziehen und das Feedback des Klickersignals verarbeiten muss, sind die sensorischen und motorischen Prozesse, deren Interaktion und Interdependenzen während des Bewegungsablaufs eines Schusses als höchst komplex zu betrachten.“

3.1 Elektromyographische Untersuchungen

Zipp, Arnold und Rohmert (1978) und Zipp (1979) versuchten mittels EMG-Untersuchungen leistungsbestimmende Merkmale und individuelle leistungsbestimmende Engpässe bei Schützen/Schützinnen aus dem A- und C-Kader deutscher Schützen und Schützinnen zu bestimmen. Die Untersuchungen ergaben große interindividuelle Unterschiede in den EMG-Signalen. Lediglich die Reduktion der Aktivitäten des M. trapezius und des M. deltoideus kurz vor der Schussauslösung zeigten sich als Gemeinsamkeit. Damit kann laut Haidn und Weineck (2001, S. 43) angenommen werden, dass diese beiden Muskeln auch in der Klickerphase von hoher Wichtigkeit für den Schießablauf sind. Auch die Untersuchungen von Edelmann-Nusser (2005, S. 96) zeigten eine Reduktion der Aktivität des M. trapezius pars transversa mit einem gleichzeitigen Anstieg der Aktivität des M. pectoralis major. Aus biomechanischer Sicht ist dieses Verhalten sinnvoll, um beim Rechtsschützen ein Verziehen des Bogens nach links im Moment der Auflösung des Kräftegleichgewichts zu vermeiden. Abbildung 12 zeigt eine schematische Darstellung der wirkenden Kräfte und Momente eines Schützen bzw. einer Schützin in Schussauslage.

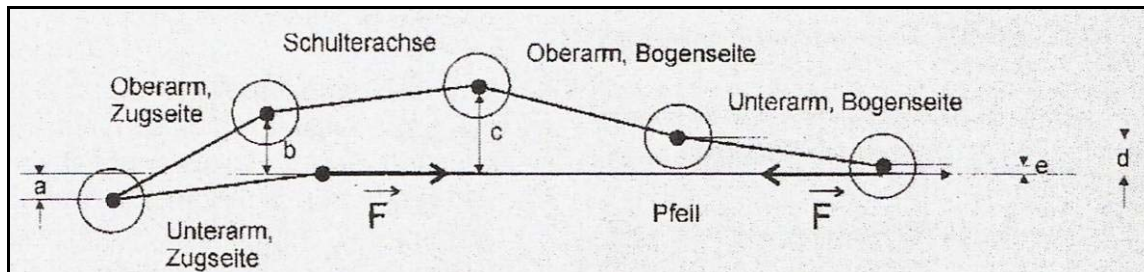


Abbildung 12: Schematische Darstellung der Körpersegmente eines Schützen oder einer Schützin von oben. Der Bogen greift mit seiner Spannkraft F an der Hand der Bogenseite und der Hand der Zugseite an. Der Schütze oder die Schützin erzeugt mittels seiner/ihrer Muskel Gegenkräfte, so dass ein statisches Gleichgewicht entsteht. Durch diese Gegenkräfte entstehen in den Gelenken Momente (Kreise im Bild). Diese Momente in den Gelenken sind, bei gleicher Kraft F , um so größer, je weiter die Gelenkpunkte von der Pfeilachse entfernt sind (Abstände a , b , c , d und e). Im Moment des Lösens der Zughand von der Bogensehne reduziert sich die Kraft F ebenso wie die benötigten Gelenkmomente schlagartig auf den Wert Null (Gollhofer, Edelmann-Nusser, Rapp & Bachmann, 1996, S. 54).

Weiters zeigten sich in den Untersuchungen von Zipp et al. (1978) und Zipp (1979) große interindividuelle Unterschiede in der relativen Zugkraft (Quotient aus der Kraft zum Spannen des Bogens und der Maximalkraft in auszugsähnlicher Position). Untersuchungen zum Beanspruchungsprofil im Bogenschießen von Edelmann-Nusser (2005) zeigen, dass die Maximalkraft, also jene Kraft, die ein Schütze/ eine Schützin bei einem isometrischen Krafttest in Schussauslage erzeugen kann, „eine notwendige, aber

nicht hinreichende Voraussetzung für die Schusspräzision“ (Edelmann-Nusser, 2005, S. 109) zu sein scheint.

Clarys, Cabri, Bollens, Sleeckx, Taeymans und Vermeiren (1990) nutzten ebenfalls EMG-Untersuchungen, um Muskelaktivitäten bei verschiedenen Schussdistanzen, verschiedenen Releasetechniken und bei Schützen/ Schützinnen mit unterschiedlichen Leistungsniveaus aufzuzeichnen.

Folgende Muskeln wurden für die Untersuchung bei verschiedenen Schussdistanzen herangezogen: M. extensor digitorum, M. brachioradialis und M. trapezius auf der Zugarmseite; M. trapezius, M. brachioradialis, M. triceps brachii auf der Bogenarmseite. Untersucht wurden „erfahrene“ Schützen und Schützinnen mit „FITA Wettkampferfahrung“, so Clarys et al. (1990, S. 242). Insgesamt gaben die Schützinnen/Schützen neun Schuss auf 18m und 25m Indoor ab, neun Schuss auf 50m und 70m Outdoor und neun Schuss auf 70m und 90m Outdoor. Ihre Ergebnisse zeigen, dass Schussdistanzen, sowohl in der Halle als auch im Freien, keinen signifikanten Einfluss auf die Aktivierungsmuster der untersuchten Muskeln haben. Schützinnen und Schützen mit einem höheren Leistungsniveau wiesen zudem noch eine bessere Reproduzierbarkeit der Aktivierungsmuster auf. Die Muskelaktivität der folgenden Muskeln wurde erfasst: M. trapezius, M. extensor digitorum, M. brachioradialis, M. biceps brachii, M. flexor digitorum superficialis und M. deltoideus pars medialis auf der Zughandseite; M. trapezius, M. extensor digitorum, M. brachioradialis und M. triceps brachii caput longus auf der Bogenarmseite. Insgesamt wurden 15 Schützen/Schützinnen untersucht: Eliteschützen (n=3, Teilnahme an olympischen Spielen), Nationalkaderschützen (n=6, Nationalkader Belgien) und Anfänger (n=6, einige Monate Erfahrung im Bogensport). Um die Reproduzierbarkeit, auch Konsistenz genannt, erfassen zu können, definierten Clarys et al. einen Muskel Ökonomie Index (Muscle Economy Index, MEI). Die Einheit des MEI gibt Clarys et al (1990, S. 248) in cm² an:

$$\text{MEI (cm}^2\text{)} = \frac{\sum (\text{iEMG Schuss A} - \text{iEMG Schuss B})}{\text{N (Anzahl der Muskeln)}}$$

iEMG...integriertes EMG-Signal

Abbildung 13 zeigt den Muskel Ökonomie-Index bei Anfängern, fortgeschrittenen und Spitzenschützen:

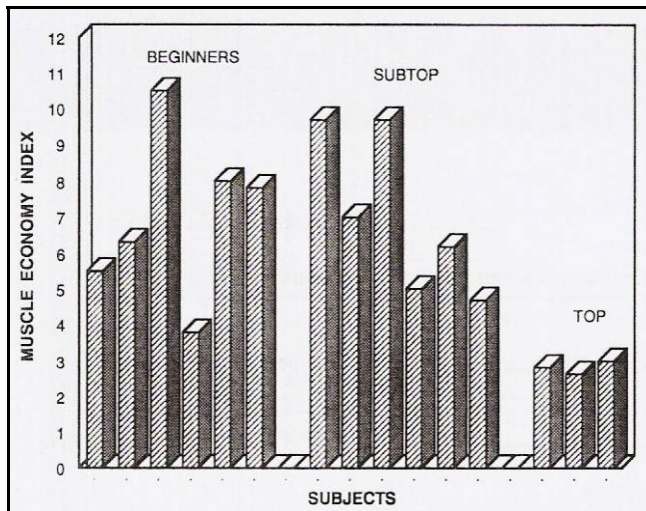


Abbildung 13: Der Muskelökonomie Index (pro Schützen/Schützin). Von Olympiateilnehmer(innen) (Top), Nationalkaderschütz(innen)en (sub-top) und Anfänger(innen) (beginners) (nach Clarys et al., 1990, S. 252).

Abbildung 14 und 15 zeigen die Innervationscharakteristika bei einem Anfänger und einem Spitzenschützen (Clarys et al., 1990, S. 250f). Es ist deutlich zu erkennen, dass bei zwei aufeinander folgenden Schüssen eine deutliche Diskrepanz bezüglich der Muskeleinsätze beim Anfänger besteht, während beim Spitzenschützen die Kräfteinsätze in den einzelnen Muskeln hochgradig übereinstimmen.

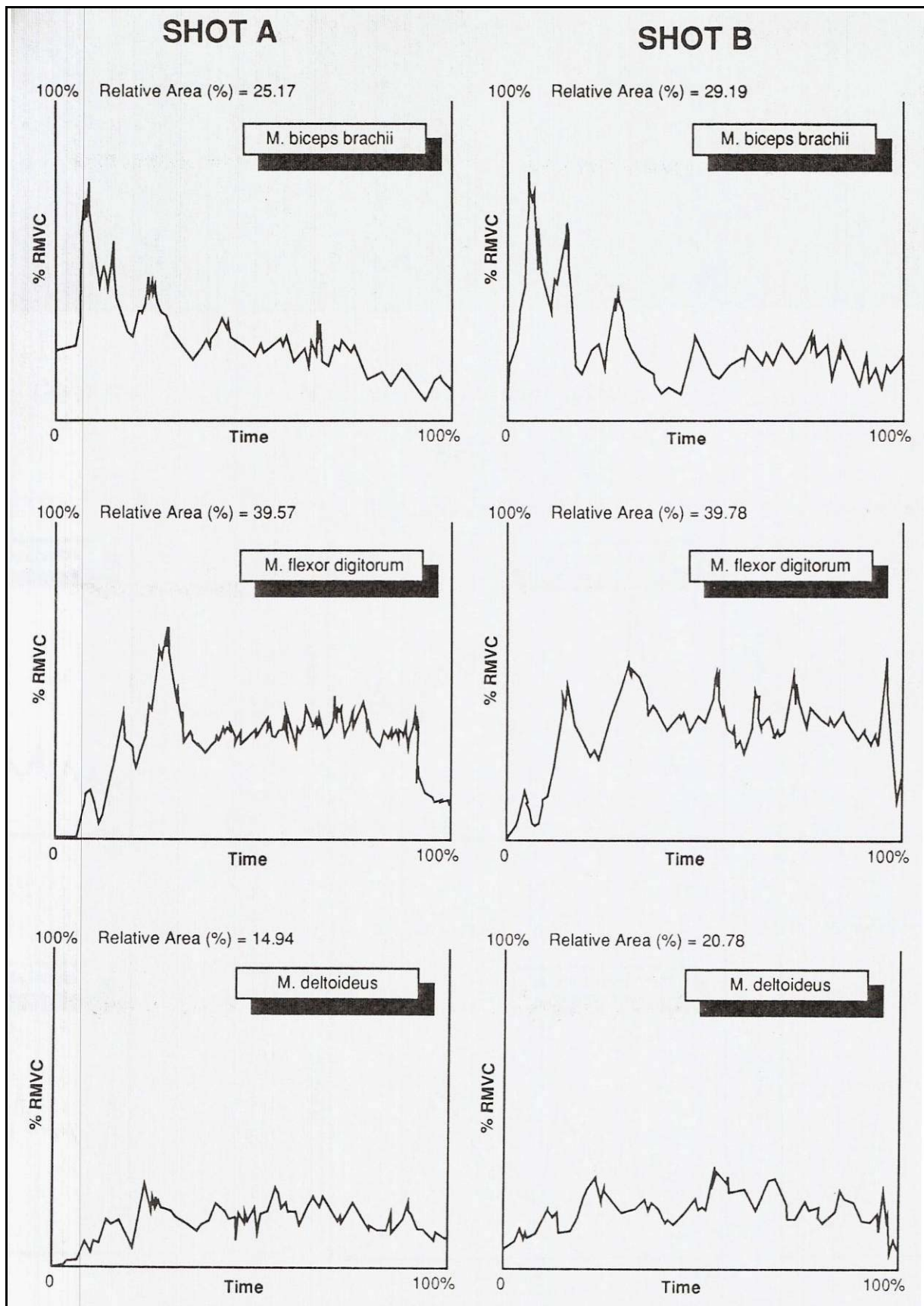


Abbildung 14: Innervationscharakteristika eines/einer geübten Schützen/Schützin (Nationalkader). Gezeigt anhand von Hüllen EMG Kurven bei mehreren aufeinander folgenden Schüssen. Y-Achse: 100% stellt die in einem Vortest ermittelte maximale, willkürlich Kontraktionsstärke des Muskels dar; X-Achse: Zeitnormalisiert auf den Schuss mit der kürzesten Zeitdauer (Clarys et al., 1990, S. 250).

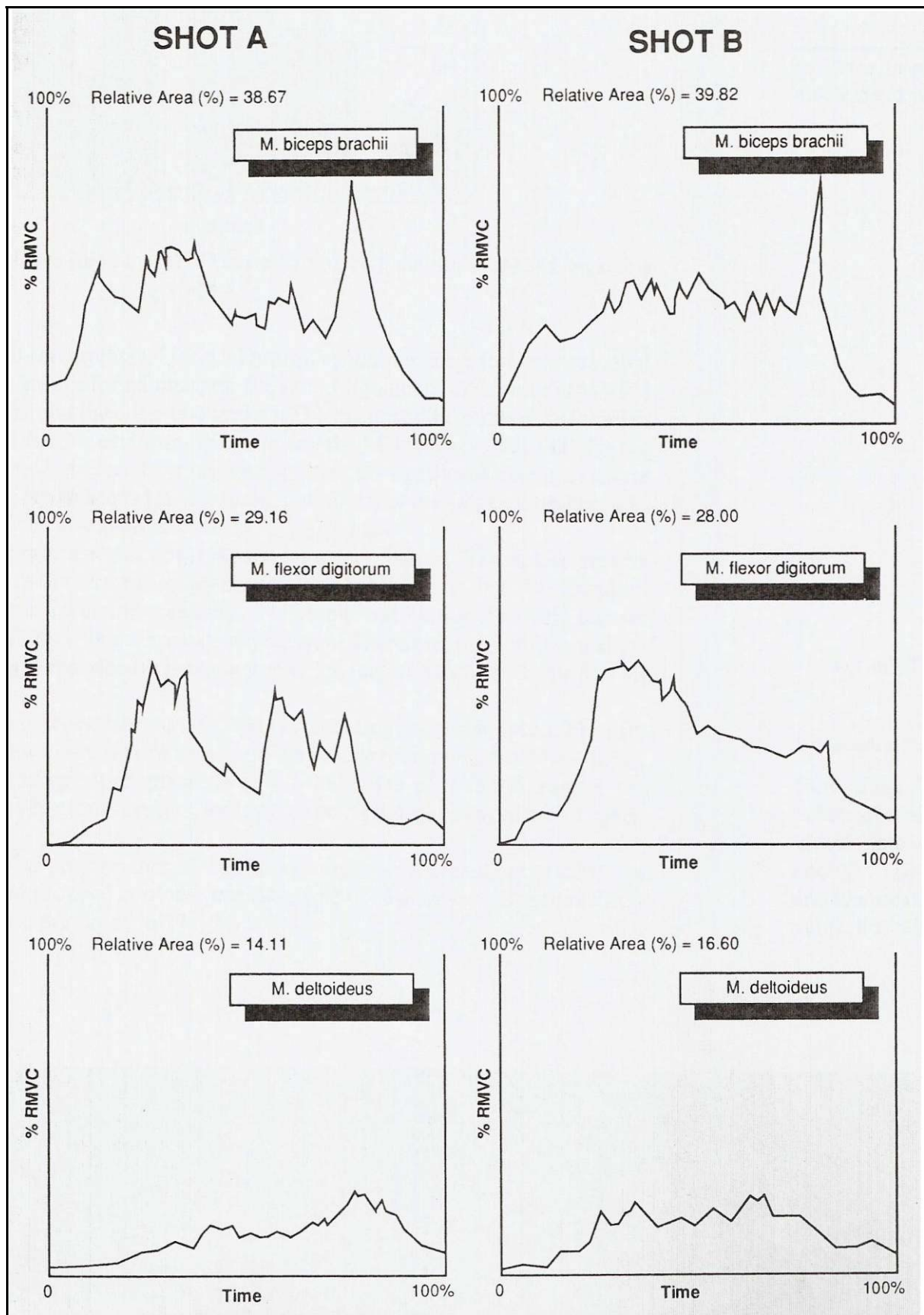


Abbildung 15: Innervationscharakteristika eines/einer ungeübten Schützen/Schützin (Anfänger). Gezeigt anhand von Hüllen EMG Kurven bei mehreren aufeinander folgenden Schüssen. Y-Achse: 100% stellt die in einem Vortest ermittelte maximale, willkürlich Kontraktionsstärke des Muskels dar; X-Achse: Zeitnormalisiert auf den Schuss mit der kürzesten Zeitdauer (Clarys et al., 1990, S. 251).

Die Ergebnisse der Untersuchungen von Soylu, Ertan und Korkusuz (2006) stützen die Ergebnisse zur Reproduzierbarkeit von Clarys et al. (1990). Soylu et al. (2006) haben drei Gruppen von Schützen/Schützinnen untersucht: Eliteschützen ($n=7$, FITA Score = 1303.4 ± 26.2), Anfänger ($n=6$, FITA Score = 1152 ± 9.0) und Nichtschützen ($n=10$, FITA Score = 250 ± 0). Die Hüllkurven der EMG-Signale der Muskeln M. flexor digitorum superficialis (MFDS) und M. extensor digitorum (MED) des Zugarmes wurden aufgezeichnet und miteinander verglichen. Die Reproduzierbarkeit der Aktivierungsmuster wurde mittels eines statistischen Parameters, der Varianz (VR), bestimmt. Die Ergebnisse zeigen, dass es eine signifikante Korrelation zwischen den Varianzen und den erzielten FITA Ergebnissen gibt (VR vom MED, $r=-0.72$, $p<0.0002$; VR vom MFDS, $r=-0.72$, $p<0.0003$)

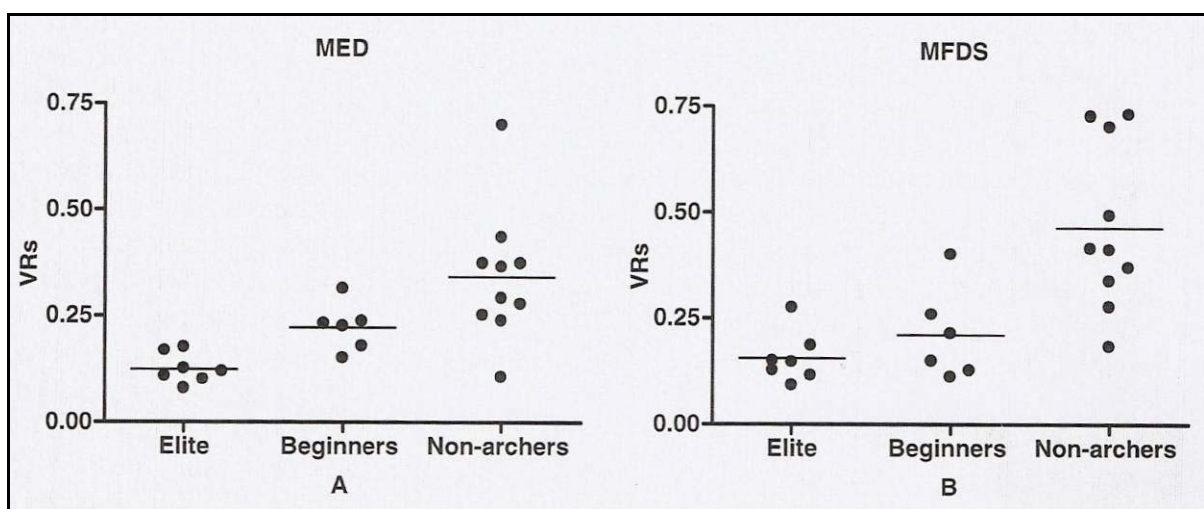


Abbildung 16: Varianzen (VR) der Bogenschützengruppen für M. extensor digitorum (MED) und M. flexor digitorum superficialis (MFDS). Die durchgezogene Linie in den einzelnen Gruppen stellt den Durchschnittswert dar (Soylu et al., 2006, S. 771).

Diese Methode könnte nach Soylu et al. (2006) auch Anwendung in der Quantifizierung von Schusstechniken, in der Evaluation der Leistungsverbesserung von Schützen/Schützinnen und in der Talentdiagnostik finden.

Das Lösen der Finger von der Bogensehne stellt einen sehr kritischen Punkt im Bewegungsverlauf des Schusses dar. Dies ist der Moment des Auflösens des Kräftegleichgewichtes.

Bis heute gibt es nur einige wenige Veröffentlichungen die sich explizit mit der Untersuchung des Lösevorganges im Bogensport befassen. Es hat sich bis heute die Meinung in der Trainingspraxis durchgesetzt, dass der optimale Bewegungsablauf beim Lösen der Sehne von den Fingern, mehr durch ein Entspannen der Beugemuskulatur, als durch ein aktives Spannen der Streckermuskulatur zu realisieren ist. Dieses entspanntere

Lösen soll zu einem „sanfteren“ Lösen der Bogensehne führen und somit zu geringeren Auslenkungen der Sehne zur Seite in horizontaler Ebene.

Die Untersuchungen von Martin, Siler und Hoffman (1990) waren eine der ersten, die sich mit dem Lösen der Finger beschäftigte. Ihre Ergebnisse standen im Gegensatz zu den vorherrschenden Meinungen in der Trainingspraxis: Untersucht wurden 15 Schützinnen und Schützen (sieben Frauen und acht Männer, Alter = 24.7 ± 5.6 , FITA Score Durchschnittsergebnis des Jahres 1990 = 1211 ± 34 und FITA Score bestes Ergebnis = 1248 ± 40). Mit Hilfe eines EMG Systems wurden die Muskeln M. flexor digitorum superficialis und M. extensor digitorum erfasst. Insgesamt konnten aus den Ergebnissen zwei Strategien für die koordinative Auflösung des Kräftegleichgewichts verifiziert werden. Jene Schützen/Schützinnen, welche den M. flexor digitorum superficialis entspannten und daraufhin fast keine Aktivität im M. extensor digitorum aufwiesen und solche die nach Entspannung des M. flexor digitorum superficialis eine erhöhte Aktivität in der Streckermuskulatur zeigten. Weiters wiesen alle Schützinnen und Schützen, gegen die Erwartungen von Martin et al., eine Aktivität bei beiden Muskeln während des Haltens der Sehne im vollen Auszug auf. Abbildung 17 zeigt das integrierte EMG-Signal des M. extensor digitorum während des Bewegungsablaufes.

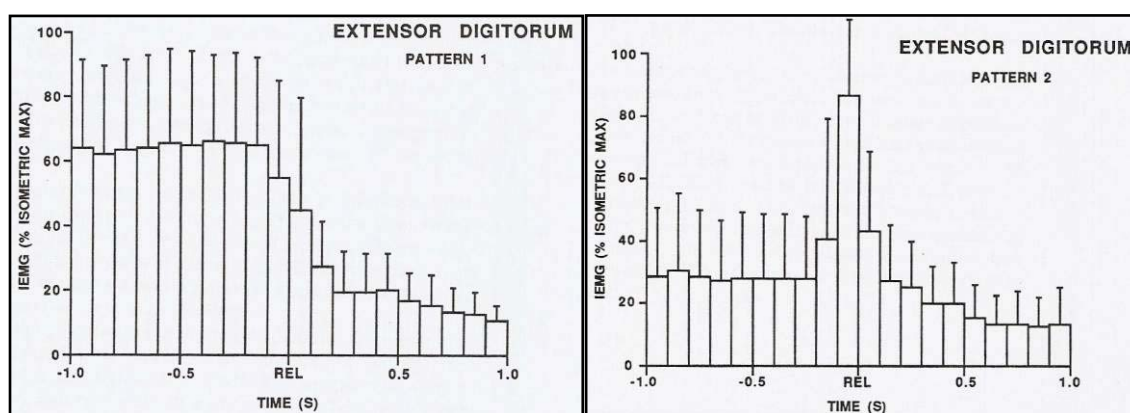


Abbildung 17: iEMG Profile für den M. extensor digitorum. Die iEMG-Muster werden relativ zum Lösen der Bogensehne gezeigt (REL). Muster (Pattern) 1 zeigt ein Durchschnittsprofil von acht Proband(innen)en, welche ein klares Absinken in der Muskelaktivität kurz vor dem Lösen der Bogensehne zeigen. Muster 2 charakterisiert das Release für die restlichen sieben Proband(innen)en, bei welche einen starken Anstieg im M. extensor digitorum zu verzeichnen ist (Martin et al., 1990, S. 219).

Diese zwei Strategien des Lösens der Finger werden durch die Untersuchungen von Clarys et al. (1990) und Hennessy und Parker (1990) bestätigt. Das aktive Anspannen der Streckermuskulatur könnte demzufolge eine stärkere Sehnenauslenkung in horizontaler Ebene und zur Seite verursachen und ist wahrscheinlich schwerer zu reproduzieren, als das reine Entspannen. Diese Strategie stellt eine hohe Anforderung an die intermuskuläre

Koordination der Fingerbeuger und -strecker und kann erst nach langen Trainingsperioden effektiv durchgeführt werden (Clarys et al., 1990; Hennessy & Parker, 1990)

Ertan, Kentel, Tümer und Korkusuz (2003) konnte die Untersuchungen von Martin et al. (1990) bestätigen. Er untersuchte mittels EMG Elektroden das Verhalten der Beuger- und Streckermuskulatur des Unterarmes der Zughand und konnte, ähnlich wie Martin et al. (1990), zwei Strategien zum Lösen der Sehne differenzieren.

Allerdings ist anzumerken, dass alle bekannten Methoden zur Erfassung der Fingerbewegungen im Bogensport den EMG-analytischen Ansatz wählten. Es konnten zwar in den Untersuchungen von Martin et al. (1990) keine Unterschiede in den erbrachten Ringzahlen zwischen den Schützinnen und Schützen der ersten oder zweiten Fingerlösestrategie festgestellt werden, jedoch stellt sich die Frage, ob hier die Statistik hinreichend Aufschluss darüber gibt. Auch bestätigen die Untersuchungen von Ertan et al. (2003) diese Ergebnisse, jedoch unterschieden sich hier Anfänger in ihrem EMG-Lösemuster nicht von denen der Fortgeschrittenen. Lediglich die Zeitspanne, zwischen dem Stimulus des Klickersignales und dem Lösen der Finger, war bei den fortgeschrittenen Schützinnen und Schützen kürzer. Hier gilt es zu hinterfragen, ob diese zwei Strategien wirklich beide zu den gleichen Ergebnissen führen, bzw. gleich viel Auswirkung auf die Sehnenauslenkung und die dynamischen Flugeigenschaften des Pfeils haben.

Keine der Veröffentlichungen erfasste zusätzlich zu den EMG Aufnahmen die Sehnenauslenkung zur Seite. Daher konnte nur über die erbrachten Ringzahlen von Schützen/Schützinnen beider Strategien auf eventuelle Vor- bzw. Nachteile der beiden Strategien geschlossen werden.

3.2 Untersuchungen zur Schussauslösung - Klickerverhalten

Die Fähigkeit, die Pfeilgeschwindigkeit über mehrere Schüsse konstant zu halten und die Reaktion auf den Klicker, stellen laut Ertan, Kentel, Tümer und Korkusuz (2005) enorm wichtige Faktoren in der Leistungsfähigkeit einer Schützin oder eines Schützen dar. Die Bogensehne wird von der Schützin oder dem Schützen unmittelbar nach dem Erreichen des auditiven Stimulus, verursacht durch den Klicker, freigegeben. Der Klicker bietet die Möglichkeit eine standardisierte Auszugslänge zu erreichen und diese in anderen Schüssen zu reproduzieren. Wird nicht möglichst schnell, bzw. immer gleichschnell auf den Stimulus des Klickers reagiert, hat die Schützin oder der Schütze keine Kontrolle über

Auszugslänge und Spannkraft des Bogens (Ertan et al., 2005, S. 95f). Verschiedene Auszugslängen und die daraus resultierenden unterschiedlichen Spannkraften führen zu unterschiedlich schnellen Pfeilgeschwindigkeiten und wirken sich wahrscheinlich erheblich auf das Trefferbild aus. Ertan et al. (2005) entwickelten ein System zur Erfassung von Reaktionsgeschwindigkeit auf das Klickersignal, Pfeilgeschwindigkeit und andere externe Faktoren, die Einfluss auf die Pfeilgeschwindigkeit haben könnten. Betrachtet man den heutigen Stand der Literatur, so wird davon ausgegangen, dass das Lösen des Pfeils eine Reaktion auf das Klickersignal ist (Zipp, 1979; Hennessy & Parker, 1990; Leroyer et al., 1993).

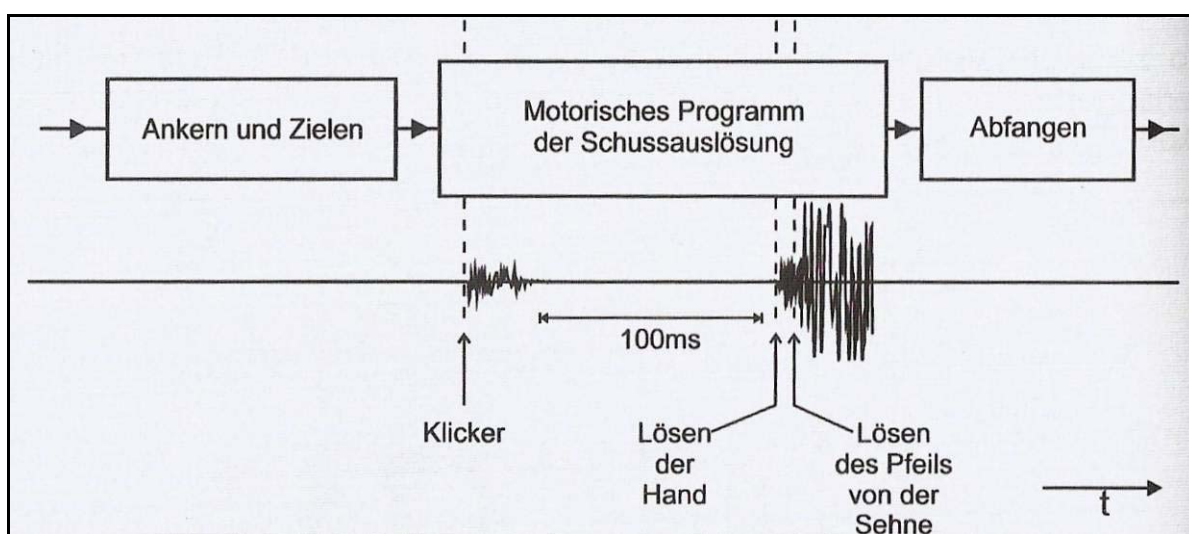


Abbildung 18: Das motorische Programm der Schussauslösung. Die untersuchten Kader-Athleten dürften das motorische Programm der Schussauslösung im Sinne einer Open-loop-Bewegung bereits vor dem Moment des Klickerns initiieren. Das Klickersignal dient nicht als Feedback während der Bewegungsausführung. Nach Abschuss des Pfeils erfolgt das so genannte Abfangen des Bogens, was für die Treffergenauigkeit jedoch nicht relevant ist, da der Pfeil keinen Kontakt mehr zum Bogen hat (Edelmann-Nusser, 2005, S.100).

Von Edelmann-Nusser (2005) wurden EMG-Untersuchungen an neun Schützen/Schützinnen des Deutschen Kadern durchgeführt (A-Kader, n=3; B-Kader, n=4; C-Kader, n=2). Insgesamt wurden 35 Schüsse, welche auf eine Distanz von 18m, und unter der Bedingung, eine möglichst hohe Trefferquote zu erzielen, erfasst und für die Auswertung herangezogen. Auch wurden jeweils so genannte fünf „verlängerte“ Schüsse abgegeben und aufgezeichnet.

Bei verlängerten Schüssen ist die Zeit zwischen Klicker und Schuss deutlich größer als eine Sekunde: Der Schütze/ die Schützkin hat die Aufgabe, den Pfeil über den Klicker zu ziehen, zu warten und erst dann zu schießen. Im Normalfall, so Edelmann-Nusser (2005, S. 85), zieht der Schütze/ die Schützkin den Pfeil über den Klicker und schießt sofort.

Verlängerte Schüsse werden ausschließlich im Training zur Technikschiessung geschossen, um den Schuss nicht als automatisierte Antwort auf das Klickersignal auszulösen, sondern „kontrolliert und bewusst“ nach erfolgtem Klickersignal zu schießen.

„Es kann jedoch als gesichert anzusehen sein, dass die untersuchten Schützen hohen nationalen und zum Teil internationalen Leistungsniveaus das motorische Programm¹ der Schussauslösung im Sinne einer Open-Loop-Bewegung bereits vor dem Moment des Klickerns initiieren. Das Klickern hat für sie keine Bedeutung für die Auslösung des aktuellen Schusses, es dient nicht als Feedback während der Bewegungsausführung“ (Edelmann-Nusser, 2005, S. 100f).

Diese Aussage steht im Gegensatz zu den genannten Angaben in der Literatur und der wahrscheinlich weit verbreiteten Meinung von Trainerinnen und Trainern.

Die sportliche Technik im Bogenschießen weist große Unterschiede in dem Technikbild zwischen einzelnen Schützinnen/Schützen (interindividuell) und zwischen einzelnen Schüssen derselben Personen auf (intraindividuell) auf. So ist es laut Edelmann-Nusser (2005, S. 110) nicht möglich, ein einheitliches Technikbild zu generieren. Diese inter- und intraindividuellen Unterschiede machen sich sowohl in unterschiedlichen Kinogrammen der Sportler, als auch in der Art des Lösens der Bogensehne (Martin et al., 1990; Ertan et al., 2003; Leroyer et al., 1993) bemerkbar.

¹ „Ein motorisches Programm ist ein zentralnerval gespeichertes Engramm, das der Innervation von Muskeln und Muskelgruppen dient und die Bewegung ohne periphere Rückinformation steuern kann“ (Loosch, 1999, S. 122).

4 Zielsetzung und Hypothesenbildung

Nach Soylu et al. (2006) muss der Schütze/ die Schützin in der Phase des voll ausgezogenen Bogens eine Vielzahl an Aufgaben gleichzeitig bewältigen: das Zielen auf die Auflage und das Lösen des Schusses muss gleichzeitig realisiert werden, ohne, dass der Pfeil dabei eine zu starke, laterale Auslenkung widerfährt. Der Schütze/ die Schützin muss fähig sein, diese Releasephase mit möglichst hoher Genauigkeit zu reproduzieren, um tragbare Ergebnisse im Wettkampf erzielen zu können (Keast & Elliot, 1990; Leroyer et al., 1993; Martin et al., 1990; Stuart & Atha, 1990).

Da der Schütze/ die Schützin laut Edelman-Nusser (2005, S. 78ff) „zusätzlich zur koordinativen Bewältigung der Auflösung des Kräftegleichgewichts, zum Teil zeitgleich, noch den Bogen im Ziel halten, den Pfeil über den Klicker ziehen und das Feedback des Klickersignals verarbeiten muss, sind die sensorischen und motorischen Prozesse, deren Interaktionen und Interdependenzen während des Bewegungsablaufes eines Schusses als höchst komplex zu betrachten.“

Es wird vermutet, dass die Art des Lösens der Bogensehne hierbei einen wesentlichen Parameter darstellt, da eine zu starke laterale Auslenkung des Pfeils in horizontaler Richtung die Dynamik des Pfeils im Flug und somit gegebenenfalls das Trefferbild beeinflusst. Das Lösen der Sehne verlangt den Einsatz von kleinen Muskelgruppen. Hierbei spielt die Koordination von Flexoren und Extensoren der Finger eine wesentliche Rolle.

Da elektrooptische Analysesysteme immer mehr Einzug in das Gebiet der in-vivo Analysen von Finger- und Handbewegungen finden (Degeorges, Parasio, Mitton, Imbert, & Lavaste, 2005; Veber, Bajd & Munih, 2007; Leonard, Sikett, Mullineux, Giddins & Miles, 2005; Jobbagy, Harcos, Karoly & Fazekas, 2004), liegt das Ziel dieser Arbeit in der Erfassung und Analyse kinematischer Kenngrößen der Fingerbewegungen und der Bogensehnenauslenkung beim Lösen der Sehne von der Bogenhand.

Im weiteren Verlauf wird anhand der gewonnenen kinematischen Kenngrößen geklärt, ob es einen signifikanten Unterschied in der Kinematik zwischen guten und schlechten Schüssen, welche mittels des erzielten Scores quantifiziert wurden (siehe Kapitel 5.2), gibt. Auf Basis der Kenngrößen wurden die Nullhypothese und die Alternativhypothese formuliert:

H_0 : "Es gibt keine signifikanten Unterschiede in der Kinematik der Schussauslösung von Schüssen, welche als gut bzw. schlecht quantifiziert werden."

H₁: „Es gibt signifikante Unterschiede in der Kinematik der Schussauslösung von Schüssen, welche als gut bzw. schlecht quantifiziert werden.“

5 Methodik

Der folgende Abschnitt beschreibt die Methodik der Untersuchung. Es werden Informationen hinsichtlich der Versuchsperson, der Versuchsdurchführung und des verwendeten Materials gegeben.

5.1 Versuchsperson

Es wurde ein Kaderschütze aus dem österreichischen B-Nationalkader untersucht. Die Aufzeichnung der Daten erfolgt im Biomechanischen Labor der Abteilung für Biomechanik und Bewegungswissenschaften der Universität Wien.

Untersucht wurde der Bogenschütze Peter K. (Alter: 49, Körperhöhe: 181 cm; Körpermasse: 110 kg). Der Schütze trainierte seit sechs Jahren leistungsorientiert im olympischen Bogensport und kann auf einige nationale Erfolge und einen internationalen Erfolg zurückgreifen (2x Vize Staatsmeister Österreich Indoor; WM Teilnahme 2007). Weiters ist er 2008 Angehöriger des Österreichischen B-Nationalkaders.

Der Schütze gab an, im Bereich des Fingerendgelenks des Mittelfingers im achtzehnten Lebensjahr eine Verletzung der Fingerbeugesehne erlitten zu haben. Durch eine Glasscherbe wurde damals die Fingerbeugesehne durchtrennt und erst zwei Wochen später operativ behandelt. Dadurch ist der Schütze bis heute nicht in der Lage, das Fingerendgelenk aktiv zu bewegen. Weiters ist das Fingerendgelenk in seiner Bewegung versteift.

Die Ausrüstung beinhaltet einen Recurvesportbogen inklusive aller Stabilisatoren, sechs Indoor Pfeile, ein Tab (Fingerschutz) und eine Fingerschlaufe.



Abbildung 19: Das Material des Probanden. Zeigt den vom Probanden verwendeten Hoyt Nexus Bogen mit Hoyt 900 CX Carbon X Wurfarmen.

Das Material: verwendet wurde ein Hoyt Nexus Mittelstück mit Hoyt 900 CX Carbon X Form Wurfarmen. Es wurden Easton ACE 570 Pfeile mit Fletch Federn und einer Beiter In/Out Nocke vom Schützen verwendet.

5.2 Überblick und Versuchsdurchführung

Insgesamt wurden dreimal (drei Durchgänge) 10x3 Schüsse aufgezeichnet. Dies ergab eine Anzahl von 90 Schüssen, welche nach Durchgang und Pfeilnummer benannt wurden: z.B.: Durchgang 1, Pfeil Nummer 12 wurde als P1_12 benannt; Serie 3, Pfeil Nummer 28 wurde als P3_28 benannt.

Der Schütze gab die Pfeile auf eine Strohscheibe in einer Distanz von 18 Meter ab. Dies entspricht der Wettkampfdistanz für die Hallensaison. Geschossen wurden, wie im Wettkampf, 10x3 Pfeile, wobei nach drei Pfeilen jeweils die Pfeile geholt wurden. Als Ziel wurden 18 Meter Fita Scheibenaufgaben aufgehängt. Der Schütze bekam die Anweisung jeweils einen Pfeil auf eine der drei Auflagen abzugeben. Der genaue Score, gewertet nach den Fita Indoorregeln (Spada et al., 2006), wurde für jeden Schuss mit dokumentiert. Um den Score und die persönlichen Daten des Schützen festhalten zu können, wurde ein Datenblatt (siehe Anhang A) angelegt. Dieses Datenblatt erfasste persönliche Daten (Name, Geburtsdatum, Geschlecht, Größe, Gewicht, etc.), technische Daten zur Ausrüstung (Auszugslänge, Bogenspannung, Pfeillänge, etc.) und die Scorewertung für 30 Schüsse.

Pfeile, die eine Zehn oder ein x erzielt haben wurden als Gute Schüsse quantifiziert. Alle Schüsse, welche einen Score von acht Ringen und weniger aufwiesen, wurden als schlechte Schüsse definiert. Die Pfeile, welche eine Ringzahl von neun erzielten, wurden

nicht für die Auswertungen herangezogen, da hier die Unterscheidung zwischen einem guten und einem schlechten Schuss nur schwer möglich war: Pfeile, welche ein x oder eine Zehn erzielten, lagen nahe am Scheibenmittelpunkt; Pfeile, welche eine acht oder weniger erzielten, lagen dementsprechend eindeutig außerhalb des Scheibenzentrums.

Zur Aufzeichnung der kinematischen Daten wurde das Vicon-System der Abteilung für Biomechanik und Bewegungswissenschaften der Uni Wien verwendet. Der Wegverlauf der Bogensehne wurde ebenfalls mittels des Vicon-Systems aufgezeichnet. Im weiteren Verlauf wurden kinematische Daten der Fingerbewegung und der Bogensehne während des Lösens erfasst. In Vicon Nexus 1.2 wurde ein kinematisches Modell generiert. Das Modell bestand insgesamt aus zwölf Segmenten und wurde für den Labelingvorgang² herangezogen. Um die von Vicon Nexus 1.2 aufgezeichneten und gelabelten *.c3d Rohdaten weiter verarbeiten zu können, war ein Modell notwendig, welches für die einzelnen Fingersegmente die kinematischen Daten berechnet. Vicon Motion Systems (2008, 19. Mai) liefert ein Modell (RHand Modell), mit dessen Hilfe aus den aufgezeichneten Daten aus Vicon-Workstaion, kinematische Kenngrößen für die Fingerbewegung berechnet werden konnten.

Im Anschluss daran wurden die Daten exportiert und mittels Tabellenkalkulationsprogrammen (Microsoft Excel 2003) weiter verarbeitet. Abbildung 20 gibt nochmals einen Überblick über den methodischen Ablauf:

² Unter „Labeln“ wird die Vergabe eines Labels (einer Benennung) verstanden. Hier wird dem System definiert, welche Markerbezeichnungen aus dem Markerssetup, den in den Videoaufnahmen vorkommenden Markern, zuzuordnen sind. Aus der Summe der Einzelbilder der gelabelten Markerpunkte entstehen Trajektorien für jeden Markerpunkt. Diese weisen ggf. noch Löcher auf, welche in der Regel interpoliert werden bzw. von Ghost-Marker (Daten, welche nicht durch angebrachte Marker, sondern durch diverse Reflexion und Ähnlichen entstanden sind) befreit werden müssen.

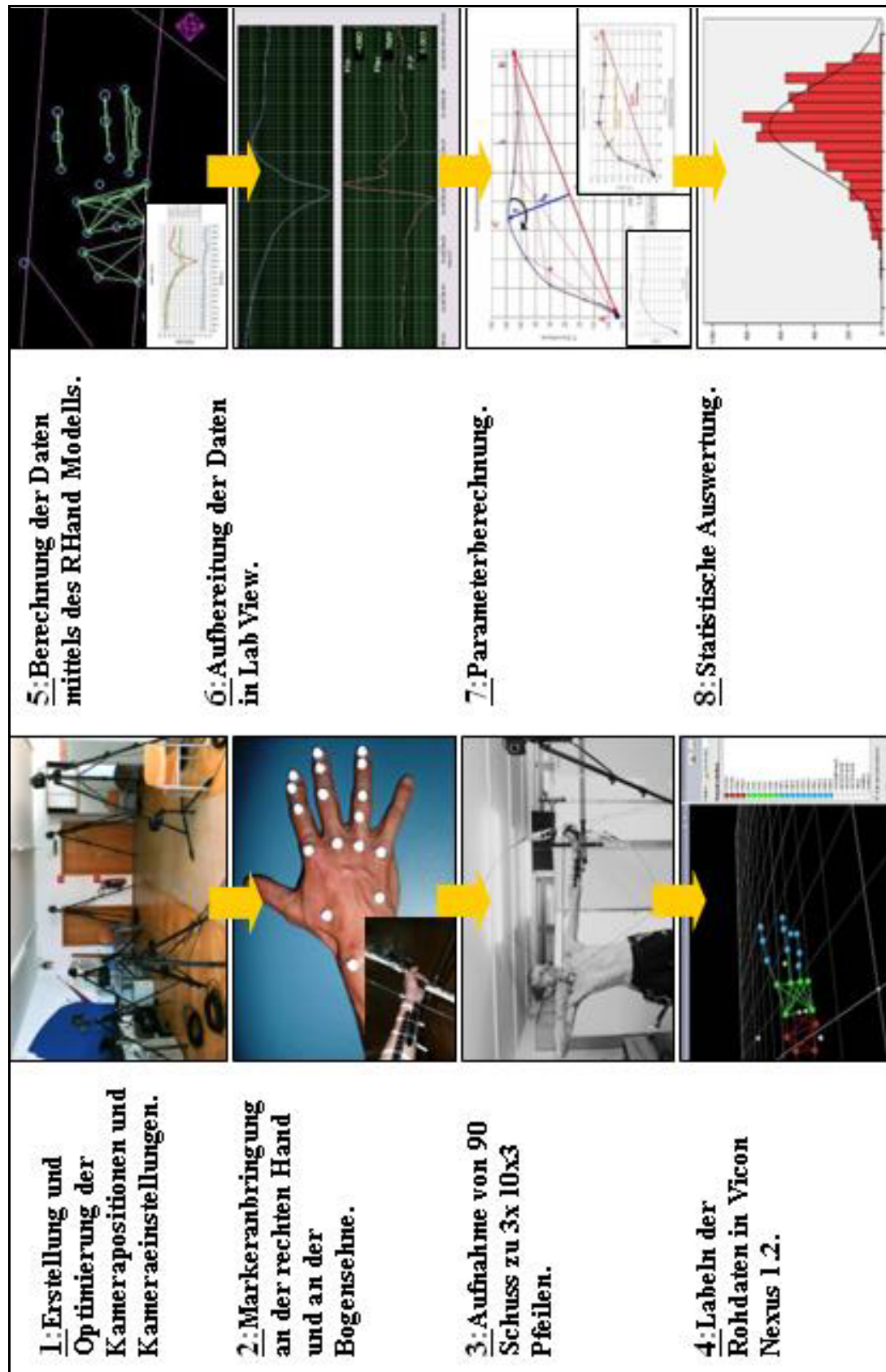


Abbildung 20: Methodischer Ablauf . Kamerapositionierung und -optimierung, Markerplatzierung, Aufnahme, Labeling der Daten, Berechnung der Daten mittels des Modells, Datenaufbereitung, Parameterberechnung und statistische Auswertung.

5.3 Material

5.3.1 Vicon-System

Zur Aufzeichnung der kinematischen Daten wurde das Vicon-System der Abteilung für Biomechanik und Bewegungswissenschaften der Uni Wien verwendet. Das System besteht aus sechs 1,3 Megapixel und zwei 4,0 Megapixel Infrarotkameras, welche über einen MX Net³ miteinander verbunden sind. Die von den Kameras erfassten Daten gelangen über den MX Net über ein Netzwerk an den PC und können von dort aus mit Hilfe der Software Workstation analysiert werden. Die Aufnahme­frequenz betrug 500 Hz. Die Ursprungs-Kalibrierung des Welt-Koordinatensystems erfolgte mit einem 9mm L-Frame und einem 120mm Wand⁴.

5.3.2 Kamerasystem und Kamerasetup

Insgesamt wurden sechs 1.3 Megapixel und zwei 4.0 Megapixel Vicon Infrarotkameras verwendet. Die Kameras wurden so platziert, dass der Schütze durch keine der Kameras während des Schusses in irgendeiner Weise gestört oder beeinträchtigt wurde. Abbildung 21 dokumentiert das Kamerasetup:



Abbildung 21: Kamerapositionierung und virtuelles Koordinatensystem. Der rot gestrichelte Kreis zeigt die ungefähre Position des Schützen. Das blaue Koordinatensystem zeigt die Ausrichtung des Welt-Koordinatensystems.

³ Das MX Net verbindet die Infrarotkameras des Systems mit dem Computer und ist verantwortlich für die Synchronisierung der Kameras und den Datentransfer.

⁴ Der 9mm L-Frame und 120mm Wand sind Objekte, die zur statischen und dynamischen Kalibrierung des Systems benötigt werden. Siehe Abbildung 67 in Anhang D.

Die Kamerapositionen wurden so gewählt, dass eine möglichst große Auflösung und Genauigkeit für den relevanten Observationsbereich besteht. Kamera 1 und Kamera 5 betrachten die Zughand des Schützen aus einem sehr steilem Winkel von hinten oben, Kamera 2 steil von oben herab (zwischen oberen Wurfarm und Bogenhand hindurch) und Kamera 4 steil von unten herauf (zwischen unteren Wurfarm und Bogenhand hindurch, vorbei an der linken Brustkorbseite). Diese beiden Kameras stellen zwei sehr wichtige Kamerapositionen dar, da diese die meisten Bildinformationen zu den Markern an den vordersten Fingergelenken erfassen. Werden mehrere Schützen/innen aufgenommen, so wird es bei unterschiedlicher Körpergröße notwendig sein, zumindest diese beiden Kameras in ihrer Höhe zu adaptieren.

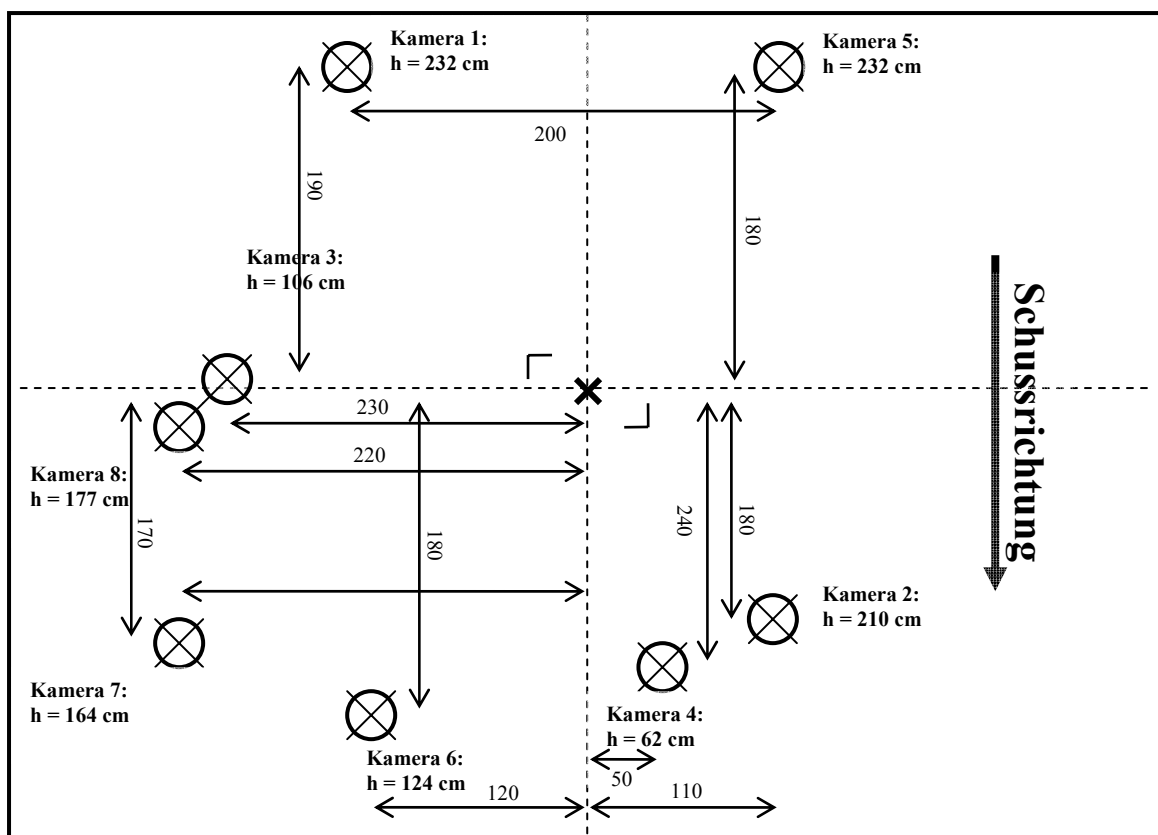


Abbildung 22: Kameraaufstellung; die Kreise stellen die Kameras 1-8 dar. Kamera 7 und 8 sind beides 4.0 Megapixelkameras (MP), die anderen bieten eine Auflösung von 1,3 MP. Das x in der Mitte stellt die Position des Schützen dar, h steht für die Höhe der Kamera (gemessen: Mitte Kameralinse bis zum Boden).

Jede Kamera wurde separat eingestellt, (angepasst an die Entfernung Observationsobjekt – Linse) um die bestmögliche Erfassung der Marker zu gewährleisten. Diese Einstellungen beinhalteten: Treshold, Strobeintensity, Gain, Focus der Kameralinse und die Blende. Alle Kameras wurden auf Grund des eingeschränkten Sichtfeldes (im vollen

Auszug ist die Zughand des Bogenschützen zum großen Teil durch Kinn, Unterarm und Hand stark verdeckt) in einem Abstand von 1-3 m platziert.

5.3.3 RHand-Modell

Um die von Vicon Nexus 1.2 aufgezeichneten *.c3d Rohdaten weiter verarbeiten zu können, war ein grundlegendes Modell notwendig, welches für die einzelnen Fingersegmente die kinematischen Daten berechnet.

Cerveri, P., De Momi, E., Lo pomò, N., Baud-Bovy, G., Barros, R.M.L., und Ferrigno, G (2007) haben ein Markersetup und kinematisches Modell einer Hand entwickelt, mit dem es möglich ist, kinematische Daten in Realzeit auszugeben. „The present study represents an attempt to accomplish both the need for an plug-and-play marker scheme and for a real-time motion tracking“, so Cerveri et al. (2007, S. 2000).

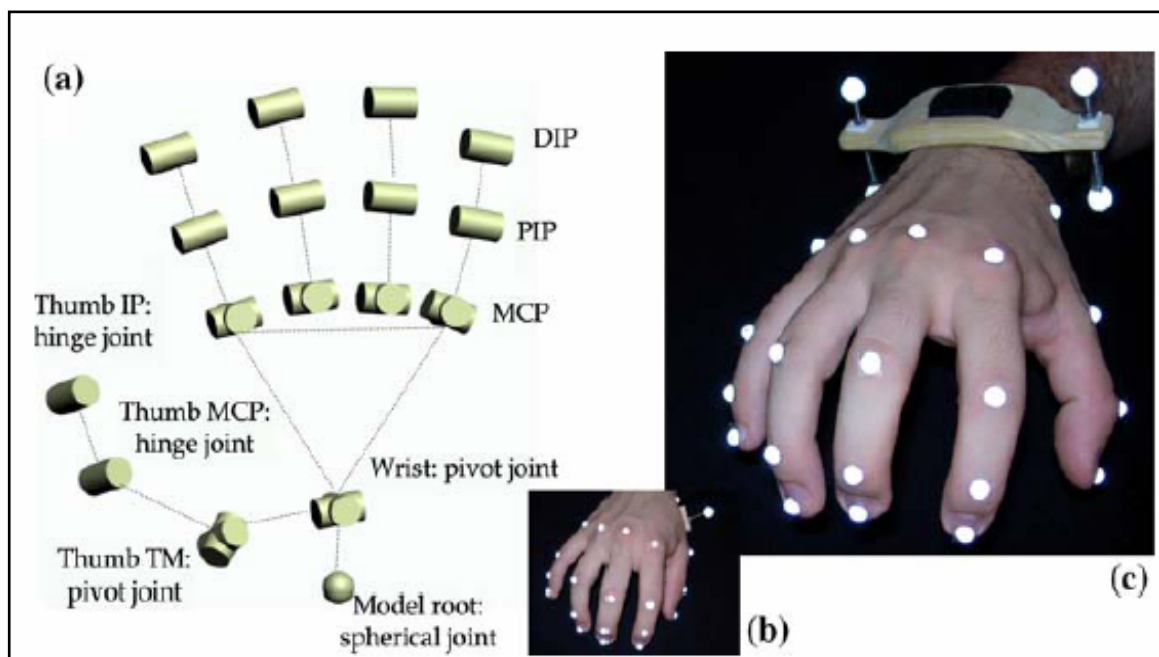


Abbildung 23: Kinematisches Modell der ganzen Handstruktur (Cerveri et al., 2007, S. 1991).

Ein ähnliches Handmodell steht auch von Vicon auf ihrer Internetplattform zur Verfügung. Dieses Handmodell besteht insgesamt aus 23 Markerpunkten und wurde für die Anwendung im Programm BodyBuilder v3.6 und höher geschrieben (Programmcode siehe Anhang C). Autor des Programms ist Vicon Motion Systems (2008, 19. Mai). Der Titel des Programms lautet RHand. Für die Programmierung solcher Modelle steht von Vicon eine textbasierende Programmiersprache zur Verfügung: Bodylanguage. Mit diesem Modell ist es möglich, alle relevanten kinematischen Daten der Fingergelenke der

rechten Hand berechnen zu lassen und auszugeben. Das Modell beinhaltet Berechnungen zu allen kinematischen Daten aller fünf Finger.

Die Bewegung beim Lösen der Bogensehne stellt eine sehr schnelle und komplexe Bewegung dar. Zudem befinden sich einige Marker während des Ankerns an einer schwer zu erfassenden Stelle, da das Kinn und der Handrücken die Sicht auf einige Marker stark einschränken. Da das Release mittels Zeige-, Mittel- und Ringfinger ausgeführt wird, können Daumen und kleiner Finger außer Acht gelassen werden.

Die Programmiersprache unterstützt das Arbeiten mittels Makros⁵, welches zur Übersichtlichkeit und Einfachheit des jeweils geschriebenen Programms beiträgt. Auf solchen Makros basierend, war es möglich, die Zeilen, in welche die Punkte und Segmente für Daumen und kleinen Finger definiert waren, zu löschen, ohne die Programmstruktur zu verändern und Änderungen in den Berechnungsschemas durchzuführen (geänderter Programmcode siehe Anhang B). Das RHand Modell wurde mit Hilfe der systemintegrierten Programmiersprache Bodylanguage so modifiziert, dass lediglich kinematische Daten des Zeige-, Mittel- und Ringfingers berechnet wurden. Insgesamt bestanden das modifizierte Handmodell und dessen Markersetup aus 20 Markern, wobei die Fingersegmente durch 10 Marker repräsentiert wurden, die Mittelhand durch sechs Marker und die Handwurzel durch vier Marker.

⁵ Vicon Motion Systems (2002, S. 120) definiert ein Makro wie folgt: „A macro works like a subroutine in a compiled program. Once defined, a macro can be called as many times as required, thereby eliminating repetitions of text. Only when the script is executed, is each macro call automatically replaced by the lines in the macro definition”.

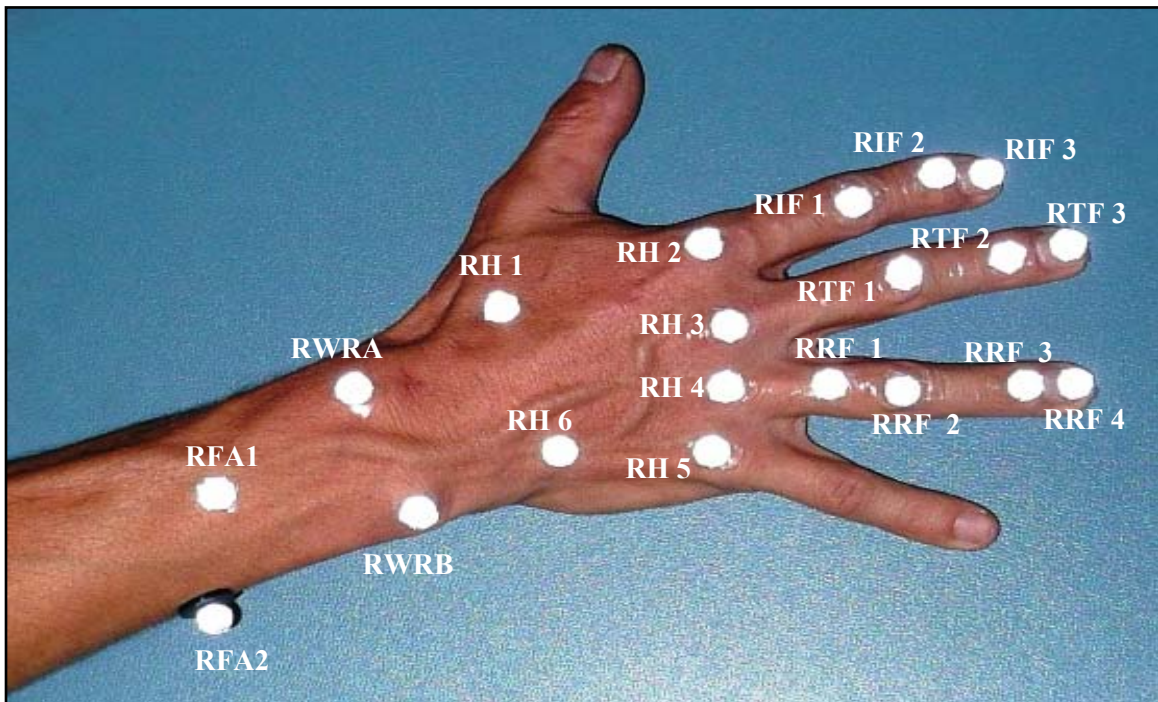


Abbildung 24: Markerpositionierung: Insgesamt besteht das Marker Setup aus 20 Markern, wobei die Fingersegmente durch 10 Marker (RIF = right index finger, rechter Zeigefinger; RTF = right third finger, rechter Mittelfinger und RRF = right ring finger, rechter Ringfinger) repräsentiert werden, die Mittelhand durch sechs Marker (RH 1-6, right hand = rechte Mittelhand) und die Handwurzel durch vier Marker (RWRA-B = right wrist A/B, rechtes Handgelenk A/B und RFA1/2 = right forearm 1/2).

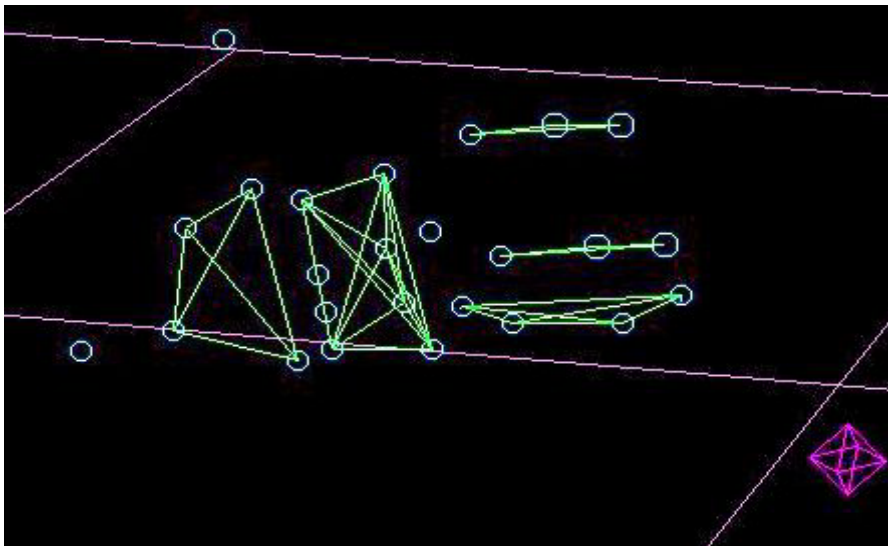


Abbildung 25: Das Handmodell in BodyBuilder v3.6. Die blauen Kreise stellen die Markerpunkte auf der rechten Hand des Probanden dar und virtuell berechnete Punkte. Die grünen Linien definieren die Zusammengehörigkeit der einzelnen Punkte zu Segmenten.

Abbildung 25 zeigt das Handmodell in BodyBuilder v3.6. Die blauen Kreise stellen die Markerpunkte auf der rechten Hand des Probanden dar und virtuell berechnete Punkte.

Die grünen Linien definieren die Zusammengehörigkeit der einzelnen Punkte zu Segmenten.

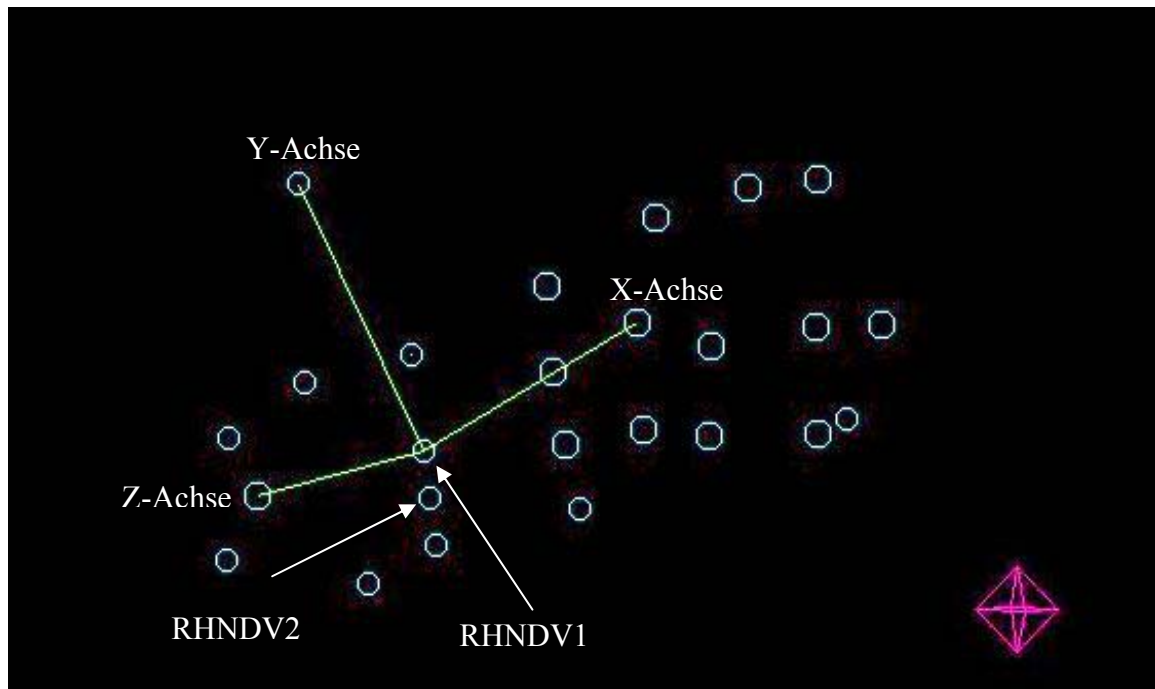


Abbildung 26: Das RHand-Modell in BodyBuilder v3.6. Die blauen Kreise stellen die Markerpunkte auf der rechten Hand des Probanden dar und zwei virtuell berechnete Punkte. Diese sind für die Ausrichtung des lokalen Koordinatensystems nötig und werden als RHNDV1 und RHANDV2 bezeichnet. Weiters ist in grün das lokale Koordinatensystem eingezeichnet.

Zur Berechnungen der kinematischen Daten der Hand wurde ein lokales Koordinatensystem mit einem festen Nullpunkt definiert, um die Richtungen X, Y und Z festlegen zu können. Abbildung 26 zeigt die Ausrichtungen des lokalen Koordinatensystems. Den Ursprung des lokalen Koordinatensystems bildet der Punkt RHNDV1 (siehe Zeile 57-78, Anhang B Programmcode RHand-Modell).

Die aufgespannte Ebene zwischen der Y-Achse und der Z-Achse stellt im Bezug zur Hand die Frontalebene dar. Die Y-Achse und X-Achse bilden die Medianebene und die Ebene zwischen den Achsen X/Z stellen die Transversalebene dar. Dementsprechend stellt die Z-Achse, die Achse für Flexion/Extension und die X-Achse die Achse für Abduktion und Adduktion, dar.

Der Autor des Handmodells RHand gibt an, die Berechnungen zu Flexion/Extension und Abduktion/Adduktion nach der Methode von Cheng und Percy (1999) zu berechnen.

5.3.4 Modellbildung in Vicon Nexus zur Unterstützung des Markerlabeling

Basierend auf dem Markersetup des RHand Modells wurde im Vicon Nexus 1.2 mittels des Template Builders ein kinematische Modell generiert. Das Modell bestand insgesamt aus zwölf Segmenten: Handwurzel, Mittelhand und jeweils drei Segmente für Zeigefinger und Mittelfinger, der Ringfinger bestand aus vier Segmenten. Die Handwurzel bestand aus den Markern RWRA, RWRB, RAF2 und RAF1 und wurde auch in dieser Reihenfolge definiert. Die Mittelhand wurde in folgender Reihenfolge definiert RH1, RH2, RH3, RH4, RH5, RH6, der Zeigefinger bestand aus den Markerpunkten RH2, RIF1, RIF2, RIF3; der Mittelfinger aus RH3, RTF1, RTF2, RTF3 und der Ringfinger aus RH4, RRF1, RRF2, RRF3 und RRF4.

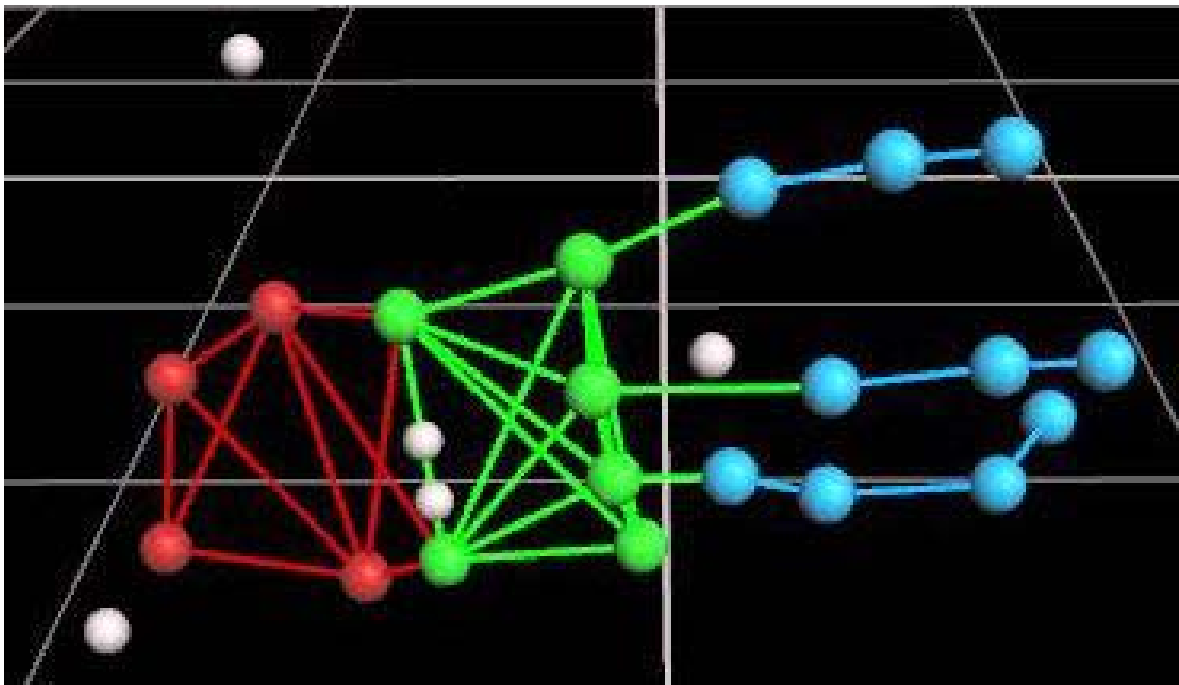


Abbildung 27: Das kinematische Modell. Es besteht insgesamt aus zwölf Segmenten: Handwurzel, Mittelhand und jeweils drei Segmente für Zeigefinger (RIF1-3) und Mittelfinger (RTF1-3), der Ringfinger (RRF1-4) bestand aus vier Segmenten: (rot) Handwurzel (RFA1-2, RWRA und RWRB), (grün) Mittelhand (RH1-6) und (blau) die Finger (RIF1-3, RTF1-3 und RRF1-4).

5.3.5 Marker

Die Zughand des Schützen wurde mit eigens angefertigten Markerpunkten beklebt. 20 Plastikhalbkugeln mit einem Außendurchmesser von 9 mm wurden mit der Reflektorfolie der Firma 3M Stamark Laminating Adhesive beklebt.

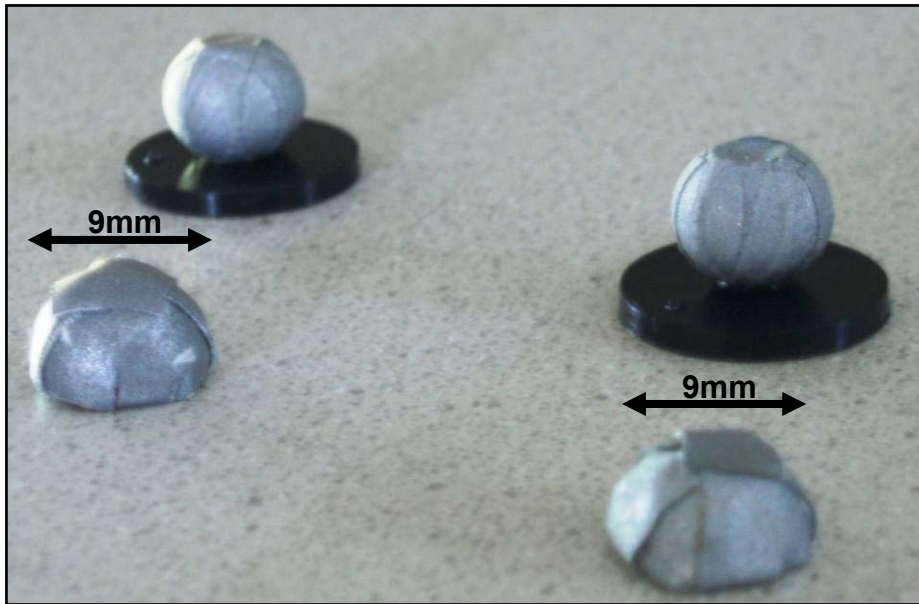


Abbildung 28: Marker. Zeigt die von Vicon zur Verfügung stehenden Marker mit der schwarzen Trägerplatte und die selbst erstellten Marker. Beide haben einen Durchmesser von 9mm. Die halbrunde Form der selbstgestellten Marker bietet mehr Klebekontaktfläche, speziell auf den Fingergelenken.

Zur Aufzeichnung der Bewegung der Bogensehnen im Raum wurde ein zylinderförmiger Marker an der Bogensehne angebracht. Die Position des Markers wurde so gewählt, dass der Schütze in der technischen Ausführung des Schusses nicht beeinträchtigt wurde. Der Marker wurde 7 cm unterhalb des Nockpunktes montiert (gemessen: Unterkante Nockpunkt bis Zylindermittle).

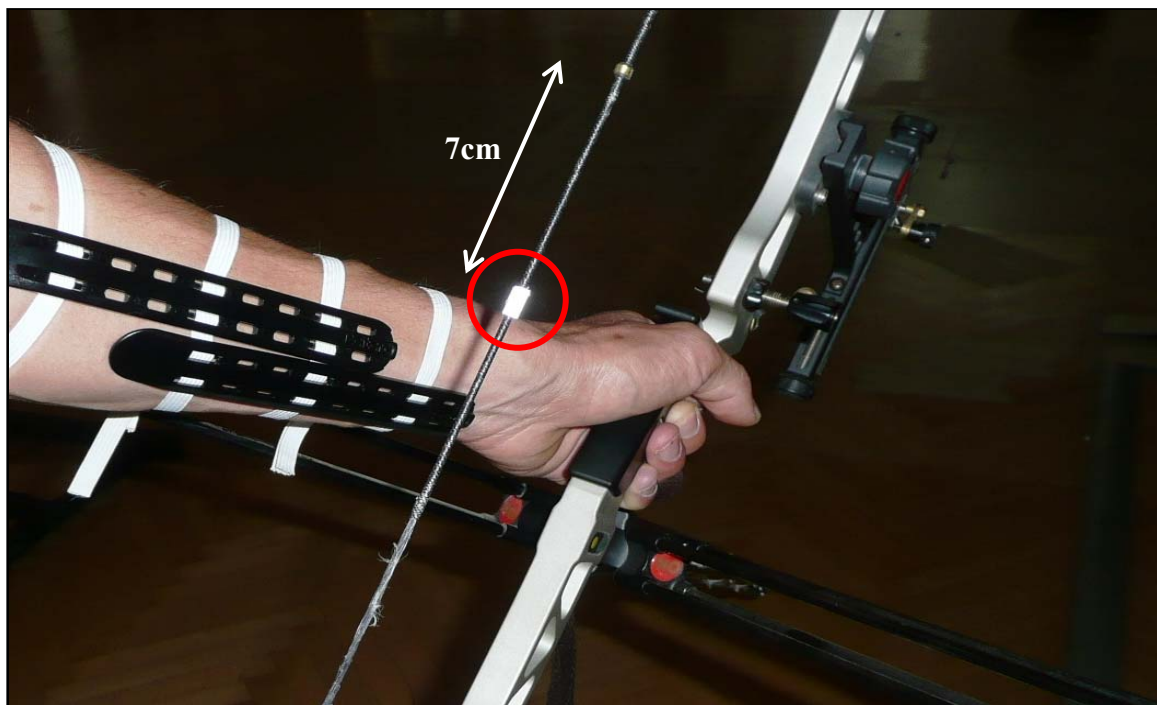


Abbildung 29: Bogensehnenmarker: der Bogensehnenmarker bestand aus einem 4mm breiten und 4 cm langen Streifen der Reflektorfolie 3M Stamark Laminating Adhesive. Diese wurde dann um die Bogensehne gewickelt, sodass eine Art Zylinder entstand. Der Abstand Sehnenmarker zu Nockpunkt betrug 7 cm (gemessen: Unterkante Nockpunkt bis Markermittelpunkt).

Der Sehnemarker bestand aus einem 4 mm breiten und 4 cm langen Streifen der Reflektorfolie 3M Stamark Laminating Adhesive. Diese wurde dann um die Bogensehne gewickelt, so, dass eine Art Zylinder entstand.

5.3.6 Markerplatzierung

Die Position der Markerpunkte wurde basierend auf dem Handmodell von Vicon festgelegt. Insgesamt besteht das Finger-Handmodell aus 20 Markerpunkten. Die Marker wurden auf dem ersten distalen Drittel des rechten Unterarms, auf der Mittelhand und auf den Gelenken des Zeige-, Mittel- und Ringfinger angebracht (siehe Tabelle 3).

Als Mittelhand bezeichnet man den Bereich zwischen der unteren Reihe der Handwurzelknochen und den Fingern. Ihr Skelett besteht aus fünf Mittelhandknochen (Ossa metacarpi). Die Finger (Digiti, Phalanges) bestehen jeweils aus Grund-, Mittel- und Endglied (Phalanx proximalis, media, distalis), die weitgehend die gleiche Form wie die Mittelhandknochen aufweisen (Schwegler, 1998, S. 108f). Die Gelenke, welche die Fingerglieder miteinander und mit der Mittelhand verbinden, werden als Fingerend-, Fingermittel- und Fingergrundgelenk bezeichnet. Für den weiteren Verlauf dieser Arbeit wird die Nomenklatur der Fingergelenke von Schwegler (siehe Abbildung 30) übernommen und folgend abgekürzt: Fingergrundgelenk (FGG), Fingermittelgelenk (FMG) und Fingerendgelenk (FEG).

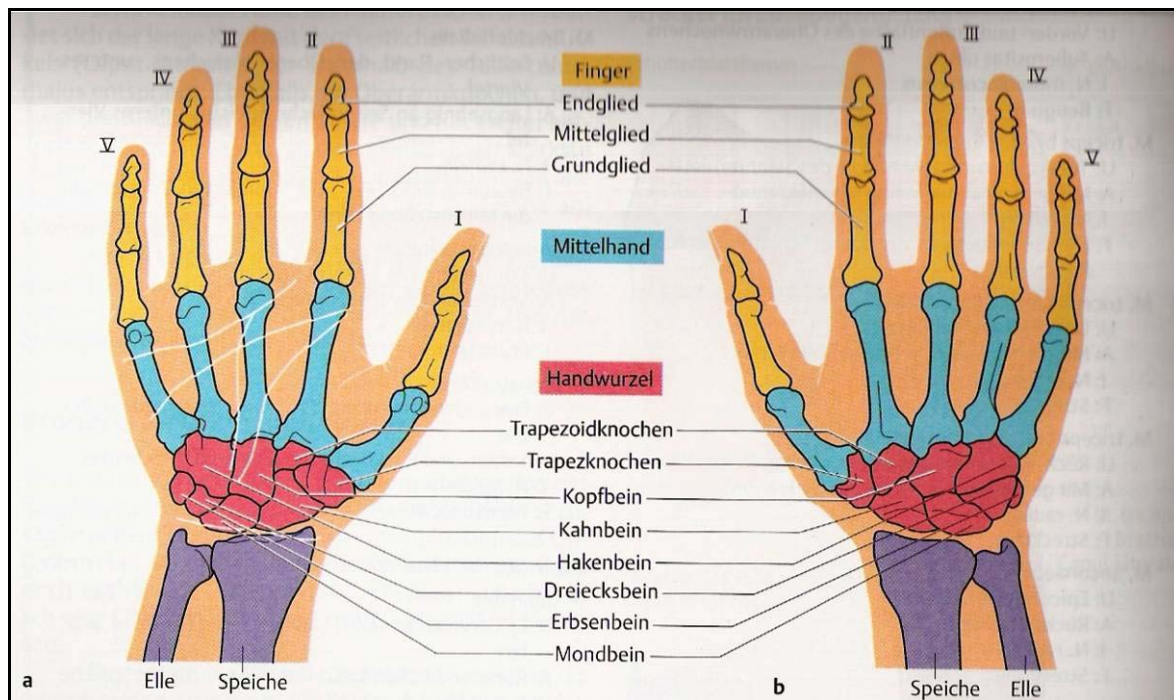


Abbildung 30: Die Knochen der Hand: Handwurzel- (rot), Mittelhand- (blau) und Fingerknochen (gelb) lassen sich gegeneinander gut abgrenzen. (a) zeigt einen Blick auf das Skelett der Handinnenfläche, (b) auf das des Handrückens (Schwegler, 1998, S. 108).

Die Marker wurden mit einem doppelseitigen Klebeband auf der Hand des Probanden angebracht. Damit sich durch Schwitzen oder durch Fettrückstände auf der Haut die Marker nicht beim Schiessen lösen, wurde vor der Anbringung der Marker eine Folie der Firma 3M Health Care mit der Bezeichnung Tegaderm HP 9534HP als Untergrund aufgeklebt. Diese Folie ist kleberesistent gegen Schweiß und Fett und stellt, auf Grund ihrer hohen Haftbarkeit, eine sehr gute Verbindungsfläche zwischen Haut und Marker dar. Weiters ist diese Folie leicht elastisch und konnte somit auch auf die Fingergelenke geklebt werden, ohne den Schützen in seiner Bewegung zu stören.

5.4 Datenaufbereitung

In diesem Abschnitt werden die einzelnen Schritte, die zur Datengewinnung nötig waren, aufgezeigt. Zu Beginn wurden die Daten mit der Software Workstation aufbereitet, in BodyBuilder 3.6 mittels des RHand Modells weiterverarbeitet und anschließend als *.csv Dateien exportiert. Danach folgte mit Microsoft Excel 2003 und LabView 8.1 die Weiterverarbeitung (Filterung und Glättung) und eine Reduzierung der Daten auf die relevanten Kenngrößen.

5.4.1 Filterung

Es gibt eine Vielzahl an Möglichkeiten, Datenreihen zu filtern, diese reichen von Hochpass-, Tiefpass-, Bandpassfilter uvm. Im Rahmen solcher dreidimensionaler kinematischen Messverfahren werden zeitlich aufeinander folgende Phasen der Objektbewegung in getrennten Einzelbildern im Rahmen der Genauigkeit des jeweils verwendeten Verfahrens registriert und gespeichert, so dass die erfassten Koordinaten mit unvermeidbaren statistischen Fehlern behaftet sind (Banzer, 2004, S. 140f).

Daher ist es üblich die Rohdaten zunächst von Ausreißern zu bereinigen und dann durch Anwendung eines der oben erwähnten spezifischen Filterverfahren unterschiedlicher Charakteristik zu glätten (Banzer, 2004, S. 141).

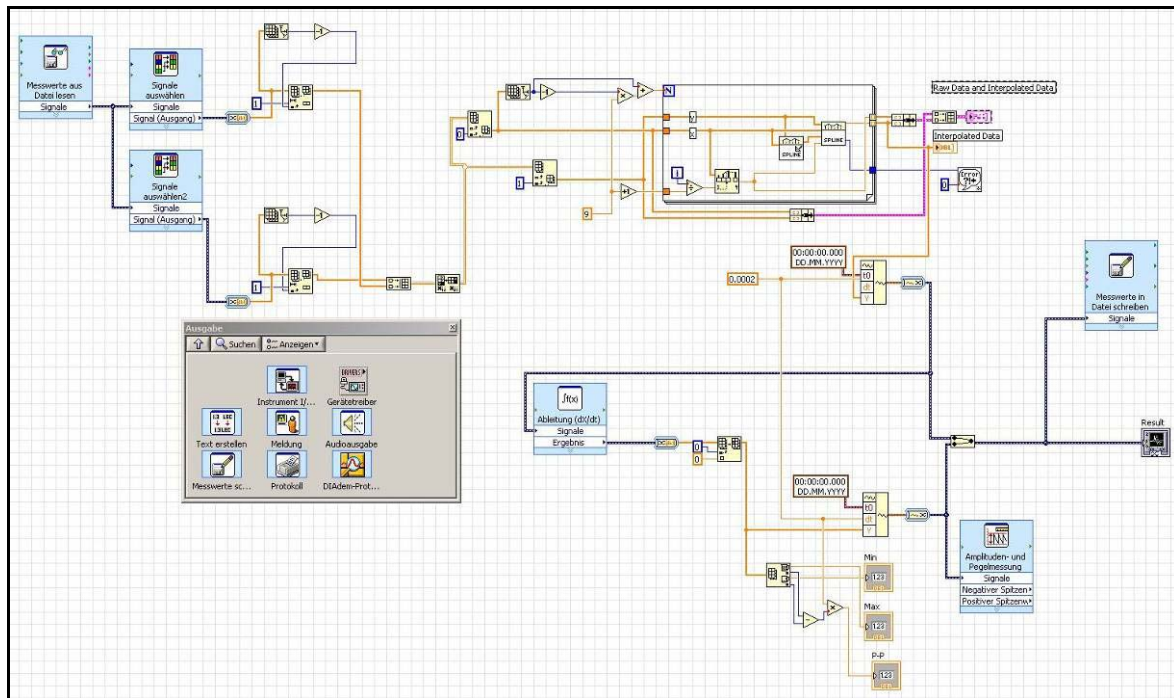


Abbildung 31: Darstellung der Programmstruktur im Programm National Instrument LabView 8.1.

Um Informationsverlust durch das Glätten zu vermeiden, wurden die Rohdaten, welche mit 500 Hz aufgezeichnet wurden, mit 2000 Hz resampelt. Hierzu wurde eine Routine in dem Programm National Instruments LabView 8.5 geschrieben (siehe Abbildung 31), welche die Daten aus den exportierten *.csv Daten einlas, in ein Zellarray schrieb und danach die Messwertreihe mit 2000 Hz aufbereitet. Daraus ergab sich eine neue Messwertreihe mit einer vierfachen Anzahl an Messwertpunkt. Die Werte zwischen den originalen Messwertpunkten wurden für die neue Messwertreihe mittels einer Spline-Interpolation berechnet. Davon wurde im Anschluss die erste Ableitung gebildet.

5.4.2 Reduzierung der Kenngrößen

Insgesamt konnten 56 der 90 aufgezeichneten Schüsse ausgewertet werden. Bei den verbleibenden 35 Schüssen traten bei der Aufnahme Fehler auf. In den meisten Fällen war der Markerpunkt des FEG des Zeigefingers (RIF3) nicht sichtbar. Dies wahrscheinlich verursacht durch leichte Positionsänderungen des Schützen.

Nach Erfassung der Daten stand eine Vielzahl an kinematischen Kenngrößen für die Auswertung zur Verfügung. Zur Bewahrung der Übersichtlichkeit und aus dem Grund, da es sich bei der vorliegenden Untersuchung um ein Erkundungsexperiment handelte, wurden die Daten nach einer visuellen Inspektion auf insgesamt fünf Kenngrößen reduziert. Für die statistische Auswertung wurden folgende fünf Kenngrößen herangezogen: Minimale und Maximale Winkelgeschwindigkeit des Fingermittefgelenks (FMG) des Mittelfingers (MIN und MAX), Zeitdauer zwischen dem Minimum und dem

Maximum der Winkelgeschwindigkeit (P-P) des FMG, Vergleich der Summe der Längen der Einzelvektoren der Bogensehne im Weg-Zeitverlauf mit der direkt berechneten Vektorenlänge (VL) und Maximale Auslenkung der Sehne im Bezug zur Schussrichtung (h_g). Weiters wurde die statistische Auswertung, aus Gründen der Übersicht, auf das FMG des Mittelfingers reduziert. Dieses Gelenk wurde gewählt, weil davon ausgegangen wurde, dass der Kraftschluss, im Vergleich zu Zeige- und Ringfinger, im Mittelfinger am stärksten stattfindet. Die Ergebnisse zur Summe der Bewegungsumfänge pro Finger unterstützen diese Annahme, da der Mittelfinger zusammen mit dem Zeigefinger den größten Bewegungsumfang erzielte.

Um einen Bezug zwischen der Bewegung eines Gelenkes mit der Gesamtbewegung des jeweiligen Fingers herstellen zu können, wurde die Summe des Bewegungsumfanges aller drei Fingergelenke für jeden Finger als 100 Prozent definiert und für jedes Gelenk der prozentuelle Anteil an der Gesamtbewegung pro Finger berechnet. Weiters wurden die Bewegungsumfänge des Fingergrund- (FGG), Fingermittel- (FMG) und Fingerendgelenks (FEG) in allen drei Fingern erfasst: das Winkelminimum und das Winkelmaximum für jedes Gelenk und jeden Finger wurde über alle Schüsse bestimmt. Der Betrag der Differenz aus dem Winkelminimum und Winkelmaximum wurde als Bewegungsumfang definiert. Es wurde die Summe aus FGG, FMG und FEG für jeden Finger berechnet und daraus ein Mittelwert über alle 56 Schüsse bestimmt. Weiters wurde die Summe aller drei Gelenke über alle 56 Schüsse als Gesamtbewegung (100 Prozent) eines Fingers definiert. Daraus wurde der prozentuelle Anteil an der Gesamtbewegung (pro Finger) für jedes der drei Gelenke bestimmt.

5.4.2.1 Minimale und maximale Winkelgeschwindigkeit (MIN und MAX) und Zeitspanne (P-P)

Die Minimale und Maximale Winkelgeschwindigkeit des Mittelfingers im Fingermittelgelenk (FMG) wurde mittels eines eigens generierten Script in dem Programm National Instruments LabView 8.1 ermittelt. Wie in Kapitel 5.4.1 beschrieben, wurden die Rohdaten nicht gefiltert, da das Filtern zu einem großen Datenverlust führen würde. Dies besonders bei den hohen Spitzen einzelner Graphen. Um das zu vermeiden, wurden die Rohdaten, welche mit 500 Hz aufgezeichnet wurden, mit 2000 Hz resampelt und mittels einer Spline-Funktion neu berechnet.

In Schussauslage sind die Finger einer Schützin bzw. eines Schützen gebeugt (siehe Abbildung 32). Beim Lösen der Bogensehne fällt der Beugewinkel rapide ab. Unmittelbar nach dem Verlassen der Bogensehne von den Fingern (Minimumwert des Beugewinkels) kommt es zu einem Zurückschnellen der Finger in die ungefähre Ausgangsposition. Die

erste Ableitung des Winkelverlaufs nach der Zeit ergibt den Verlauf der Winkelgeschwindigkeit. Diese zeigt in allen Schüssen eine S-Form ähnliche Charakteristik (siehe Abbildung 32, Angular velocity). Die Kenngrößen MIN/MAX stellen das jeweilige Minimum bzw. Maximum dieser S-ähnlichen Kurve dar. Die Zeitspanne P-P wurde aus der Zeitdauer vom Erreichen des Minimums bis zum Erreichen des Maximums bestimmt.

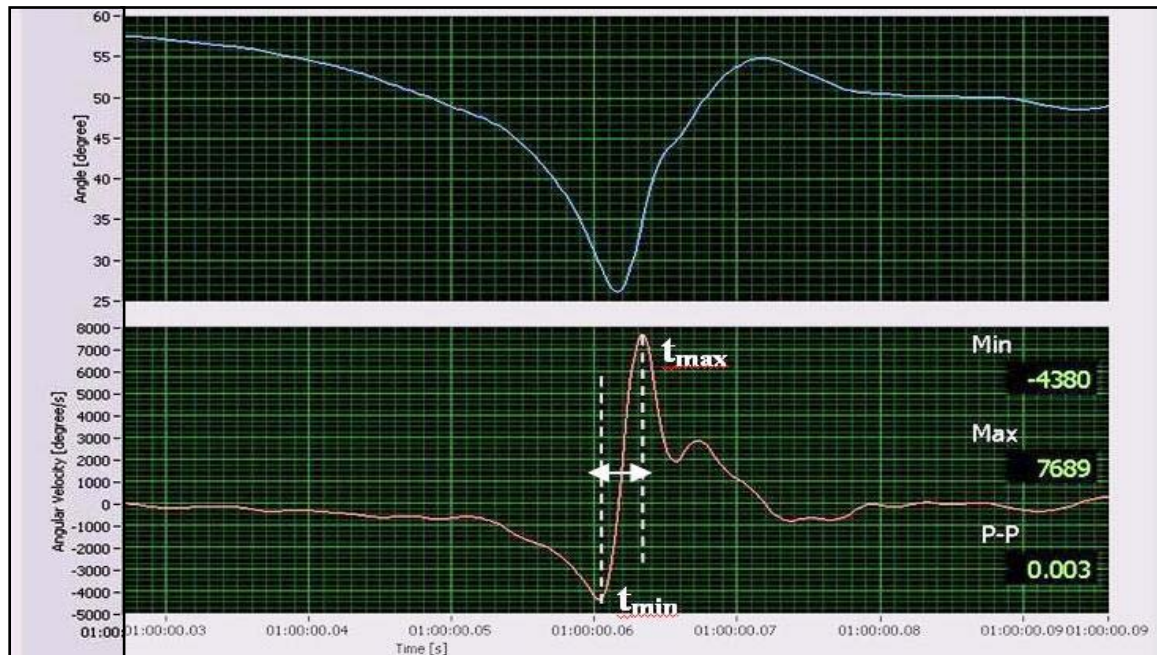


Abbildung 32: Kenngröße P-P. Sie stellt die Zeitdauer zwischen dem Erreichen des Minimums und des Maximums dar und wurde aus den aufbereiteten Daten von LabView 8.1 berechnet. Die zwei gestrichelten weißen Linien verdeutlichen den Zeitpunkt t_{\min} (Zeitpunkt des Erreichens des Minimums) und t_{\max} (Zeitpunkt des Erreichens des Maximums). Der Zeitraum zwischen den beiden Zeitpunkten wurde als Zeitspanne P_P definiert.

5.4.2.2 Maximale Sehnenauslenkung (h_g) und Vektorenlänge (VL)

Um die Position, Orientierung bzw. Lage von Körpern im Raum beschreiben zu können (Banzer, 2004, S. 130) ist die Verwendung eines orthogonalen Koordinatensystems erforderlich. Die Schussrichtung lag in der Versuchsanordnung entlang der x-Achse des orthogonalen Welt-Koordinatensystems. Zu den kinematischen Daten der Finger wurde ebenfalls die Kinematik der Bogensehne, repräsentiert durch einen Markerpunkt (Kapitel 5.3.5), erfasst. Da der Schütze nicht exakt in Richtung der x-Achse den Pfeil abschießen kann, ohne dass eine Komponente in y-Richtung entsteht (siehe Abbildung 33 und 34), spiegelt der Weg-Zeitverlauf des Sehnenmarkers in y-Richtung nicht die maximale laterale Sehnenauslenkung ausreichend wieder.

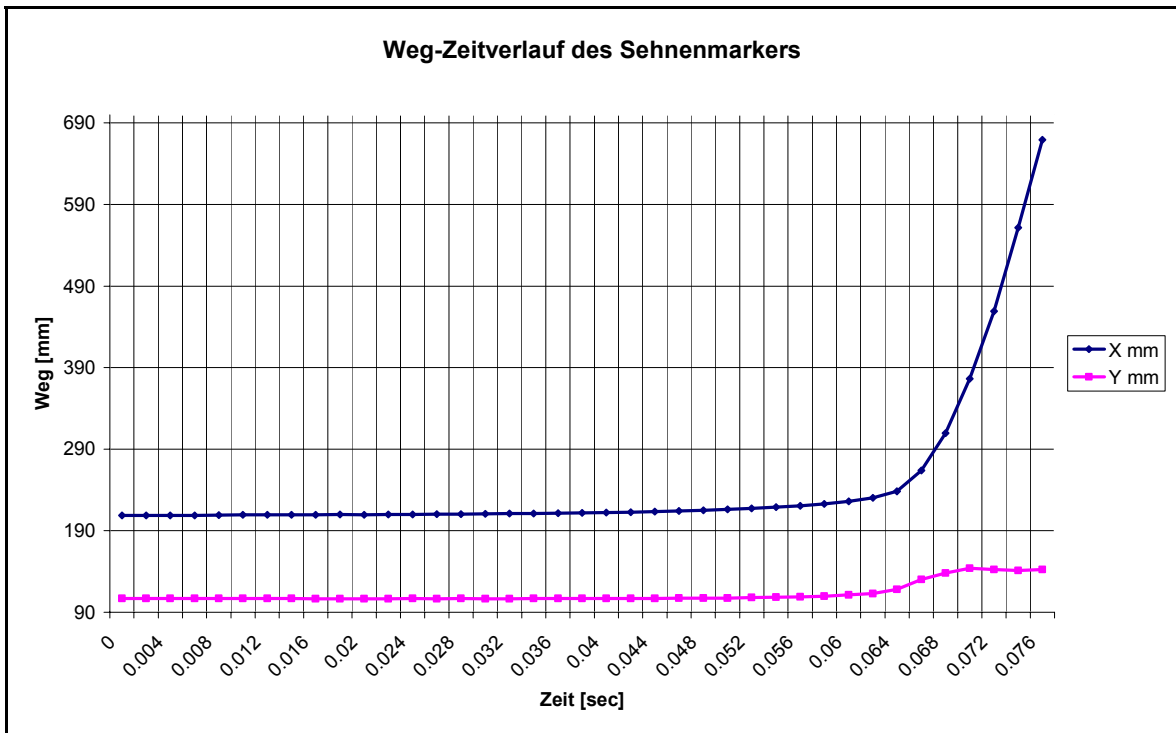


Abbildung 33: Weg-Zeit Verlauf des Sehnenmarkers. x-Achse [Zeit], y-Achse [Weg]. Die blaue Kurve stellt die Bewegung in x-Richtung dar, die rosa Kurve die Bewegung in y-Richtung.

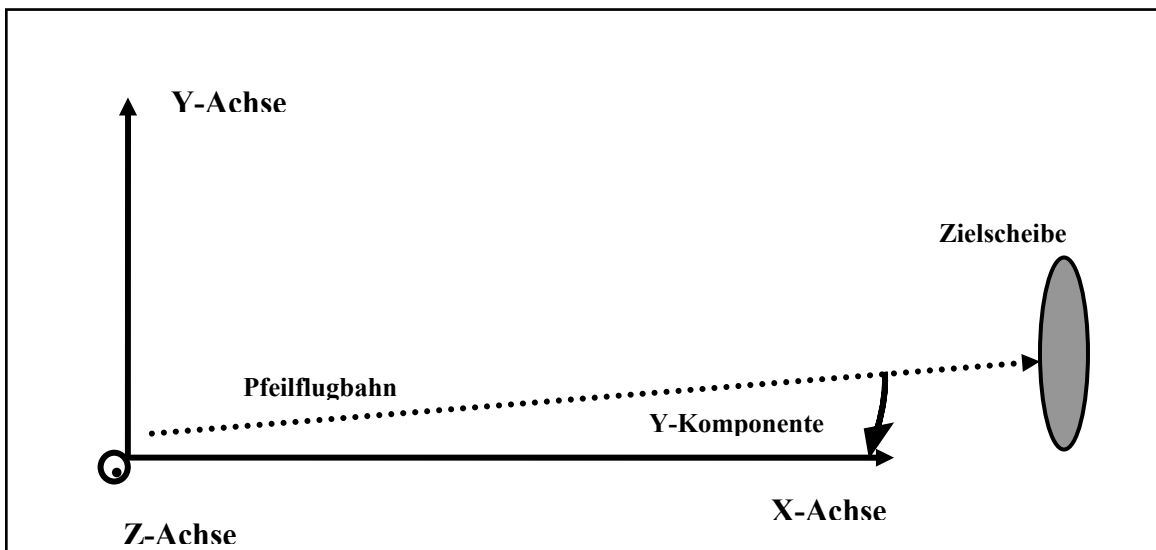


Abbildung 34: Ausrichtung des Schützen. Gezeigt wird die Ausrichtung des Schützen im Bezug zu dem vorher definierten virtuellen Koordinatensystem, gesehen von oben (Vogelperspektive). Optimal wäre eine Flugbahn des Pfeils entlang der x-Achse, so könnte die Bewegung in y-Richtung als „Marker“ für die Seitwärtsauslenkung der Bogensehne herangezogen werden.

Aus diesem Grund wurde die maximale, laterale Sehnenauslenkung der Bogensehne in Bezug zur Schussrichtung berechnet. Die Kinematik der Bogensehne wurde von bis kurz vor dem Lösen des Pfeils, bis kurz vor dem Zeitpunkt, wo der Pfeil die Bogensehne verlässt, erfasst.

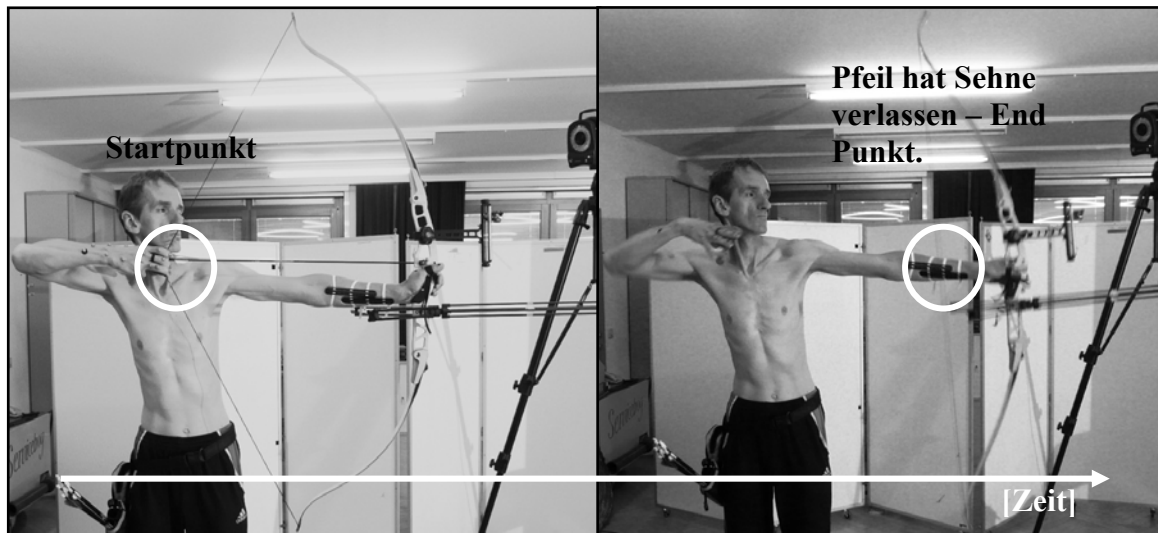


Abbildung 35: Schematische Darstellung des Aufnahmezeitraumes. Die Kinematik der Bogensehne wurde von bis kurz vor dem Lösen des Pfeils, bis kurz vor dem Zeitpunkt, wo der Pfeil die Bogensehne verlässt, erfasst.

Aus den xy Koordinaten des ersten und des letzten Bildes können die Punkte A und B eines Ähnlichen Dreiecks definiert werden. Die aktuellen Koordinaten für x und y zu einem bestimmten Zeitpunkt stellen den Punkt C dar. Aus diesen drei Punkten können für jedes Bild die Seiten a, b und c berechnet werden, wobei c konstant ist.

Mittels des Kosinussatzes ($c^2 = a^2 + b^2 - 2ab \cdot \cos \gamma$) kann der Winkel γ berechnet werden:

$$\gamma = \arccos \left[\frac{(a^2 + b^2 - c^2)}{2ab} \right]$$

Die Fläche des Ähnlichen Dreiecks kann wie folgt berechnet werden:

$$A = (ab \cdot \sin \gamma) / 2$$

Mittels der Fläche und der Seitenlänge c, kann die Höhe h_g berechnet werden:

$$h_g = (2 \cdot A) / c$$

Die Höhe h_g spiegelt die maximale laterale Seitenauslenkung der Bogensehne in der XY-Ebene wieder. Diese Berechnungen (siehe Abbildung 36) wurden für jedes Einzelbild durchgeführt. Im Anschluss daran wurde der maximale Wert für alle Bilder pro Schuss erfasst und als h_g Kenngröße für die weiteren Auswertungen herangezogen.

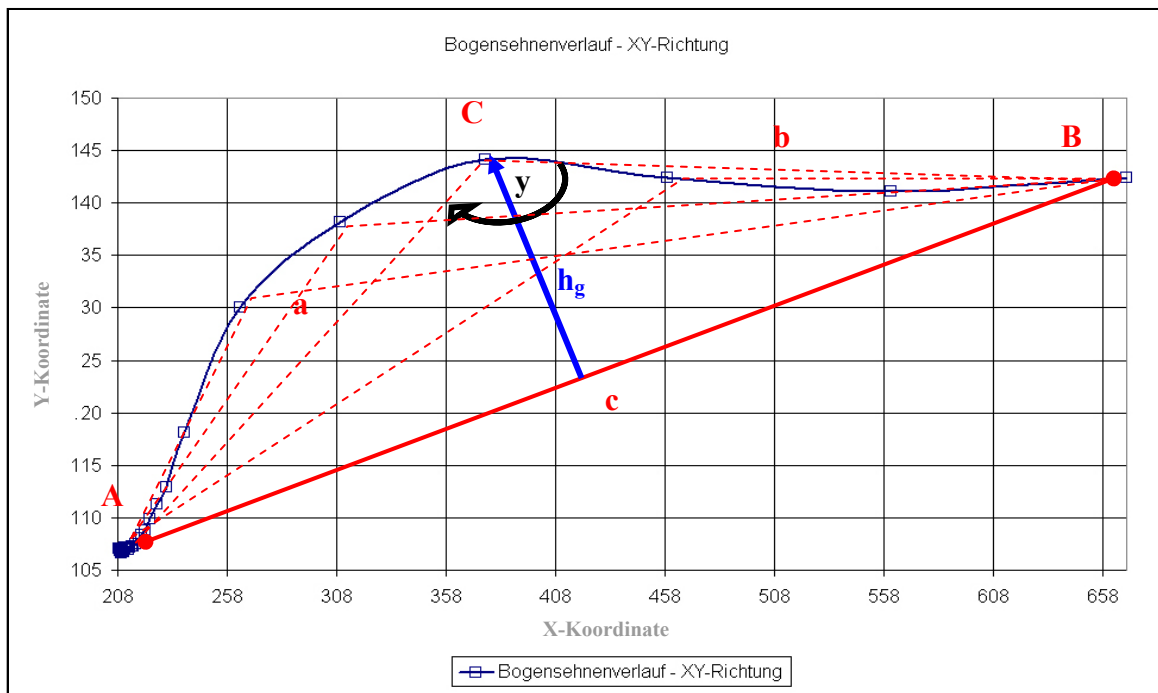


Abbildung 36: Berechnungsgrundlage für den Parameter h_g : Die Höhe h_g spiegelt die maximale laterale Seitenauslenkung der Bogensehne in der XY-Ebene wieder.

Eine weitere Kenngröße bildet der Quotient aus der direkten Vektorenlänge des Wegverlaufs der Bogensehne zur Tatsächlichen (VL; VL = Vektorenlänge):

Der Wert für die direkte Vektorenlänge der Bogensehne wurde weiter oben schon definiert. Dieser Wert entspricht der Vektorenlänge zwischen dem Punkt A und dem Punkt B und wurde wie folgt berechnet:

X/Y_{Anfang} stellt die X/Y Koordinate des Sehnenmarkers in Bild Nummer 1 dar. X/Y_{Ende} stellt die X/Y Koordinate des Sehnenmarkers im letzten Bild dar.

$$= \sqrt{[(X_{\text{Anfang}} - X_{\text{Ende}})^2 + (Y_{\text{Anfang}} - Y_{\text{Ende}})^2]}$$

Dasselbe Berechnungsprinzip wurde zwischen den einzelnen Bildern durchgeführt (siehe Abbildung 37). Die Summe aus den sich ergebenden Längen der Einzelvektoren von Bild zu Bild, ergibt die tatsächliche Weglänge der Bogensehne. Die direkte Vektorenlänge stellt den direktesten und somit kürzest möglichen Weg der Bogensehne dar. Beide Vektoren wurden zueinander in Bezug gesetzt. Daraus ergibt sich die Kenngröße VL, welche den prozentuellen Unterschied des direkten Vektors zu dem tatsächlichen Vektor darstellt.

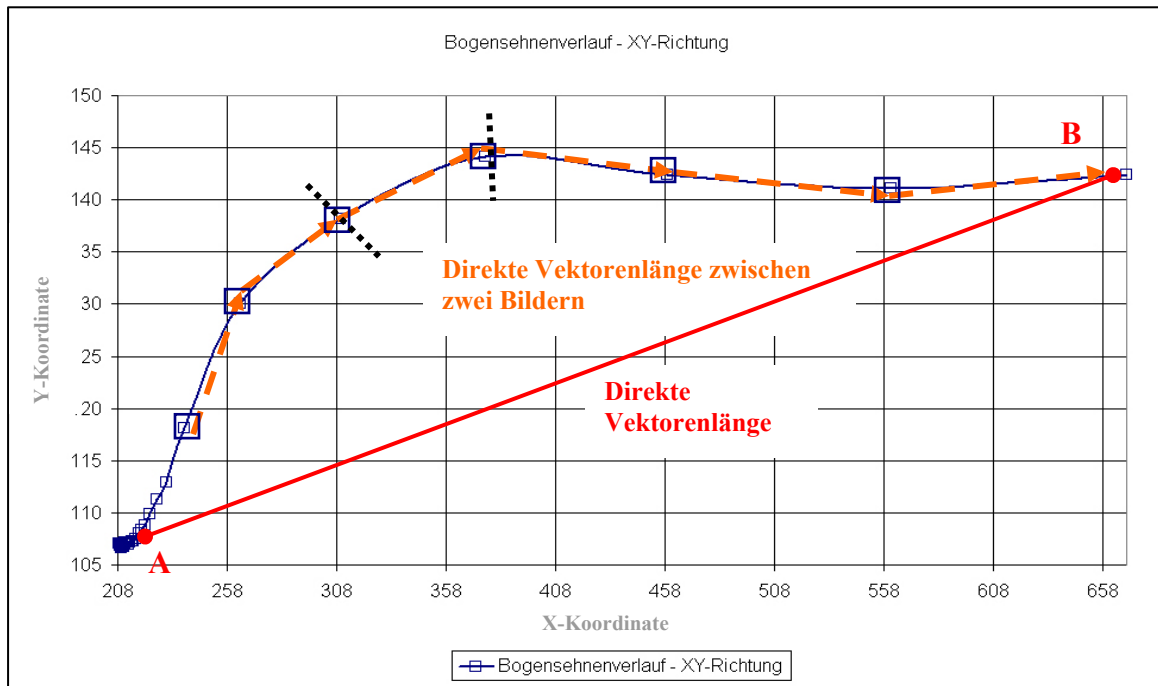


Abbildung 37: Berechnungsgrundlage für den Parameter VL. Die Summe aus den sich ergebenden Längen der Einzelvektoren von Bild zu Bild ergibt die tatsächliche Weglänge der Bogensehne. Die direkte Vektorenlänge stellt den direktesten und somit kürzest möglichen Weg der Bogensehne dar. Das Verhältnis beider Parameter zueinander ergab den Parameter VL (der Prozentuelle Unterschied des direkten Vektors zu dem tatsächlichen Vektor).

6 Ergebnisse

Es folgen die Ergebnisse aus den 56 ausgewerteten Schüssen. Es wird eine Übersicht über die Trefferleistung des Schützen, die Ergebnisse der fünf kinematischen Kenngrößen, die Bewegungsumfänge des Zeige-, Mittel- und Ringfingers und der statistischen Auswertung der fünf Kenngrößen gegeben.

6.1 Trefferleistung

Der Schütze erzielte $9,05 \pm 0,88$ Ringe, seine Höchststringzahl lag bei 10, der schlechteste Score lag bei sechs Ringen pro Pfeil. Insgesamt erzielte der Schütze neun X-Treffer, zehn 10ner-Treffer, 24 Neuner, 11 Achter, einen Siebener und einen Sechser. Der Gesamtscore lag im ersten Durchgang bei 273 Ringen, im zweiten Durchgang bei 265 und im dritten Durchgang bei 271 Ringen.

Tab. 1: Übersicht Trefferergebnisse (56 Schuss)

Durchschnittlich Ringzahl	Höchste Ringzahl	Niedrigste Ringzahl	Anzahl X-Treffer	Anzahl 10er	Anzahl 9er	Anzahl 8er	Anzahl 7er	Anzahl 6er
$9,05 \pm 0,88$	10	6	9	10	24	11	1	1

Tab. 2: Gesamtscore in den drei Durchgängen (56 Schuss)

	Gesamtscore [Ringe]	Max. möglicher Score [Ringe]
1 Durchgang	273	300
2 Durchgang	265	300
3 Durchgang	271	300
Summe	809	900

6.2 Kinematische Kenngrößen

Das Fingermittelgelenk (FMG) wies im Durchschnitt (alle 56 Schüsse) eine maximale Winkelgeschwindigkeit (MAX) von $6920,23 \pm 1011,32$ Grad/sec auf. Die durchschnittliche minimale Winkelgeschwindigkeit (MIN) lag bei $-4736,36 \pm 705,23$ Grad/sec. Die Zeitdauer zwischen dem Erreichen des Minimums, bis zum Erreichen des Maximums der Winkelgeschwindigkeit (P-P) lag im Durchschnitt bei $3,4 \pm 0,5$ ms. Die Kenngröße VL lag im Durchschnitt bei $1,1708 \pm 0,1414$ %. Dies bedeutet, dass die tatsächliche Weglänge der Bogensehne im Vergleich zu der direkten Weglänge im Mittel um 1,17 % größer war.

Die maximale Sehnenauslenkung in Bezug auf die Schussrichtung des Schützen (h_g) lag im Durchschnitt bei $24,1769 \pm 1,0786$ mm.

Tab. 3: Ergebnisübersicht aller fünf kinematischer Kenngrößen (56 Schuss)

	MIN [Grad/sec]	MAX [Grad/sec]	P-P [ms]	VL [%]	h_g [mm]
Mittelwert	-4736,36	6920,23	3,4	1,1708	24,1769
Stabwe	705,23	1011,32	0,5	0,1414	1,0786
Min	-6394,00	4767,00	2,8	0,91	22,18
Max	-3230,00	9944,00	4,6	1,73	29,02

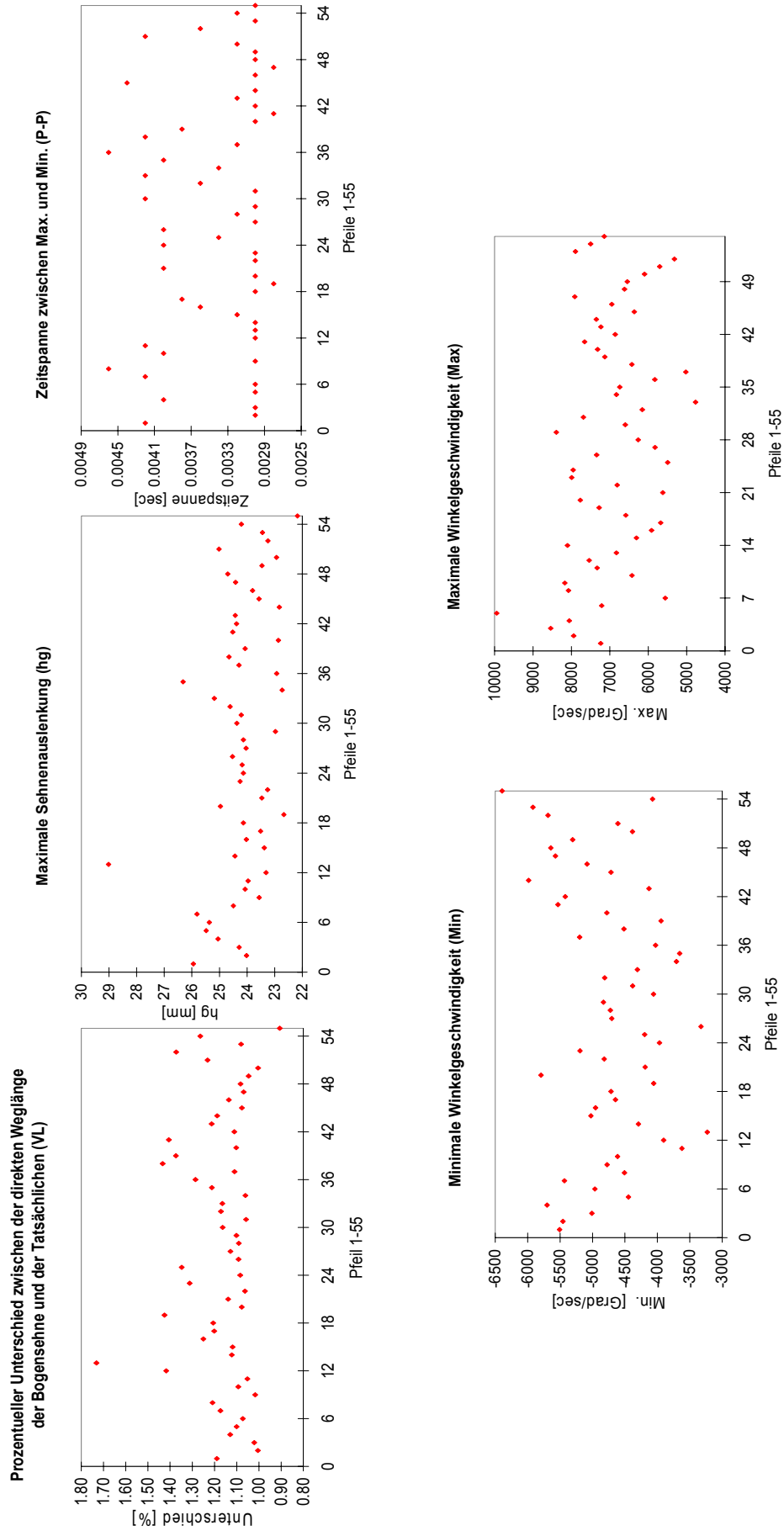


Abbildung 38: Streudiagramme der fünf kinematischen Kenngrößen für alle 56 Schuss. Links oben: VL; Oben mitte: h_g ; Rechts oben: P-P; Links unten: MIN; Rechts unten: MAX.

6.3 Bewegungsumfänge

Der Gesamtbewegungsumfang des Zeigefingers lag im Durchschnitt bei $80,81 \pm 4,75$ Grad. Die Gesamtbewegung des Mittelfingers umfasste $58,34 \pm 3,22$ Grad. Der Ringfinger bewegte sich im Durchschnitt $48,37 \pm 4,89$ Grad. Das FGG des Zeigefinger wies einen Bewegungsumfang von $8,91 \pm 1,77$ Grad auf, das FMG einen Bewegungsumfang von $29,58 \pm 2,21$ und das FEG einen Bewegungsumfang von $42,32 \pm 4,49$ Grad. Das FGG des Mittelfingers umfasste einen Bewegungsumfang $6,90 \pm 1,57$, das FMG zeigte einen Bewegungsumfang von $32,24, \pm 2,25$ Grad und das FEG hatte mit $19,2 \pm 2,17$ den zweitgrößten Bewegungsumfang im Mittelfinger. Das FGG des Ringfingers erzielte einen Bewegungsumfang von $6,08 \pm 1,51$, das FMG einen Bewegungsumfang von $14,63 \pm 2,36$ Grad und das FEG zeigte im Durchschnitt mit $27,66 \pm 4,31$ Grad den größten Bewegungsumfang im Ringfinger.

In Summe hat das FGG bei allen drei Fingern den geringsten Bewegungsanteil mit 11% im Zeigefinger, 12 % im Mittelfinger und 13 % im Ringfinger. Das FMG weist 37 % im Zeigefinger, 55 % im Mittelfinger und 30 % im Ringfinger auf. Das FEG Gelenk nimmt mit 52 % im Zeigefinger, 33 % im Mittelfinger und 57 % im Ringfinger den größten Anteil des Bewegungsumfanges pro Finger ein.

Tab. 4: Überblick über die Bewegungsumfänge der drei Finger und Gelenke

Gesamtbewegungsumfang [Grad]			
Zeigefinger	$80,81 \pm 4,75$	-	-
Mittelfinger	$58,34 \pm 3,22$	-	-
Ringfinger	$48,37 \pm 4,89$	-	-
Bewegungsumfang [Grad]			
	FGG	FMG	FEG
Zeigefinger	$8,91 \pm 1,77$	$29,58 \pm 2,21$	$42,32 \pm 4,49$
Mittelfinger	$6,90 \pm 1,57$	$32,24, \pm 2,25$	$19,2 \pm 2,17$
Ringfinger	$6,08 \pm 1,51$	$14,63 \pm 2,36$	$27,66 \pm 4,31$
Gesamtbewegungsumfang [%]			
	FGG	FMG	FEG
Zeigefinger	11	37	52
Mittelfinger	12	55	33
Ringfinger	13	30	57

6.4 Statistische Auswertung

Für die statistische Auswertung der Daten wurden die zuvor fünf definierten Kenngrößen herangezogen. Diese beinhalten: Minimale und Maximale Winkelgeschwindigkeit des Fingermittelgelenks (FMG) des Mittelfingers (MIN und MAX), Zeitdauer zwischen dem Minimum und dem Maximum der Winkelgeschwindigkeit (P-P) des FMG (siehe Kapitel 5.4.2.1), Vergleich der Summe der Einzelvektoren der Bogensehne im Weg-Zeitverlauf mit der direkt berechneten Vektorenlänge und Maximale Auslenkung der Sehne im Bezug zur Schussrichtung (siehe Kapitel 5.4.2.2).

Tab. 5: Deskriptive Statistik - Gute Schüsse

Gute Schüsse					
	MAX [Grad/sec]	MIN [Grad/sec]	P-P [ms]	VL [%]	h_g [mm]
Standardabweichung	1009,57	479,69	0,5	,0884	,6665
Mittelwert	6820,83	-4794,83	3,4	1,1521	24,3098
Minimum	5022,00	-5507,00	3,0	1,05	22,97
Maximum	8392,00	-3622,00	4,6	1,35	25,95

Tab. 6: Deskriptive Statistik - Schlechte Schüsse

Schlechte Schüsse					
	MAX [Grad/sec]	MIN [Grad/sec]	P-P [ms]	VL [%]	h_g [mm]
Standardabweichung	722,80	849,51	0,62	,14452	,8250
Mittelwert	6890,17	-5077,67	3,38	1,1598	23,4241
Minimum	5675,00	-6394,00	2,8	,91	22,18
Maximum	7895,00	-3943,00	4,6	1,43	24,97

Auf Grund der Einteilung der kinematischen Datensätze in gute und schlechte Schüsse, lagen zwei unabhängige Stichproben vor. Die Daten wurden von Ausreißern und Extremwerten gesäubert und im weiteren Verlauf mittels eines Student's t-Tests für zwei unabhängige Stichproben überprüft (Gruppe 1: alle Schüsse mit der Ringzahl 10 oder X, $n = 12$; Gruppe 2: alle Schüsse mit der Ringzahl kleiner 9, $n = 18$). Für alle durchgeführten Tests wurde ein Konfidenzintervall 0,95% festgelegt. Ein Kolmogorow-Smirnov Test (siehe Anhang D) bestätigte die Normalverteilung aller Daten. Der Test auf Homogenität der Varianzen wurde im Zuge des t-Tests mittels des Levene-Test durchgeführt: Die Varianzen zeigten einen signifikanten Unterschied in der Kenngröße MIN ($p = 0,008^*$). Der Student's t-Test für unabhängige Stichproben ergab für die Kenngröße h_g einen signifikanten Unterschied zwischen der Gruppe mit guten Schüssen und der Gruppe mit

schlechten Schüssen ($p = 0,003^*$). Gute Schüsse (Mittelwert = $24,31 \pm 0,7$ mm) zeigten eine größere Auslenkung der Bogensehne zur Seite als schlechte Schüsse (Mittelwert = $23,42 \pm 0,8$ mm). Für alle weiteren Kenngrößen ergab sich kein signifikanter Unterschied: MAX ($p = 0,839$), MIN ($p = 0,311$), P_P ($p = 0,938$), VL ($p = 0,856$).

Tab. 7: Signifikanz – Voraussetzungsprüfung (Gruppe 1: schlechte Schüsse; Gruppe 2: gute Schüsse)

	MAX	MIN	P-P	VL	h_g
KS Test Gruppe 1	0,640	0,903	0,177	0,730	0,828
KS Test Gruppe 2	0,994	0,998	0,143	0,560	0,690
Levene Test	0,162	0,008*	0,545	0,105	0,379

Tab. 8: Ergebnisse für den Student's t-Test für unabhängige Stichproben

	MAX	MIN	P-P	VL	h_g
T -Test	0,839	0,311	0,938	0,856	0,003*

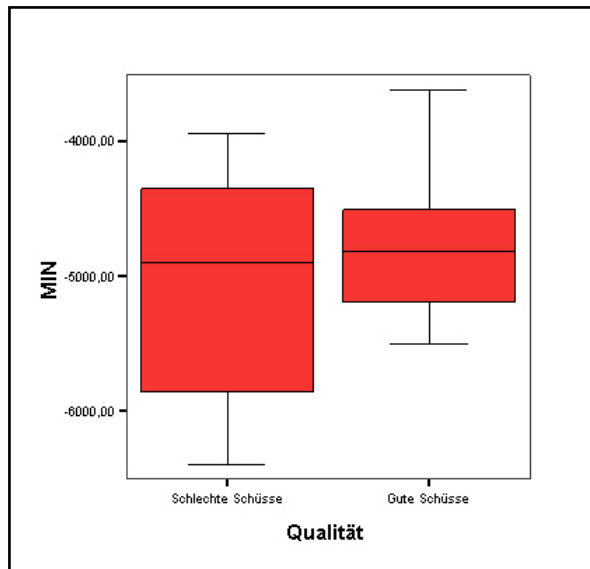


Abbildung 39: BoxPlot Diagramm für Kenngröße MIN.

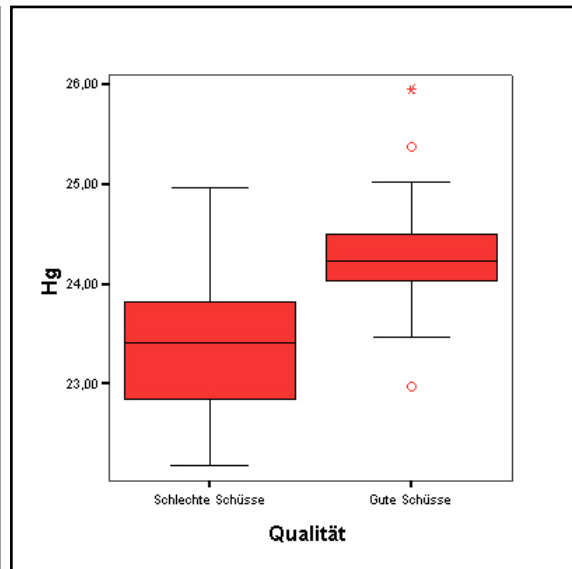


Abbildung 40: BoxPlot Diagramm für Kenngröße h_g (roter Kreis = Ausreißer, roter Stern = Extremwert).

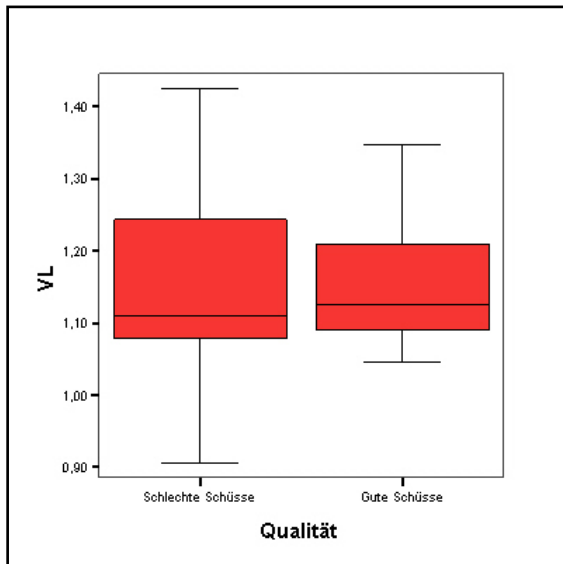


Abbildung 41: BoxPlot Diagramm für Kenngröße VL.

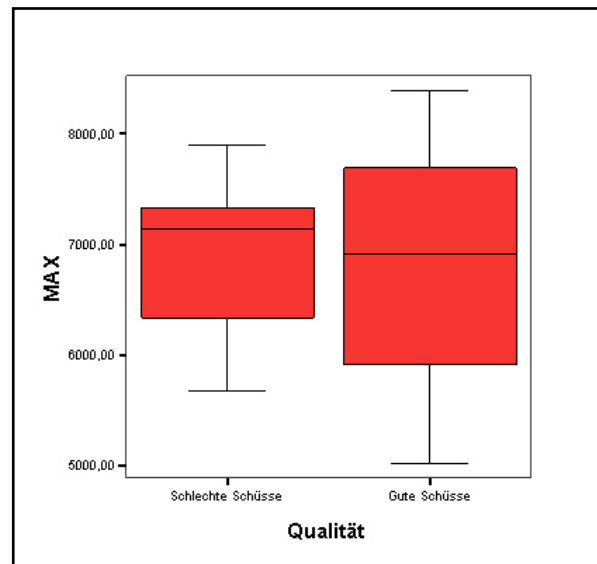


Abbildung 42: BoxPlot Diagramm für Kenngröße MAX.

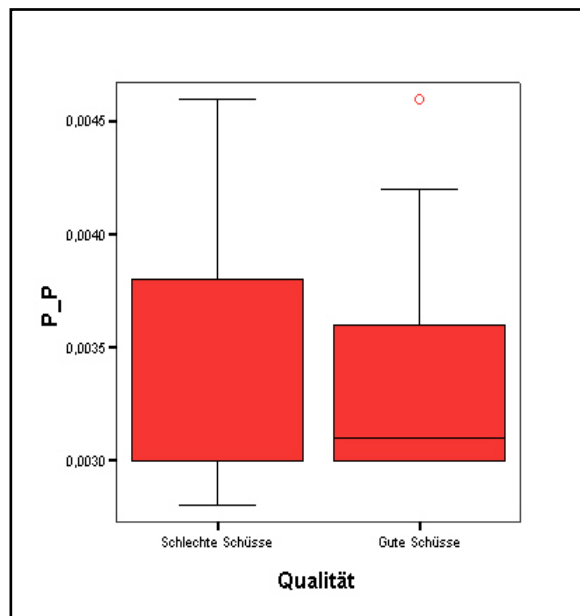


Abbildung 43: BoxPlot Diagramm für Kenngröße P-P (roter Kreis = Ausreißer).

6.5 Exemplarische Darstellung der Fingerbewegung

In diesem Kapitel werden exemplarische Graphiken zu den einzelnen kinematischen Bewegungsabläufen des Lösens der Sehne im Bogensport dargestellt. Insgesamt wurden für die Darstellung drei beliebige Schüsse von allen Schüssen ausgewählt, welche im Score ein x erzielt hatten (P_2_3, P2_6 und P_2_16).

Abbildung 44 zeigt die Bewegung des Fingergrundgelenks (FGG) und der Bogensehne. Die Fingerbewegung wird für alle drei Finger (Zeige-, Mittel- und Ringfinger) über den Zeitraum des Lösens dargestellt. Es ist zu erkennen, dass im FGG in allen drei Gelenken nur geringe Beuge- bzw. Streckbewegung stattfinden. Dies hängt wahrscheinlich mit der Tatsache zusammen, dass der Fingerschluss um die Bogensehne meist durch die beiden distaleren Fingersegmente realisiert wird. Würde der/die Schütze/Schützin auch das FGG der Finger stark beugen, würde der Fingerschluss um die Sehne einer geballten Faust ähneln. Die Bogensehne verlässt die Finger zu dem Zeitpunkt, an welchem der Gelenkwinkel des FGG einen schlagartigen Umkehrpunkt aufweist.

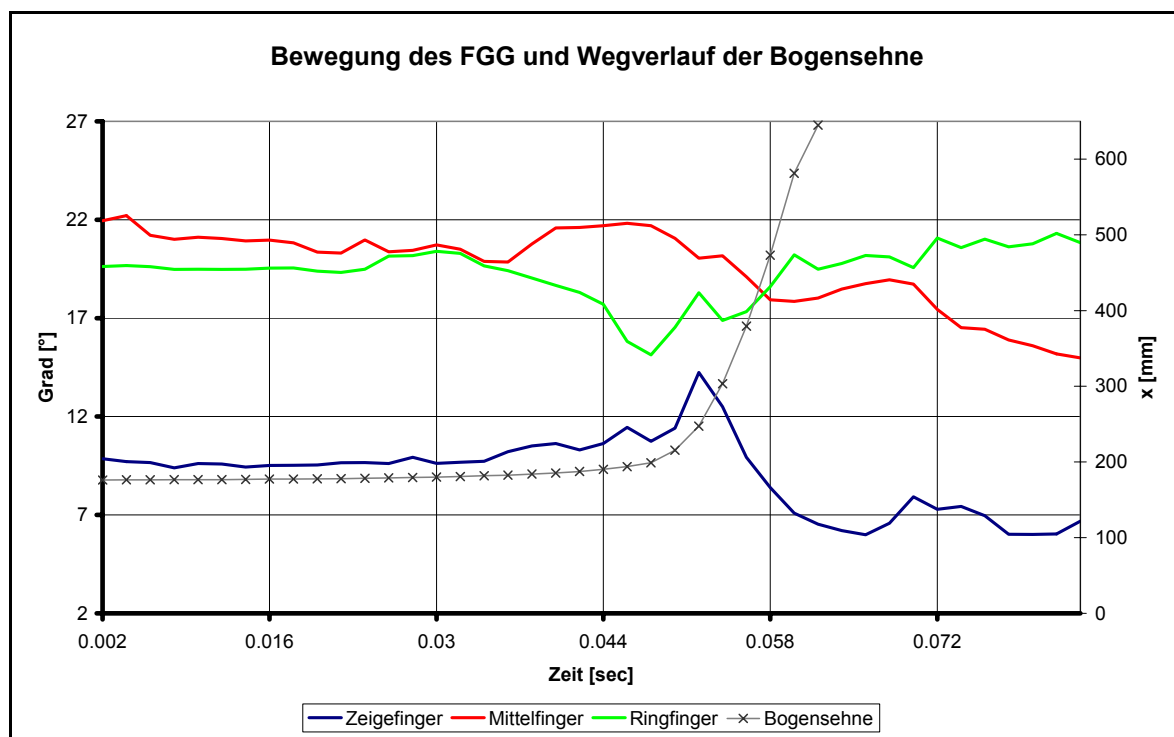


Abbildung 44: Bewegung des FGG im Zeige-, Mittel- und Ringfinger und der Bogensehne am Beispiel des Schusses P2_3. Zu sehen sind die Gelenkwinkel des Fingergrundgelenks der drei Finger (blau, rot und grün). Der graue Graph stellt die Bewegung der Bogensehne in x-Richtung (Schussrichtung) dar.

Im Fingermittelgelenk (FMG) ist eine deutliche Streckung des Zeigefingers und des Mittelfingers zu erkennen. Die Graphik zeigt einen runden relativ gleichmäßigen Verlauf beim Öffnen der Finger mit einem schlagartigen Umkehrpunkt. Dieser Punkt stellt das Verlassen der Sehne von den Fingern dar. Dadurch, dass die Bogensehne den Fingern keinen Widerstand mehr entgegengesetzt, schnellen diese dann zurück. Der Zeige- und der Mittelfinger sind daran am stärksten beteiligt, da diese wahrscheinlich die meiste Kraft beim Fingerschluss aufbringen.

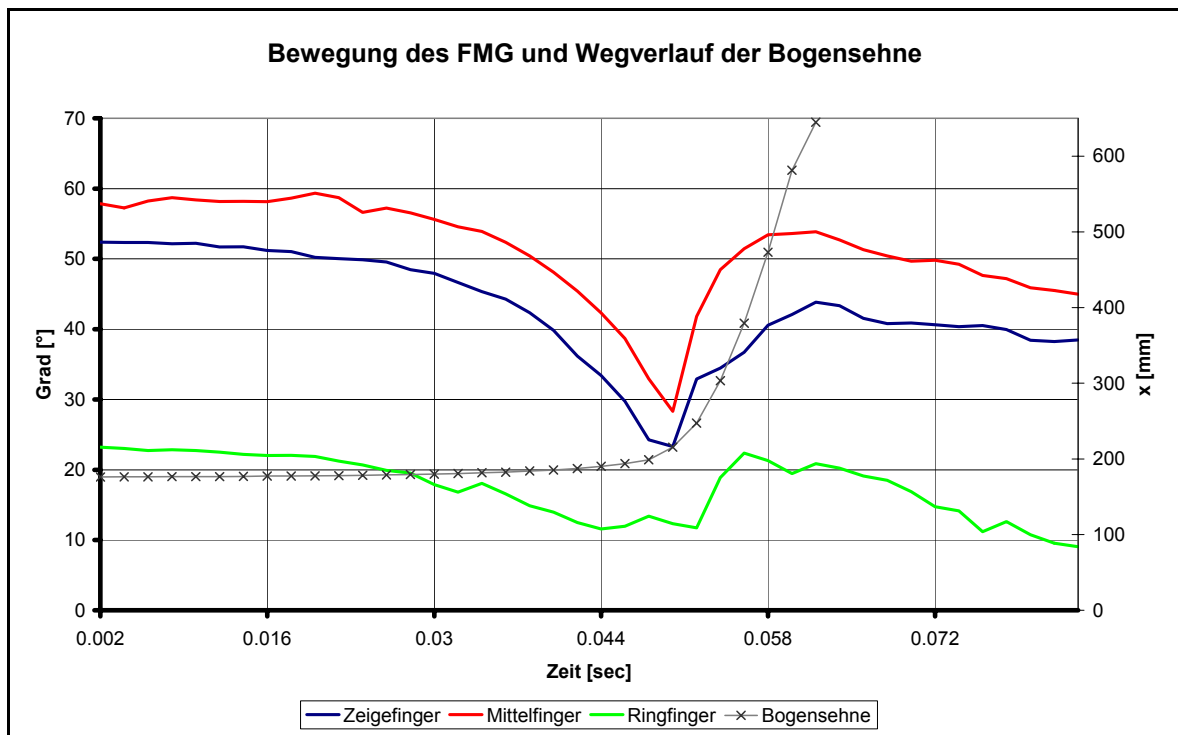


Abbildung 45: Bewegung des FMG im Zeige-, Mittel- und Ringfinger und der Bogensehne am Beispiel des Schusses P2_3. Zu sehen sind die Gelenkwinkel des Fingergrundgelenks der drei Finger (blau, rot und grün). Der graue Graph stellt die Bewegung der Bogensehne in x-Richtung (Schussrichtung) dar.

Im Fingerendgelenk (FEG) findet, ähnlich dem Fingermittelgelenk (FMG), eine relativ große Streckung des Fingerendgelenks (FEG) im Zeigefinger statt. Etwas weniger Streckung findet im Gelenk des Ringfingers statt. Die geringste Bewegung im Fingerendgelenk (FEG) vollzieht das Gelenk des Mittelfingers. Dies könnte auf die Verletzung des Probanden zurückzuführen sein. Hier sei nochmals auf das steife Fingersegment des Probanden hingewiesen. Der Schütze ist auf Grund einer Verletzung nicht fähig, aktiv das Fingerendgelenk (FEG) des Mittelfingers zu bewegen. Zudem ist dieses noch etwas versteift in seiner Bewegung. Auch hier spiegelt der schlagartige Umkehrpunkt (speziell des Mittel- und Zeigefingers) den Zeitpunkt des Verlassens der Sehne von den Fingern wider.

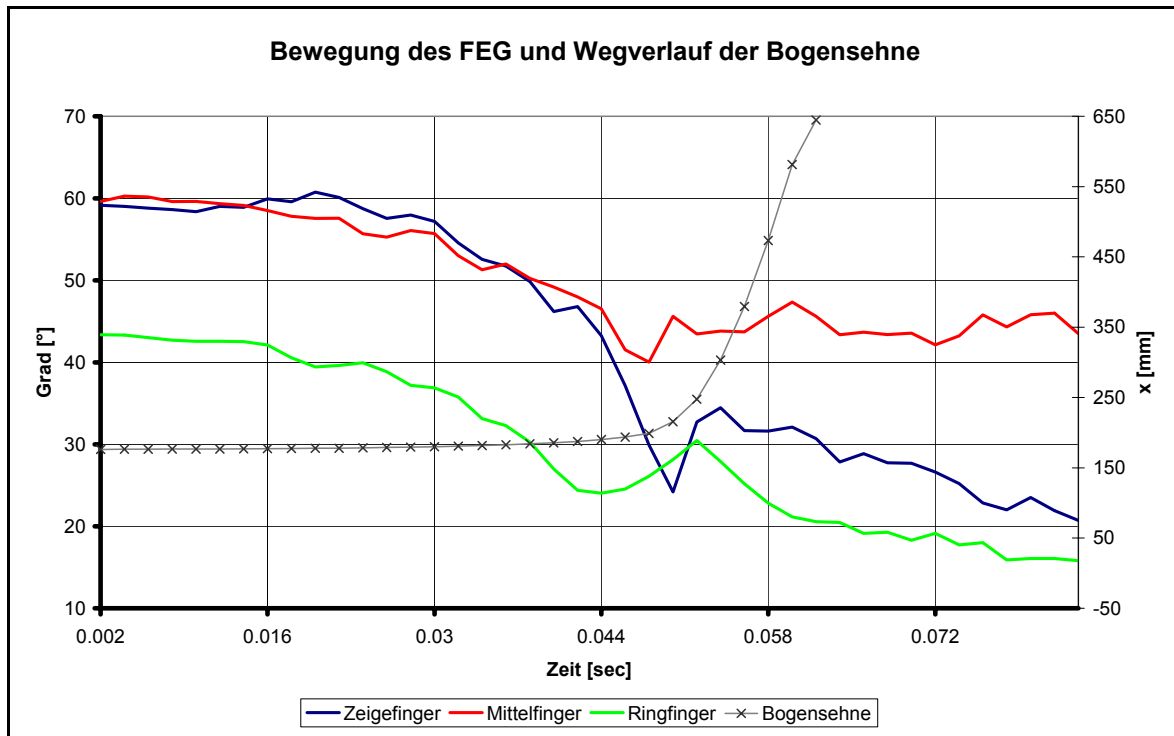


Abbildung 46: Bewegung des FEG im Zeige-, Mittel- und Ringfinger und der Bogensehne am Beispiel des Schusses P2_3. Zu sehen sind die Gelenkwinkel des Fingergrundgelenks der drei Finger (blau, rot und grün). Der graue Graph stellt die Bewegung der Bogensehne in x-Richtung (Schussrichtung) dar.

6.6 Weg-Zeit Verläufe (Gelenkwinkel)

Folgende Graphiken zeigen die Bewegungen aller drei Gelenke der drei Finger. Zudem wurden drei der besten Schüsse zeitgleich dargestellt (3 X-Treffer). Die Graphen der einzelnen Schüsse wurden bei allen gezeigten Versuchen und Finger über den Minimumwert des Fingergrundgelenks (FMG) des Mittelfingers synchronisiert.

6.6.1 Mittelfinger

Hier ist nochmals klar zu erkennen, dass die meiste Bewegung im FMG und FEG stattfindet. Von der Ausgangsposition aus erreicht das FMG zu einem bestimmten Zeitpunkt ein Minimum, nach welchem es dann schlagartig wieder in die Beugung zurückschnellt.

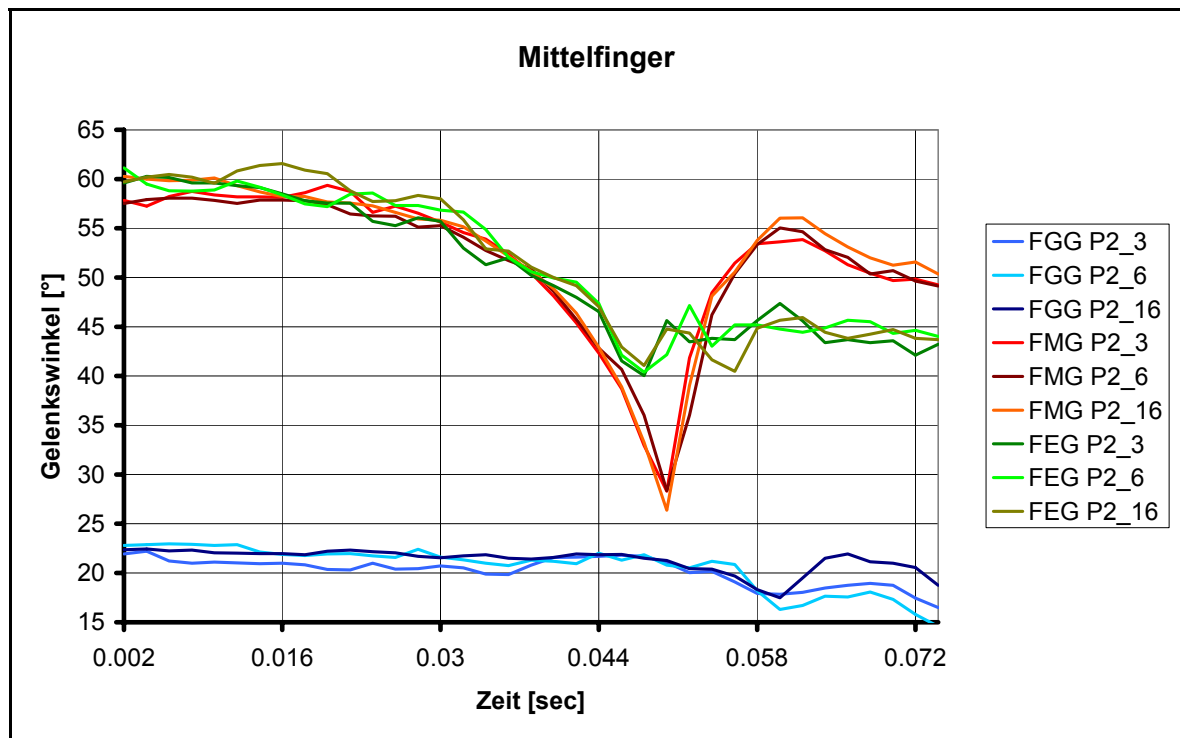


Abbildung 47: Bewegung des FGG, FMG und FEG im Mittelfinger. Exemplarisch an drei Schüssen dargestellt (P2_3, P2_6 und P2_16).

Der Kurvenverlauf des FEG ist im ersten Drittel der Bewegung dem Verlauf des FMG ähnlich, schlägt aber dann nicht so schlagartig in die Beugung um, wie das FMG. Im Vergleich dazu findet im FGG nur relativ wenig Bewegung statt. Hier ist nur im letzten Drittel eine leichte Beugung zu erkennen. Dies wahrscheinlich durch das Entspannen der Finger während des Nachhaltens. Das FGG wies im Durchschnitt ein Winkelmaximum von $22,53 \pm 0,76$ Grad auf. Das Minimum lag bei $16,19 \pm 2,90$. Das Winkelmaximum in FMG lag bei $59,24 \pm 2,19$ und das Minimum bei $27,68 \pm 1,97$ Grad. Das FEG wies ein Maximum $61 \pm 1,31$ Grad auf und ein Minimum von $40,3 \pm 0,44$ Grad.

Tab. 9: Minimale und maximale Gelenkwinkel des Mittelfingers in allen drei Gelenken

	FGG	FMG	FEG
MIN [Grad]	$16,19 \pm 2,90$	$27,68 \pm 1,97$	$40,3 \pm 0,44$
MAX [Grad]	$22,53 \pm 0,76$	$59,24 \pm 2,19$	$61 \pm 1,31$

6.6.2 Zeigefinger

Die meiste Bewegung findet auch hier im FMG und FEG statt. Von der Ausgangsposition aus, erreicht das Gelenk im FMG und FEG zu einem bestimmten Zeitpunkt ein Minimum, nach welchem es dann schlagartig wieder in die Beugung zurückschnellt. Der Endwinkel des Gelenkes ist vor allem bei dem FEG ein anderer als der Ausgangswinkel. Ist das Gelenk zu Beginn noch stark gebeugt (ca. 60 Grad) so liegt der Winkel in der Phase des Nachhaltens zwischen 20 und 30 Grad. Speziell des FEG zeigt im Vergleich zum FEG des Mittelfingers, hier einen größeren Bewegungsumfang.

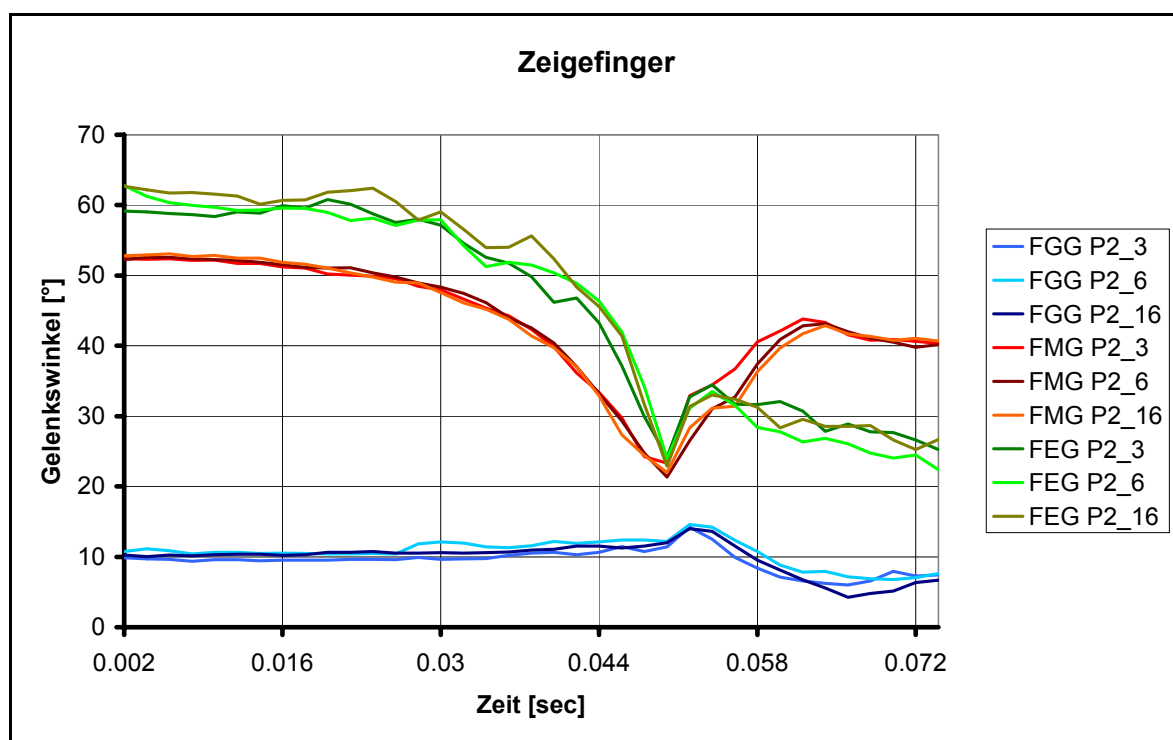


Abbildung 48: Bewegung des FGG, FMG und FEG im Zeigefinger. Exemplarisch an drei Schüssen dargestellt (P2_3, P2_6 und P2_16).

Der Kurvenverlauf des FEG ist im ersten Drittel der Bewegung dem Verlauf des FMG ähnlich, verläuft dann genauso in ein Minimum und schlägt dann, wie das FMG, schlagartig in die Beugung um. Im Vergleich dazu findet im FGG nur relativ wenig Bewegung statt. Hier ist nur im letzten Drittel eine leichte Beugung, gefolgt von einer leichten Streckung, zu erkennen. Dies wahrscheinlich durch das Entspannen der Finger während des Nachhaltens. Das FGG wies im Durchschnitt ein Winkelmaximum von $14,27 \pm 0,59$ Grad auf. Das Minimum lag bei $5,68 \pm 2,54$. Das Winkelmaximum in FMG lag bei $52,69 \pm 0,7$ und das Minimum bei $22,21 \pm 1,97$ Grad. Das FEG wies ein Maximum $62,08 \pm 1,99$ Grad auf und ein Minimum von $23,15 \pm 1,84$ Grad.

Tab. 10: Minimale und maximale Gelenkwinkel des Zeigefingers in allen drei Gelenken

	FGG	FMG	FEG
MIN [Grad]	5,68 ± 2,54	22,21 ± 1,97	23,15 ± 1,84
MAX [Grad]	14,27 ± 0,59	52,69 ± 0,7	62,08 ± 1,99

6.6.3 Ringfinger

Im Gegensatz zu Zeige- und Mittelfinger, findet der Großteil der Bewegung des Ringfingers im FEG statt. Das FEG zeigt ein relativ gleichmäßiges, eher langsames Öffnen bis zum Erreichen eines Minimums, nach welchem das Gelenk dann wieder rasch in eine Beugung schnell. Eine ähnliche, aber im Bewegungsumfang geringere Charakteristik zeigt das FMG: ein langsames Öffnen des Gelenkwinkels, bis zu einem bestimmten Minimum, mit einem darauf folgendem Zurückschnellen. Auch hier ist der Endwinkel des Gelenkes vor allem beim FEG ein anderer als der Ausgangswinkel. Ist das Gelenk zu Beginn noch stark gebeugt (ca. 45 Grad) so liegt der Winkel in der Phase des Nachhaltens um die 20 Grad.

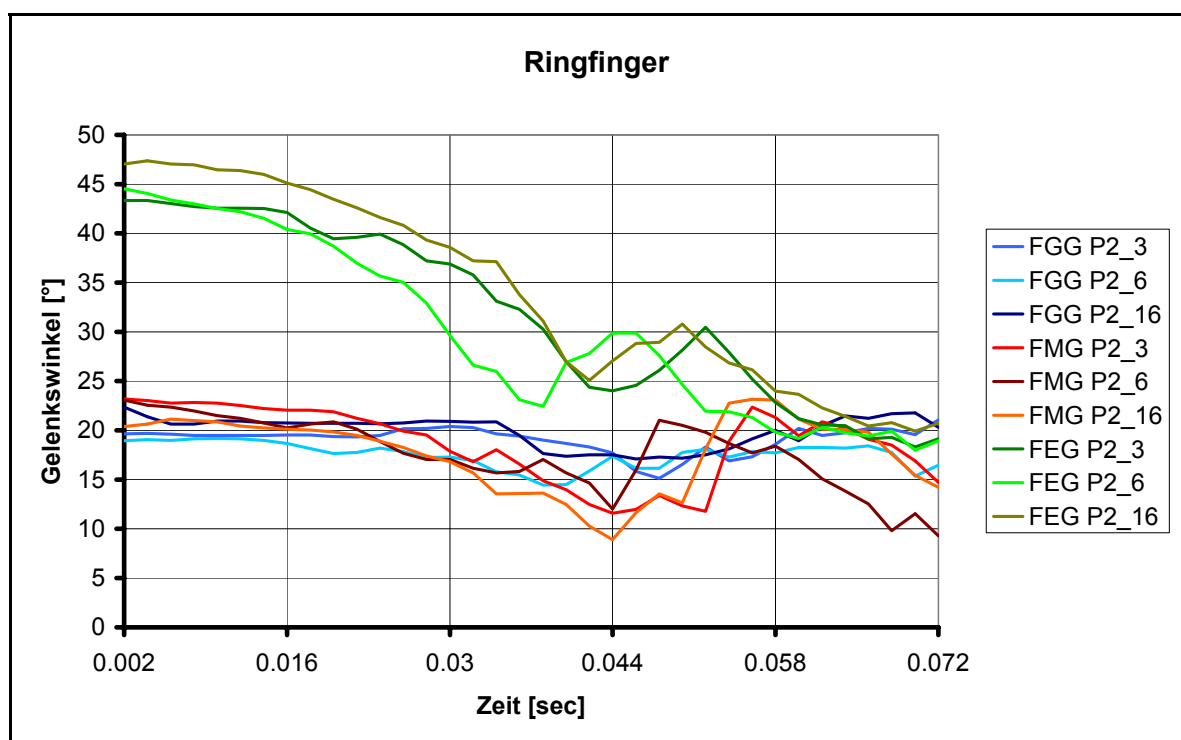


Abbildung 49: Bewegung des FGG, FMG und FEG im Ringfinger. Exemplarisch an drei Schüssen dargestellt (P2_3, P2_6 und P2_16).

Der Kurvenverlauf des FEG ist im ersten Drittel der Bewegung dem Verlauf des FMG ähnlich, zeigt aber durchgehend größere Winkelverläufe auf. Im Vergleich dazu findet im FGG relativ wenig Bewegung statt. Hier ist eine leichte Streckung zu erkennen. Das FGG

wies im Durchschnitt ein Winkelmaximum von $20,87 \pm 3,17$ Grad auf. Das Minimum lag bei $15,55 \pm 2,64$. Das Winkelmaximum im FMG lag bei $23,16 \pm 0,14$ und das Minimum bei $10,81 \pm 2,30$ Grad. Das FEG wies ein Maximum $43,75 \pm 1,17$ Grad auf und ein Minimum von $18,2 \pm 0,29$ Grad.

Tab. 11: Minimale und maximale Gelenkwinkel des Ringfingers in allen drei Gelenken

	FGG	FMG	FEG
MIN [Grad]	$15,55 \pm 2,64$	$10,81 \pm 2,30$	$18,2 \pm 0,29$
MAX [Grad]	$20,87 \pm 3,17$	$23,16 \pm 0,14$	$43,75 \pm 1,17$

6.7 Weg-Zeit Verläufe, erste Ableitung (Gelenkwinkel)

Folgende Graphiken zeigen die Winkelgeschwindigkeit aller drei Gelenke der drei Finger. Zudem wurden drei der besten Schüsse zeitgleich dargestellt (3 x-Treffer). Die Graphen der einzelnen Schüsse wurden bei allen gezeigten Versuchen und Finger über den Maximumwert des Fingermittelgelenks (FMG) des Mittelfingers synchronisiert.

6.7.1 Mittelfinger

Das Fingermittelgelenk (FMG) und Fingerendgelenk (FEG) zeigen die größten Ausschläge in der Winkelgeschwindigkeit. Das Fingergrundgelenk (FGG) zeigt nur geringe Ausschläge. Weiters zeigt sich ein relativ zeitgleiches Bewegungsmuster in den FMG und FEG.

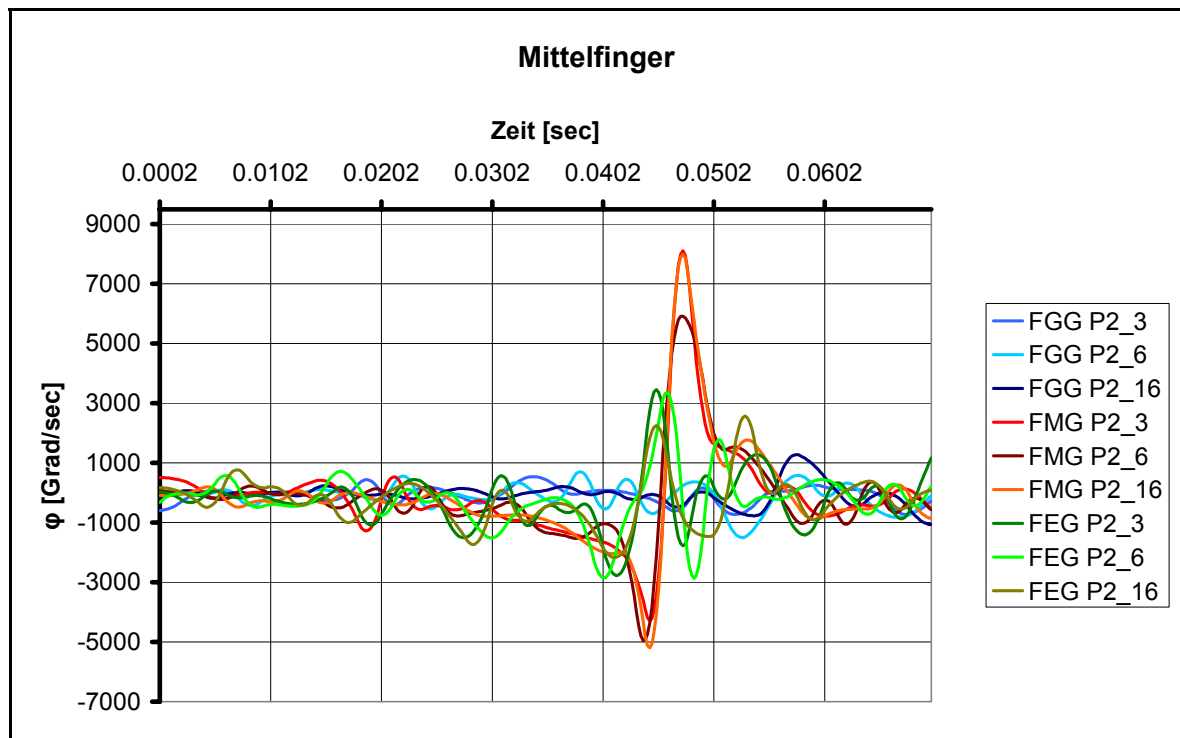


Abbildung 50: Winkelgeschwindigkeit des FGG, FMG und FEG im Mittelfinger. Exemplarisch an drei Schüssen dargestellt (P2_3, P2_6 und P2_16).

Das FGG wies im Durchschnitt ein Winkelgeschwindigkeitsmaximum von $840,4 \pm 743,34$ Grad/sec auf. Das Minimum lag bei $-1098,94 \pm 775,66$. Das Winkelgeschwindigkeitsmaximum im FMG lag bei $7337,95 \pm 2188,34$ und das Minimum bei $-4813,05 \pm 899,88$ Grad/sec. Das FEG wies ein Maximum $3127,99 \pm 883,72$ Grad/sec auf und ein Minimum von $-2601,04 \pm 699,41$ Grad/sec.

Tab. 12: Minimale und maximale Winkelgeschwindigkeit des Mittelfingers in allen drei Gelenken

	FGG	FMG	FEG
MIN [Grad/sec]	$-1098,94 \pm 775,66$	$-4813,05 \pm 899,88$	$-2601,04 \pm 699,41$
MAX [Grad/sec]	$840,4 \pm 743,34$	$7337,95 \pm 2188,34$	$3127,99 \pm 883,72$

6.7.2 Zeigefinger

Die folgende Graphik zeigt die Bewegung aller drei Gelenke des Zeigefingers. Die Graphen der einzelnen Schüsse wurden über den Maximumwert des FMG zeitnormiert.

Auch hier zeigen das Fingermittelgelenk (FMG) und das Fingerendgelenk (FEG) die größten Ausschläge in der Winkelgeschwindigkeit. Das Fingergrundgelenk (FGG) zeigt nur geringe Ausschläge. Das FEG weist einen deutlich höheren negativen Ausschlag auf, als das FMG, zeigt aber im positiven Kurvenverlauf ein ähnliches Bewegungsmuster. Zum

Zeitpunkt der hohen positiven Spitzen des FMG und FEG, weist das FGG im Zeitverlauf eine gleichartige Spitze, mit einem niedrigeren Maximalausschlag, auf.

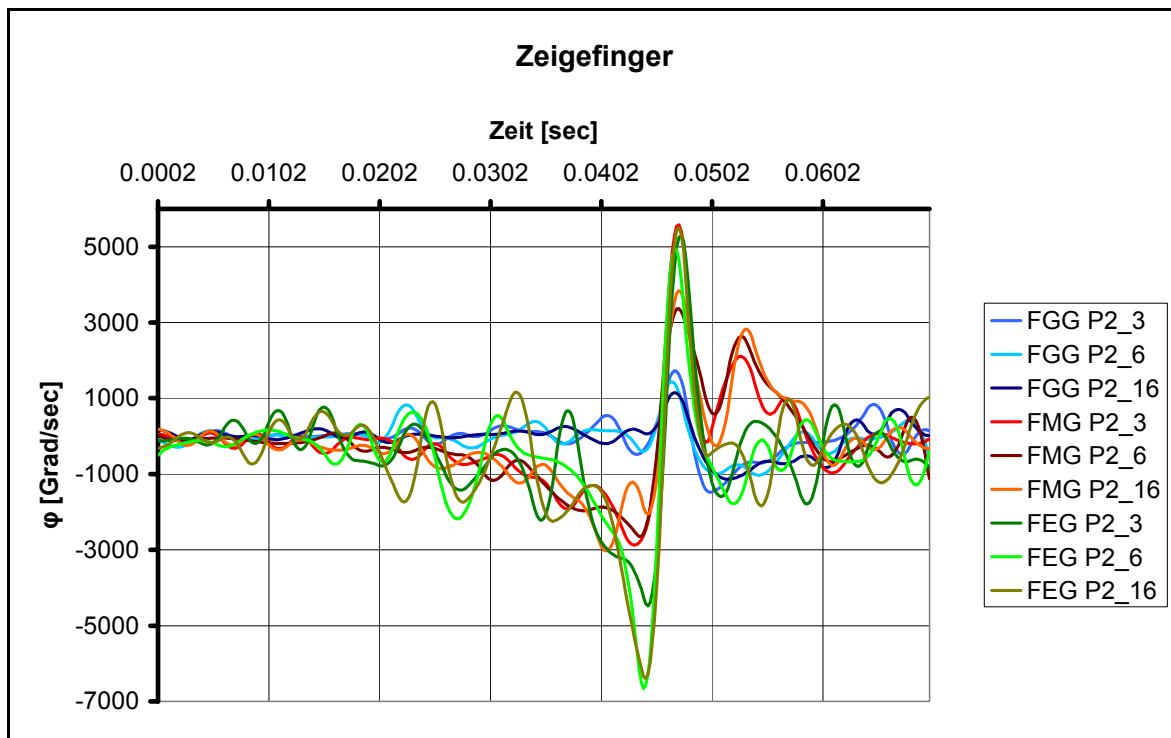


Abbildung 51: Winkelgeschwindigkeit des FGG, FMG und FEG im Zeigefinger. Exemplarisch an drei Schüssen dargestellt (P2_3, P2_6 und P2_16).

Das FMG verhält sich dem FGG entgegengesetzt. Fällt die Kurve in den ersten zwei Dritteln leicht ab, so zeigt sich zu Beginn des dritten Drittels ein starker Anstieg der Winkelgeschwindigkeit mit einem Auspendeln nahe an den Ausgangswert. Das FEG zeigt die größten Ausschläge und auch den größten Unterschied zwischen den Minimum- und den Maximumwert. Bleibt der Kurvenverlauf im ersten Drittel relativ unverändert, so fällt dieser in ein rapides Minimum mit einem anschließenden hohen positiven Maximum, nach welchem das FEG wieder in die Ausgangslage zurückpendelt. Das FGG wies im Durchschnitt ein Winkelgeschwindigkeitsmaximum von $1439,54 \pm 583,07$ Grad/sec auf. Das Minimum lag bei $-1216,9 \pm 456,72$. Das Winkelgeschwindigkeitsmaximum im FMG lag bei $4262,50 \pm 2206,8$ und das Minimum bei $-2852,16 \pm 375,42$ Grad/sec. Das FEG wies ein Maximum $5249,50 \pm 554,5$ Grad/sec auf und ein Minimum von $-5848,22 \pm 2175,65$ Grad/sec.

Tab. 13: Minimale und maximale Winkelgeschwindigkeit des Zeigefingers in allen drei Gelenken

	FGG	FMG	FEG
MIN [Grad/sec]	$-1216,9 \pm 456,7266$	$-2852,16 \pm 375,42$	$-5848,22 \pm 2175,65$
MAX [Grad/sec]	$1439,54 \pm 583,07$	$4262,50 \pm 2206,8$	$5249,50 \pm 554,5$

6.7.3 Ringfinger

Die einzelnen Bewegungsphasen der drei Gelenke sind auf Grund ihrer geringeren Bewegungsumfänge und geringeren Unterschied im Bewegungsumfang schwer zu unterscheiden. Deutlich zu erkennen ist die Spitze des FMG in allen drei Schüssen. Sie weist den größten Ausschlag auf und ist in ihrem zeitlichen Verlauf in allen drei gezeigten Schüssen (zumindest während des maximalen Ausschlages) ähnlich.

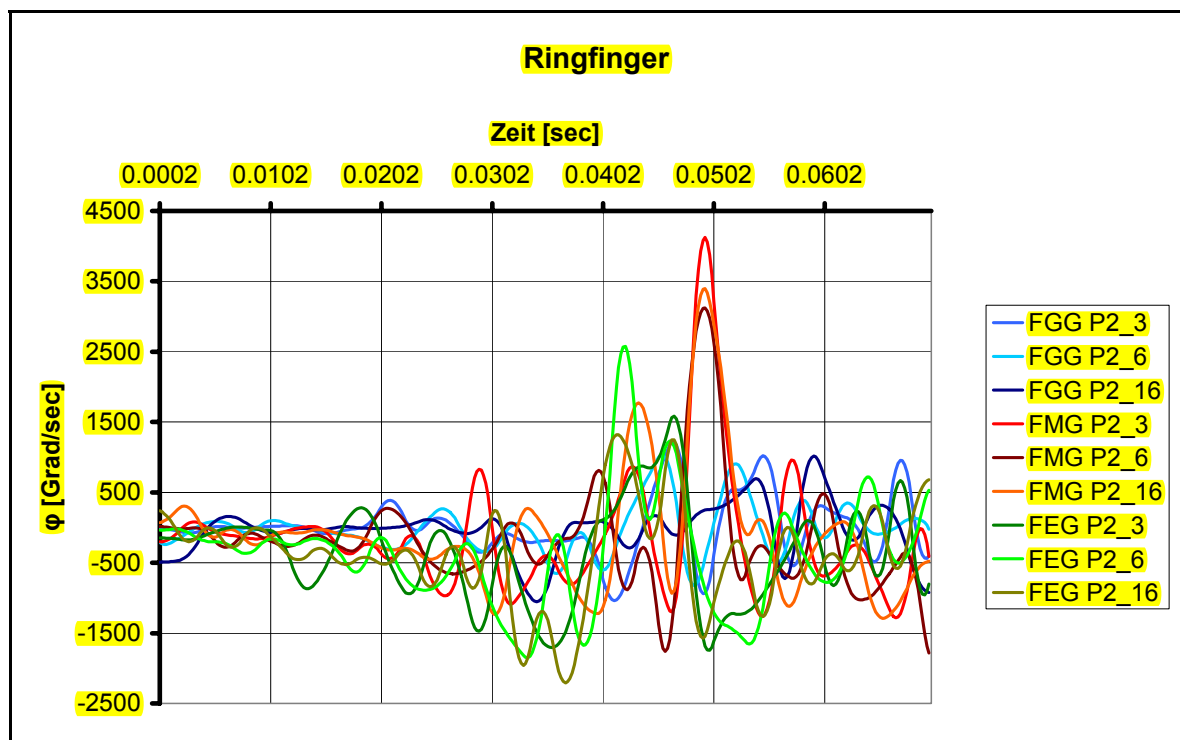


Abbildung 52: Winkelgeschwindigkeit des FGG, FMG und FEG im Ringfinger. Exemplarisch an drei Schüssen dargestellt (P2_3, P2_6 und P2_16).

Das Fingermittelgelenk (FMG) und das Fingerendgelenk (FEG) zeigen die größten Ausschläge in der Winkelgeschwindigkeit. Das FMG wies im Durchschnitt ein Maximum von $3548,29 \pm 1003,69$ Grad/sec auf und ein Minimum von $-1452,02 \pm 498,17$ Grad/sec. Das FEG wies im Durchschnitt ein Maximum von $1826,53 \pm 1254,28$ Grad/sec auf und ein Minimum von $-1934,48 \pm 498,17$ Grad/sec. Das Fingergrundgelenk (FGG) zeigte im Durchschnitt mit einem Maximum von $1086,65 \pm 194,67$ Grad/sec und einem Minimum von $-971,34 \pm 231,79$ Grad/sec nur verhältnismäßig geringe Ausschläge.

Tab. 14: Minimale und maximale Winkelgeschwindigkeit des Ringfingers in allen drei Gelenken

	FGG	FMG	FEG
MIN [Grad/sec]	$-971,34 \pm 231,79$	$-1452,02 \pm 498,17$	$-1934,48 \pm 498,17$
MAX [Grad/sec]	$1086,65 \pm 194,67$	$3548,29 \pm 1003,69$	$1826,53 \pm 1254,28$

7 Diskussion

Der Student's t-Test für unabhängige Stichproben ergab bei vier von fünf kinematischen Kenngrößen keinen signifikanten Unterschied zwischen der Gruppe mit guten Schüssen und der Gruppe mit schlechten Schüssen. In der Kenngröße h_g ($p < 0,05$) zeigte sich allerdings ein signifikanter Unterschied zwischen guten (x und 10er Treffer) und schlechten (Treffer geringer 9) Schüssen. Daher wird die in Kapitel 4 aufgestellte Nullhypothese: „Es gibt keinen signifikanten Unterschiede in der Kinematik der Schussauslösung von Schüssen, welche als gut bzw. schlecht quantifiziert werden“ verworfen und die Alternativhypothese H_1 : „Es gibt signifikante Unterschiede in der Kinematik der Schussauslösung von Schüssen, welche als gut bzw. schlecht quantifiziert werden“ angenommen. Die Sehnenseitenauslenkung lag bei den gute Schüssen im Durchschnitt bei $24,32 \pm 0,7$ mm und bei schlechten Schüssen bei $23,42 \pm 0,8$ mm. Dies würde gegen die Annahmen aus der Trainingspraxis sprechen. Hier wird in der Regel davon ausgegangen, dass sich eine zu starke Sehnenseitenauslenkung negativ auf das Trefferergebnis auswirkt. Daher wird in diesem Zusammenhang oft versucht, das Release so „sanft“ wie möglich durchzuführen (siehe Kapitel 3.1), um möglichst wenig Sehnenseitenauslenkung zu erreichen. Auch in der Literatur wird darauf hingewiesen, dass sich verschiedene Releasetechniken (siehe Kapitel 3.1) womöglich unterschiedlich stark auf die Bogensehnenseitenauslenkung auswirken (Martin et al., 1990; Clarys et al. 1990). In diesem Bezug sprechen einige Autoren (Ertan et al., 2003; Martin et al., 1990; Zipp, 1979) von der Reproduzierbarkeit einer Releasetechnik, um die Sehnenseitenauslenkung möglichst konstant über mehrere Schüsse zu halten. Demnach kann eventuell davon ausgegangen werden, dass das Ergebnis zu der Bogensehnenseitenauslenkung in dieser Untersuchung die These unterstützt, dass ein Schütze bzw. eine Schützin die Bogensehnenseitenauslenkung über mehrere Schüsse konstant und nicht möglichst gering halten sollte.

Alle fünf Kenngrößen wurden aus den Daten des FMG des Mittelfingers berechnet und ausgewertet, da davon ausgegangen wurde, dass der Mittelfinger und das FMG die Bewegung aller drei Finger beim Lösen der Sehne am besten repräsentiert. Dies vor allem aus dem Grund, da davon ausgegangen wurde, dass der Kraftschluss um die Bogensehen vom Mittelfinger am stärksten ausgeführt wird. Es stellt sich die Frage, ob der Mittelfinger mit seinem FMG die Kinematik aller drei Finger ausreichend widerspiegeln kann, oder ob nicht auf Grund der hohen interindividuellen und intraindividuellen Unterschiede in der sportlichen Technik des Bogenschießens, jeder Finger für sich, mit all

seinen Gelenken, untersucht und statistisch ausgewertet werden sollte. Auch lassen die Bewegungsumfänge der Gesamtbewegung in Ring- und Zeigefinger vermuten, dass das FMG des Mittelfingers die Gesamtbewegung nur eingeschränkt widerspiegeln kann, da die Gelenke des Ring- und Zeigefingers in Bezug zur Gesamtbewegung relativ große Bewegungsumfänge aufwiesen. Dies sollte in weiteren Untersuchungen abgeklärt werden.

Das FGG wies wie erwartet den geringsten Bewegungsanteil auf: 11% im Zeigefinger, 12% im Mittelfinger und 13% im Ringfinger. Dies wahrscheinlich auf Grund dessen, dass die Bogensehnen in den meisten Fällen durch das Fingermitteglied gehalten wird und durch den Zug auf das zur Bogensehne fast normal stehende Fingermitteglied, das FGG in einer neutralen Position gehalten wird. Das FMG wies 37% im Zeigefinger, 55% im Mittelfinger und 30% im Ringfinger auf und zeigte wie erwartet relativ große Bewegungsumfänge in allen drei Fingern. Vor allem im FMG zeigt sich, dass der Mittelfinger mit 55% mehr als die Hälfte der Gesamtbewegung durchführt. Dies könnte wiederum ein Hinweis dafür sein, dass die Bewegung des Mittelfingers ausschlaggebend für die Durchführung des Lösevorganges ist. Das FEG Gelenk nimmt mit 52% im Zeigefinger, 33% im Mittelfinger und 57% im Ringfinger den größten Anteil des Bewegungsumfanges pro Finger ein. Hier ist deutlich zu erkennen, dass vor allem der Zeigefinger mit 52% fast so einen großen Anteil der Gesamtbewegung einnimmt, wie das FMG im Mittelfinger. Allerdings muss hier nochmals auf die Verletzung des Probanden verwiesen werden. Die relativ geringen 33% Anteil an der Gesamtbewegung des Mittelfingers können durchaus im Zusammenhang mit der vorliegenden Verletzung des Probanden stehen.

Es wird zu erwarten sein, dass bei Untersuchungen von Schützen und Schützinnen, welche keine Verletzungen in diesen Bereichen aufweisen, im Vergleich zu den vorliegenden Daten, möglicherweise Unterschiede verzeichnet werden. Auch dies sollte in weiterer Folge überprüft werden.

Weiters lassen die Ergebnisse vermuten, dass vor allem die Reproduzierbarkeit von kinematischen Weg-Zeit Verläufen einen entscheidenden Faktor darstellt, ob ein Schuss als gut oder schlecht quantifiziert werden kann. Abbildung 53 zeigt einen Vergleich von drei willkürlich gewählten Schüssen, welche einen x-Treffer erzielt hatten und drei der schlechtesten Schüsse (ein Achter, ein Siebener und ein Sechser):

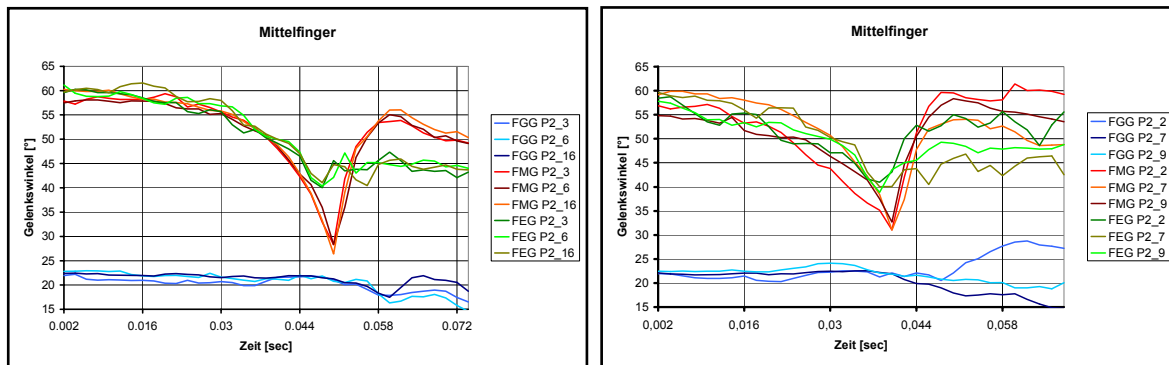


Abbildung 53: Reproduzierbarkeit von Bewegungsmustern. Vor allem die Weg-Zeit Verläufe des FMG und FEG weisen eine sehr hohe Reproduzierbarkeit im Bewegungsmuster auf. Die Minimumwerte des FMG und FEG sind sowohl bei den X-Schüssen als auch bei den schlechten Schüssen in allen drei Versuchen ähnlich in ihrer maximalen bzw. minimalen Ausprägung, zeigen aber besonders im Verlauf vor und nach dem Spitzenwert andere Charakteristika.

Hier ist deutlich zu erkennen, dass vor allem die Weg-Zeit Verläufe des FMG und FEG eine sehr hohe Reproduzierbarkeit im Bewegungsmuster aufweisen. Die Minimumwerte des FMG und FEG sind sowohl bei den x-Schüssen als auch bei den schlechten Schüssen in allen drei Versuchen in ihrer maximalen bzw. minimalen Ausprägung ähnlich, zeigen aber besonders im Verlauf vor und nach dem Spitzenwert andere Charakteristika. Dies würde die Ergebnisse der Untersuchungen von Soyulu et al. (2006) und Clarys et al. (1990) zur Reproduzierbarkeit von EMG-Aktivierungsmustern unterstützen. Die Fähigkeit die Pfeilgeschwindigkeit über mehrere Schüsse konstant zu halten und die Reaktion auf den Klicker stellen laut Ertan et al. (2005) enorm wichtige Faktoren in der Leistungsfähigkeit eines Schützen/ einer Schützin dar.

Weiters lassen die Weg-Zeit Verläufe der einzelnen Fingergelenke Bewegungsmuster bzw. Charakteristika vermuten, welche in späterer Folge eventuell herangezogen werden können um die Qualität eines Schusses quantifizieren zu können. Dies könnte die These von Edelmann-Nusser (2005) unterstützen, welche besagten, dass das motorische Programm der Schussauslösung im Sinne einer Open-Loop-Bewegung bereits vor dem Moment des Klickerns initiiert wird. Je präziser der/die Schütze/Schützin in der Lage ist, das Ideal dieses Bewegungsprogramms auszuführen, desto höher ist möglicherweise die Wahrscheinlichkeit, einen guten Schuss abzugeben. Lässt man außer Acht, dass beide untersuchten Gruppen eine unterschiedliche Anzahl an Pfeilen aufwiesen (Gruppe 1, gute Schüsse: $n = 12$; Gruppe 2, schlechte Schüsse: $n = 18$) so könnten die Ergebnisse die Annahmen von Edelmann-Nusser unterstützen, da sich vor allem in den x-Schüssen sehr deutlich Bewegungscharakteristika zeigen. Betrachtet man die Boxplot-Diagramme in Kapitel 6.4, so zeigen diese laut t-Test nur bei der Kenngröße h_g einen signifikanten Unterschied zwischen guten und schlechten Schüssen auf. Allerdings weisen die

Streuungen der einzelnen Kenngrößen Charakteristika auf, die bestimmte Bewegungsmuster erahnen lassen.

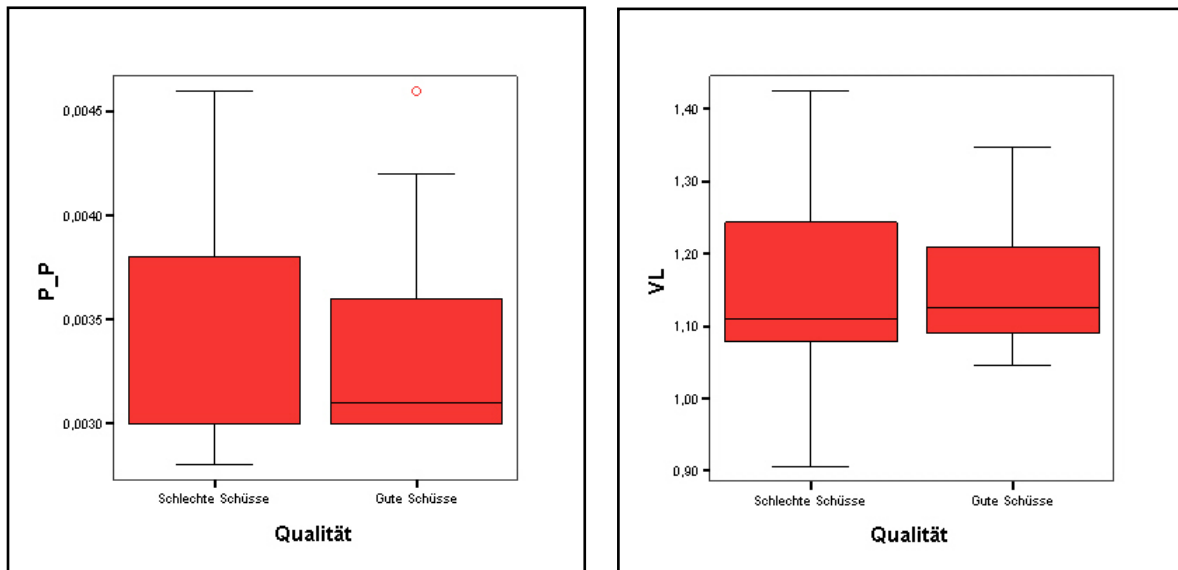


Abbildung 54: Links: Streudiagramm P-P (roter Kreis = Ausreißer); Rechts: Streudiagramm VL. Student's t-Test zeigte nur bei der Kenngröße h_g einen signifikanten Unterschied zwischen guten und schlechten Schüssen. Allerdings weisen die Streuungen der einzelnen Kenngrößen Charakteristika auf, welche bestimmte Bewegungsmuster erahnen lassen. Vor allem die Streubreite ist bei den guten Schüssen wesentlich geringer.

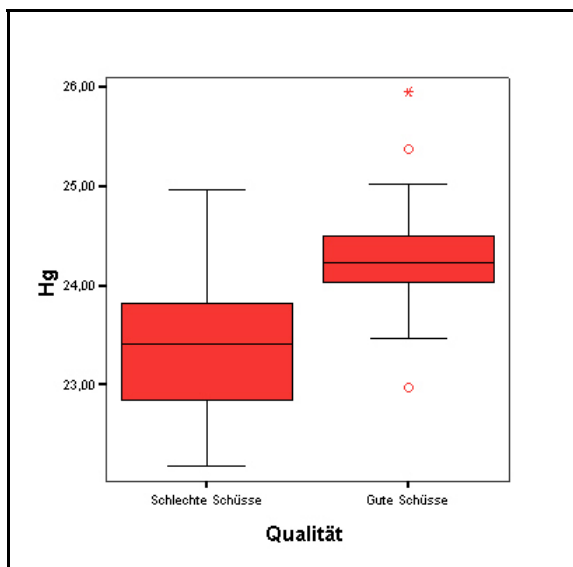


Abbildung 55: Der Student's t-Test zeigte nur bei der Kenngröße h_g einen signifikanten Unterschied zwischen guten und schlechten Schüssen. Die Streuungen der einzelnen Kenngrößen weisen Charakteristika auf, welche bestimmte Bewegungsmuster erahnen lassen. Vor allem die Streubreite ist bei den guten Schüssen wesentlich geringer (Roter Kreis = Ausreißer; roter Stern = Extremwert).

Speziell die Streuungen der Kenngrößen P-P, h_g und VL zeigen bei den guten Schüssen geringere Streubreiten als die Streubreiten bei den als schlecht quantifizierten

Schüsse. Das Betrachten eines Streuungsmaßes⁶ erscheint in diesem Fall sinnvoller als die Bewertung von Absolutwerten.

Tab. 15: Vergleich der Standardabweichung von guten und schlechten Schüssen

	MIN [Grad/sec]	MAX [Grad/sec]	P-P [ms]	VL [%]	h_q [mm]
Gute Schüsse	1009,57	479,69	,0005	,0884	,6665
Schlechte Schüsse	722,80	849,51	,00062	,14452	,8250

Dies könnte ein Indiz dafür sein, dass gut ausgeführte Schüsse sich in ihrer Charakteristik nur gering unterscheiden und scheinbar trotz der vielen Faktoren, welche eine Rolle in der Ausführung eines guten Schusses spielen, das stetige Reproduzieren gleicher Bewegungsmuster ein entscheidender Faktor in der Trefferquote eines Schützen bzw. einer Schützin darstellt.

In dieser Untersuchung wurde sowohl die Kinematik der Fingerbewegung als auch die Kinematik der Bogensehen mit dem Vicon System aufgezeichnet. Dieses System bietet bei den in dieser Versuchsanordnung gewählten System- und Kameraeinstellungen die Möglichkeit mit bis zu 500 Bildern pro Sekunde Videoaufzeichnungen durchzuführen. Es sind bis heute noch keine Veröffentlichungen bekannte, welche sich mit der Erfassung von kinematischen Daten der Fingerbewegung und der Bogensehnenbewegung während des LöSENS der Bogensehne befassen haben. Aus diesem Grund stellt diese Arbeit eine Art Wegbereitung dar und es stehen demnach keine Vergleichsdaten zu Verfügung. Es bleibt zu hoffen, dass sich der vorliegenden Arbeit, weitere kinematische Analysen der Fingerbewegung anschließen werden. Das verwendete System mit einer Kapazität (bedingt durch System- und Kameraeinstellungen) von 500 Hz stellt ein relativ neues System im Bereich der dreidimensionalen Bewegungsanalysen dar. Jedoch zeigten sich speziell im Bereich der Bogensehnenenerfassung die technischen Limitationen. Abbildung 56 zeigt den Bogensehnenverlauf in einem beliebig gewählten Schuss:

⁶ In diesem Fall wurde als Streuungsmaß die Standardabweichung herangezogen.

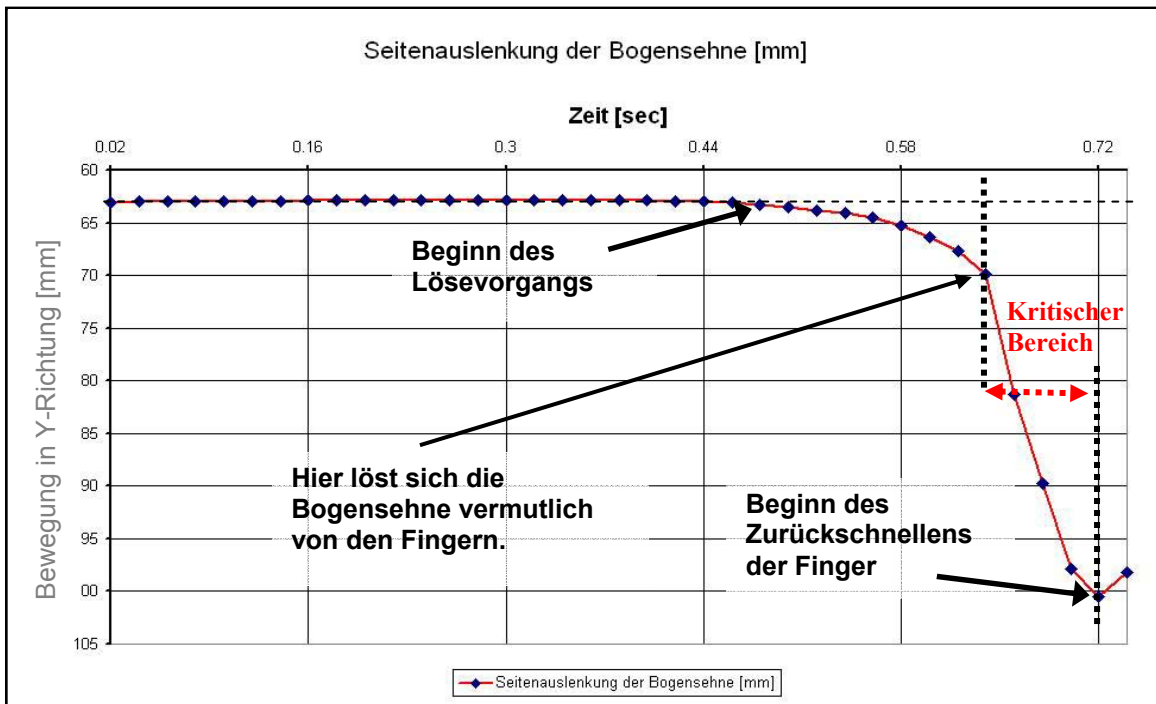


Abbildung 56: Limitation der Auswertung: 500 Hz scheinen eine zu geringe Anzahl an Messzeitpunkten zu erfassen. Speziell im kritischen Bereich wäre eine höhere Anzahl an Messzeitpunkten sinnvoll.

Speziell im kritischen Bereich wäre eine höhere Anzahl an Messzeitpunkten wünschenswert um die Charakteristik der Bogensehnenbewegung besser erfassen zu können.

Auch bei der Berechnung der beiden Kenngrößen h_g und VL stellt die Aufnahmefrequenz von 500 Hz einen limitierenden Faktor dar. Beide stehen in Bezug zu der berechneten direkten Vektorenlänge der Bogensehne. Die direkte Vektorenlänge wurde mittels des Betrags der Länge zwischen den Punkten A und B berechnet (Kapitel 5.4.2.2). Die Punkte A und B stellen mit ihren x- und y-Werten Anfang und Ende der Bogensehnen trajektorie dar. Mit Annahme des Punktes A kann kein kritischer Fehler begangen werden, da zu Beginn, während der Schütze/die Schützin den Pfeil über den Klicker zieht, nur minimale Bewegungen stattfindet bzw. sich diese auf einige wenige mm/sec beschränkt. Der Punkt B wurde allerdings am Ende der Beschleunigungsphase der Bogensehne definiert. Dies ist der kritische Punkt, an welchem wie weiter oben schon beschrieben, eine höhere Anzahl an Messwertpunkten wünschenswert wäre. Die Auswertung ist auch hier durch die Aufnahmefrequenz von 500 Hz Limitationen unterworfen. Um den Punkt B zu definieren, wird der letzte Punkt der Bogensehnen trajektorie herangezogen, bevor die Sehne in x-Richtung beginnt, zurückzuschnellen. Durch die relativ geringe zeitliche Auflösung ist hier der Punkt B wahrscheinlich nicht immer genau der Punkt, an welcher die Bogensehne umkehrt. Besser wäre es den Punkt als den Endpunkt B zu definieren, an dem die

Bogensehne ihre Richtung ändert. Allerdings dürfte sich der Fehler nur relativ geringfügig auf die Ergebnisse auswirken.

8 Ausblick

Im Grunde kann festgehalten werden, dass die dreidimensionalen Analysesysteme, nach dem heutigen Stand der Technik, trotz ihrer technischen Limitationen, gute Analysesysteme darstellen, um im dreidimensionalen Raum, kinematische Daten im Bogensport, besonders der Fingerbewegung und der Bogensehnenkinematik, erfassen zu können. Diese Arbeit stellt eine Art Grundlagenforschung dar, da bis heute noch keine Veröffentlichungen auf dem Gebiet der Finger- und Bogensehnenkinematik im Bogensport bestehen und daher keine Vergleichsdaten vorliegen. Sinnvoll wären Studien mit einer größeren Anzahl an Probanden/innen, um mögliche interindividuelle Zusammenhänge in der sportlichen Technik im Bogensport besser hinterfragen zu können. Die Indizien sprechen dafür, dass die Qualität eines Schusses bzw. der Treffererfolg wahrscheinlich von der Fähigkeit der Schützin bzw. des Schützen abhängt, inwieweit sie/er in der Lage ist, die Idealform des motorischen Bewegungsprogramms auszuführen und diese Form im höchsten Maße über die Dauer eines Wettkampfes stetig zu reproduzieren. Daher kann an diesem Punkt eine Alternativhypothese formuliert werden, welche besagt: „Dass die Leistung einer Schützin/eines Schützen von der Fähigkeit abhängig ist, inwieweit sie/er in der Lage ist das höchst spezialisierte motorische Programm des Schusses in seiner Idealform zu realisieren und diese Idealform möglichst über die Dauer eines Wettkampfes konstant zu reproduzieren“. Auch dies sollte in weiteren Untersuchungen überprüft werden.

9 Literaturverzeichnis

- Banzer, V. (2004). *Funktionsdiagnostik des Bewegungssystems in der Sportmedizin*. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag.
- Cerveri, P., De Momi, E., Lo pomò, N., Baud-Bovy, G., Barros, R.M.L. & Ferrigno, G. (2007). Finger Kinematic Modeling and Real-Time Hand Motion Estimation. *Annals of Biomedical Engineering*, 35 (11): 1989-2002.
- Cheng, P.L. & Pearcy, M. (1999). A three-dimensional definition for the flexion/extension and abduction/adduction angles. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 37: 440-444.
- Clarys, J. P., Cabri, J., Bollens, E., Sleenckx, R., Taeymans, J., Vermeiren, M. (1990). Muscular activity of different shooting distances, different release techniques, and different performance levels, with and without stabilizers, in target archery. *Journal of Sports Sciences*, 8: 235–257.
- Degeorges, R., Parasie, J., Mitton, D., Imbert, N., Goubier, J.-N. & Lavaste, F. (2005). Three-dimensional rotations of human three-joint fingers: an optoelectronic measurement. Preliminary results. *Surgical Radiologic Anatomy*; 27: 43-50.
- Edelmann-Nusser, J. (2005). *Sport und Technik- Anwendungen moderner Technologien in der Sportwissenschaft*. Aachen: Shaker Verlag.
- Ertan, H., Kentel, B., Tümer, T. & Korkusuz, F. (2003). Activation patterns in forearm muscles during archery shooting. *Human Movement Science*. 22: 37-45.
- Ertan, H., Kentel, B., Tümer, T. & Korkusuz, F. (2005). Reliability and validity testing of an archery chronometer. *Journal of Sports Science and Medicine*. 4: 95-104.
- Fédération Internationale de Tir à l'Arc (2008a). Fita Constitution and Rules. BOOK 2 Outdoor Target Rules. Constitution and Rules: Zugriff am 18 September 2008 unter http://www.archeryworldcup.org/UserFiles/Document/FITA%20website/05%20Rules/01%20C&R%20Book/2008RulesENG_Intro.pdf
- Fédération Internationale de Tir à l'Arc (2008b). Fita Constitution and Rules. BOOK 3 Indoor Target Rules. Constitution and Rules: Zugriff am 18 September 2008 unter http://www.archeryworldcup.org/UserFiles/Document/FITA%20website/05%20Rules/01%20C&R%20Book/2008RulesENG_Book3.pdf
- Gollhofer, A., Edelmann-Nusser, J., Rapp, W. & Bachmann, V. (1996). Muskel- und neurophysiologische Erkenntnisse zur Qualifizierung des Techniktrainings. Einsatzmöglichkeiten der Elektromyographie in der Technikanalyse. *Leistungssport*, 26 (3): 54-59.
- Haiden, O. & Weineck, J. (2001). *Bogenschießen: Trainingswissenschaftliche Grundlagen*. Balingen: Spitta-Verlag.
- Hennessy, M.P. & Parker, A.W. (1990). Electromyography of arrow release in archery. *Electromyographic and Clinical Neurophysiology*, 30 (1): 7-17.

- Jobbagy, A., Harcos, P., Karoly, R. & Fazekas, G. (2004). Analysis of finger-tapping movement. *Journal of Neuroscience Methods*; 141: 29-39.
- Keast, D. & Elliot, B. (1990). Fine body movements and cardiac cycle in archery. *Journal of Sports Sciences*, 8: 203-213.
- Klopsteg, P.E. (1943). Physics of bows and arrows. *American Journal of Physics*, 11 (4): 175-192.
- Kooi, B.W. (1998). Bow-arrow interaction in archery. *Journal of Sports Science*. 16: 721-731.
- Kooi, B.W. & Sparenberg, J.A. (1997). On the mechanics of the arrow: Archer's Paradox. *Journal of Engineering Mathematics*, 31: 285-303.
- Leonard, L.D., Sikett, G., Mullineux, G., Giddins, G.E.B. & Miles, A.W. (2005). Development of an in-vivo method of wrist joint motion analysis. *Clinical Biomechanics*, 20: 166-171.
- Leroyer, P., Van Hoecke, J. & Helal, J.N. (1993). Biomechanical study of the final push-pull in archery. *Journal of Sports Sciences*, 11 (1): 63-9.
- Loosch, E. (1999). *Allgemeine Bewegungslehre*. Wiebelsheim: Limpert Verlag.
- Mann, D.L. & Littke, N. (1989). Shoulder injuries in archery. In H. Ertan, Kentel, B., Tümer, T., & Korkusuz, F. (2005). Reliability and validity testing of an archery chronometer. *Journal of Sports Science and Medicine* (S. 95). 4: 95-104.
- Martin, P.E., Siler, W.L. & Hoffman, D. (1990). Electromyographic analysis of bow string release in highly skilled archers. *Journal of Sports Sciences*, 8: 215-221.
- Nishizono, A., Shibayama, H., Izuta, T. & Saito, K. (1987). Analysis of archery shooting techniques by means of EMG. In H. Ertan, Kentel, B., Tümer, T., & Korkusuz, F. (2005). Reliability and validity testing of an archery chronometer. *Journal of Sports Science and Medicine* (S. 95). 4: 95-104.
- Schwegler, J. (1998). *Der Mensch – Anatomie und Physiologie. Schritt für Schritt Zusammenhänge verstehen*, Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Soechting, J.F. & Flanders, M. (1992). Moving in three-dimensional space. Frames of reference, vectors and coordinate systems. *Annual Review of Neuroscience*, 15: 167-191.
- Soylu, AR., Ertan, H. & Korkusuz, F. (2006). Archery performance level and repeatability of event-related EMG. *Human Movement Science*, 25: 767-74.
- Spada, G. P., Font, S. & Mortan, B. W. (2006). *Fita Judge Guide Book*. Zugriff am 20. Mai 2008 unter http://www.archery.org/UserFiles/Document/FITA%20website/07%20Publications/02_Downloads/Judges_Guidebook-e.pdf
- Stuart, J. & Atha, J. (1990). Postural consistency in skilled archers. *Journal of Sports Sciences*, 8: 23-234.
- Tebbutt, P., Wood, J. & King, M. (2002). *Vicon Motion Systems. The Vicon Manual*: California

Veber, M., Bajd, T. & Munih, M. (2007). Assessing joint angles in human hand via optical tracking device and calibrating instrumented glove. *Meccanica*; 42: 451-463.

Vicon Motion Systems (2002). *Bodybuilder for Biomechanics*. Oxford

Vicon Motion Systems (2008, 19. Mai). *RHand Modell*. Zugriff am 19. Mai 2008 unter http://www.vicon.com/support/downloads_search.php

Zipp, P. (1979). Elektromyographie in der Biomechanik des Sports – Anwendungsbeispiel Bogenschießen. *Leistungssport*, 9 (4): 288-294.

Zipp, P., Arnold, W. & Rohmert, W. (1978). Identifizierung von leistungsbestimmenden Engpässen beim Bogenschießen. *Leistungssport*, 8 (5): 375-383.

10 Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Übersicht Trefferergebnisse (56 Schuss)	51
Tab. 2: Gesamtscore in den drei Durchgängen (56 Schuss).....	51
Tab. 3: Ergebnisübersicht aller fünf kinematischer Kenngrößen (56 Schuss).....	52
Tab. 4: Überblick über die Bewegungsumfänge der drei Finger und Gelenke	54
Tab. 5: Deskriptive Statistik - Gute Schüsse	55
Tab. 6: Deskriptive Statistik - Schlechte Schüsse.....	55
Tab. 7: Signifikanz – Voraussetzungsprüfung (Gruppe 1: schlechte Schüsse; Gruppe 2: gute Schüsse).....	56
Tab. 8: Ergebnisse für den Students´ s t-Test für unabhängige Stichproben.....	56
Tab. 9: Minimale und maximale Gelenkwinkel des Mittelfingers in allen drei Gelenken.....	61
Tab. 10: Minimale und maximale Gelenkwinkel des Zeigefingers in allen drei Gelenken	63
Tab. 11: Minimale und maximale Gelenkwinkel des Ringfingers in allen drei Gelenken.....	64
Tab. 12: Minimale und maximale Winkelgeschwindigkeit des Mittelfingers in allen drei Gelenken	65
Tab. 13: Minimale und maximale Winkelgeschwindigkeit des Zeigefingers in allen drei Gelenken.....	66
Tab. 14: Minimale und maximale Winkelgeschwindigkeit des Ringfingers in allen drei Gelenken.....	67
Tab. 15: Vergleich der Standardabweichung von guten und schlechten Schüssen.....	72
Tab. 16: Nichtparametrischer Test: Kolmogorow Smirnov-Test:	92
Tab. 17: Gruppenstatistik	92
Tab. 18: Mittelwertevergleich - t-Test für unabhängige Stichproben.....	93

11 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Links: Schematische Zeichnung eines Recurve-Bogens mit Stabilisatoren. Rechts: Fotografie von zwei Recurve-Bögen ohne Stabilisatoren. (Edelmann-Nusser, 2005, S. 77).	7
Abbildung 2:	Bogenschützin im vollen Auszug (Edelmann-Nusser, 2005, S. 166).	8
Abbildung 3:	Exemplarische Darstellung eines Pfeils (modifiziert nach Fédération Internationale de Tir à l'Arc, 2008b, S. 39).	9
Abbildung 4:	Nocke. Der Pfeil ist mit der Nocke an der Sehne fixiert (Edelmann-Nusser, 2005, S. 167).	9
Abbildung 5:	Schematische Darstellung des Lösevorganges aus der Vogelperspektive zu vier aufeinander folgenden Zeitpunkten (Edelmann-Nusser, 2005, S. 166).	9
Abbildung 6:	Der Recurvebogen (modifiziert nach Fédération Internationale de Tir à l'Arc, 2008b, S. 40).	10
Abbildung 7:	Button (modifiziert nach Haiden und Weineck, 2001, S. 385).	11
Abbildung 8:	Klicker und Pfeilauflage (Haiden und Weineck, 2001, S. 221).	11
Abbildung 9:	Compound und Recurvebogen (modifiziert nach Fédération Internationale de Tir à l'Arc, 2008b, S. 39f).	13
Abbildung 10:	Zielscheiben für die Halle (modifiziert nach Fédération Internationale de Tir à l'Arc, 2008b, S. 35).	14
Abbildung 11:	Scheibenaufgabe für die FITA Outdoor Bewerbe (modifiziert nach Fédération Internationale de Tir à l'Arc, 2008a, S. 40).	14
Abbildung 12:	Schematische Darstellung der Körpersegmente eines Schützen oder einer Schützin von oben (Gollhofer, Edelmann-Nusser, Rapp und Bachmann, 1996, S. 54).	17
Abbildung 13:	Der Muskelökonomie Index (nach Clarys, et al, 1990, S. 252).	19
Abbildung 14:	Innervationscharakteristika eines geübten Schützen (Nationalkader) (Clarys, et al, 1990, S. 250).	20
Abbildung 15:	Innervationscharakteristika eines ungeübten Schützen (Anfänger) (Clarys, et al, 1990, S. 251).	21
Abbildung 16:	Varianzen (VR) der Bogenschützengruppen für M. extensor digitorum (MED) und M. flexor digitorum superficialis (MFDS) (Soylu et al., 2006, S. 771).	22
Abbildung 17:	iEMG Profile für den M. extensor digitorum (Martin, Siler und Hoffman, 1990, S. 219).	23
Abbildung 18:	Das motorische Programm der Schussauslösung (Edelmann-Nusser, 2005, S. 100).	25
Abbildung 19:	Das Material des Probanden.	30
Abbildung 20:	Methodischer Ablauf.	32
Abbildung 21:	Kamerapositionierung und virtuelles Koordinatensystem.	33
Abbildung 22:	Kameraaufstellung.	34
Abbildung 23:	Kinematisches Modell der ganzen Handstruktur (Cerveri et al., 2007, S. 1991).	35

Abbildung 24:	Markerpositionierung.	37
Abbildung 25:	RHand-Modell.	37
Abbildung 26:	RHand-Modell.	38
Abbildung 27:	Das kinematische Modell.	39
Abbildung 28:	Marker.	40
Abbildung 29:	Bogensehnenmarker.	40
Abbildung 30:	Die Knochen der Hand (Schwegler, 1998, S. 108).	42
Abbildung 31:	Darstellung der Programmstruktur im Programm National Instrument LabView 8.1.	44
Abbildung 32:	KenngroÙe P-P.	46
Abbildung 33:	Weg-Zeit Verlauf des Sehnenmarkers.	47
Abbildung 34:	Ausrichtung des Schützen.	47
Abbildung 35:	Schematische Darstellung des Aufnahmezeitraumes.	48
Abbildung 36:	Berechnungsgrundlage für die KenngroÙe h_g .	49
Abbildung 37:	Berechnungsgrundlage für die KenngroÙe VL.	50
Abbildung 38:	Streudiagramme der fünf kinematischen KenngroÙen für alle 56 Schuss.	53
Abbildung 39:	BoxPlot Diagramm für KenngroÙe MIN.	56
Abbildung 40:	BoxPlot Diagramm für KenngroÙe h_g .	56
Abbildung 41:	BoxPlot Diagramm für KenngroÙe VL.	57
Abbildung 42:	BoxPlot Diagramm für KenngroÙe MAX.	57
Abbildung 43:	BoxPlot Diagramm für KenngroÙe P-P. (roter Kreis = Ausreißer).	57
Abbildung 44:	Bewegung des FGG im Zeige-, Mittel- und Ringfinger und der Bogensehne am Beispiel des Schusses P2_3.	58
Abbildung 45:	Bewegung des FMG im Zeige-, Mittel- und Ringfinger und der Bogensehne am Beispiel des Schusses P2_3.	59
Abbildung 46:	Bewegung des FEG im Zeige-, Mittel- und Ringfinger und der Bogensehne am Beispiel des Schusses P2_3.	60
Abbildung 47:	Bewegung des FGG, FMG und FEG im Mittelfinger.	61
Abbildung 48:	Bewegung des FGG, FMG und FEG im Zeigefinger.	62
Abbildung 49:	Bewegung des FGG, FMG und FEG im Ringfinger.	63
Abbildung 50:	Winkelgeschwindigkeit des FGG, FMG und FEG im Mittelfinger.	65
Abbildung 51:	Winkelgeschwindigkeit des FGG, FMG und FEG im Zeigefinger.	66
Abbildung 52:	Winkelgeschwindigkeit des FGG, FMG und FEG im Ringfinger.	67
Abbildung 53:	Reproduzierbarkeit von Bewegungsmuster.	70
Abbildung 54:	Links: Streudiagramm P-P (roter Kreis = Ausreißer); Rechts: Streudiagramm VL.	71
Abbildung 55:	Student's t-Test.	71
Abbildung 56:	Technische Limitation des Analysesystems.	73

- Abbildung 57: Histogramme der fünf kinematischen Kenngrößen der als schlecht quantifizierten Schüssen; Kenngrößen: h_g , VL, Max, P_P und Min. Normalverteilungskurve in schwarz. 90
- Abbildung 58: Histogramme der fünf kinematischen Kenngrößen der als gut quantifizierten Schüssen; Kenngrößen: h_g , VL, Max, P_P und Min. Normalverteilungskurve in schwarz. 91
- Abbildung 59: Links: L-Frame für die statische Kalibrierung. Rechts: Wand für die dynamische Kalibrierung (modifiziert nach Tebbutt, Wood & King, 2002, S. 13). 94

A Datenblatt

Folgend ist das Datenblatt dargestellt, welches zur Erfassung der persönlichen, anthropometrischen, technischen und Material-Daten verwendet wurde:

DATENBLATT

Datum der Aufnahme:

Persönliche Daten:

Vorname:

Nachname:

Geburtsdatum:

Tel.:

Geschlecht: m w

Anthropometrische & technische Daten:

Körpergröße:

Körpergewicht:

Auszugslänge:

Pfund:

Pfeillänge:

Schütze: links rechts

Bestleistung Fita Indoor:

Sportliche Erfolge:

Trainingsjahre:

Material:

Bogenmittelteil:

Wurfarme:

Pfeilschaft:

Spitze:

Federn:

Nocke:

B Adaptierter Programmcode RHand-Modell

Gezeigt wird der adaptierte Programmcode des Rhand-Modells:

```

1  {*VICON BodyLanguage (tm) model*}
2
3  {*issued: January 2002*}
4  {*Model RHand.MOD*}
5  {*Use only with BodyBuilder V. 3.53 or later*}
6  {*Use only with RHand.MP parameters and RHand.MKR*}
7
8  {*This file is supplied to illustrate the normal operation of BodyLanguage.}
9  {*Vicon Motion Systems accept no responsibility for its correct operation*}
10
11 {*Start of macro section*}
12 {*=====*}
13
14 macro NORMALISE(Vec)
15 {* Normalises the vector Vec *}
16 len = 1(Vec)*1(Vec)+2(Vec)*2(Vec)+3(Vec)*3(Vec)
17 len = sqrt(len)
18 Vec = {1(Vec)/len,2(Vec)/len,3(Vec)/len}
19 endmacro
20
21 macro CROSSPROD(Vec1,Vec2,Result)
22 tmp = {2(Vec1)*3(Vec2)-3(Vec1)*2(Vec2),3(Vec1)*1(Vec2)-1(Vec1)*3(Vec2),1(Vec1)*2(Vec2)-
23 2(Vec1)*1(Vec2)}
24 Result = tmp
25 endmacro
26
27 macro PROJECTION(line,segment,join)
28 {* Calculates flexion/extension and abduction/adduction angles using technique of:}
29 {* Cheng P.L., Pearcy M. (1998) A 3D Definition for the Flexion/Extension and Abduction/Adduction}
30 {* Angles.}
31 {* Proc. 4th International Symposium on the 3D Analysis of Human Movement, July2nd-5th,}
32 {* Chattanooga, USA.*}
33
34 %line=(line+0(segment))/segment
35 output(%line)
36 RotY=acos(SQRT(((1(%line)*1(%line))+2(%line)*2(%line))))
37 RotZ=acos(SQRT(((1(%line)*1(%line))+3(%line)*3(%line))))
38 If 3(%line) > 0 Then RotY=-RotY Else RotY=RotY EndIf
39 If 2(%line) > 0 Then RotZ=RotZ Else RotZ=-RotZ EndIf
40 joint#ProjAngles=<0,RotY,RotZ>
41 output(joint#ProjAngles)
42
43 {*Alternative calculations using 'atan' and 'atan2' functions}
44
45 RotY2=-atan(3(%line)/1(%line))
46 RotZ2=atan(2(%line)/1(%line))
47 joint#ProjAngles2=<0,RotY2,RotZ2>
48 output(joint#ProjAngles2)
49
50 RotY3=-atan2(3(%line),1(%line))
51 RotZ3=atan2(2(%line),1(%line))
52 joint#ProjAngles3=<0,RotY3,RotZ3>
53 output(joint#ProjAngles3)      *}
54
55 endmacro

```

```

56
57 macro SEGVIS(Segment)
58 ORIGIN#Segment=0(Segment)
59 XAXIS#Segment=0(Segment)+(1(Segment)*100)
60 YAXIS#Segment=0(Segment)+(2(Segment)*100)
61 ZAXIS#Segment=0(Segment)+(3(Segment)*100)
62 output(ORIGIN#Segment,XAXIS#Segment,YAXIS#Segment,ZAXIS#Segment)
63 endmacro
64
65 {*=====*}
66 {*End of macro section*}
67
68 {*Define optional marker points*}
69 OptionalPoints(RH1,RH2,RH3,RH4,RH5,RH6,RFA1,RWRA,RWRB,RFA2,RTH1,RTH2,RTH3)
70 OptionalPoints(RIF1,RIF2,RIF3,RTF1,RTF2,RTF3,RRF1,RRF2,RRF3,RRF4,RPF1,RPF2,RPF3)
71
72 {*Define Virtual Markers*}
73 RHNDV1=(RH1+RH6)/2
74 RHNDV2=(RHNDV1+RH6)/2
75
76 {*Define Hand Segment Frame*}
77 RHand1=[RHNDV1,RH3-RHNDV1,RH6-RH1,xzy]
78 SEGVIS(RHand1)
79
80 {*Define Segment Vectors*}
81 RightHandAxis1=RH2-RH1
82 RightHandAxis2=RH3-RHNDV1
83 RightHandAxis3=RH4-RHNDV2
84 RightHandAxis4=RH5-RH6
85 RightThumb1=RTH1-RH1
86 RightThumb2=RTH2-RTH1
87 RightThumb3=RTH3-RTH2
88 RightIndexFinger1=RIF1-RH2
89 RightIndexFinger2=RIF2-RIF1
90 RightIndexFinger3=RIF3-RIF2
91 RightThirdFinger1=RTF1-RH3
92 RightThirdFinger2=RTF2-RTF1
93 RightThirdFinger3=RTF3-RTF2
94 RightRingFinger1=RRF2-RH4
95 RightRingFinger2=RRF3-RRF2
96 RightRingFinger3=RRF4-RRF3
97 RightPinkie1=RPF1-RH4
98 RightPinkie2=RPF2-RPF1
99 RightPinkie3=RPF3-RPF2
100
101 {*Normalise Segment Vectors*}
102 NORMALISE(RightHandAxis1)
103 NORMALISE(RightHandAxis2)
104 NORMALISE(RightHandAxis3)
105 NORMALISE(RightHandAxis4)
106 NORMALISE(RightThumb1)
107 NORMALISE(RightThumb2)
108 NORMALISE(RightThumb3)
109 NORMALISE(RightIndexFinger1)
110 NORMALISE(RightIndexFinger2)
111 NORMALISE(RightIndexFinger3)
112 NORMALISE(RightThirdFinger1)
113 NORMALISE(RightThirdFinger2)
114 NORMALISE(RightThirdFinger3)
115 NORMALISE(RightRingFinger1)

```

```

116 NORMALISE(RightRingFinger2)
117 NORMALISE(RightRingFinger3)
118 NORMALISE(RightPinkie1)
119 NORMALISE(RightPinkie2)
120 NORMALISE(RightPinkie3)
121
122 {*Calculate Cross-Products for Joint Angles*}
123 CROSSPROD(RightThumb1,RightHandAxis1,RTJ1Prod)
124 CROSSPROD(RightThumb2,RightThumb1,RTJ2Prod)
125 CROSSPROD(RightThumb3,RightThumb2,RTJ3Prod)
126 CROSSPROD(RightIndexFinger1,RightHandAxis1,RIFJ1Prod)
127 CROSSPROD(RightIndexFinger2,RightIndexFinger1,RIFJ2Prod)
128 CROSSPROD(RightIndexFinger3,RightIndexFinger2,RIFJ3Prod)
129 CROSSPROD(RightThirdFinger1,RightHandAxis2,RTFJ1Prod)
130 CROSSPROD(RightThirdFinger2,RightThirdFinger1,RTFJ2Prod)
131 CROSSPROD(RightThirdFinger3,RightThirdFinger2,RTFJ3Prod)
132 CROSSPROD(RightRingFinger1,RightHandAxis3,RRFJ1Prod)
133 CROSSPROD(RightRingFinger2,RightRingFinger1,RRFJ2Prod)
134 CROSSPROD(RightRingFinger3,RightRingFinger2,RRFJ3Prod)
135 CROSSPROD(RightPinkie1,RightHandAxis4,RPFJ1Prod)
136 CROSSPROD(RightPinkie2,RightPinkie1,RPFJ2Prod)
137 CROSSPROD(RightPinkie3,RightPinkie2,RPFJ3Prod)
138
139 {*Calculate First Joint Projected Angles*}
140 PROJECTION(RightThumb1,RHand1,RightThumbJ1)
141 PROJECTION(RightIndexFinger1,RHand1,RightIndexFingerJ1)
142 PROJECTION(RightThirdFinger1,RHand1,RightThirdFingerJ1)
143 PROJECTION(RightRingFinger1,RHand1,RightRingFingerJ1)
144 PROJECTION(RightPinkie1,RHand1,RightPinkieJ1)
145
146 {*Calculate Finger Joint Absolute Angles*}
147 RightThumbJ1AbsAngles=<asin(DIST(RTJ1Prod, {0,0,0})),0,0>
148 RightThumbJ2AbsAngles=<asin(DIST(RTJ2Prod, {0,0,0})),0,0>
149 RightThumbJ3AbsAngles=<asin(DIST(RTJ3Prod, {0,0,0})),0,0>
150 RightIndexFingerJ1AbsAngles=<asin(DIST(RIFJ1Prod, {0,0,0})),0,0>
151 RightIndexFingerJ2AbsAngles=<asin(DIST(RIFJ2Prod, {0,0,0})),0,0>
152 RightIndexFingerJ3AbsAngles=<asin(DIST(RIFJ3Prod, {0,0,0})),0,0>
153 RightThirdFingerJ1AbsAngles=<asin(DIST(RTFJ1Prod, {0,0,0})),0,0>
154 RightThirdFingerJ2AbsAngles=<asin(DIST(RTFJ2Prod, {0,0,0})),0,0>
155 RightThirdFingerJ3AbsAngles=<asin(DIST(RTFJ3Prod, {0,0,0})),0,0>
156 RightRingFingerJ1AbsAngles=<asin(DIST(RRFJ1Prod, {0,0,0})),0,0>
157 RightRingFingerJ2AbsAngles=<asin(DIST(RRFJ2Prod, {0,0,0})),0,0>
158 RightRingFingerJ3AbsAngles=<asin(DIST(RRFJ3Prod, {0,0,0})),0,0>
159 RightPinkieJ1AbsAngles=<asin(DIST(RPFJ1Prod, {0,0,0})),0,0>
160 RightPinkieJ2AbsAngles=<asin(DIST(RPFJ2Prod, {0,0,0})),0,0>
161 RightPinkieJ3AbsAngles=<asin(DIST(RPFJ3Prod, {0,0,0})),0,0>
162
163 {*Output Joint Angles*}
164 output(RightThumbJ1AbsAngles,RightThumbJ2AbsAngles,RightThumbJ3AbsAngles)
165 output(RightIndexFingerJ1AbsAngles,RightIndexFingerJ2AbsAngles,RightIndexFingerJ3AbsAngle
166 s)
167 output(RightThirdFingerJ1AbsAngles,RightThirdFingerJ2AbsAngles,RightThirdFingerJ3AbsAngles)
168 output(RightRingFingerJ1AbsAngles,RightRingFingerJ2AbsAngles,RightRingFingerJ3AbsAngles)
169 output(RightPinkieJ1AbsAngles,RightPinkieJ2AbsAngles,RightPinkieJ3AbsAngles)
170
171 {*Output Virtual Markers*}
172 output(RHNDV1,RHNDV2)

```

C Originaler Programmcode RHand-Modell

Gezeigt wird der originale Programmcode des Rhand-Modells:

```

1  {*VICON BodyLanguage (tm) model*}
2
3  {*issued: January 2002*}
4  {*Model RHand.MOD*}
5  {*Use only with BodyBuilder V. 3.53 or later*}
6  {*Use only with RHand.MP parameters and RHand.MKR*}
7
8  {*This file is supplied to illustrate the normal operation of BodyLanguage.
9  Vicon Motion Systems accept no responsibility for its correct operation*}
10
11  {*Start of macro section*}
12  {*=====*}
13
14  macro NORMALISE(Vec)
15  {* Normalises the vector Vec *}
16  len = 1(Vec)*1(Vec)+2(Vec)*2(Vec)+3(Vec)*3(Vec)
17  len = sqrt(len)
18  Vec = {1(Vec)/len,2(Vec)/len,3(Vec)/len}
19  endmacro
20
21  macro CROSSPROD(Vec1,Vec2,Result)
22  tmp = {2(Vec1)*3(Vec2)-3(Vec1)*2(Vec2),3(Vec1)*1(Vec2)-1(Vec1)*3(Vec2),1(Vec1)*2(Vec2)-
23  2(Vec1)*1(Vec2)}
24  Result = tmp
25  endmacro
26
27  macro PROJECTION(line,segment,joint)
28  {* Calculates flexion/extension and abduction/adduction angles using technique of:
29  Cheng P.L., Percy M. (1998) A 3D Definition for the Flexion/Extension and Abduction/Adduction
30  Angles.
31  Proc. 4th International Symposium on the 3D Analysis of Human Movement, July2nd-5th,
32  Chattanooga, USA.*}
33
34  %line=(line+0(segment))/segment
35  output(%line)
36  RotY=acos(SQRT((1(%line)*1(%line))+2(%line)*2(%line))))
37  RotZ=acos(SQRT((1(%line)*1(%line))+3(%line)*3(%line))))
38  If 3(%line) > 0 Then RotY=-RotY Else RotY=RotY EndIf
39  If 2(%line) > 0 Then RotZ=RotZ Else RotZ=-RotZ EndIf
40  joint#ProjAngles=<0,RotY,RotZ>
41  output(joint#ProjAngles)
42
43  {*Alternative calculations using 'atan' and 'atan2' functions
44
45  RotY2=-atan(3(%line)/1(%line))
46  RotZ2=atan(2(%line)/1(%line))
47  joint#ProjAngles2=<0,RotY2,RotZ2>
48  output(joint#ProjAngles2)
49
50  RotY3=-atan2(3(%line),1(%line))
51  RotZ3=atan2(2(%line),1(%line))
52  joint#ProjAngles3=<0,RotY3,RotZ3>
53  output(joint#ProjAngles3)    *}
54

```

```
55 endmacro
56
57 macro SEGVIS(Segment)
58 ORIGIN#Segment=0(Segment)
59 XAXIS#Segment=0(Segment)+(1(Segment)*100)
60 YAXIS#Segment=0(Segment)+(2(Segment)*100)
61 ZAXIS#Segment=0(Segment)+(3(Segment)*100)
62 output(ORIGIN#Segment,XAXIS#Segment,YAXIS#Segment,ZAXIS#Segment)
63 endmacro
64
65 {*=====*}
66 {*End of macro section*}
67
68 {*Define optional marker points*}
69 OptionalPoints(RH1,RH2,RH3,RH4,RH5,RH6,RFA1,RWRA,RWRB,RFA2,RTH1,RTH2,RTH3)
70 OptionalPoints(RIF1,RIF2,RIF3,RTF1,RTF2,RTF3,RRF1,RRF2,RRF3,RRF4,RPF1,RPF2,RPF3)
71
72 {*Define Virtual Markers*}
73 RHNDV1=(RH1+RH6)/2
74 RHNDV2=(RHNDV1+RH6)/2
75
76 {*Define Hand Segment Frame*}
77 RHand1=[RHNDV1,RH3-RHNDV1,RH6-RH1,xzy]
78 SEGVIS(RHand1)
79
80 {*Define Segment Vectors*}
81 RightHandAxis1=RH2-RH1
82 RightHandAxis2=RH3-RHNDV1
83 RightHandAxis3=RH4-RHNDV2
84 RightHandAxis4=RH5-RH6
85 RightThumb1=RTH1-RH1
86 RightThumb2=RTH2-RTH1
87 RightThumb3=RTH3-RTH2
88 RightIndexFinger1=RIF1-RH2
89 RightIndexFinger2=RIF2-RIF1
90 RightIndexFinger3=RIF3-RIF2
91 RightThirdFinger1=RTF1-RH3
92 RightThirdFinger2=RTF2-RTF1
93 RightThirdFinger3=RTF3-RTF2
94 RightRingFinger1=RRF2-RH4
95 RightRingFinger2=RRF3-RRF2
96 RightRingFinger3=RRF4-RRF3
97 RightPinkie1=RPF1-RH4
98 RightPinkie2=RPF2-RPF1
99 RightPinkie3=RPF3-RPF2
100
101 {*Normalise Segment Vectors*}
102 NORMALISE(RightHandAxis1)
103 NORMALISE(RightHandAxis2)
104 NORMALISE(RightHandAxis3)
105 NORMALISE(RightHandAxis4)
106 NORMALISE(RightThumb1)
107 NORMALISE(RightThumb2)
108 NORMALISE(RightThumb3)
109 NORMALISE(RightIndexFinger1)
110 NORMALISE(RightIndexFinger2)
111 NORMALISE(RightIndexFinger3)
112 NORMALISE(RightThirdFinger1)
113 NORMALISE(RightThirdFinger2)
114 NORMALISE(RightThirdFinger3)
```



```
115 NORMALISE(RightRingFinger1)
116 NORMALISE(RightRingFinger2)
117 NORMALISE(RightRingFinger3)
118 NORMALISE(RightPinkie1)
119 NORMALISE(RightPinkie2)
120 NORMALISE(RightPinkie3)
121
122 {*Calculate Cross-Products for Joint Angles*}
123 CROSSPROD(RightThumb1,RightHandAxis1,RTJ1Prod)
124 CROSSPROD(RightThumb2,RightThumb1,RTJ2Prod)
125 CROSSPROD(RightThumb3,RightThumb2,RTJ3Prod)
126 CROSSPROD(RightIndexFinger1,RightHandAxis1,RIFJ1Prod)
127 CROSSPROD(RightIndexFinger2,RightIndexFinger1,RIFJ2Prod)
128 CROSSPROD(RightIndexFinger3,RightIndexFinger2,RIFJ3Prod)
129 CROSSPROD(RightThirdFinger1,RightHandAxis2,RTFJ1Prod)
130 CROSSPROD(RightThirdFinger2,RightThirdFinger1,RTFJ2Prod)
131 CROSSPROD(RightThirdFinger3,RightThirdFinger2,RTFJ3Prod)
132 CROSSPROD(RightRingFinger1,RightHandAxis3,RRFJ1Prod)
133 CROSSPROD(RightRingFinger2,RightRingFinger1,RRFJ2Prod)
134 CROSSPROD(RightRingFinger3,RightRingFinger2,RRFJ3Prod)
135 CROSSPROD(RightPinkie1,RightHandAxis4,RPFJ1Prod)
136 CROSSPROD(RightPinkie2,RightPinkie1,RPFJ2Prod)
137 CROSSPROD(RightPinkie3,RightPinkie2,RPFJ3Prod)
138
139 {*Calculate First Joint Projected Angles*}
140 PROJECTION(RightThumb1,RHand1,RightThumbJ1)
141 PROJECTION(RightIndexFinger1,RHand1,RightIndexFingerJ1)
142 PROJECTION(RightThirdFinger1,RHand1,RightThirdFingerJ1)
143 PROJECTION(RightRingFinger1,RHand1,RightRingFingerJ1)
144 PROJECTION(RightPinkie1,RHand1,RightPinkieJ1)
145
146 {*Calculate Finger Joint Absolute Angles*}
147 RightThumbJ1AbsAngles=<asin(DIST(RTJ1Prod, {0,0,0})),0,0>
148 RightThumbJ2AbsAngles=<asin(DIST(RTJ2Prod, {0,0,0})),0,0>
149 RightThumbJ3AbsAngles=<asin(DIST(RTJ3Prod, {0,0,0})),0,0>
150 RightIndexFingerJ1AbsAngles=<asin(DIST(RIFJ1Prod, {0,0,0})),0,0>
151 RightIndexFingerJ2AbsAngles=<asin(DIST(RIFJ2Prod, {0,0,0})),0,0>
152 RightIndexFingerJ3AbsAngles=<asin(DIST(RIFJ3Prod, {0,0,0})),0,0>
153 RightThirdFingerJ1AbsAngles=<asin(DIST(RTFJ1Prod, {0,0,0})),0,0>
154 RightThirdFingerJ2AbsAngles=<asin(DIST(RTFJ2Prod, {0,0,0})),0,0>
155 RightThirdFingerJ3AbsAngles=<asin(DIST(RTFJ3Prod, {0,0,0})),0,0>
156 RightRingFingerJ1AbsAngles=<asin(DIST(RRFJ1Prod, {0,0,0})),0,0>
```

D Histogramme und Datentabellen der fünf kinematischen Kenngrößen

Abbildungen 57 und 58 zeigen die Histogramme aller fünf kinematischer Kenngrößen bei guten und schlechten Schüssen:

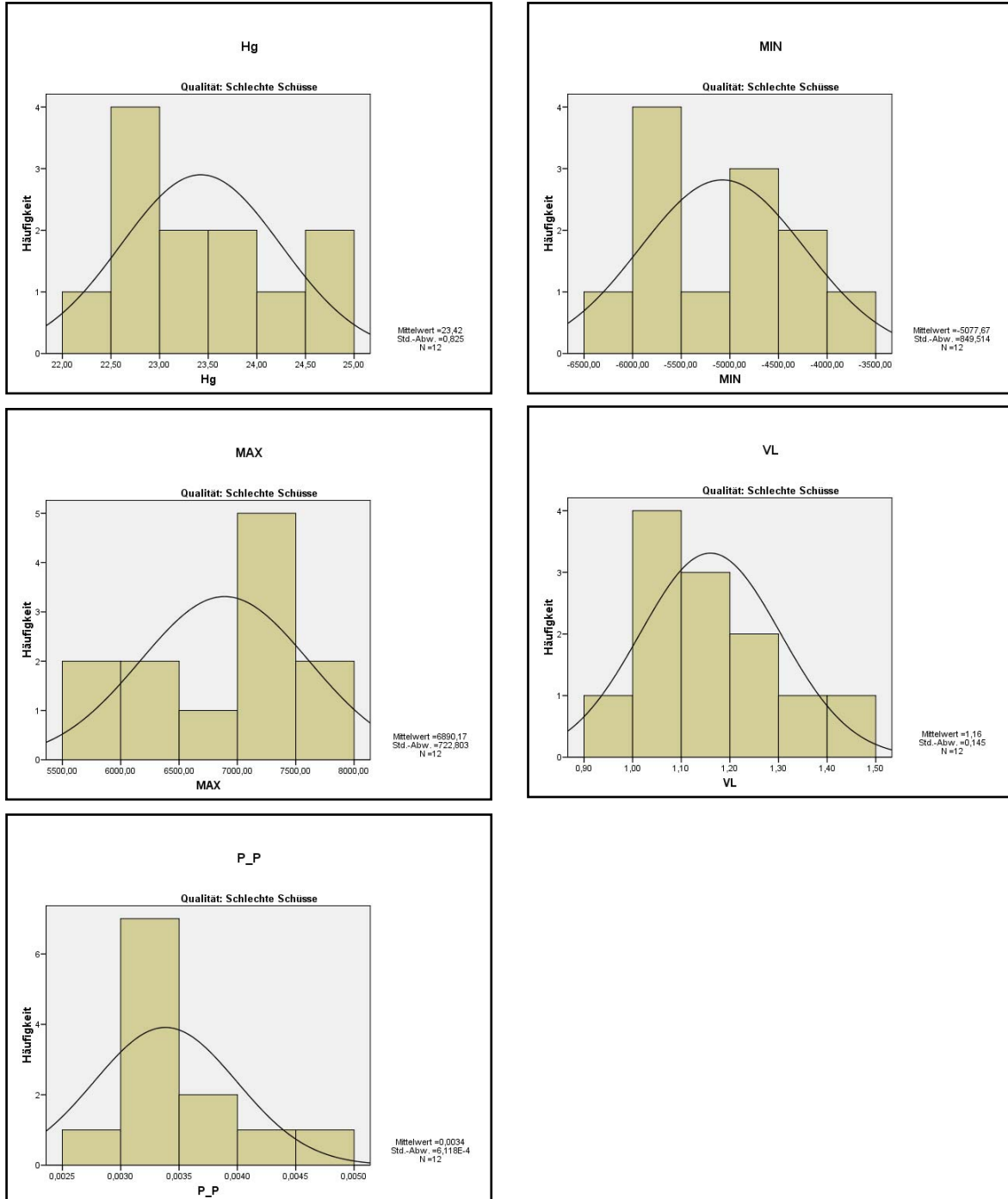


Abbildung 57: Histogramme der fünf kinematischen Kenngrößen der als schlecht quantifizierten Schüssen; Kenngrößen: h_g , VL, Max, P_P und MIN. Normalverteilungskurve in schwarz.

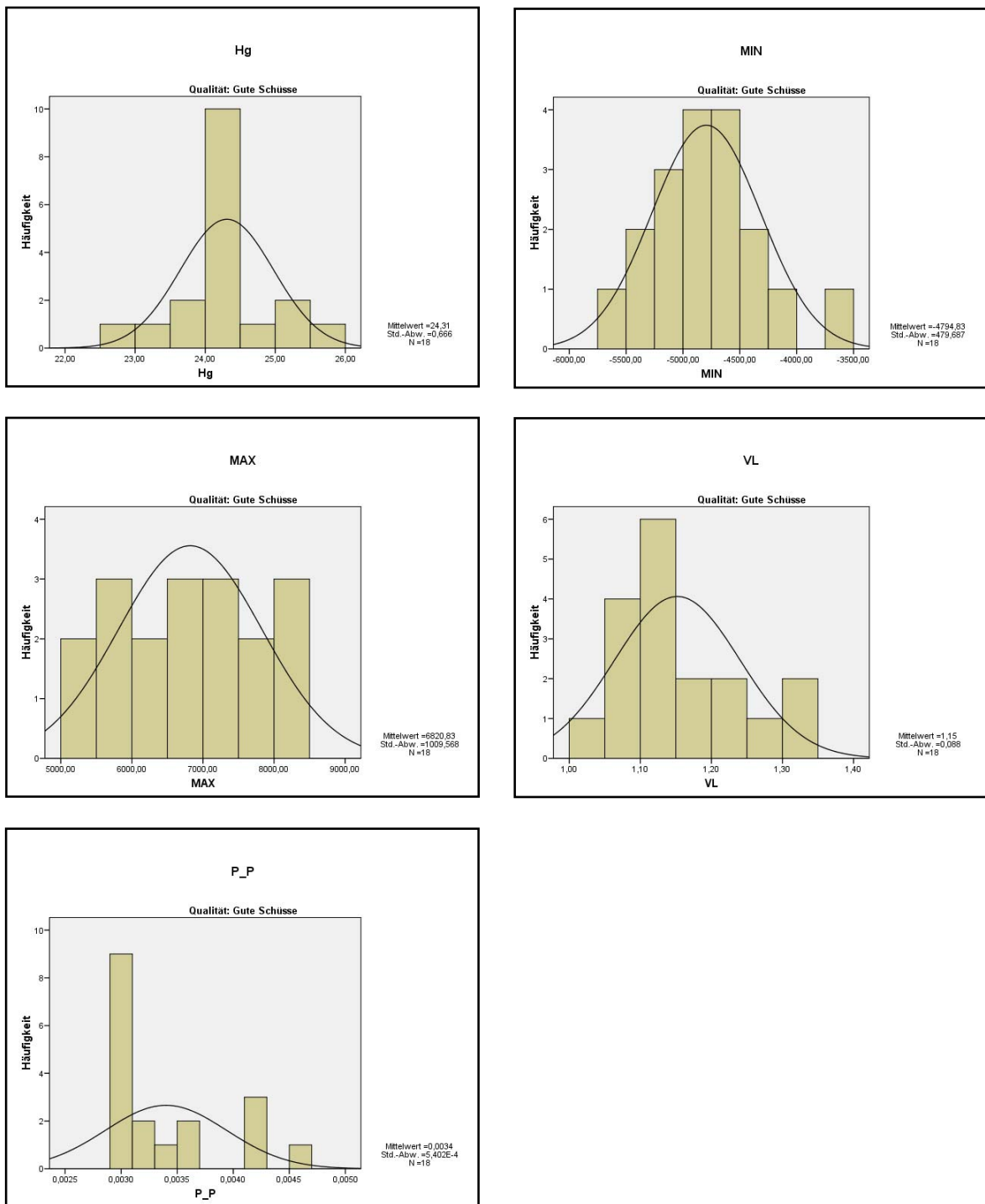


Abbildung 58: Histogramme der fünf kinematischen Kenngrößen der als gut quantifizierten Schüssen; Kenngrößen: hg, VL, Max, P_P und MIN. Normalverteilungskurve in schwarz.

In Folge werden die Datentabelle für den KS Test und die Datentabelle für den t-Test gezeigt:

Tab. 16: Nichtparametrischer Test: Kolmogorow Smirnov-Test:

Qualität			MIN	MAX	P P	VL	h _g	
Schlechte Schüsse	N		12	12	12	12	12	
	Parameter der Normalverteilung (a,b)	Mittelwert	-5077,667	6890,1667	,003383	1,1598	23,4241	
		Standardabweichung	849,5138	722,80311	,0006118	,14452	,82503	
	Extremste Differenzen	Absolut	,164	,214	,318	,199	,181	
		Positiv	,164	,100	,318	,196	,181	
		Negativ	-,137	-,214	-,182	-,199	-,105	
	Kolmogorov-Smirnov-Z		,569	,743	1,101	,688	,626	
	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,903	,640	,177	,730	,828	
	Gute Schüsse	N		18	18	18	18	18
		Parameter der Normalverteilung (a,b)	Mittelwert	-4794,833	6820,8333	,003400	1,1521	24,3098
Standardabweichung			479,6869	1009,56847	,0005402	,08839	,66645	
Extremste Differenzen		Absolut	,092	,100	,271	,186	,168	
		Positiv	,092	,100	,271	,186	,168	
		Negativ	-,069	-,100	-,229	-,116	-,134	
Kolmogorov-Smirnov-Z			,389	,423	1,148	,790	,713	
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)			,998	,994	,143	,560	,690	

a Die zu testende Verteilung ist eine Normalverteilung.

b Aus den Daten berechnet.

Datentabellen des T-Test für unabhängige Stichproben:

Tab. 17: Gruppenstatistik

Qualität			MIN	MAX	P P	VL	h _g
Schlechte Schüsse	N	Gültig	12	12	12	12	12
		Fehlend	0	0	0	0	0
	Mittelwert	-5077,6667	6890,1667	,003383	1,1598	23,4241	
	Standardabweichung	849,51380	722,80311	,0006118	,14452	,82503	
	Minimum	-6394,00	5675,00	,0028	,91	22,18	
	Maximum	-3943,00	7895,00	,0046	1,43	24,97	
Gute Schüsse	N	Gültig	18	18	18	18	18
		Fehlend	0	0	0	0	0
	Mittelwert	-4794,8333	6820,8333	,003400	1,1521	24,3098	
	Standardabweichung	479,68694	1009,56847	,0005402	,08839	,66645	
	Minimum	-5507,00	5022,00	,0030	1,05	22,97	
	Maximum	-3622,00	8392,00	,0046	1,35	25,95	

Tab. 18: Mittelwertvergleich - t-Test für unabhängige Stichproben

	Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
								Untere	Obere
MIN	8,240	,008	-1,167	28	,253	-282,8333	242,44643	-779,462	213,79567
			-1,047	15,714	,311	-282,8333	270,04219	-856,145	290,47866
MAX	2,068	,162	,205	28	,839	69,33333	338,30938	-623,662	762,32868
			,219	27,796	,828	69,33333	316,48196	-579,165	717,83140
P_P	,375	,545	-,079	28	,938	-,0000167	,0002122	-,0004513	,0004180
			-,077	21,626	,940	-,0000167	,0002177	-,0004686	,0004353
VL	2,814	,105	,184	28	,856	,00779	,04241	-,07908	,09466
			,167	16,507	,869	,00779	,04663	-,09082	,10640
Hg	,799	,379	-3,243	28	,003	-,88568	,27312	-1,44514	-,32622
			-3,104	20,181	,006	-,88568	,28530	-1,48048	-,29089

E Kalibrierobjekte

Die folgende Abbildung zeigt die zur Kalibrierung benötigten Werkzeuge. Die Darstellungen sind aus dem Handbuch „The Vicon Manual“ (Tebbutt, Wood & King, 2002, S. 13) entnommen.

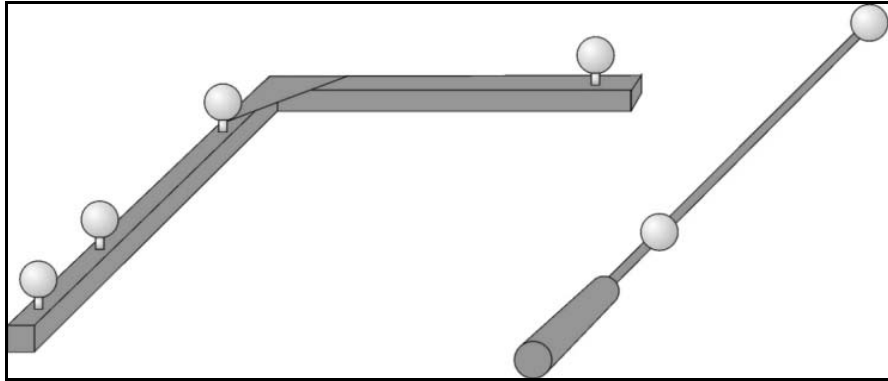


Abbildung 59: Links: L-Frame für die statische Kalibrierung. Rechts: Wand für die dynamische Kalibrierung (modifiziert nach Tebbutt, Wood & King, 2002, S. 13).

Curriculum Vitae**Persönliche Daten**

Name	<i>Brian Horsak</i>
Geburtsdatum	<i>22. Februar 1984 in Wien</i>
Staatsbürgerschaft	<i>Österreich</i>
Familienstand	<i>ledig</i>

Ausbildung

1990 - 1994	<i>Volkschule der Salvatorianerinnen, 1220 Wien</i>
1994 - 2002	<i>Bundesrealgymnasium St. Pölten – Naturwissenschaftlicher Zweig</i>
Juni 2002	<i>Reifeprüfung Realgymnasium mit naturwiss. Schwerpunkt</i>

Studium

2003	<i>Aufnahme des Studiums der Sportwissenschaften an der Universität Wien</i>
2007	<i>Abschluss des Bakkalaureatsstudiums für Sportwissenschaften – Leistungssport</i>
2007	<i>Aufnahme des Magisterstudiums für Sportwissenschaften</i>

Berufliche Tätigkeit

12.2005 – 12.2006	<i>Wirbelsäulen - Trainer am WSP Wien - Wirbelsäulenstützpunkt Wien</i>
12.2007 – heute	<i>Praktikum im Ganglabor des Orthopädischen Spital Speising (OSS).</i>
01.2008 – heute	<i>Standortleiter für das Sport Union Projekt „Zielgerichtete Bewegung bei Diabetes.“</i>