

# Quantifizierung der Kinematik des Bankdrückens mittels IMU-Sensorik

## Quantification of Bench Press Kinematics using IMU-Sensors

Bachelorarbeit  
an der Fakultät für Maschinenwesen der Technischen Universität München.

**Themensteller** Prof. Dr.-Ing. Veit Senner  
Professur für Sportgeräte und Sportmaterialien

**Betreut von** Ajoscha Hermann  
Professur für Sportgeräte und Sportmaterialien

Patrick Carqueville  
Professur für Sportgeräte und Sportmaterialien

**Eingereicht von** Anna Efa  
03690107  
Knorrstraße 2  
80807 München  
+49 172 814 38 48

**Eingereicht am** Garching, den 15.08.2021

# **Danksagung**

Vielen Dank an Aljoscha Hermann für die Unterstützung bei der Formulierung der Forschungsfrage und die investierte Zeit. Auch herzlichen Dank an Patrick Carqueville der mit seiner Expertise und Hilfe mein Wissen in das Thema vertieft und diese Arbeit ermöglicht hat.

# Kurzfassung

Eine Vielfalt von verschiedenen Sportarten wie Wandern, Schwimmen und Joggen steht zur Verfügung, was eine große Auswahl für die Menschen darstellt. Besonders hat das Fitnesstrend in den letzten 30 Jahren einen deutlichen Anstieg gezeigt (Liu & Shao, 2008). Laut IHRSA Global Report(2019) hat die Fitnessindustrie den gesamt Gewinn von 94 Milliarden (USD) in 2018. Die Gesamtanzahl des Fitnesstrainerten beträgt 183 Millionen Mitglieder. Darüber hinaus hat die Anzahl der gesunden Menschen bei Fitnessstudios von 45.6 auf 62.4 Millionen Mitglieder um 37.1 Prozent gestiegen (IHRSA, 2019) . Mit wachsendem Interesse an Fitness steigt aber auch das Risiko der Verletzungen, da im Fitnessstudio oft mit hohen Gewichten gearbeitet wird. Daraus entsteht die Not der korrekten Durchführung der Bewegung besonders bei Anfängern. Die Übungen mit freien Gewichten stellen das größte Risiko dar (Madsen & McLaughlin, 1984), weswegen wäre es sinnvoll eine Bewegungsanalyse zur Minderung der Verletzungen durchzuführen. Nach dem heutigen Stand der Technik gibt es verschiedene Möglichkeiten zur Bewegungserfassung, diese Arbeit wird sich jedoch auf die Analyse der Bankdrückbewegung mittels IMU Sensoren fokussieren. Zusätzlich wird eine Quantifizierung der Fehler während der Übungsdurchführung herausgearbeitet. Beim Versuch werden einen Anfänger und einen Experten beteiligt, dies dient der Datensammlung für weitere Fehleruntersuchungen. Das Ergebnis dieser Arbeit ist die Validierung der Bankdrückbewegung in Form eines Vergleichs der Daten beider Probanden und einer explorativen Fehlerquantifizierung der Bewegung eines Anfängers. Darüber hinaus wird erforscht, ob Ermüdungs- und Lerneffekte ersichtlich sind.

# **Abstract**

There are varieties of sports like hiking, swimming, and jogging. Fitness trend, in particular, has shown a significant increase over the past 30 years (Liu & Shao, 2008). According to the IHRSA Global Report (2019), the fitness industry had a total profit of 94 billion (USD) in 2018. Fitness clubs served 183 million members. In addition, the number of people at gyms has increased by 37.1 percent from 45.6 to 62.4 million members (IHRSA, 2019). With the increasing number of fitness visitors, however, the risk of injuries also increases, as high weights are often used in the gym. This creates the necessity for the correct execution of the movement, especially for beginners. The exercises with free weights represent the greatest risk (Madsen & McLaughlin, 1984), which is why it would be useful to carry out a movement analysis to reduce injuries. According to the current state of the art, there are various options for motion detection, but this thesis will focus on the analysis of the bench press movement using IMU sensors. The experiment with two participants, a beginner and an expert, is used to collect data for further potential error investigations. The aimed result of this work is the validation of bench press movement and comparison of the expert with the beginner based on the error quantification. Furthermore, it was explored whether fatigue and learning effects are evident.

# Inhaltverzeichnis

<u>Danksagung</u>	I
<u>Kurzfassung</u>	I
<u>Abbildungsverzeichnis</u>	VI
<u>Tabellenverzeichnis</u>	VIII
<u>Nomenklatur</u>	IX
<u>1 Einleitung</u>	1
<u>1.1 Problemstellung</u> . . . . .	3
<u>1.2 Ziele der Arbeit</u> . . . . .	4
<u>1.3 Aufbau der Arbeit</u> . . . . .	5
<u>2 Stand der Technik</u>	7
<u>2.1 Bewegungserfassung mittels IMU</u> . . . . .	7
<u>2.1.1 Aufbauprinzip eines IMU Sensors</u> . . . . .	8
<u>2.1.2 Anatomische Position des Captiv Systems</u> . . . . .	10
<u>2.1.3 Aktivitätsmessung mit IMU Sensorik</u> . . . . .	11
<u>2.2 Biomechanik des Bankdrückens</u> . . . . .	12
<u>2.2.1 Biomechanische Begriffe</u> . . . . .	13
<u>2.2.2 Anatomische Ebene</u> . . . . .	14
<u>2.2.3 Beteiligte Gelenke und Muskeln</u> . . . . .	15
<u>2.2.4 Anfangsposition</u> . . . . .	16
<u>2.2.5 Bewegungsablauf des Bankdrückens</u> . . . . .	17
<u>3 Methodik des Versuchs</u>	18
<u>3.1 Versuchsaufbau</u> . . . . .	18
<u>3.1.1 Hardware</u> . . . . .	19
<u>3.1.2 IMU Sensoren</u> . . . . .	21
<u>3.2 Versuchsdurchführung</u> . . . . .	24
<u>3.2.1 Versuchsablauf</u> . . . . .	24

<u>3.2.2 Fehlermuster</u> . . . . .	28
<u>4 Ergebnisse</u> . . . . .	30
<u>4.1 Qualitative Auswertung der Bankdrückenbewegung</u> . . . . .	30
<u>4.2 Interindividueller Vergleich</u> . . . . .	35
<u>4.2.1 Allgemeine Unterschiede</u> . . . . .	35
<u>4.2.2 Statistische Datenauswertung</u> . . . . .	37
<u>4.3 Intraindividueller Vergleich</u> . . . . .	41
<u>4.4 Explorative Fehleranalyse</u> . . . . .	51
<u>4.4.1 Verletzungsgefahr</u> . . . . .	51
<u>4.4.2 Direkter Leistungsverlust</u> . . . . .	55
<u>4.4.3 Indirekter Leistungsverlust</u> . . . . .	60
<u>4.5 Ermüdungseffekt</u> . . . . .	63
<u>4.6 Lerneffekt</u> . . . . .	64
<u>5 Diskussion</u> . . . . .	65
<u>6 Zusammenfassung und Ausblick</u> . . . . .	66
<u>6.1 Zusammenfassung</u> . . . . .	66
<u>6.2 Ausblick</u> . . . . .	67

# Abbildungsverzeichnis

<u>1.1 Umfrage zu Trainingsgewohnheiten sportlich Aktiver in Deutschland nach Geschlecht im Jahr 2020 (Statista, 2020).</u>	2
<u>2.1 Abbildung links: Beschleunigungssensor, rechts: Gyroskop(angepasst von (Rötenberg,2006))</u>	9
<u>2.2 Referenzposition des Captiv Systems (Captiv Referenzwinkel, 2017)</u>	10
<u>2.3 Ablauf der Aktivitätsmessung beim Versuch</u>	11
<u>2.4 Flexion und Extension von den Schultern, Ellenbogen und Handgelenken (Hamil, Knutzen &amp; Derrick,2012)</u>	13
<u>2.5 Abduktion und Adduktion von Schultern und Handgelenken (Hamil, Knutzen, Derrick,2012)</u>	14
<u>2.6 Anatomische Ebene (McGinnis, 2013)</u>	15
<u>2.7 Bankdrückbewegung Referenzmuster(Starting Strength, 2009)</u>	16
<u>3.1 Schematische Darstellung der Synchronisierung drei Systemen</u>	19
<u>3.2 Ablauf der Synchronisierung IMU mit optischen Systemen</u>	20
<u>3.3 Anfangsposition für Bankdrücken</u>	21
<u>3.4 Sensorplatzierung auf dem Proband</u>	22
<u>3.5 Schematische Darstellung eines Avatars</u>	23
<u>3.6 Aufnahmemuster bezüglich der Belastung</u>	25
<u>3.7 Blockdiagramm der Bewegungserfassung mit Hilfe eines IMU Sensors.</u>	28
<u>4.1 Flexions/ Extensionswerte des rechten Handgelenks des Experten vom ersten Satz</u>	31
<u>4.2 Daten des rechten Ellenbogen des Experten vom ersten Satz</u>	32
<u>4.3 Daten des rechten Schulter des Experten vom ersten Satz</u>	33
<u>4.4 Daten des rechten Handgelenkes des Anfängers und des Experten vom ersten Satz</u>	36
<u>4.5 Daten des rechten Ellenbogens des Anfängers und des Experten vom ersten Satz</u>	37
<u>4.6 Daten des rechten Schulter des Anfängers und des Experten vom ersten Satz</u>	39
<u>4.7 Daten des rechten Körperteils vom Anfänger</u>	42
<u>4.8 Winkel/ Winkel Diagramme der Rotation des Schulter eines Anfängers</u>	43

4.9 Winkel/ Winkel Diagramme der Flexion/ Extension des Schulter eines Anfängers	44
4.10 Daten des rechten Schulter des Anfängers und des Experten vom ersten Satz	45
4.11 Winkel/ Winkel Diagramme der Rotation des Schulter eines Experten . . . . .	48
4.12 Winkel/ Winkel Diagramme der Flexion/ Extension des Schulter eines Experten	49
4.13 Flexion/ Extension der Handgelenke beider Hände . . . . .	52
4.14 Allgemeine Asymmetrie links/rechts Vergleich beider Probanden . . . . .	57
4.15 Geschwindigkeit der Bankdrückbewegung von Ellbogen eines Anfängers . . . . .	59
4.16 Ellbogenwinkel eines Anfängers . . . . .	60
4.17 Ellbogengeschwindigkeit vom vierten Satz eines Anfängers . . . . .	62
4.18 Ellbogenwinkel mehrere Sätze eines Anfängers . . . . .	63

# Tabellenverzeichnis

<u>2.1 Beteiligung der Gelenke beim Bankdrücken (Vella,2009)</u> . . . . .	16
<u>3.1 Parameter beider Probanden</u> . . . . .	18
<u>3.2 Relevante Captivdaten: Name und Bedeutung.</u> . . . . .	24
<u>3.3 Fehlerliste</u> . . . . .	29
<u>4.1 Maximum und Minimum der rechten Ellbogenwinkel Flex/Ext beider Probanden vom ersten Satz. Alle Werte sind in Grad dargestellt.</u> . . . . .	38
<u>4.2 Maximum und Minimum der rechten Schulter Rotationswerten beider Probanden vom ersten Satz. Alle Werte sind in Grad dargestellt.</u> . . . . .	40
<u>4.3 Maximum und Minimum der rechten Schulter Rotationswerten beider Probanden. Alle Werte sind in Grad dargestellt.</u> . . . . .	46
<u>4.4 Statistische Ergebnisse der Rotationswerte beider Probanden</u> . . . . .	47

# Nomenklatur

## Abkürzungen

Abkürzung	Bedeutung
AI	Artificial intelligence
IMU	Inertial measurement unit
SP	Sticking point
1RM	One repetition maximum
EMG	Elektromyografie

## Lateinische Zeichen

Zeichen	Bedeutung	Einheit
$N$	Wiederholung	-
$F_c$	Corioliskraft	N
$t$	Time	s
$T$	Temperature	K

## Griechische Zeichen

Zeichen	Bedeutung	Einheit
$\alpha, \beta, \gamma$	Winkel	$^\circ$
$\omega$	Winkelgeschwindigkeit	$^\circ/\text{s}$

## Indizes

Zeichen	Bedeutung
0	Initial
$i$	Fraction, Klasse
$j$	Index, Klasse
$ref$	Referenz

# 1 Einleitung

Computer, Smartphones und das internet sind Beispiele für schnell entwickelnde Technologien. Heutzutage ist es möglich ohne die eigene Wohnung zu verlassen alles von Kleidung bis zu Aktien online zu kaufen. Dafür nimmt die tägliche Bewegung des Menschen jedoch deutlich ab (Cecchini & Sassi, 2010). Dieser Trend wird sich mit der Pandemie, den Lebensgewohnheiten, sowie der hohen und schnellen Nahrungsverfügbarkeit noch weiter entwickeln. Für die Behebung dieses Problems stehen aber viele Möglichkeiten zur Verfügung. Alle Arten von Sport dienen der Steigerung der täglichen Aktivität (Nouvellet, Bhatia & Cori, 2021). Vielen Menschen ist ihr Lebensstil bewusst, und sie haben den Wunsch die Situation zu verbessern. Folglich steigt die Zahl der Mitglieder in Sportvereinen und Fitnessstudios an, wo meistens Krafttraining gemacht wird (Baptista, 2018). Diese Sportart ist eine vorteilhafte Maßnahme für die Änderung der fallenden Bewegungstendenz. Jedoch gehört das Krafttraining zu der Kategorie mit den höchsten Verletzungsralten in Fitnessstudios (Jamhoury, 2019). Zwei Hauptprobleme beim Trainieren in Fitnessstudios sind der Umgang mit den Geräten und die korrekte Durchführung der Übung (Kranz & Möller, 2013). Die Intensität und Belastung bei der Übung muss so gewählt werden, dass die Belastung ausreichend aber nicht zu hoch ist. Zu hohes Gewicht, fehlerhafte Anfangsposition oder Ausübung selbst, sowie eine zu hohe Anzahl von Wiederholungen kann zu Gelenkproblemen, Muskelspannungen oder zu hohem Blutdruck führen (Ridao & Antequera-Vique, 2020). Im Fall der korrekten Durchführung erhöht das Bankdrücken den Muskeltonus und dient dem Muskelaufbau (Tipton & Wolfe, 2001). Außerdem hat die Bankdrückbewegung bei genügender Intensität einen positiven Einfluss auf die Funktionsweise unseres Gehirns (Engchuan & Wongsuphasawat, 2017).

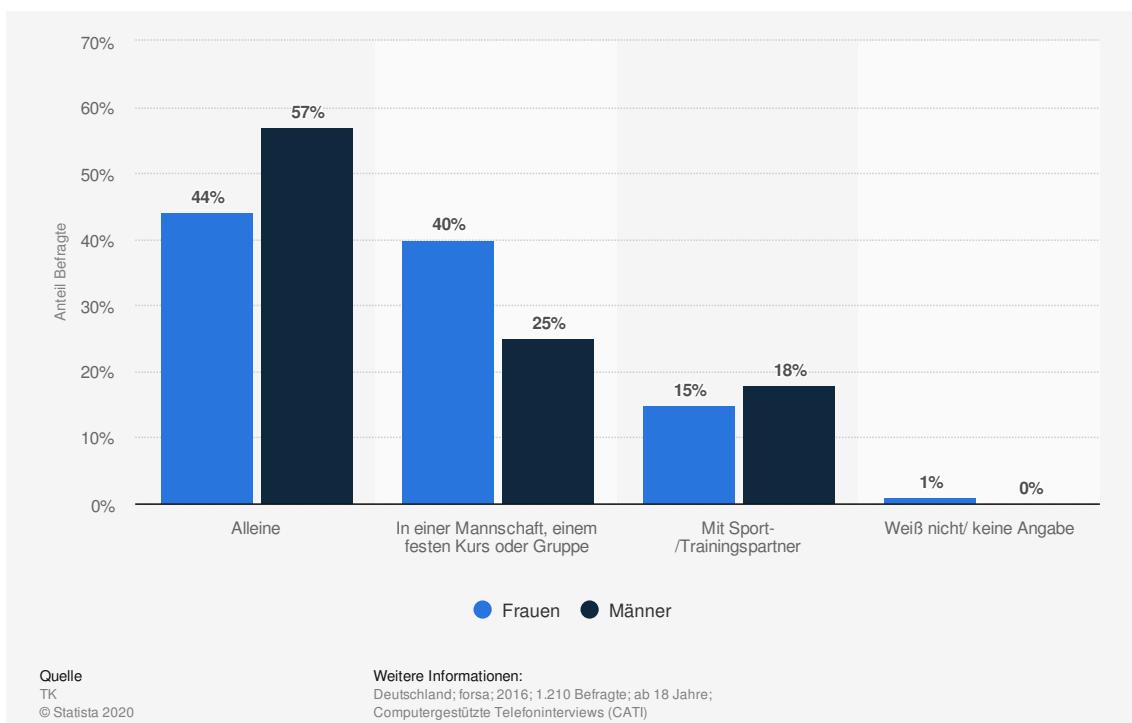
Eine mögliche Lösung um die korrekte Übungsdurchführung zu erzielen ist ein persönlicher Fitnesstrainer, jedoch betragen die durchschnittlichen Kosten 70 bis 100 Euro pro Training (Fox, 2021). Ein weiterer Nachteil ist die fehlende Flexibilität durch die festgelegte Zeit für die Fitnesssession. Als eine wirtschaftlichere Alternative könnte einen digitalen Trainingsbegleiter betrachtet werden. Die Vorteile im Gegensatz zum persönlichen Fitnesscoach sind nicht nur die deutlich geringeren Kosten pro Session sondern auch selbst ausgewählte und besser passende Trainingszeiten. Darüber hinaus können mittels Sensoren die Vitalparameter, Aktivität und Richtigkeit der Bewegung beurteilt werden. Der letzte Punkt ist von besonderer

## 1. Einleitung

---

Bedeutung, da durch das entwickelte Sensorsystem der Konsens der korrekten Übungsdurchführung gefunden wird. Das System würde unabhängig von der Tageszeit, Müdigkeit und anderen menschlichen Faktor eine konstante Genauigkeit liefern.

Der potentielle Bedarf an Unterstützung während des Trainings zeigt die vorliegende Grafik in Abbildung 1.1 (Statista, 2020), welche Auskunft über Trainingsgewohnheiten in Deutschland im Jahr 2020 gibt. Die Grafik liefert die Informationen über allgemeine sportliche Aktivitäten. Dies kann als Potential zur Anwendung der IMU Systeme als eine Bewegungserfassungsme- thode in den unterschiedlichen Sportarten verwendet werden, da mittels dieser Grafik die potentiellen Nutzer des digitalen Sportbegleiters entnommen werden können. Die Gruppe der allein trainierenden, welche den größten Anteil darstellt, würde genau den Markt eines digitalen Fitnesscoachs bzw. Sportbegleiters entsprechen, da es damit jedem ermöglicht ist, seine Übungen automatisch auf Richtigkeit prüfen zu lassen. Genauso könnte die Gruppe mit Trainingspartnern das System als ein zusätzliches Instrument für die Quantifizierung der Bewegungsgenauigkeit nutzen.



**Abbildung 1.1:** Umfrage zu Trainingsgewohnheiten sportlich Aktiver in Deutschland nach Geschlecht im Jahr 2020 (Statista, 2020).

Diese Arbeit ist eine Grundlage für die Entwicklung einer wirtschaftlichen Option in Form des digitalen Sportbegleiters im Bereich des Krafttrainings. Fokus wird dabei die Erfassung der Bankdrückbewegung mittels der IMU Sensorik sein. Zuerst wird nach der Datenauswertung

die Quantifizierung der korrekten Bewegung in Form eines Vergleichs des Experten mit dem Anfänger ausgeführt. Als nächstens wird die Quantifizierung der Fehler bei der Übungsdurchführung dargestellt.

Die potentiell ausschlaggebende Vermessung aus den erfassten Daten sind die Geschwindigkeiten und die Gelenkwinkel, dadurch eine kinematische Analyse der Bewegung ermöglicht wird. Was, folglich, führt zur Aussage über die Richtigkeit der ausgeführten Bankdrückübung. Die Bewegungserfassung kann mit unterschiedlichen Methoden und Systemen durchgeführt und quantifiziert werden. In späteren Abschnitten werden diese detaillierter erklärt.

## 1.1 Problemstellung

Der heutige Stand ist im Bereich von digitalem Fitnessbegleitern: die verfügbare Apps oder online Portale sind hauptsächlich in der Form von einer Videoaufnahme eines Fitnesstrainers nach dem „Schauen und Wiederholung“ Prinzip präsentiert. Eine kostenlose Option ist beispielsweise Videos auf YouTube. Darüber hinaus besteht eine preiswerte Möglichkeit Fitness Apps zu verwenden. Das gleiche Prinzip bei den Apps wird benutzt, jedoch sind die Videoaufnahmen besser nach der Sportart und dem Schwierigkeitsniveau klassifiziert. Oft besteht eine zusätzliche Möglichkeit bei solchen Apps die Fitnesszeit mittels Trackers zu verfolgen. Die meist benutzten Apps auf dem Markt in dieser Kategorie sind Gymondo und VAHA (Saksono, Castaneda-Scepp & Hoffman, 2020). Beide Produkte werden durch das Geschäftsmodell eines monatlichen Abos realisiert. Die Bewegungserfassung der trainierten Person ist während der Übungsausführung mittels Sensorik entweder nicht verbreitet benutzt oder gar nicht heutzutage auf dem Markt vorhanden. Im Forschungsgebiet wird dieses Thema jedoch deutlich mehr diskutiert. Die Erfassung der unterschiedlichen Arten der Bewegung wird sowohl mit optischen Systemen als auch mit IMU Sensorik durchgeführt. Ricciardi, Innocenti, Spinsante haben bei einer Studie im Jahr 2019 ein kabelloses System für das Tracking der Bankdrückbewegung mittels IMU Sensoren entwickelt. Die Ergebnisse der Forschung liefern die Bewegungskoordinaten mit einer Genauigkeit von  $\pm 30$  cm, d.h. Ergebnisse sind überwiegend qualitative. Das erstellte System überwacht die trainierende Person während der Übung, trifft aber keine Aussage über die korrekte Ausführung der Bewegung. Dank der oben beschriebenen Studie soll während der Aufnahme des Versuchs auf die Messgenauigkeit geachtet werden, da 30 cm Abweichung die Quantifizierung der Bankdrückbewegung verhindert. Um die Aufnahmegenauigkeit möglichst zu steigern, wird genau vor dem Versuchsanfang die Kalibrierung durchgeführt.

Zur Verfügung für die Bewegungserfassung werden hauptsächlich zwei Methoden gestellt. Entweder mittels eines optischen oder IMU Systems. Da die IMU Sensoren deutlich wirtschaftlicher, leichter bedienbar und schneller einsetzbar sind, ist diese Methode der Bewegungserfassung von besonderem Interesse. Jedes System hat aber gewisse Vor- und Nachteile. Deswegen ist die effizienteste Vorgehensweise die Bankdrückbewegung mittels aller verfügbaren Systemen gleichzeitig aufzunehmen und in den weiteren Studien einen Vergleich zu ziehen.

Aus der dargestellten Problematik resultieren die Forschungsfragen: Kann die Bankdrückbewegung gleichzeitig mit zwei oder mehreren Systemen aufgenommen werden? Welche Werte sind besonders bedeutend für die Validierung der Bewegung? Wie kann die Kinematik der Bankdrückbewegung mittels der IMU Sensorik quantifiziert werden?

## 1.2 Ziele der Arbeit

Ziel dieser Arbeit ist die Quantifizierung der fehlerhafteren Bewegung beim Bankdrücken mittels IMU Sensoren. Die Prioritäten werden dabei auf die qualitative Bewegungsanalyse und intra-/ interindividueller Vergleiche eines Anfängers und eines Experten gesetzt. Außerdem werden die bestimmten Fehler der Bankdrückbewegung ausgewertet und quantifiziert.

Um diese Ziele zu erreichen, werden zuerst die Informationen über den aktuellen Stand der Technik recherchiert, damit potentiellen Bias bzw. Stoßstellen quantifiziert werden können. Da die Arbeit experimentell und explorativ ist, werden Vorversuche durchgeführt, um möglichst saubere und genaue Datensätze aufzunehmen. Darüber hinaus soll eine Handlungsempfehlung für die Probanden formuliert werden, damit eine Art der Bewegung ausgeführt wird. Ein weiteres wichtiges Ziel ist die Fehlerliste beim Bankdrücken genau zu formulieren. Die vom Experten produzierten Fehler aus dieser Fehlerliste werden bei der Auswertung unter der Annahme des perfekten Vergleichsmusters verwendet.

Damit der Versuch erfolgreich durchgeführt wird, soll die Rahmenbedingungen für das Experiment festgelegt werden. Eine Optimierung des Versuchs wird durch einen festgelegten Fehlermuster erzielt.

### 1.3 Aufbau der Arbeit

Diese Arbeit ist experimentell und zugleich explorativ. Einen kompletten Versuch wird in den Laborbedingungen durchgeführt. Die aus dem Experiment erhaltenen Daten werden für die weitere Analyse verwendet. Im Auswertungsabschnitt des Experiments werden die Daten auf Plausibilität geprüft und qualitativ auf die Richtigkeit der Bankdrückbewegung abgeschätzt. In diesem Teil können beispielsweise die Anzahl von Wiederholungen gezählt werden und ein relativer Unterschied zwischen den Probanden gekennzeichnet werden. Im nächsten Auswertungsabschnitt wird die explorative quantitative Analyse der Bewegung mittels der entsprechenden Vergleiche erzielt. In diesem Schritt wird eine genauere Fehlerquantifizierung der Bewegung des Anfängers ausgeführt.

Der Versuch wurde in zwei Teile aufgeteilt. Zuerst muss der Vorversuch bzw. die Vorversuche durchgeführt werden. Die Not und davon erhaltene Vorteile sind zuerst der Test der Hardware und die Aufdeckung der technischen Fehler während des Aufnahmelaufs, um die Wahrscheinlichkeit des Bedarfs für die Versuchswiederholung möglichst zu reduzieren. Außerdem wird mittels des Vorversuchs die Abschätzung der relevanten für die Auswertung Variablen ermöglicht. Darüber hinaus wird der Versuchsdauer abgeschätzt.

Der Versuch wird mit zwei Probanden durchgeführt: einem Experten und einem Anfänger. Die Hauptversuche werden mit beiden Probanden sowohl wegen der Corona- als auch aus technischen Gründen in zwei Tage aufgeteilt. Vor dem Versuch werden alle Beteiligte einen Corona-Test durchführen, um Reduktion der Erkrankungswahrscheinlichkeit zu erzielen. Beide Probanden werden vor dem Experiment mit dem Versuchsablauf bekannt gemacht. Darüber hinaus wird eine Einwilligungserklärung von beiden Probanden unterschrieben. Während der Aufnahme wird die klassische Bankdrückbewegung ausgeübt. Zu beachten ist, dass die Aufnahme eines Fehlermusters vom Experten mit nur einer bis zwei Wiederholungen und mit 20 Prozent seines 1RM zur Minderung der Verletzungswahrscheinlichkeit ausgeführt wird. Das Hauptziel bei der Aufnahme ist, dass der Einsteiger nicht gezielt auf bestimmte Fehler hingewiesen wird, sondern eine natürliche Bandrückenbewegung ausübt.

Beim Hauptversuch werden die Datensätze, die als Untersuchungsmaterial für die weitere Auswertung und Quantifizierung dienen, aufgenommen. Aus den Datensätzen von Experten und Anfänger ist intaindividueller Vergleich der Sätzen bzw. Wiederholungen innerhalb eines Satzes zu entnehmen. Außerdem werden die Daten auf die potentiellen Unterschiede in der Form eines interindividuellen Vergleichs beider Probanden geprüft. Im Fall von der bestehenden Abweichungen ist die explorative Fehlerquantifizierung mit der davor erstellten

Fehlerliste durchzuführen. Zusätzlich könnte ein Ermüdungseffekt interessant sein. Vorhersagen, ob dieser Effekt beim Anfänger beobachtbar ist, ist nicht möglich. Folglich, wird der auftretende Ermüdungseffekt in der Form einer Annahme für die Untersuchung aufgestellt. Noch eine relevante Stelle ist ein Lerneffekt des Anfängers bei der Übungsdurchführung. Die Aussage, ob der beobachtbar ist, kann ebenfalls nach der Versuchsdurchführung getroffen werden.

IMU Sensorik übergibt die folgenden Größe: lineare Beschleunigungen, sowie die Flexions-/ Extensions- und Adduktions-/ Abduktionswinkel der Gelenke. Potentielle relevante Kriterien bei der Auswertung der Daten für die Fehlerquantifizierung sind die Handgelenkwinkel, Handgelenkbeschleunigung, Ellenbogengelenkwinkel, Ellenbogenbeschleunigung, sowie die Schulterwinkel. Darüber hinaus geben die IMU Sensoren die Rohdaten in Form von Quaternionen an, die nicht bei dieser Arbeit relevant sind. Außerdem könnte die statische Datenanalyse mittels der Varianz und/ oder des Mittelwerts für die Abschätzung der Genauigkeit von der Bankdrückbewegung durchgeführt werden.

## 2 Stand der Technik

### 2.1 Bewegungserfassung mittels IMU

Seit Ende der 1990er Jahre haben Wissenschaftler die körperliche Aktivität unterschiedlicher Probandengruppen versucht zu analysieren. Dazu wurden verschiedene Messgeräte mit ein- und dreiaxialen Beschleunigungsmessgeräten mit variierter Zeitdauer verwendet (Gawin, 2010). Die Abschätzung erfolgte zumeist anhand der Dauer und der Intensität von Alltagsbewegungen, die aus den Beschleunigungskurven ermittelt wurden. Außerdem hat die Bewegungsanalyse mittels Beschleunigungssensoren auch Anwendung im medizinischen Bereich gefunden. Die untersuchten Gruppen haben dabei in ihren Einschränkungen der Motorik und ihren Krankheitsbildern variiert. Beispielweise haben Tweedy & Trost (2005) Beschleunigungssensoren zur Abschätzung der Körperbewegung von Versuchspersonen mit Schädigungen des zentralen Nervensystems verwendet.

Ein weiteres Einsatzgebiet ist die Untersuchung der Schwingungen und Vibrationen von Sportgeräten bzw. deren Übertragung auf den menschlichen Körper. Das Untersuchungsgebiet mit Bezug auf die auftretenden Frequenzen kann in vielen Sportarten von Interesse sein. Die ist besonders bei den Sportdisziplinen der Fall, bei den die Ausrüstung notwendig ist und impulsive Bewegungen vorhanden sind. Zum Beispiel wurden Beschleunigungssensoren im Tennis eingesetzt, um die Analyse der Vibrationsreduktion durch Griffänder zu analysieren (Wilson & Davis, 1995).

Bei der Belastungsanalyse mittels IMU Sensoren sollten die Ergebnisse mit Vorsicht betrachtet werden, da die gemessenen Beschleunigungsamplituden nicht automatisch eine entsprechende Belastung anzeigen, solange keine Information über die beteiligten Masse vorhanden ist. Edwards und Derrick (2008) haben darauf hingewiesen, dass die Masse allein ohne die Betrachtung der Beschleunigung unvollständige Ergebnisse liefert. Aus dieser Studie wird bekannt gegeben, dass eine Vergrößerung der Masse proportional zur Belastung des Bewegungsapparats und umgekehrt proportional zur Beschleunigung ist.

In einer anderen Studie wurden IMU Sensoren erfolgreich für die Lernprozessuntersuchung verwendet. Gawin und Jainter (2002) haben Lernprozesse im Badminton mit einem Prätest-Posttest-Vergleich analysiert. Zahlreiche Untersuchungen zeigen sowohl das wissenschaftliche Interesse des IMU Sensors für die Bewegungsanalyse, als auch die Möglichkeiten zur zielführenden Anwendung dieser Sensoren.

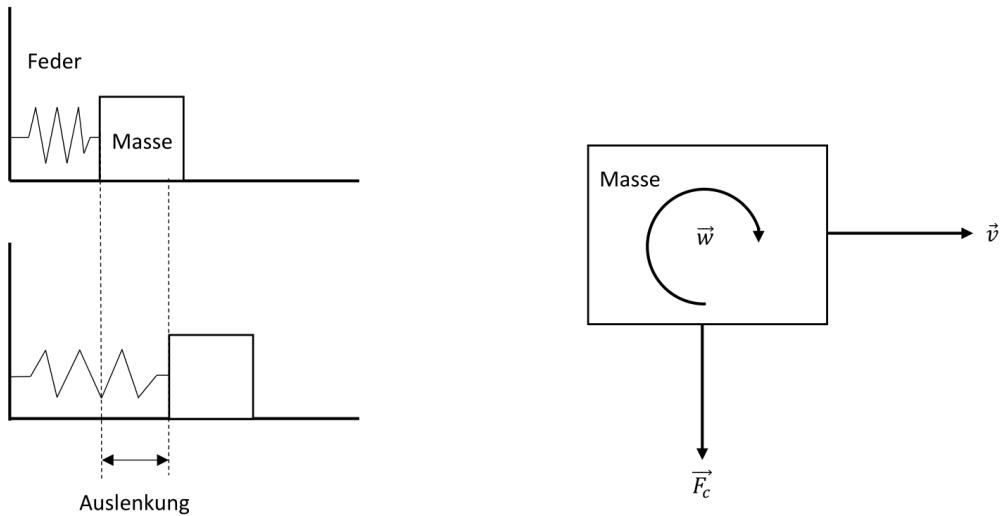
### 2.1.1 Aufbauprinzip eines IMU Sensors

Mit IMU Sensoren ist die Analyse des dynamischen Bewegungsverhaltens eines Objektes möglich. Die Werte eines IMU Sensors werden durch die inertialen Kräfte gemessen (Kempe, 2011). IMU Sensoren sind deutlich wirtschaftlicher und kleiner im Vergleich zu anderen Bewegungserfassungssystemen. Dies begünstigt die Komforttragbarkeit während der Verwendung und ihre Mobilität. Zusammenfassend stellen IMU Sensoren einen Kompromiss im Komfort und Preis für die Anwendung dar (Brigante, 2011). Außerdem brauchen die Sensoren keinen begrenzten Aufnahmeraum, wie z.B optische Bewegungserfassungssysteme, was zur vorteilhaften Nutzung von IMU Systemen im offenen Gelände führt. Darüber hinaus ist es bei Bedarf möglich die Bewegung mit einer sehr hohen Aufnahmefrequenzen zu erfassen, was besonders relevant für die Analyse bei schnellen Bewegungssportarten, wie Kurzstreckenlauf oder Tennis, ist. Ein Nachteil ist allerdings, dass die Sensoren auf magnetische Störungen relativ empfindlich reagieren. Die zwei grundlegenden dynamischen Ausgabeparameter eines IMU Sensors sind die lineare Beschleunigung, die vom Beschleunigungssensor gemessen wird, und die Winkelgeschwindigkeit, welche vom Gyroskop ermittelt wird.

Die Funktionsweise der IMU erfolgt durch das Feder-Masse-Prinzip. Inertiale Sensoren bestehen hauptsächlich aus einer Probemasse und dem Sensorgehäuse. Die Beschleunigung wird entlang einer Achse gemessen, d.h. das System besitzt einen Freiheitsgrad (Kempe, 2011). Für die Erfassung der Beschleunigung ist die Probemasse im Gehäuse in der Messrichtung elastisch befestigt. Wirkt die Beschleunigung in der Achsenrichtung, bewegt sich die Probemasse aufgrund ihrer Trägheit relativ zum Gehäuse. Folglich wird die Feder gedehnt. Mit einem in Gehäuse integriertem Sensor wird diese Auslenkung gemessen und in ein elektrischen Signal umgewandelt (Bekey, 2005). Die schematische Funktionsweise des Beschleunigungssensors ist in Abbildung 2.1 links illustriert.

Um die Beschleunigung in einem dreidimensionalen Raum zu bestimmen, werden drei unabhängige Richtungen, dementsprechend drei Sensoren benötigt. Das gesamte System entspricht einem gedämpften System zweiter Ordnung (Kempe, 2011).

Die Ergebnisgenauigkeit des Beschleunigungsmessers ist von mehreren Bedingungen abhängig (Redmond & Hegge, 1985): Körperbeschleunigung, Gravitationsbeschleunigung, externe Schwingungen, sowie Erschütterungen des Sensors infolge der nicht perfekten Befestigung auf dem Körper des Probanden.



**Abbildung 2.1:** Abbildung links: Beschleunigungssensor, rechts: Gyroskop (angepasst von (Roetenberg, 2006))

Das Gyroskop, auch als Drehratensensor bekannt, misst die Winkelgeschwindigkeit der Trägerplattform in allen drei Achsen. Die Bezugsachsen des Gyroskops werden mit den Achsen des Beschleunigungsmessers übereinstimmen. Wegen der Bauart unterscheidet man zwischen mechanischen und optischen Drehratensensoren (Bekey, 2005). Im folgenden wird das mechanische Gyroskop näher betrachtet.

Abbildung 2.1 rechts veranschaulicht zusammenfassend das Prinzip eines Gyroskops. Die Masse wird in einen schwingenden Zustand mit der Winkelgeschwindigkeit  $\vec{\omega}$  gebracht (Roetenberg, 2006). Aus der Rotation des Gyroskop mit der entsprechenden Winkelgeschwindigkeit resultiert eine zusätzliche Verschiebung der Probemasse infolge der Corioliskraft  $\vec{F}_c$ . Dabei ist die Richtung von  $\vec{F}_c$  senkrecht zu der ursprünglichen Verschiebung. Die von der Corioliskraft induzierte Bewegung wird von Elektroden erfasst, und ebenfalls in ein elektrisches Signal umgewandelt (Schuldhause, 2019).

Laut Kempe (2011) sind für die Messungenauigkeit von Gyroskopen folgende Fehlerquellen verantwortlich: Herstellungsmakel, Nichtlinearität und Fehlausrichtung. Solche Fehler beeinflussen alle Systemparameter. Die auftretenden Fehler, wenn die sensitiven Achsen durch ein auftretendes Drehmoment leicht verändert werden, nennt man Kreuzkopplungsfehler

(Schuldhaus, 2019). Eine Variante zur Stabilisierung der sensitiven Achse ist die Befestigung des Rahmens mittels einer Feder. Dies geschieht indem ein Drehmomentgeber den Rahmen in die Nullstellung zurückdreht, sobald die geringsten Rahmenauslenkung bemerkbar wird. Der vom Gyroskop gemessene Parameter ist die Winkelgeschwindigkeit.

### 2.1.2 Anatomische Position des Captiv Systems

Um die Bewegungserfassung des Menschen möglichst effizient und verständlich zu beschreiben, soll ein geeignetes Koordinatensystem gewählt werden. Für die Bewegungsbeschreibung des Menschen mit jeglichen Systemen wird logischerweise eine anatomischen Lagebezeichnung verwendet. Auch mit IMU Sensoren wird dieser Ansatz sowohl für die Aufnahme als auch für die Analyse der menschlichen Bewegung üblicherweise verwendet. Jedoch besteht ein Unterschied zwischen dem Captiv Referenzsystem und einer klassischen anatomischen Position. Die merkbaren Abweichungen beider Anfangspositionen sind in Abbildung 2.2 illustriert.



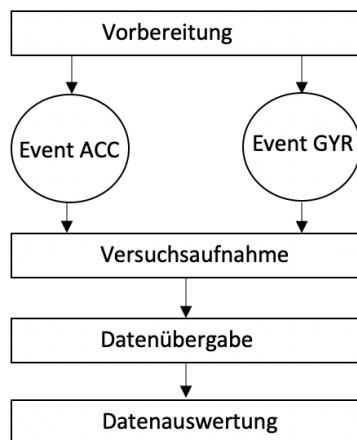
**Abbildung 2.2:** Referenzposition des Captiv Systems (Captiv Referenzwinkel, 2017)

Das gebräuchliche Referenzsystem des menschlichen Körpers wird als natürlich stehende anatomische Anfangsposition bezeichnet. Diese ist wie folgt definiert: aufrecht stehend, mit dem Gesicht nach vorne gerichtet, aneinander parallel ausgerichtete Füße, Zehen nach vorne, Arme und Hände gerade unter den Schultern an den Seiten gelegen, mit den Handflächen in Blickrichtung gedreht (McGinnis, 2013). Der Hauptunterschied zwischen der anatomischen und der Captiv Position besteht bei den Gliedmaßen. Beim Captiv System zeigen die Hand und Fußflächen anstatt in Blickrichtung nach innen. Die Bewegung eines beliebigen Körperteils

während einer Captiv Aufnahme wird im Bezug auf die oben beschriebenen Referenzposition beschrieben.

### 2.1.3 Aktivitätsmessung mit IMU Sensorik

Der Versuch wird mittels vier unterschiedlichen Bewegungserfassungssystemen aufgenommen: Farbbild basiert, mit einer Tiefenkamera und mit zwei IMU Systemen. In diesem Abschnitt wird den allgemeinen Ablauf der Aktivitätsmessung mittels IMU Sensorik dargestellt. Der Ablaufplan ist in Abbildung 2.3 zusammengefasst. Das Ziel der Aktivitätsaufnahme ist die Fehlerquantifizierung der Bankdrückbewegung eines Anfängers. Die Abschätzung der Fehler erfolgt durch die Kategorisierung mit der davor erstellten Fehlerliste. Diese Liste wird sowohl anhand der sportwissenschaftlichen Literaturquellen im Bereich des Krafttrainings als auch mit der Beratung des Krafttrainingsexperten in der Vorbereitungsphase erstellt.



**Abbildung 2.3:** Ablauf der Aktivitätsmessung beim Versuch

Der Ablaufplan beinhaltet insgesamt vier Schritte: die oben erwähnte Vorbereitung, Ereignisaufnahme mittels Sensoren mit der Übertragung der Daten auf den Captiv Computer, Übergabe der Daten auf den eigenen Rechner und abschließend die Auswertung der Daten (vgl. Abb. 2.3). Detaillierte Erläuterung einzelnes Schrittes dieses Aufnahmelaufs wird im Abschnitt 3.2.1 diskutiert.

Um möglichst genaue Daten zu erhalten, sollen nicht nur die Daten aus dem IMU System, sondern auch die äußerlichen Erkenntnisse aus dem Versuch bekanntgegeben werden. Laut Warren, Ekelund, Besson, Mezzani, Geladas & Vanhees (2010) sollen für die vollständige Analyse der Bewegung folgende Rahmenbedingungen festgelegt werden:

1. **Frequenz:** Anzahl of Aktivitätsinstanzen (Anzahl von Schritten bzw. Wiederholungen)
2. **Dauer:** Zeit der Aktivität des Probanden
3. **Intensität:** Physiologischer Aufwand während der Aktivität, Belastung, gehobene Masse
4. **Typ der Aktivität:** Tennis, Tanzen, Bankdrücken, Laufen

Diese Bedingungen des Experiments werden während der Versuchsvorbereitungsphase festgelegt und in Kapitel 3 detaillierter erläutert.

## 2.2 Biomechanik des Bankdrückens

Eine der einfachsten Methoden zur Muskelkraftverifizierung ist die Nutzung von freien Gewichten. Die Kraft einer Muskelgruppe wird durch die Größenordnung des gehobenen Gewichts in den verschiedenen Gelenkbewegungen bestimmt. Der Sportler, der das größte Gewicht mit der korrekten Durchführung gehoben hat, wird als der stärkste bezeichnet (Marion, Colin, Stevenson & Robertson, 1984). Daraus ist ersichtlich, dass nicht nur das Gewicht sondern auch die korrekte Ausführung eine wichtige Rolle spielt. Das potentiell gehobene Gewicht jeder Person wird durch den SP (sticking point) begrenzt. Dieser Punkt wird durch das sogenannte 1RM (One Repetition Maximum) berechnet. Das 1RM ist das maximal gehobene Gewicht bei einer Wiederholung. Es gibt zwei Möglichkeiten das 1RM zu ermitteln. Die erste Methode ist experimentell, was vorteilhaft ist, da es zu einem genaueren Wert führt. Bei dieser Methode soll der Proband täglich das gehobene Gewicht erhöhen, bis ihm dies nicht mehr möglich ist. Folglich dauert diese Art der Ermittlung des 1RM mehrere Tage. Bei diesem Versuch ist solche Methode nicht anwendbar, da im Tag nach der experimentellen Ermittlung des 1RM keine weitere Übungsausführung möglich sein wird, da nach dem Aufheben des maximalen Gewichts die Muskelspannung keine weitere Übungsdurchführung ermöglicht. Folglich wird eine zweite Methode mittels einer mathematischen Berechnung zur Bestimmung des 1RM verwendet. Es gibt mehrere Formel für die 1RM Ermittlung. Für diesen Versuch wird die folgende Formel nach Bächle angewandt (Bächle, Earle & Wathen, 2000):

*nach Bächle:*

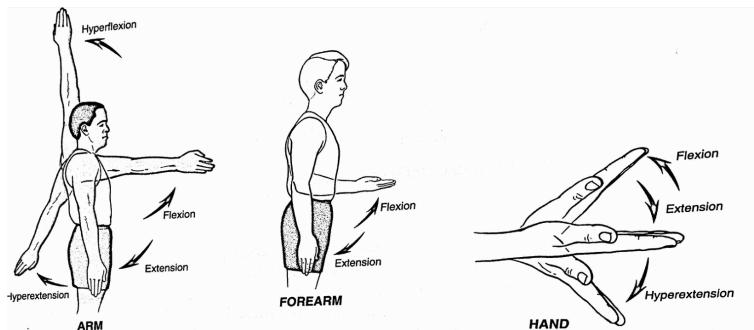
$$1RM = load(kg) \cdot (1 + (0.033 \cdot N)) \quad (2.1)$$

N ist dabei die Anzahl an Wiederholungen und load(kg) das gehobene Gewicht bei der Übung. Diese Formel besagt: je mehr Wiederholungen der Proband ausführt, desto größer ist die Abweichung seines 1RM vom zur Zeit gehobenen Gewicht. Das 1RM ist das einmal gehobene Gewicht bei der maximalen Belastung.

Die Formel kann für den Anfänger im Fall eines unbekannten 1RM als ein Annäherungswert verwendet werden. Bei diesem Versuch kannte der Experte sein 1RM sehr genau, da er Bankdrücken in einem Wettkampfkontext ausführt. Die Vorkenntnisse des 1RM werden bei der Versuchsplanung benötigt, da bei den Sätzen unterschiedliches Gewicht gehoben wird. Das Diagramm mit der Gewichtsverteilung innerhalb eines Satzes wird in Abbildung 3.6 dargestellt. Diese Entscheidung wurde für die Erhöhung der Wahrscheinlichkeit der Fehlerproduktion des Anfängers und des Ermüdungseffekts getroffen. Für die Ermittlung des variierten Gewichts wird der prozentuale Anteil von 25 bis 50 Prozent des 1RM verwendet

### 2.2.1 Biomechanische Begriffe

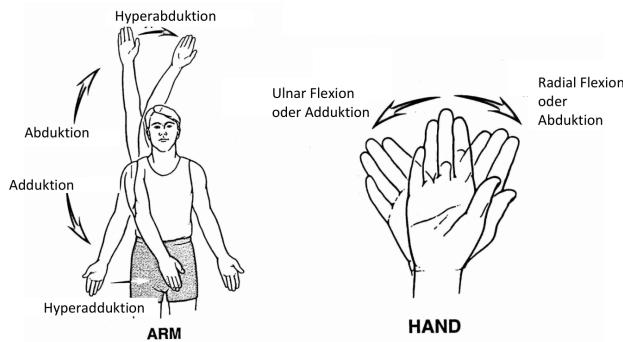
Wie in Abbildung 2.2 erwähnt wurde, werden die Captiv Daten in Form der anatomischen Lagebezeichnung dargestellt. Um die Auswertung der Rohdaten der Bankdrückbewegung in Kapitel 4 zu verdeutlichen, werden in diesem Abschnitt die anatomischen Bewegungen und dazugehörige Begriffe erläutert. Da die Bankdrückbewegung nur den Oberkörper betrifft, wird dieser Körperbereich dementsprechend näher betrachtet.



**Abbildung 2.4:** Flexion und Extension von den Schultern, Ellenbogen und Handgelenken (Hamil, Knutzen & Derrick, 2012).

Die erste Art der Bewegung ist Flexion und Extension. Zuerst ist zu beachten, dass Flexion und Extension Umkehrbewegungen sind. In Abbildung 2.4 werden Extension und Flexion der Schulter, Ellenbogen und Handgelenke illustriert. Wie aus der Abbildung ersichtlich, ist die Extension eine Bewegung zur Anfangsposition, auch als Streckung des Gelenks bekannt.

Die Flexion, welche durch eine Entfernung von der Anfangsposition charakterisiert wird, ist dementsprechend die Beugung des Gelenks.



**Abbildung 2.5:** Abduktion und Adduktion von Schultern und Handgelenken  
(Hamil, Knutzen, Derrick, 2012).

Sowie Flexion und Extension, sind auch Abduktion und Adduktion Umkehrbewegungen. In Abbildung 2.5 wird die Abduktion und Adduktion des Schulter und Handgelenks näher betrachtet. Die Adduktion ist eine seitliche Bewegung zur Anfangsposition. Anders gesagt, das Heranführen eines Körperteils an die Körper- bzw. Gliedmaßenachse. Die Abduktion ist eine seitliche Bewegung welche sich von der Anfangsposition entfernt und dem Abspreizen eines Armes entspricht. Es ist eine Bewegung eines Körperteils von der Körpermitte oder der Gliedmaßenachse weg.

## 2.2.2 Anatomische Ebene

Für die Beschreibung der menschlichen Bewegung werden die anatomischen Ebenen verwendet, die in Abbildung 2.6 dargestellt sind. Die drei Ebenen werden in einem kartesischen Koordinatensystem, d.h senkrecht zueinander stehend, beschrieben. Insgesamt gibt es drei Ebenen: Sagittal-, Frontal- und Transversalebene. Die Sagittalebene verläuft von anterior (vorne) zu posterior (hinten) und von superior (oben) zu inferior (unten). Die Frontalebene folgt seitlich von superior (oben) zu inferior (unten). Die Transversalebene verläuft seitlich von anterior (vorne) zu posterior (hinter) (McGinnis, 2013). Mittels dieser anatomischen Ebenen wird in weiteren Abschnitten die Biomechanik und die Fehler beim Bankdrücken beschrieben.

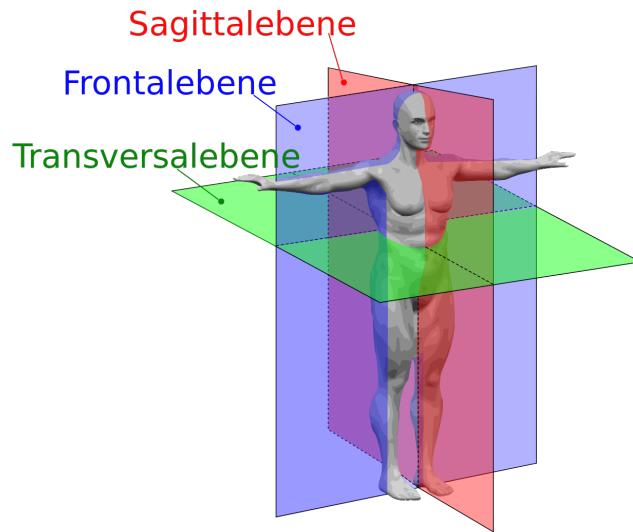


Abbildung 2.6: Anatomische Ebene (McGinnis, 2013)

### 2.2.3 Beteiligte Gelenke und Muskeln

Um ein besseres Verständnis für die Bankdrückbewegung zu schaffen, sind in Tabelle 2.1 alle beteiligten Gelenke, die Art der Bewegung und die wichtigsten mobilisierten Muskeln genauer dargestellt. Aus der Tabelle ist nachvollziehbar, dass besonders Ellenbogen und Schultern eine relevante biomechanische Rolle in der Ausführung der Bankdrückbewegung spielen. Für weitere Arbeiten, die zur Analyse ein EMG Systeme verwenden, können die beteiligten Muskeln aus dieser Tabelle ein besonderes Interesse darstellen.

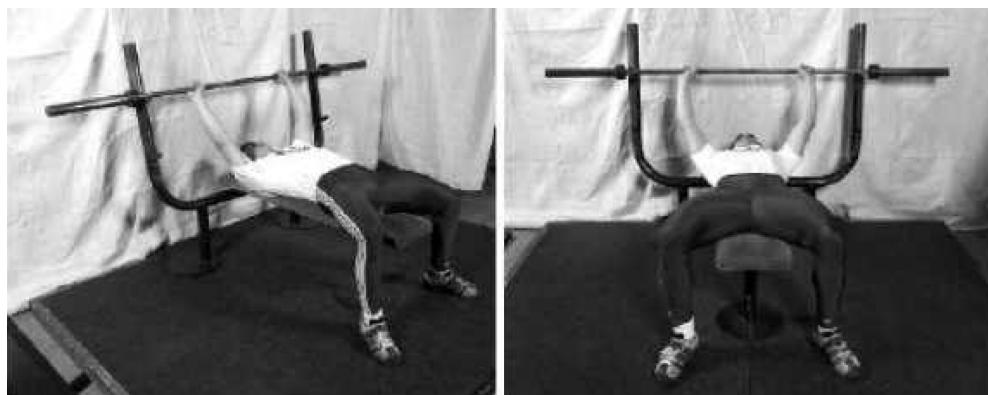
Zusätzlich ist aus Tabelle 2.1 ersichtlich, dass die Hauptbewegung bei der Ellenbogen Flexions- / und Extension, zugleich auch die Adduktions- / und Abdunktionsbewegung sind. Bei den Schultern spielen Adduktion/ Abduktion und die Rotation die wesentlichen Rollen. Die Handgelenke werden hauptsächlich bei den Flexions-/Extensions Bewegungen belastet. Bei der Erstellung der Fehlerliste sollen diese Erkenntnisse aus der Tabelle entsprechend überarbeitet und angewandt werden.

**Tabelle 2.1:** Beteiligung der Gelenke beim Bankdrücken (Vella,2009)

Bewegungsanalyse	Gelenk 1	Gelenk 2	Gelenk 3
Wichtigste Gelenke	Ellenbogen	Schulter	Schulterblatt-Thorax-Gelenk
Art der Bewegung	aufwärts- Extension abwärts- Flexion	aufwärts- horizontale Adduktion, Flexion abwärts- horizontale Abduktion, Extension	aufwärts- teilweise Rotation aufwärts, Abduktion(Protraktion) abwärts- teilweise Rotation abwärts, Adduktion(Retraktion)
Wichtigste mobilisierende Muskeln	Triceps brachii Anconeus	Pectoralis major(Betonung auf sternalem und clavicularem Aspekt) Coracobrachialis Deltoideus anterior	Serratus anterior

#### 2.2.4 Anfangsposition

Um die Übung korrekt durchführen zu können, wird zuerst die Startposition detaillierter betrachtet. Bei der Handlungsempfehlung werden der Experte und der Anfänger auf allgemeine Hinweise aus dem Buch „Starting Strength“ von Rippetoe (2009) hingewiesen. In Abbildung 2.7 wird die Anfangsposition der Bankdrückbewegung dargestellt.



**Abbildung 2.7:** Bankdrückbewegung Referenzmuster(Starting Strength, 2009).

**Startpositionsreferenz:**

Die Hände sind beim Greifen der Langhantel etwas weiter als schulterbreit auseinander.  $0^\circ$  Neigung der Stange relativ zum Boden, da die Stange gerade sein soll. Der Rücken wird flach auf die Bank gelegt. Die Füße sollen möglichst auf dem Boden gestellt, um ein leichtes Hohlkreuz zu bilden. Ellbogen werden mit dem Flexionswinkel von  $90^\circ$  angestrebt (Rippetoe, 2009). Anschaulich wurde die Anfangsposition in Abbildung 2.7 illustriert.

**2.2.5 Bewegungsablauf des Bankdrückens**

Bankdrücken ist eine Übung mit freien Gewichten, was eine Vielfalt von Möglichkeiten eröffnet, auf welche Weise die Übung ausgeführt werden kann. Für diesen Versuch wird nur eine Methode der Bankdrückbewegung ausgewählt. Für die Anfangsposition wird auf das Buch von Rippetoe (2009) verwiesen. Ebenfalls werden die Regel und Hinweise aus diesem Buch zur Kenntnis genommen und als Referenzbewegung betrachtet. Dem Experten ist dieses Buch bekannt. Die Geschwindigkeit der Übungsausführung wird von beiden Probanden selber anpassend gewählt werden.

Zusätzlich zu beachten ist, dass Stabilisatormuskeln eine relevante Rolle bei den Übungen mit freien Gewichten spielen. Diese helfen das Gewicht gleichmäßiger auf die beteiligten Muskeln zu verteilen und die dynamische Bankdrückbewegung zu stabilisieren. Im Bankdrücken sind folgende Stabilisatoren besonders wichtig (Vella, 2009):

- die Stabilisatormuskeln der Schulterblätter: Serratus anterior, Percorialis minor, Unterer Trapezius
- Stabilisierung der Schultergelenke: Rotatorenmanschetten und Biceps brachii
- Leichte Stabilisierung des Rumpfes: abdominale Muskeln und Gluteusmuskeln, Rhomboidmuskeln, Trapezius, Latissimus dorsi

# 3 Methodik des Versuchs

Im folgenden Abschnitt wird die Methodik des Versuchs detaillierter diskutiert. Dies erfolgt zuerst durch die Beschreibung des Versuchsaufbaus. Hierfür werden die relevante Punkte der IMU Sensoren aus der Versuchsvorbereitung besprochen. Darüber hinaus werden bei der Versuchsdurchführung die Rahmenbedingungen der Bankdrückenbewegung präsentiert. Abschließend wird eine Fehlerliste vorgestellt.

## 3.1 Versuchsaufbau

Beim Versuch werden insgesamt vier Sensoren verwendet, wobei zwei davon IMU's sind. Beide IMU Systeme werden auf die aufzunehmenden Objekte befestigt. Das erste IMU System ist Captiv, das zweite ist ein selbstgebauter Sensor von einem Masterstudent. Die Captiv Sensoren wurden auf den Probandenkörper mittels von selbstklebenden Pflaster befestigt. Die selbstgebaute Sensorik wurde fest auf der Langhantel verklebt. Die Aufnahmefrequenz von Captiv ist 64 Hz. Das System von Maximilian Schmiedl ist absichtlich auf 400Hz Messfrequenz eingestellt, um minimale Änderungen in der Bewegung zu erfassen.

### Beschreibung der teilnehmenden Probanden

**Tabelle 3.1:** Parameter beider Probanden

Name	Alter	Größe (cm)	Gewicht (kg)	1RM (kg)
Anfänger	25	184	105	65
Experte	28	175	88.5	175

An diesem Experiment haben ein Experte und ein Anfänger teilgenommen. Der Experte ist ein Wettkampfsportler, der regelmäßig mit den hohen Gewichten trainiert. Folglich wird seine Ausführung des Bankdrückens als Referenzbewegung für die Auswertung verwendet. Der

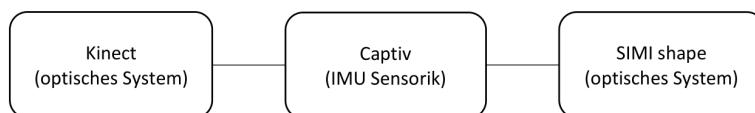
Anfänger ist in diesem Bereich zwar nicht tätig, aber der hat davor schon das Bankdrücken gemacht. Die Parameter werden sowohl des Anfängers als auch des Experten in Tabelle 3.1 zusammengefasst. Die größte Relevanz stellen die 1RM Werte dar. Während des Versuchs wurde bekannt gegeben, dass auch der Anfänger bereits sein 1RM kannte.

### 3.1.1 Hardware

Wie oben erwähnt wurde, wird das Experiment gleichzeitig mit vier verschiedenen Systemen aufgenommen: zwei IMU's, sowie zwei optischen Systemen. Die beiden optischen Systeme sollen mit dem Captiv System synchronisiert werden. Eine genauere Erläuterung des Synchronisierungsschrittes folgt in einem späteren Abschnitt. Das Captiv System wird auf dem Probandenkörper befestigt. Das IMU System auf der Stange nimmt den Versuch asynchron auf, d.h es ist mit den anderen drei Systemen nicht verbunden. Primär wird die Auswertung und die Fehlerquantifizierung anhand des Captiv Systems ausgeführt. Im Fall, dass die IMU auf der Stange eine für die Analyse zusätzliche Informationen liefern kann, wird dieses System ebenfalls betrachtet. Da die Synchronisierung der drei Systeme ein relativ komplexes Problem mit vielen Iterationsschritten bei der Versuchsvorbereitung war, wird dies im folgenden Kapitel ausführlich diskutiert. Die Synchronisierung war auch sehr wichtig, weil es um den Vergleich der Systemen im Rahmen des MotiTrain Projekt geht.

### Synchronisierung

Auf Basis mehrerer ausprobiertener Synchronisierungsmöglichkeiten während der Vorversuchsstufe wurde die Entscheidung getroffen, das Captiv System als Master und SIMI Shape, sowie die Kinect als Slaves einzustellen. Abbildung 3.1 veranschaulicht die schematische Synchronisierung aller drei Systeme.



**Abbildung 3.1:** Schematische Darstellung der Synchronisierung drei Systemen

Die wichtigsten Aspekte der Synchronisierung werden in Abbildung 3.2 zusammengefasst. Das Captiv System wird auf den Invert Modus im Konfigurationsfenster mit dem Trigger

Output von 3.3 V eingestellt. SIMI und Kinect werden dementsprechend auf das Signal mit hohem Pegel und dem Input Signal von 3.3 V umgeschaltet. Die Abbildung 3.2 verdeutlicht den genauen Ablauf bei der Aufnahme. Der blaue Verlauf entspricht dem Master Signal (Captiv System), das über die TRec Box und zwei Sync Kabel an beide Slave Systeme übergeben wird. Zum Zeitpunkt (1) wird das Captiv System gestartet und bei (3) das Triggersignal vom Captiv System gesendet. Zum Zeitpunkt (2) sollen SIMI sowie die Kinect gestartet werden, damit die Aufnahme mit der Änderung auf den hohen Pegel signalisiert werden kann. Zwischen (3) und (4) erfolgt die Aufnahme der Bankdrückbewegung. Bei Zeitpunkt (4) wird der Trigger von Captiv zur Beendigung der SIMI sowie Kinect Aufnahme gesendet. Schließlich wird bei (6) auch die Captiv Aufnahme beendet. Zwischen (4) und (6) müssen beide optischen System gestoppt werden, damit diese keine weitere Aufnahme durch den hohen Pegel starten.



**Abbildung 3.2:** Ablauf der Synchronisierung IMU mit optischen Systemen

## Kalibrierung

Die Betriebsdauer des IMU Systems innerhalb eines Zyklus wird durch die Akkuentladezeit begrenzt, was beim Versuch zu der Entscheidung geführt hat, dass zuerst die Kalibrierung der beiden optischen Systemen durchgeführt werden soll. Danach erfolgte kurz vor dem Versuchsanfang die Kalibrierung beider IMU Systeme. Das Captiv System sollte unbedingt mittels eines Holzbrettes kalibriert werden. Nur danach können die Sensoren auf dem Probandenkörper befestigt, und die Referenzposition initialisiert werden. Außerdem sollten alle Sensoren mindestens einen Tag vor dem Versuch komplett aufgeladen werden, damit die maximale Versuchsaufnahmedauer erzielt werden kann. Weiterhin wurde der Akkuzustand während der Kalibrierung des Captiv Systems sorgfältig überprüft. Die Sensoren, in denen nach ca. fünf Minuten weniger als 80 Prozent der Akkukapazität verbleibt, würden sich weiter schnell entladen. Folglich sollten solche Sensoren vor der Kalibrierung entfernt und bei der Versuchsaufnahme als „außer Betrieb“ gekennzeichnet werden. Als weiterer Schritt erfolgte

die schrittweise Nachprüfung des Zustandes jedes Sensors. Im Captiv Programm wird die Messabweichung des kompletten Systems in Grad angezeigt. Laut der Captiv Anleitung (2020) erfolgt eine Aufnahme mit ausreichend hoher Messgenauigkeit bei einer gesamten Abweichung von maximal 12 Grad.

Bei der Kalibrierung mit dem Experten, sowie dem Anfänger betrug die Abweichung jeweils drei und acht Grad. Die Synchronisierung und Kalibrierung wurden bei den beiden Versuchsaufnahmen erfolgreich durchgeführt. Durch diese beide Schritte wurde eine Reduktion der Messgenauigkeitsfehler erzielt.

### 3.1.2 IMU Sensoren

Zur Aufnahme einer Bewegung mittels IMU Sensoren sollen diese auf das aufzunehmende Objekt angebracht werden. Die Captiv Sensoren wurden deswegen auf dem Probandenkörper befestigt. Der Schmiedl IMU Sensor wurde auf der Langhalter verklebt. Die Darstellung der Sensorbefestigung wird im folgenden Abschnitt diskutiert.



Abbildung 3.3: Anfangsposition für Bankdrücken

#### IMU auf der Stange

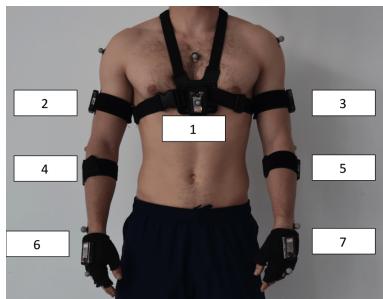
Wie aus Abbildung 3.3 ist ersichtlich, werden zwei Sensoren links und rechts auf der Stange befestigt. Es wurden mehrere Ansätze während der Vorversuchphase für die Befestigung der Sensoren erprobt. Je weiter die zwei Sensoren voneinander entfernt sind, desto deutlicher sind die Abweichungen und Fehler ersichtlich. Die Sensoren können aber aus zwei Gründen

nicht außerhalb der Halterung der Probanden befestigt werden: Erstens wegen der begrenzten Länge des Kabels der IMU und zweitens, weil sich die Stange während der Durchführung bei der Ablage rotieren kann, was zu Schäden des Kabels führen könnte.

Die Datensätze aus dem System sind Rohdaten in Form von Beschleunigungs-, Winkelgeschwindigkeits- und Magnetometerdaten. Für diesen Versuch sind jedoch nur Beschleunigung und Winkelgeschwindigkeit relevant. Trotz der hohen Aufnahmefrequenz muss beachtet werden, dass der Schmiedl IMU Sensor sehr anfällig für Drift-Fehler ist (Schmiedl, 2005). Deswegen wird die Fehlerquantifizierung primär mit dem Captiv System ausgeführt, jedoch ist es nicht ausgeschlossen, dass manche Fehler aus der Fehlerliste einfacher mittels des Langhantel Sensors quantifiziert werden könnten. Folglich wird dieses System als Unterstützungssystem für diesen Versuch verwendet.

## Captiv

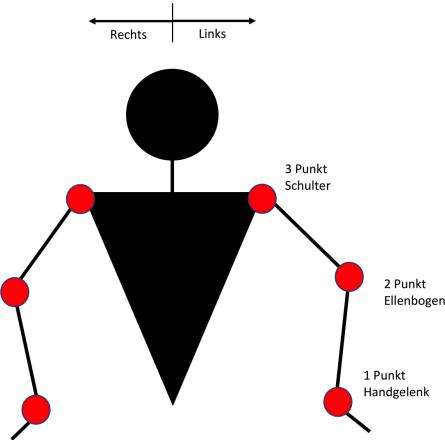
Jeder Captiv Sensor wird infolge der ständigen erneuten Kalibrierung nicht fest einem bestimmten Befestigungspunkt zugeordnet. Die Gesamtzahl der verwendeten Sensoren bleibt jedoch gleich. Insgesamt werden sieben Sensoren für die Versuchsaufnahme benutzt. Eine schematische Anordnung ist in Abbildung 3.4 dargestellt. Der erste Sensor wird auf die Brust befestigt. Der zweite wird am rechten Arm angebracht, der dritte Sensor gespiegelt am linken Arm. Zusätzlich wird je ein Sensor auf die beiden Unterarme und Handrücken platziert.



**Abbildung 3.4:** Sensorplatzierung auf dem Proband

Das Captiv System bildet aus den auf dem Körper platzierten Sensoren das kinematische Modell, den sogenannten Avatar (vgl. Abb. 3.5). Aus diesem Avatar werden die Schlüsselpunkte für die Datensätze errechnet. Wie in Abbildung 3.5 illustriert, gibt es folgende Schlüsselpunkte: Handgelenke, Ellenbogengelenk und die Schultergelenke. Alle sechs Gelenke sind relevant sowohl für die Auswertung der Daten, als auch für die Erkennung der Fehler. Die Bewegung der Probanden kann auch mittels dieses Avatars betrachtet und analysiert

werden. Um dies durchzuführen, kann eine Datei im BVH Format (Dateiformat für Bewegungserfassung) direkt aus dem Captiv System exportiert werden. In dieser Arbeit wird eine Auswertung anhand der numerischen Daten ausgeführt. Dafür werden die Rohdaten, die im CSV Format exportierbar sind, analysiert und ausgewertet.



**Abbildung 3.5:** Schematische Darstellung eines Avatars

Wie in Abbildung 3.5 ist ersichtlich, werden die Daten aus den sechs Gelenken ausgegeben. Wenn ein Winkelwert dargestellt wird, dann werden zugleich auch die Geschwindigkeits- und Beschleunigungsdaten zusätzlich immer mit angegeben. Bei den Handgelenken werden nur die Flexions-/ Extensions- und Abduktions-/Adduktionswinkel angegeben. Für das Ellenbogengelenk werden sowohl die Flexions- und Extensionswerte als auch die Rotationswerte angezeigt. Bei den Schultern ist die Situation ein bisschen komplexer. Zur Auswahl stehen dafür zwei Modelle: Das TEA und das Projektionsmodell. Im TEA Modell werden die horizontale, vertikale und allgemeine Rotationen dargestellt. Beim Projektionsmodell werden die schon bekannten Flexions-/ Extensions- und Abduktions-/Adduktionswerten angezeigt. Zuletzt werden noch die Rotationswerte vom Projektionsmodell ausgegeben. Es wurde eine Entscheidung getroffen, die Daten mittels des Projektionsmodells auszuwerten, da die anderen Gelenke das gleiche Modell für die Ausgabe verwenden. Eine beispielhafte Ausgabe der Daten des Captiv Systems inklusive Namen, Erläuterungen, sowie den Einheiten wurde in Tabelle 3.2 zusammengefasst.

**Tabelle 3.2:** Relevante Captivdaten: Name und Bedeutung.

Name	Bedeutung	Einheit
AngleWristRightFlexExt	Flexion- /Extensionswinkel	°
SpeedWristRightFlexExt	Flexion- /Extensionsgeschwindigkeit	°/s
AccelerationWristRightFlexExt	Flexion- /Extensionsbeschleunigung	/s <sup>2</sup>
AngleWristRightAbdAdd	Abduktions-/Adduktionswinkel	°
SpeedWristRightAbdAdd	Abduktions-/Adduktionsgeschwindigkeit	°/s
AccelerationWristRightAbdAdd	Abduktions-/Adduktionsbeschleunigung	/s <sup>2</sup>
AngleElbowLeftRotation	Rotationswinkel	°
SpeedElbowLeftRotation	Rotationsgeschwindigkeit	°/s
AccelerationElbowLeftRotation	Rotationsbeschleunigung	/s <sup>2</sup>

## 3.2 Versuchsdurchführung

### 3.2.1 Versuchsablauf

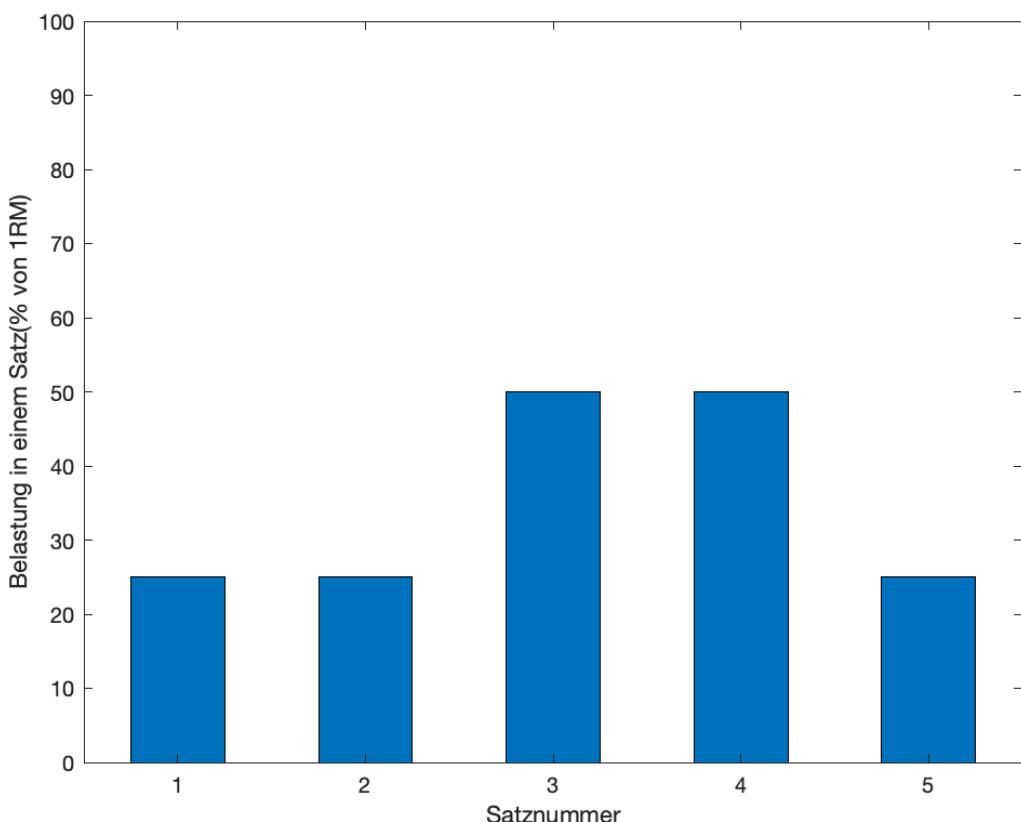
Die Bankdrückbewegung wurde in den Sätzen und Wiederholungen beschrieben. Insgesamt beinhaltet der Versuch fünf Sätze. Das Experiment wurde so ausgelegt, dass während eines Satzes acht Wiederholungen ausgeführt werden. Die Belastung bei der Übung variiert sich von 25 bis 50 Prozent eines 1RM. Solche Rahmenbedingung wurde festgelegt, um die Wahrscheinlichkeit für eine Fehlerproduktion des Anfängers mit einer erhöhten Belastung zu steigern. Die Geschwindigkeit der Übungsausführung wird vom Proband selber anpassend gewählt werden.

Alle beteiligte haben vor dem Vesuch den Corona Test als Schutzmaßname gemacht. Nur im Fall eines negativen Testergebnisses aller Teilnehmenden des Versuchs durfte das Experiment gestartet werden. Der Versuch hat mit der Aufwärmung angefangen. Beide Probanden haben davor die Vorgehenserklärung durchgelesen und unterschrieben. Die Handlungsempfehlung bezüglich der Anfangsposition wurde mit beiden Probanden wörtlich vor den Versuchsdurchführungen diskutiert.

In Abbildung 3.6 wird der Versuchsablauf anhängig von der Belastung, die in Prozent eines 1RM eines Probanden ausgedrückt wird, und einem Satz dargestellt. Die erste Erholungspause beträgt ungefähr fünf Minuten und erfolgt nach dem zweiten Satz. Die Belastung, wie aus

Abbildung 3.6 abgelesen werden kann, beträgt 25 Prozent des 1RM für den ersten und zweiten Satz. Die nächste Phase erfolgt nach einer 15 minütigen Pause.

Die Belastung wird bei dem dritten und vierten Satz auf 50 Prozent des 1RM erhöht. Durch diese Rahmenbedingung soll eine Erhöhung der Wahrscheinlichkeit für Produktion der Fehler vom Anfänger erzielt werden. Darüber hinaus wird mit einer erhöhten Belastung wahrscheinlicher einen Ermüdungseffekt auftreten. Während einer weiteren 15 minütigen Erholungspause wird das Gewicht wieder auf 25 Prozent des 1RM reduziert.



**Abbildung 3.6:** Aufnahmemuster bezüglich der Belastung

Der Anfänger soll die Bankdrückbewegung natürlich ausüben, weswegen er nicht auf bestimmte Fehler hingewiesen wurde. Zusätzlich wird die Annahme getroffen, dass die Bankdrückbewegung des Experten als ideal gilt. Folglich kann diese Ausführung als Referenzbewegung bei der Auswertung verwendet werden.

Darüber hinaus wurden mit dem Experten die Fehlermuster separat nach dem Hauptversuch aufgenommen. Für diesen Versuchsteil wurde ein bis zwei Wiederholung für jeden Fehler

durchgeführt. Die absichtliche fehlerbehaftete Ausführung vom Experten erfolgt mit möglichst geringem Gewicht an der Stange. Dieses Gewicht wurde selber vom Experten möglichst angepasst. Folglich führt das verwendete für diese Aufnahme Gewicht zum keinen Verletzungsgefahr.

Um den Versuch möglichst effizient durchzuführen, wird der Versuchsablauf gemäß Abbildung 2.3 implementiert. Zuerst soll die Vorbereitung für den Versuch ausgeführt werden. Danach findet als zweite Phase die Versuchsaufnahme beider Probanden statt, falls der am gleichen Tag durchgeführte Corona Test ein negatives Ergebnis liefert. In weiterem Schritt erfolgt die Übergabe der Daten auf eigenen Rechner. Im Abschluss erfolgt die Auswertung der Daten. Die ersten Ziele des letzten Abschnittes sind die Überprüfung der Daten auf die Plausibilität und die qualitative Abschätzung der Bewegung. Als nächstes Ziel erfolgt der Vergleich der Daten auf bestehende Unterschiede. Abschließend werden die Daten in Form einer explorativen Analyse auf die bestimmten Fehler aus der Liste ausgewertet. Einzelne Schritte der Aktivitätssmessung werden im folgenden Abschnitt detaillierter diskutiert.

## Vorbereitung

Die technischen Vorbereitungsschritte waren hauptsächlich für die Synchronisation der drei Messsysteme, sowie die Kalibrierung der beiden IMU Systeme relevant. Nach den Ergebnissen von Ricciardi, Innocenti, Spinsante(2019), welche große Abweichung von  $30\text{cm}$  aufzeigten, wurde für dieses Experiment die Entscheidung getroffen, die Kalibrierung der IMU Sensoren vor jeder Aufnahme durchzuführen. Darüber hinaus soll noch einen relevanten Schritt durchgeführt werden. Die komplette Fehlerliste soll erstellt und mit dem Experte abgesprochen werden. Zugleich wurde die Rahmenbedingungen aus Abschnitt 2.1.3 festgelegt: die Anzahl von Wiederholungen, die aufnehmende Frequenz, sowie die Intensität ausgedrückt in Form des prozentualen 1RM der Probanden.

## Datenerfassung

IMU Sensoren ermöglichen die Datenerfassung von repräsentativen Stichproben in mehreren Anwendungsbereichen (Niemann, 1990). In dieser Arbeit werden IMU Sensoren im Bereich der Bewegungsanalyse des Bankdrückens angewandt. Die IMU Sensoren werden dafür auf unterschiedlichen Körperteilen befestigt: auf der Brust, beiden Handrücken, und den Unter- sowie Oberarmen, um die Rohdaten bei der Bankdrückbewegung aufzunehmen.

Die Datenerhebung wurde während zwei Tagen infolge mehreren Gründen durchgeführt. Das erste Argument ist der begrenzte Akkubetriebsdauer der Captiv Sensoren, die bei der Aufnahme beider Probanden an einem Tag nicht den ganzen Versuch aufzeichnen könnten. Ein weiteres Argument ist die coronabedingten nötigen Maßnahmen infolge der Anzahl der beteiligten beim Versuch.

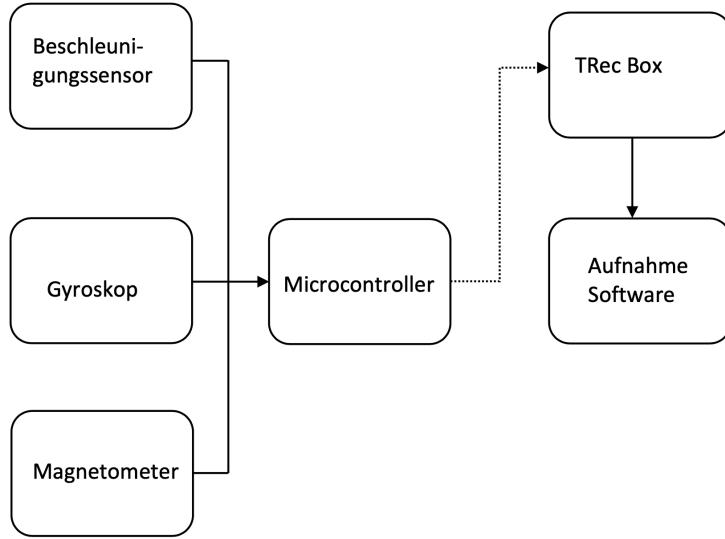
Im Vergleich zu den optischen Bewegungserfassungssystemen können IMU Sensoren potentiell deutliche Winkel- und Positionsfehler aufweisen (Cescon ,Tettamanti, Barbero, 2015). Diese potentielle Fehlerquelle sollte durch die Kalibrierung entweder behoben oder zumindest zum großen Teil reduziert werden.

Bei der Kalibrierung der Captiv Sensoren auf dem Holzbrett wurde keine signifikante Schwierigkeiten oder Stoßpunkte bemerkt. Beide Experimente wurden komplett mit allen Systemen aufgenommen. Das Captiv System hat insgesamt 15 Sensoren zur Verfügung. Für den Versuch werden davon nur sieben gebraucht. Wegen der durchgeföhrten Kalibrierung werden nicht die gleiche Sensoren für die Aufnahme des Experten und Anfängers verwendet. Diese Folgerung beeinflusst jedoch nicht der Avatarabbildung. Trotzdem ist es ein relevanter Punkt, da jeder Sensor mit den unterschiedlichen Genauigkeit aufnehmen könnte. Diese Aufnahmegenauigkeit ist von der Anzahl der früheren Nutzungen abhängig. Die schematischen Sensorplatzierungen sind in Abbildung 3.4 dargestellt.

## Datenübergabe

Die Datenübergabe von den Captiv Sensoren erfolgt von jedem Sensor auf den Captiv PC. Nach dem alle Systeme synchronisiert und kalibriert werden, sind diese bereit für die Versuchsdurchführung. Während der Aufnahme werden die Beschleunigungs-, Gyroskop- und Magnetometerdaten mittels eines Mikrocontrollers aufgenommen und als Analog Signal an die Transmitter Antenne weitergeleitet. Diese Weiterleitung des Signals erfolgt durch eine Pegeländerung von der TRec Box an die beiden optischen Systeme. Abschließend wird das Signal durch das Kabel in Captiv Software übergeben.

Nach der Versuchsaufnahme erfolgt die Datenübergabe auf den eigenen Rechner, damit die Daten weiter in MALT LAB ausgewertet werden können. Die Rohdaten werden in Form von diskreten Werten aufgenommen und entsprechend als eine Tabelle in CSV Format gespeichert. Zu beachten ist, dass die Zusatzinformationen, wie der Versuchsanfang und Ende, für die Markierung des relevanten Abschnittes benötigt werden. Diese Daten werden sowohl von Captiv als auch vom SIMI Shape System extrahiert.



**Abbildung 3.7:** Blockdiagramm der Bewegungserfassung mit Hilfe eines IMU Sensors.

## Datenauswertung

Bei der Aufnahme von jedem Satz soll die Bewegung, die relativ schnell verläuft, möglichst genau aufgenommen werden. Um Aussagen über die Aufnahmegenauigkeit treffen zu können, ist es hilfreich Standardabweichung und Varianz zu berechnen. Bei der Rohdatenanalyse sind Beschleunigungs-, Geschwindigkeits-, sowie Gelenkwinkelwerte von Interesse. In Tabelle 3.2 werden die Ausgaben des Captiv Systems mit der Benennung und der entsprechenden Erklärung dargestellt. Aus Tabelle ist erfassbar, dass es zwei Arten von anatomischen Bewegungen bei jedem Gelenk gibt: die Flexion/Extension und die Abduktions-/Adduktion. Bei den Ellenbogen und Schultern werden zusätzlich noch die Rotationswerte angegeben. Wie im Abschnitt 2.1.2 erwähnt wurde, erfolgt die Datenübergabe anhand des Captiv Referenzsystems

### 3.2.2 Fehlermuster

Die Quantifizierung der potentiellen Fehler erfolgt durch die Erstellung einer Fehlerliste und eine Aufnahme dieser Fehlermuster. Diese Liste wurde mittels der Literaturrecherche vorbereitet und mit dem Experten diskutiert. Die Aufnahme der Fehlermuster erfolgt mit dem Experten und stellt repräsentative Fehleraufzeichnung dar. Bei der Liste wird insgesamt elf Fehler beschrieben. Ein Fehlerbeispiel ist um 90° geneigte Handgelenke (F1). Weitere Fehlerstellen sind keine Lockout (F5), die Ablage der Stange nicht auf der Brust (F11), sowie

die unregelmäßige Bewegung der Stange (F10). Darüber hinaus wird als Fehler bezeichnet, wenn die Stange zu hoch über die Brust abgelegt wird, da in diesem Fall Impingement auftritt (F2). Die Positionierung der Ellenbogen auf Höhe der Schulter wird auch zu den Fehler zugeordnet. Die gesamte Liste mit den Fehlern wird in Tabelle 3.3 zusammengefasst.

Es könnte sein, dass nicht alle aufgelisteten biomechanischen Fehler aus Tabelle 3.3 mittels IMU Sensoren erkennbar sind. Störfaktoren dafür sind unter anderem die Messgenauigkeit bei der Aufnahme und die Beobachtbarkeit der Fehler. Jeder Fehler hat eigene Eigenschaften und Merkmale, weswegen sollen diese einzeln betrachtet werden. Um einen Fehler zu quantifizieren, soll aus einem biomechanisch beschriebenen Bewegungsfehler eine kinematische Formulierung entwickelt werden. Es ist zu erwarten, dass die IMU Systeme nicht alle nötigen Ausgabewerten für die Quantifizierung der Fehler angeben. Wenn ein bestimmter Fehler nicht quantifiziert werden kann, ist der potentielle Grund mit einer entsprechenden Erläuterung dafür anzugeben. Zusätzlich wird auf die optischen Systemen verwiesen, wenn einen Fehler mittels dieses Systems erkennbar ist.

**Tabelle 3.3:** Fehlerliste

Fehlernummer	Beschreibung
Fehler 1	Handgelenke dorsalflektiert / zu sehr nach hinten abgeknickt
Fehler 2	Ablage der Stange auf Schlüsselbeinen
Fehler 3	Ablage der Stange unterhalb des Brustbeins
Fehler 4	Ellenbogen stehen nicht vertikal unter der Stange, sondern 'stehen nach hinten ab'
Fehler 5	Ellenbogen in Position 'oben' nicht im sogenannten Lockout / nicht durchgestreckt
Fehler 6	Stange asymmetrisch in Frontalebene / Linke Hälfte der Stange ist näher an Kopf, rechte Hälfte weiter Richtung Bauch
Fehler 7	Stange asymmetrisch in Sagittalebene / Stange hängt nach rechts
Fehler 8	Schulterblätter nicht fest auf Bank fixiert, lösen sich bei Aufwärtsbewegung
Fehler 9	Schnellere Abwärts-als Aufwärtsbewegung
Fehler 10	Stange wird lange auf Brust abgelegt
Fehler 11	Stange wird gar nicht auf Brust abgelegt, Umkehrpunkt vor Brustberührung

# 4 Ergebnisse

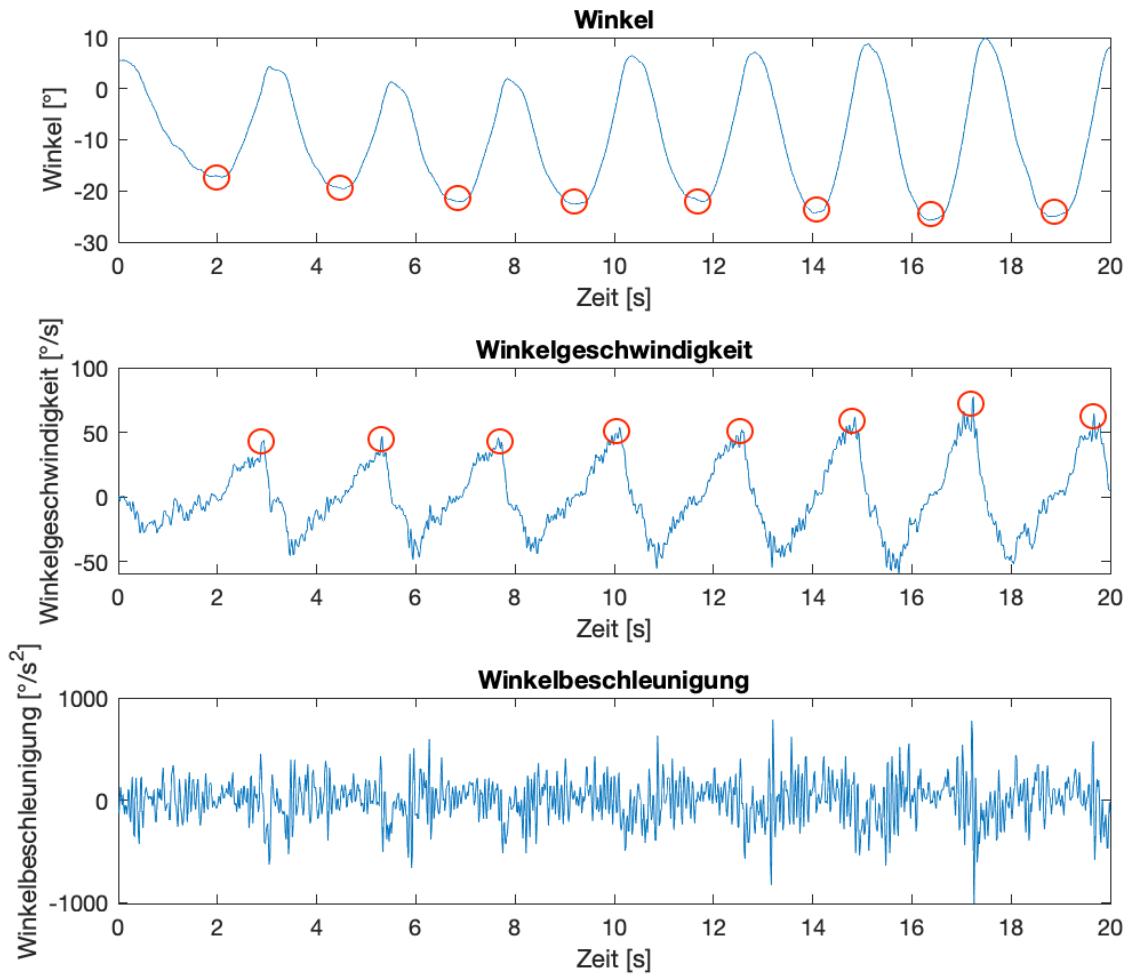
Im folgenden Kapitel wird die Auswertung des Versuchs präsentiert. Dafür werden sowohl intra- als auch interindividueller Vergleiche beider Probanden dargestellt. Darüber hinaus werden die Fehler aus der erstellten Liste quantifiziert. Abschließend werden mittels dieser Fehlermuster ausgeführte durch den Anfänger Fehler ausgewertet und diskutiert.

## 4.1 Qualitative Auswertung der Bankdrückenbewegung

Um eine Aussage über die Quantifizierung der Fehler treffen zu können, soll zuerst die qualitative Auswertung der Daten durchgeführt werden. Aus den aufgestellten Rahmenbedingungen des Experiments ist bekannt, dass die fünf Sätze bei jedem acht Wiederholungen von einem Proband ausgeführt wurden. Um die Daten qualitativ abschätzen zu können, sollen die Datensätze auf Wiederholungserkennung ausgewertet werden. Darüber hinaus werden die relevanten Größen der Bankdrückbewegung für die Fehlererkennung betrachtet und diskutiert.

In diesem Abschnitt werden die beispielhaften Daten vom ersten Satz des Experten betrachtet. Die Daten eines rechten Körperteils werden analysiert. Aus dem dritten Kapitel sind drei relevante Gelenke der Bankdrückbewegung bekannt. Anhand der Hand-, Ellenbogen- und Schultergelenkdaten soll es möglich sein, Aussagen über die korrekte Ausführung der Bewegung treffen zu können. Zuerst werden die Handgelenke- und Ellenbogendiagramme dargestellt. Abschließend werden die Daten des rechten Schultergelenks detaillierter diskutiert. Es wurde die Annahme getroffen, dass der Experte die Bewegung korrekt ausführt. Folglich können die vom Experten erhobenen Daten aus dieser qualitativen Auswertung auch als Referenzbewegung gelten. Bei den weiteren interindividuellen Vergleichen des Anfängers und des Experten werden die Expertendaten auch als ein Vergleichsmuster verwendet.

Die Ausgabedaten aus dem Captiv System sind bei den Handgelenken die Flexions- /Extensiondaten und Abduktions-/Adduktionsdaten. Laut Tabelle 2.1 ist die Abduktions-/Adduktionsbewegung beim Bankdrücken nicht biomechanisch relevant im Vergleich zur Flexion



**Abbildung 4.1:** Flexions/ Extensionswerte des rechten Handgelenks des Experten vom ersten Satz

und Extension. Folglich wird dieser Bewegungsteil bei der Analyse der Handgelenke außer Betracht gelassen. Die Abbildung 4.1 stellt den Flexions- / und Extensionswinkel, sowie deren Geschwindigkeiten und Beschleunigungen dar. Die Anzahl an Wiederholungen wird sowohl aus dem Winkel als auch aus dem Geschwindigkeitsdiagramm durch die Aufzählung von Peaks ersichtlich. Insgesamt werden acht Wiederholungen ausgeführt, was der Anzahl von Peaks in den beiden Diagramme entspricht. Damit kann die Aussage getroffen werden, dass die aufgenommenen Daten plausibel für die weitere Analyse sind, da die Handgelenkdaten am schwierigsten zu erfassen sind. Die Winkeldaten enthalten keine Signalstörungen, sondern verlaufen die Kurven glatt übereinander. Die Änderung der Amplitude bei den Winkel- und

Geschwindigkeitsdiagrammen enthält auch qualitativ abgeschätzt keine markante Abweichungen. Dies besagt, dass bei jeder Wiederholung innerhalb eines Satzes die Anfangsposition an der gleichen Lage sich befindet.

Auf den Diagrammen treten die rot markierten zusätzlichen Bezeichnungen, die weiter in Diskussionsteil besprochen werden, auf. Der Kreis entspricht einer wichtigen Stelle, das Rechteck einem relevanten Abschnitt.

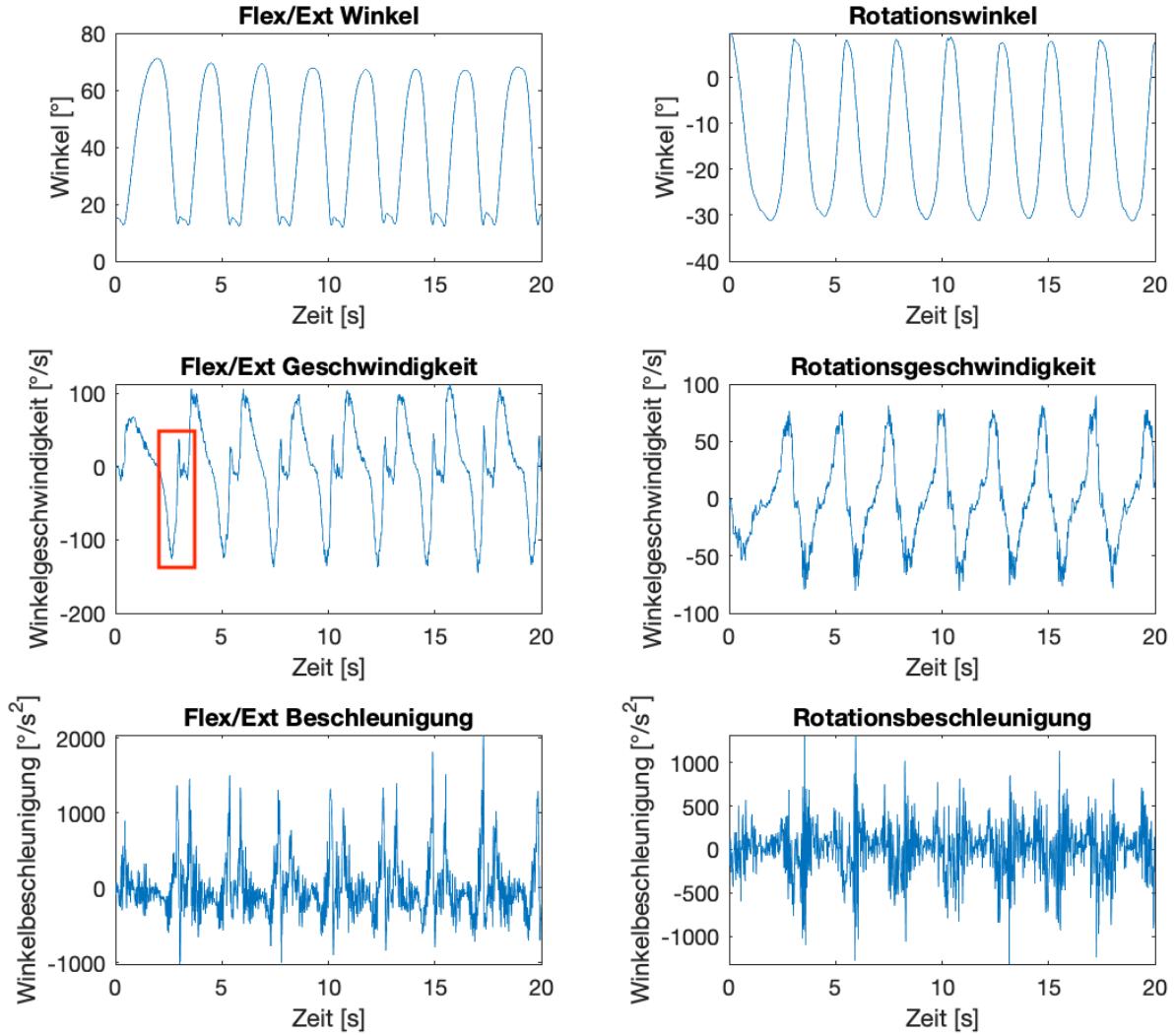
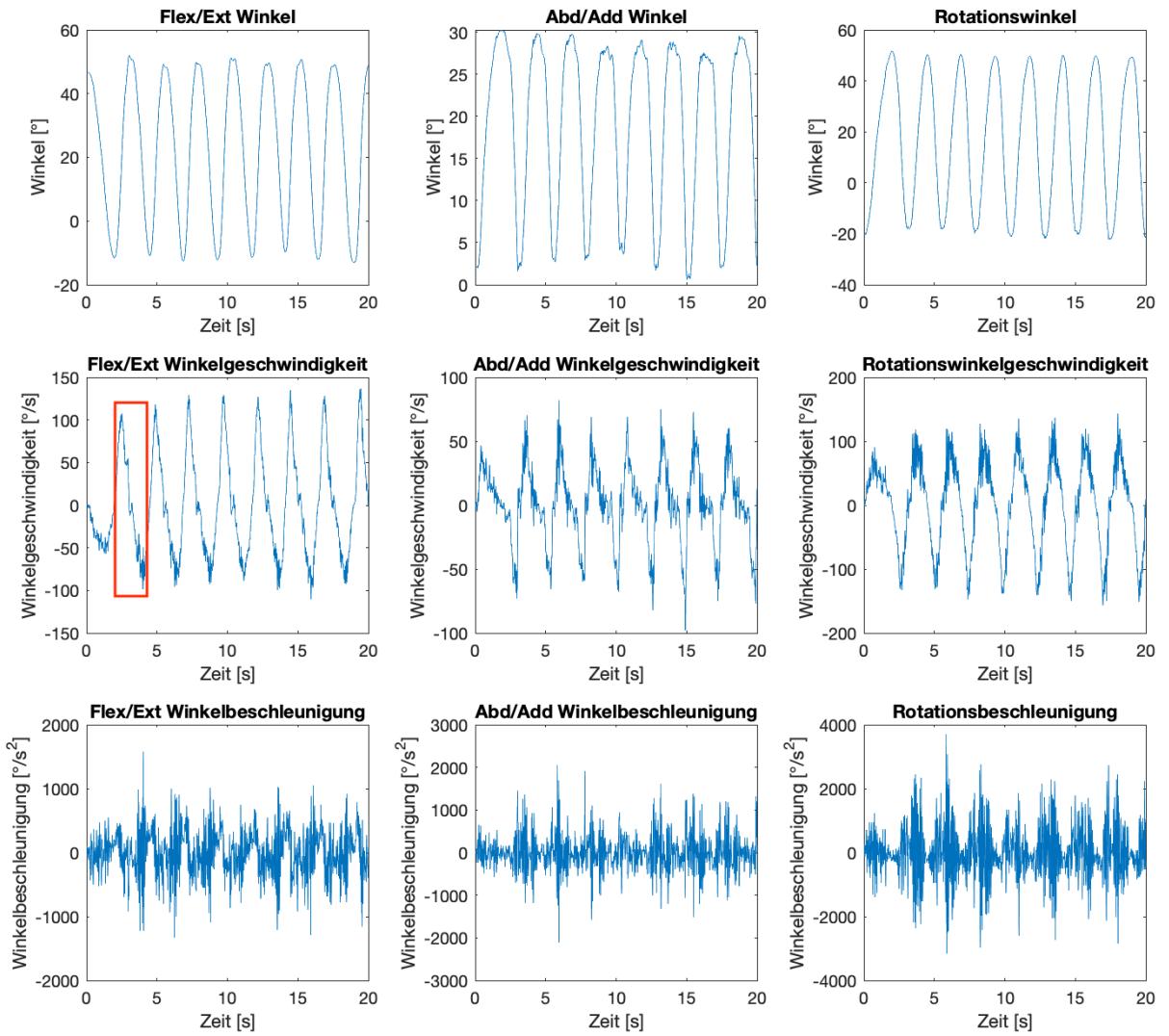


Abbildung 4.2: Daten des rechten Ellenbogen des Experten vom ersten Satz

Es gibt mehr Ausgabedaten vom rechten Ellbogen aus dem Captiv System im Vergleich zum Handgelenk. Aus dem Ellbogengelenk werden die Flexions-/ Extensions-, sowie Rotationswerten ausgegeben. Die Bewegung eines Ellbogengelenks ist komplizierter als eines Handgelenkes

während der Bankdrückbewegung. Folglich werden auch mehr Daten und entsprechend Diagramme für die Auswertung dieser Bewegung benötigt. In Abbildung 4.2 sind beide Ausgabe, d.h. sind Flexions-/Extensions und Rotationsdaten illustriert. Wie bei den Handgelenken, ist die Anzahl von den Wiederholungen auf den Winkel- und Geschwindigkeitsdiagramme korrekt zu erkennen. Zusätzlich können bei den Beschleunigungsdaten die Peaks und deren Anzahl deutlich leichter erkannt werden.



**Abbildung 4.3:** Daten des rechten Schultergelenks des Experten vom ersten Satz

Die Datenausgabe rechtes Schultergelenk wird mittels des Projektionsmodells auszuwerten. Insgesamt werden die Flexions-/Extensions, Abdunktions-/Adduktions-, wie Rotationsdaten erhoben. Die dargestellten Diagramme der rechten Schulter liefern sowie Ellbogen die korrekte Anzahl des Peaks, die der Anzahl von Wiederholungen entsprechen. An den Stellen der

maximalen Amplituden bei den Winkeldaten haben die Rotationswerten einen sehr glatten Übergang, was bei den anderen beiden Winkeldiagrammen aus Abbildung 4.3 nicht der Fall ist. Aus der biomechanischen Sicht stellen die Schulter die höchste Relevanz während der Ausführung der Bankdrückübung (Vella, 2019), was der relevante Punkt bei der Fehleranalyse sein wird.

## Diskussion

Aus der qualitativen Datenauswertung ist ersichtlich, dass hauptsächlich der Winkel repräsentativ kinetisch die Bankdrückbewegung beschreiben lässt. Mittels der Winkel können die Aussagen über die korrekten Positionen des Gelenkes getroffen werden. Darüber hinaus können anhand der Geschwindigkeitswerte Fehler, die auf die Dauer der Bewegung bezogen sind, quantifiziert werden. Beispielweise wurde der Fehler: Schnellere Abwärts- als Aufwärtsbewegung (F9), mittels der Geschwindigkeitsdaten quantifiziert.

Ein unglatter Sprung könnte bei der Flexions/ Extensionsgeschwindigkeit des Ellbogens im unteren Teil (vgl. Abb. 4.2) entstehen, weil zuerst die Stange zur unteren Position abgelegt wurde, und dann zur Anfangsposition gehoben wurde. Der sprunghafte Kurventeil entspricht dem Aufheben des Gewichts. Genau dieser Teil der Bankdrückbewegung verspannt die Ellenbogenmuskel.

Darüber hinaus gibt es einen unglatten Kurventeil bei der Flex/Ext Winkelgeschwindigkeit der rechten Schulter. Der Grund ist biomechanischer Natur und gleich mit den Ellenbogenmerkmal oben: Die Anspannung der Muskeln während der Flexionsbewegung beim Bankdrücken.

## 4.2 Interindividueller Vergleich

Beim Versuch wurden zwei Probanden beteiligt: ein Experte und ein Anfänger. In diesem Abschnitt werden die Daten beider Probanden des ersten Satzes verglichen und zusammengefasst. Die markanten Unterschiede werden kennzeichnet und weiter im Diskussionsteil interpretiert. Der Interindividueller Vergleich wird zeitbasiert ausgeführt, damit die Dauer während der Bankdrückbewegung beider Probanden abgeschätzt werden kann. Wiederum werden die Daten des rechten Körperteils beider Probanden analysiert.

### 4.2.1 Allgemeine Unterschiede

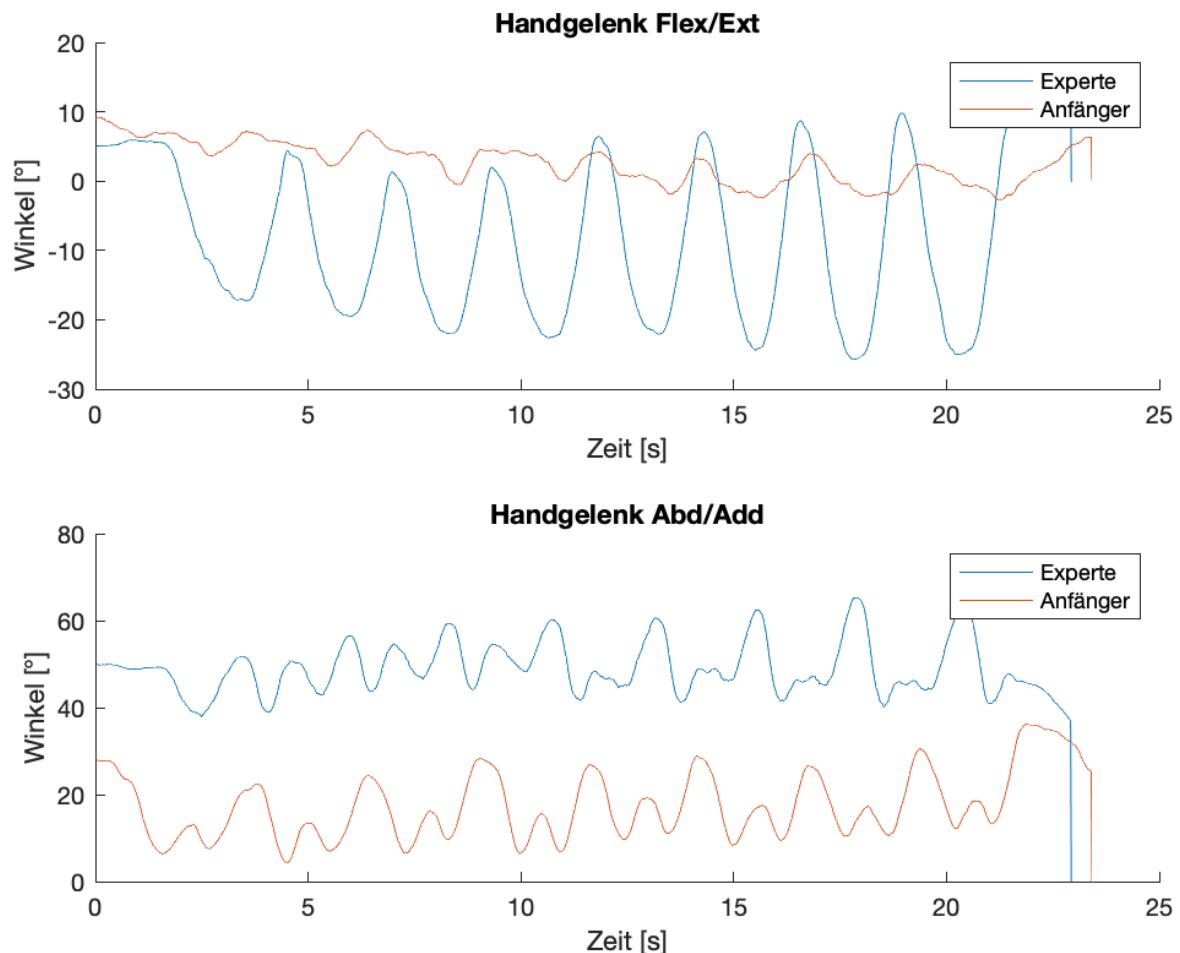
#### Anfänger

Im allgemeinen verlaufen die Kurven vom Anfänger ungleichmäßiger und enthalten schärfere Stellen bei den Handgelenks- und Ellbogendiagrammen. Die Amplitude bei allen Diagrammen variiert von Wiederholung zu Wiederholung, jedoch ist dieser Unterschied auf den ersten Blick nicht so stark ausgeprägt. Darauf hinaus enthält die Kurve der Ellenbogenrotation (vgl. Abb. 4.5) in der Nähe vom Maximum oder Minimum der Amplitude ein markantes Zittern, besonders beim fünften Satz. An manchen Stellen (vgl. Abb. 4.6), wie bei der Abduktion/Adduktion der Schulter, beinhaltet die Kurve ein leichtes Schwellen, die untypisch für eine korrekte Biomechanik der Bankdrückbewegung ist.

#### Experte

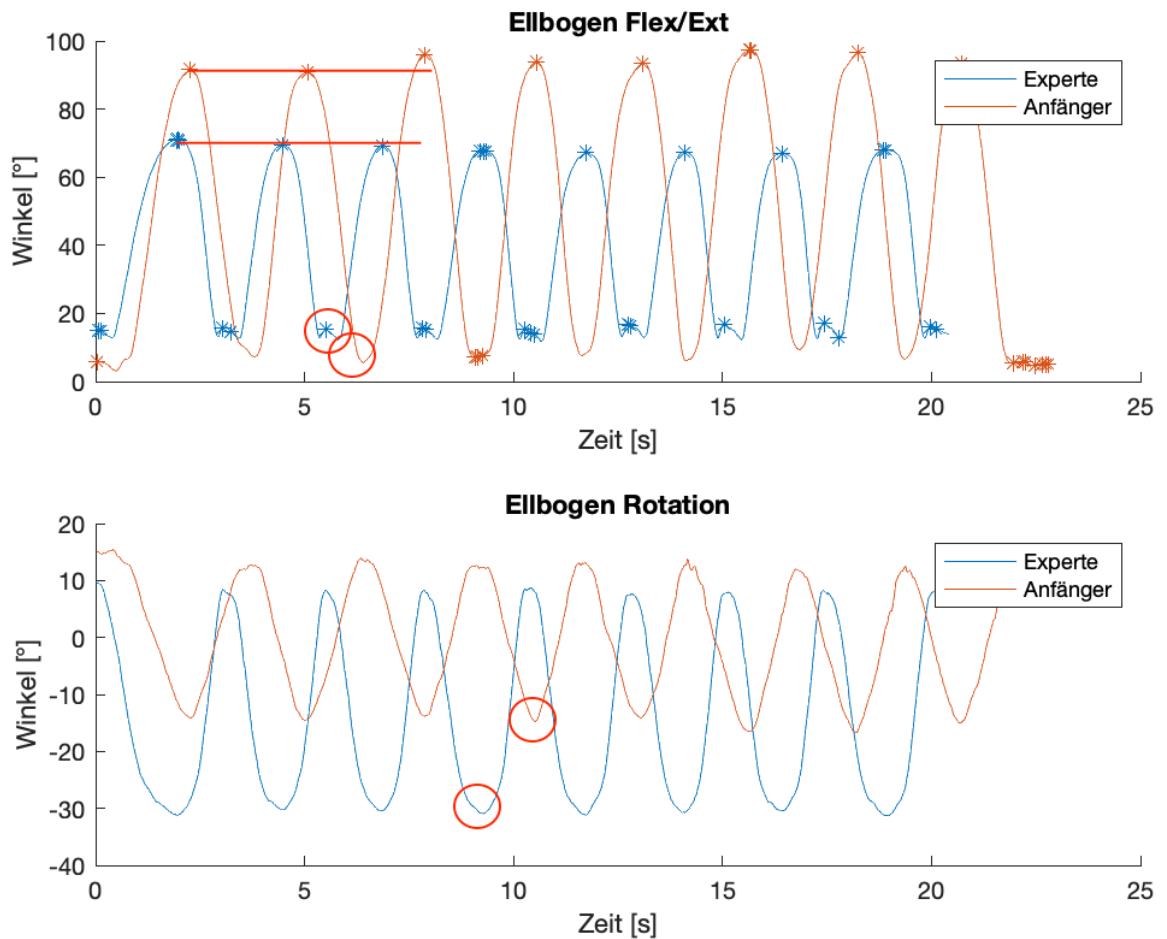
Die Wiederholungen des Experten sind gleichmäßiger von der Dauer innerhalb eines Satzes verteilt. Außerdem enthalten die Kurven in allen Diagrammen keine außergewöhnlichen Sprünge oder Zittern während der Bankdrückbewegung. Interessant ist, dass die Gesamtdauer der Bewegung beider Probanden beim ersten Satz fast einen gleichen Wert beträgt.

Die Diagramme vom rechten Handgelenk beider Probanden werden in Abbildung 4.4 illustriert. Die Daten im Abduktions-/ Adduktionsdiagrammteil verlaufen ähnlich, jedoch unterscheidet sich markant der durchschnittliche Winkel. Vom Experten liegt der Wert beim ca. 50 Grad, vom Anfänger beim 20 Grad. Die biomechanisch relevanten Daten der Bankdrückbewegung sind Flexion und Extension der Handgelenken. In Flex/Ext Diagramm (vgl. Abb. 4.4) kann keine Wiederholungsanzahl vom Anfänger erkannt werden. Der Grund dafür kann



**Abbildung 4.4:** Daten des rechten Handgelenkes des Anfängers und des Experten vom ersten Satz

nicht an der Genaugkeitsmessung liegen, da die Kurve des Experten diesen Winkel ersichtlich darstellt. Folglich ist der Grund eine fehlerhafte Ausführung der Bankdrückbewegung des Anfängers. Ob dieser Fehler quantifizierbar ist, wird im Abschnitt 4.4 bei der explorativen Fehleranalyse diskutiert.



**Abbildung 4.5:** Daten des rechten Ellenbogens des Anfängers und des Experten vom ersten Satz

#### 4.2.2 Statistische Datenauswertung

In Abbildung 4.5 werden Ellbogenwerte sowohl in der Rotation als auch von Flexion/ Extension verglichen. Es fällt zuerst ein, dass die Amplituden beider Probanden sich stark unterscheiden. Die maximalen Werte der Flexions- und Extensionsbewegung von Ellbogen des Experten sind näherungsweise konstant. Beim Anfänger treten die Abweichungen bei manchen Wiederholungen auf. Die Durchschnittslinien für beide Probanden sind rot markiert. Im unteren Teil desselben Diagramms können beim Anfänger in den Rotationsdaten die unteren zwei Peaks nicht deutlich erkannt werden, wenn beim Experten die leicht zu erkennen sind. Die Rotationswerte des rechten Ellbogens zeigen auch einen markanten Amplitudendifferenz zwischen dem Experten und dem Anfänger.

**Tabelle 4.1:** Maximum und Minimum der rechten Ellbogenwinkel Flex/Ext beider Probanden vom ersten Satz. Alle Werte sind in Grad dargestellt.

Wiederholung	1	2	3	4	5	6	7	8
Anfänger								
max	91.54	90.89	96	93.77	93.59	97.26	96.49	93.31
min	3.1	7.32	5.63	7.28	7.83	6.24	9.42	6.97
Experte								
max	71	65.5	69.23	67.57	67.15	67.37	67.04	68.01
min	12.88	13.17	12.53	12.54	11.9	12.9	12.34	12.97

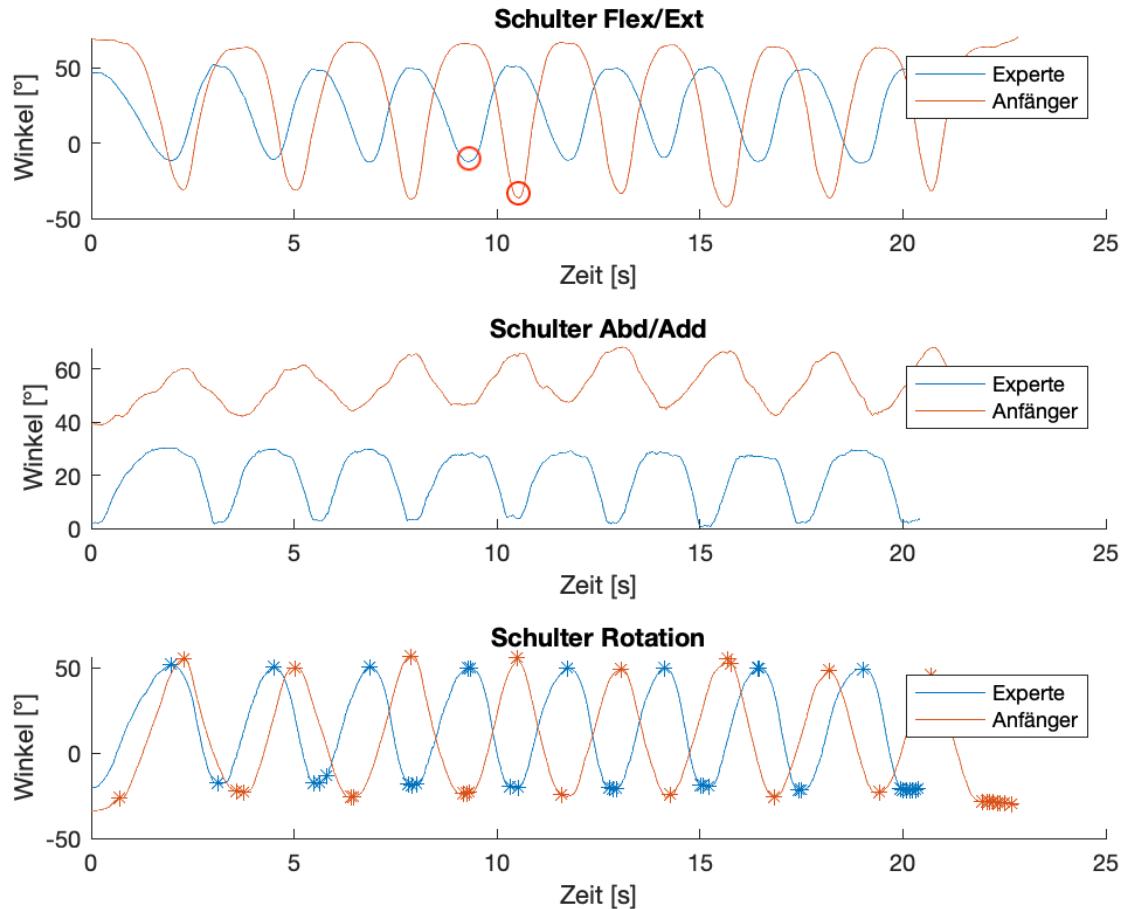
Damit der Unterschied in den Amplituden quantifiziert werden kann, werden in Tabelle 4.1 die maximalen und minimalen Werte des rechten Ellbogenwinkels der Flex/Ext beider Probanden dargestellt. Die Maximalamplitude im ersten Satz des Anfängers ist 97.26 Grad, wobei beim Experten der Wert 69.23 Grad beträgt. Die Mindestwerte der Amplitude des Anfängers und des Experten sind jeweils 3.1 Grad und 11.9 Grad. Um eine Gleichmäßigkeit und eine Abweichung bei den Wiederholungen abschätzen zu können, werden die Standardabweichung und die Durchschnittswerte berechnet. Beide Größen können wie folgt errechnet werden (Sheldon, 2004):

$$\sigma = \frac{\sum(x_i - \mu)^2}{N} \quad (4.1)$$

$$\mu = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^{\infty} a_k \quad (4.2)$$

Durch die Ergebnisse aus Tabelle 4.1 können der Mittelwert und die Standardabweichung errechnet werden. Bei der maximalen Amplitude des Experten beträgt der Durchschnittswert 68.358 Grad mit der Standardabweichung von 1.412, im Fall des Anfängers sind diese Werte jeweils 94.1062 Grad und 2.3040. Folglich ist die Standardabweichung fast um Faktor zwei bei den Probanden unterschiedlich. Darüber hinaus beträgt der Mittelwert der Mindestamplituden des Experten 12.653 Grad und 0.4025 für die Standardabweichung. Für den Anfänger betragen die gleichen Werten jeweils 7.2625 Grad und 1.1214. Wiederum ist

die Standardabweichung der Experten geringer, dieses Mal aber fast um den Faktor drei. Letztendlich, wird der Betrag des Winkels bei jeder Wiederholung ausgewertet, in dem die Differenz der Maxima und Minima des Flex/ Ext Winkels errechnet wird. Beim Experten beträgt dieser Mittelwert  $\mu = 55.705$  mit  $\sigma = 1.25$ , wobei beim Anfänger jeweils 86.8437 Grad und 2.6649. Zusammenfassend hat das Verhältnis in den Standardabweichungen von Ellbogenwinkel beider Probanden den Wert zwei.



**Abbildung 4.6:** Daten des rechten Schultergelenks beider Probanden vom ersten Satz

Abbildung 4.6 illustriert die Daten des rechten Schultergelenks beider Probanden. Bei der Flexions- und Extensionsbewegung treten wieder merkbare Abweichungen in den Amplitudenwerten. Bei der Abduktion und Adduktion werden die Anzahl der Wiederholungen zwar erkannt, jedoch verläuft die Kurve des Anfängers deutlich unschärfer und ungenauer als Experten. Darüber hinaus ist aus den Schulterdiagrammen ersichtlich, dass die Rotationsdaten beider Probanden nicht so stark abweichen. Die Ausprägung dieser Abweichung wird weiter mit der Standardabweichung und dem Mittelwert quantitativ ausgewertet.

**Tabelle 4.2:** Maximum und Minimum der rechten Schulter Rotationswerten beider Probanden vom ersten Satz. Alle Werte sind in Grad dargestellt.

Wiederholung	1	2	3	4	5	6	7	8
Anfänger								
max	55.05	50.03	56.94	55.92	49.1	55.07	48.26	45.34
min	-23.97	-25.82	-23.85	-25.31	-26.54	-25.77	-23.04	-28.48
Experte								
max	51.63	50.21	50.3	49.57	49.75	50.06	49.79	49.24
min	-17.14	-17.77	-18.63	-20.37	-21	-18.98	-21.74	-21.7

Es werden die gleichen Werte, wie beim Ellenbogen Flex/Ext, ausgerechnet. Beim Experten ist der Mittelwert der maximalen Amplituden 50.0671 Grad mit der  $\sigma = 0.7214$ , beim Anfänger betragen diese Werte 51.9612 Grad mit  $\sigma = 4.2946$ . Die Durchschnittswerte beider Probanden sind zwar ähnlich, aber die Standardabweichung des Anfängers zeigt, dass innerhalb eines Satzes die Werte sich markant unterscheiden. Die durchschnittlichen Werten der Mindestamplituden des Experten sind  $\mu = -19.9956$  mit  $\sigma = 1.7833$ . Beim Anfänger sind die jeweils -25.3478 Grad und 1.7353. Wie beim Rechnen vom Ellbogenwerten, wenn von der Maximalamplitude deren Minimalwert bei jeder Wiederholung abgezogen wird, kann auch eine Winkeländerung der Schulter errechnet werden. Danach wird der Mittelwert und deren Standardabweichung mittels einer Rechnung erhalten. Der Durchschnittswert des Experten beträgt 69.7328 Grad mit  $\sigma = 1.2473$ , des Anfängers jeweils 77.3091 Grad mit  $\sigma = 3.7054$ . Sowie bei den Ellbogen auch bei den Schulterdaten gibt es einen Unterschied in der Bankdrückausführung beider Probanden. Diese Abweichung ausgedrückt im Verhältnis der Standartabweichungen beträgt den Wert drei.

## Diskussion

Die errechneten Werte zeigen, dass die Wiederholungen des Experten innerhalb eines Satzes näherungsweise gleich sind. Folglich wurde die Annahme, dass die Bankdrückbewegung des Experten als Referenzbewegung gelten kann, bestätigt. Darauf hinaus können diese Daten zusätzlich für die weiteren Studien verwendet werden. Damit ein Fehler vom Anfänger quantifiziert wird, soll zuerst eine fehlerhafte Bewegung ausgeführt werden. Wie die Ergebnisse aus diesem Abschnitt zeigen, es treten die Abweichungen der Bewegung innerhalb eines Satzes auf. Dies steigert die Wahrscheinlichkeit für eine fehlerhafte Ausführung des Bankdrückens.

### 4.3 Intraindividueller Vergleich

Insgesamt wurden fünf Sätze von jedem Probanden ausgeführt. Damit die Datensätze auf Fehler bei dieser und weiteren Studien untersucht werden können, sollen zuerst die intraindividuellen Abweichungen analysiert werden. Diese Auswertung ermöglicht eine Aussage über die bestehenden Unterschiede von jedem Proband innerhalb des mehreren Sätze zu treffen. Dafür werden zuerst die verschiedenen Sätze des Anfängers, danach des Experten separat verglichen und interpretiert. Da die Darstellung aller fünf Sätze in einem Diagramm schnell unübersichtlich für die grafische Analyse sein wird, werden insgesamt drei Sätze als eine repräsentative Stichprobe benutzt. Der erste, dritte und fünfte Satz dienen der Untersuchung der Abweichungen. Die Datenauswertung erfolgt mittels einer statistischen Rechnung. Der Mittelwert und die Standardabweichung wurden ausgerechnet. Ebenfalls werden diese Sätze grafisch dargestellt und analysiert. Zuerst wird bei Handgelenken die Flexions/ Extensionsbewegung zwecks der möglichen Erkennung der Wiederholungen betrachtet. Der nächste Schritt der Analyse wird anhand der Rotationsdaten durchgeführt, weil die Differenz der Amplitude aus der biomechanischen Sicht kleiner als bei der Flexion und Extension ist. Dies bedeutet, dass die Auswertung mit den kleineren durchschnittlichen Werteunterschiede ein repräsentativeres Ergebnis von der Abweichung darstellt. Alle in diesem Kapitel aufgezeichneten Diagramme werden zeitnormiert.

In Abbildung 4.7 werden die relevanten Winkeldaten aller Gelenke dargestellt. In Tabelle 4.3 werden die Daten der maximalen und minimalen Winkel der Rotationsbewegung der Schulter beider Probanden zusammengefasst. Die relevanten Ergebnisse über die Abweichung in den Daten des Anfängers und des Experten bei den unterschiedlichen Sätzen werden in Tabelle 4.4 zusammengefasst.

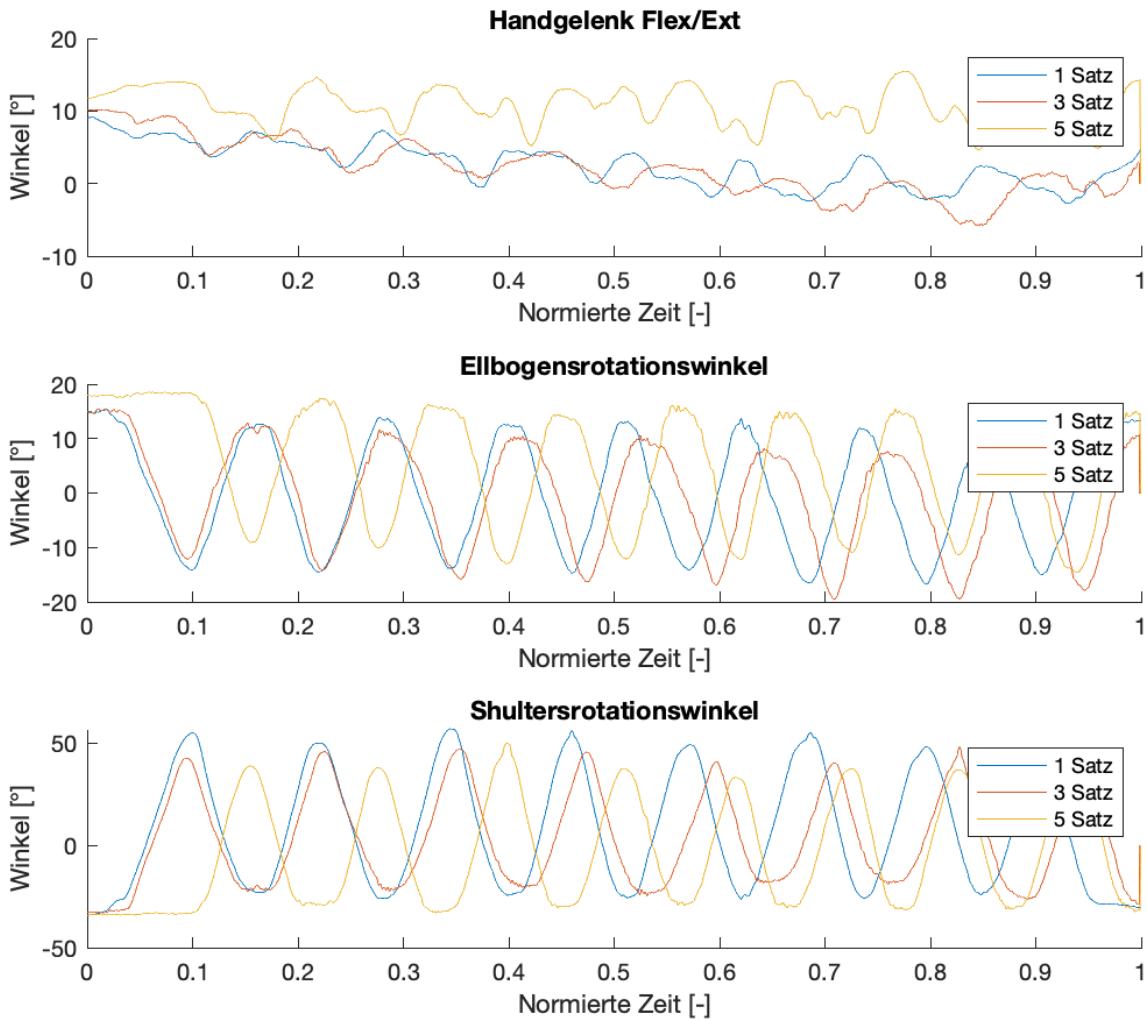
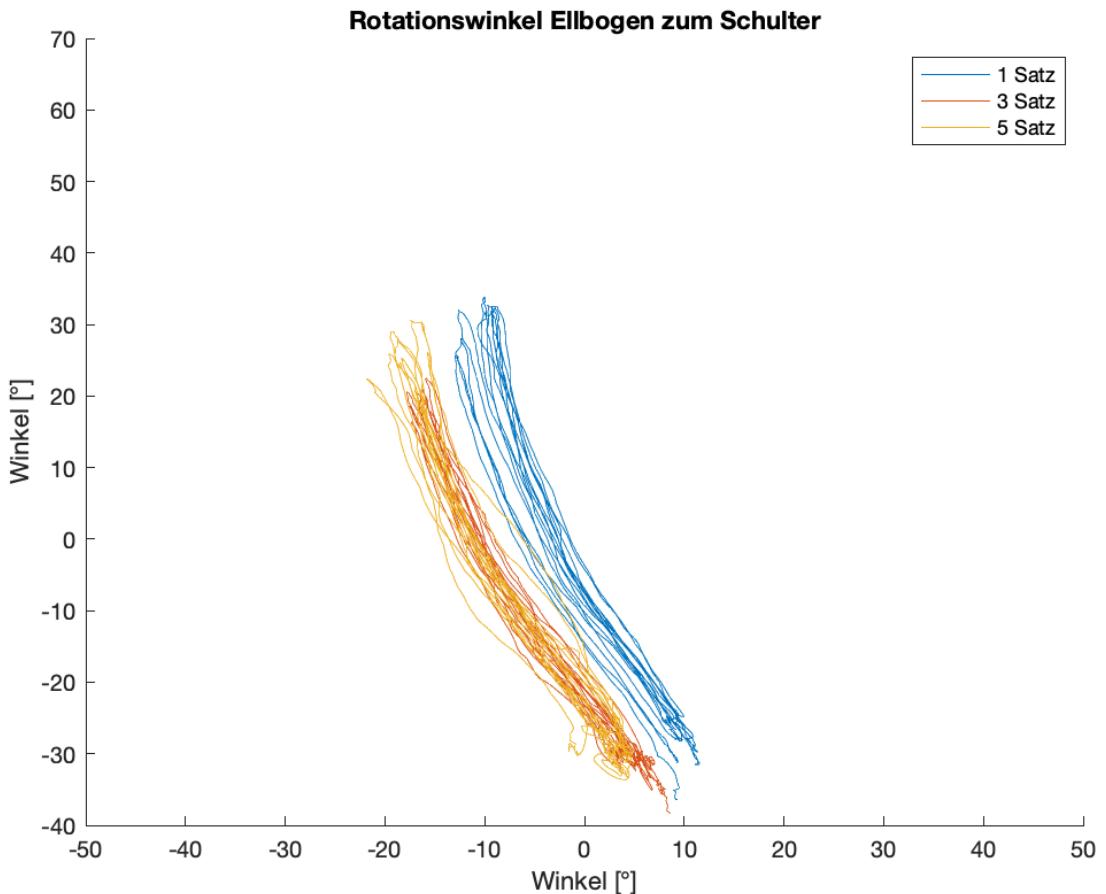


Abbildung 4.7: Daten des rechten Körperteils vom Anfänger

## Anfänger

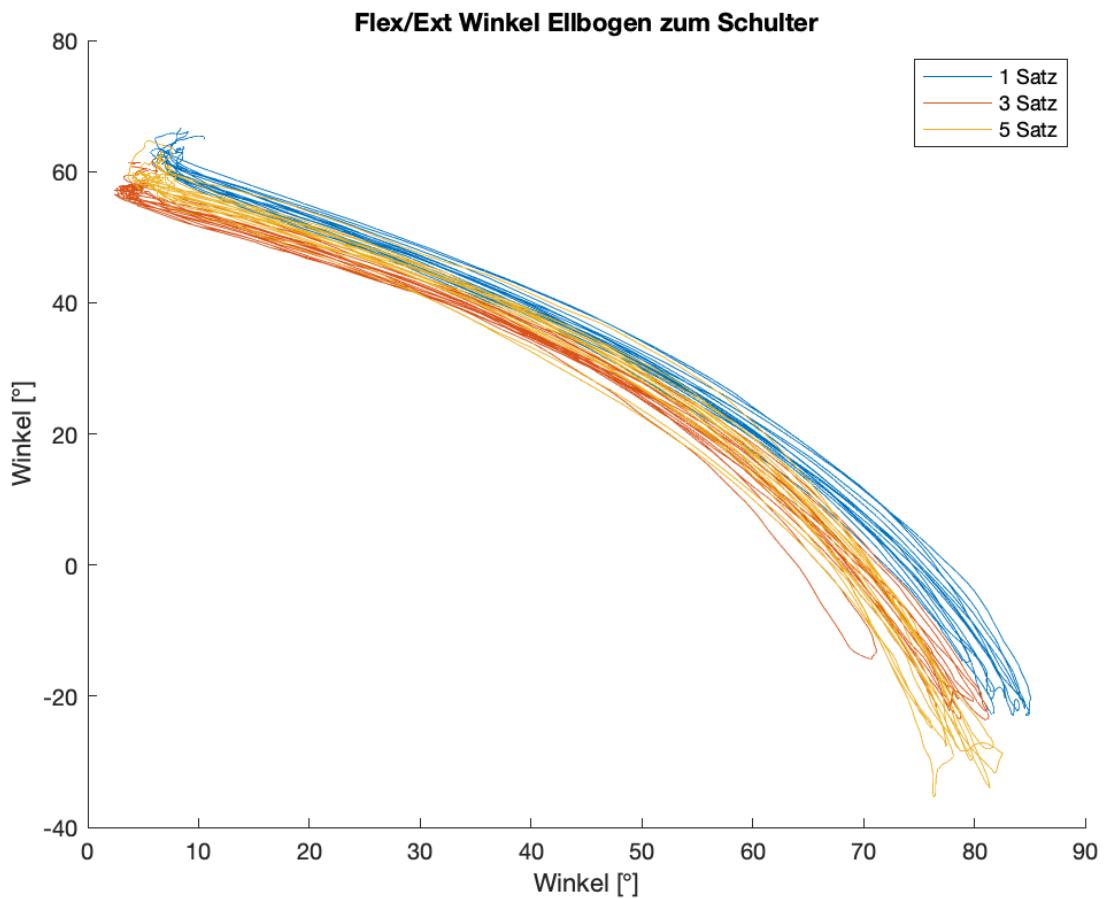
Bemerkenswert ist, dass Abzählen der Wiederholungen des Anfängers im Diagramm der Handgelenke bei allen Sätzen nicht möglich ist. Die Kurven von Ellbogen und Schulter verlaufen zwar ähnlich, jedoch treten bei den maximalen und minimalen Werten ein Zittern und scharfe Ecken auf, besonders bei den Ellbogenkurven. Die statische Auswertung aus Tabelle 4.4 liefert die Informationen, dass der Mittelwert der maximalen Amplituden sich bei den Sätzen von 39.5799 bis 51.9612 also um 12.3813 Grad variiert. Bei der minimalen Amplitude ist dieser Unterschied nur 9.5441 Grad. Darüber hinaus ist die Standardabweichung des Anfängers bei den minimalen Werten deutlich kleiner im Vergleich zu den maximalen Werten. Der Differenzwert in der Tabelle entspricht einen Betrag beim Abzug von den maximalen

die minimalen Werten eines Probanden. Die Standardabweichung der Schulterrotationsbewegung variiert von 5.1904 bis zu 5.8962 Grad. Diese Informationen führt zum Ergebnis, dass die Ausführung der Bankdrückbewegung des Anfängers bei den verschiedenen Sätzen unterscheidet.



**Abbildung 4.8:** Winkel/ Winkel Diagramme der Rotation des Schulter eines Anfängers

In Abbildung 4.8 wird das Winkel/ Winkel Diagramm der Rotation vom Ellbogen zu der Schulter illustriert. Wie bisher, werden die erste, dritte und fünfte Sätze betrachtet. Aus dem Diagramm ist ersichtlich, dass alle drei Sätze ein ähnliches Muster haben. Wie aus Tabelle 4.4 ist bekannt, beträgt die Standardabweichung der Rotation den durchschnittlichen Wert von ca 5.5. Grafisch entspricht diese Informationen der Streuung der Kurve innerhalb eines Satzes. Darüber hinaus ist bemerkenswert, dass dritte und fünfte Sätze sich grafisch fast überlappen.

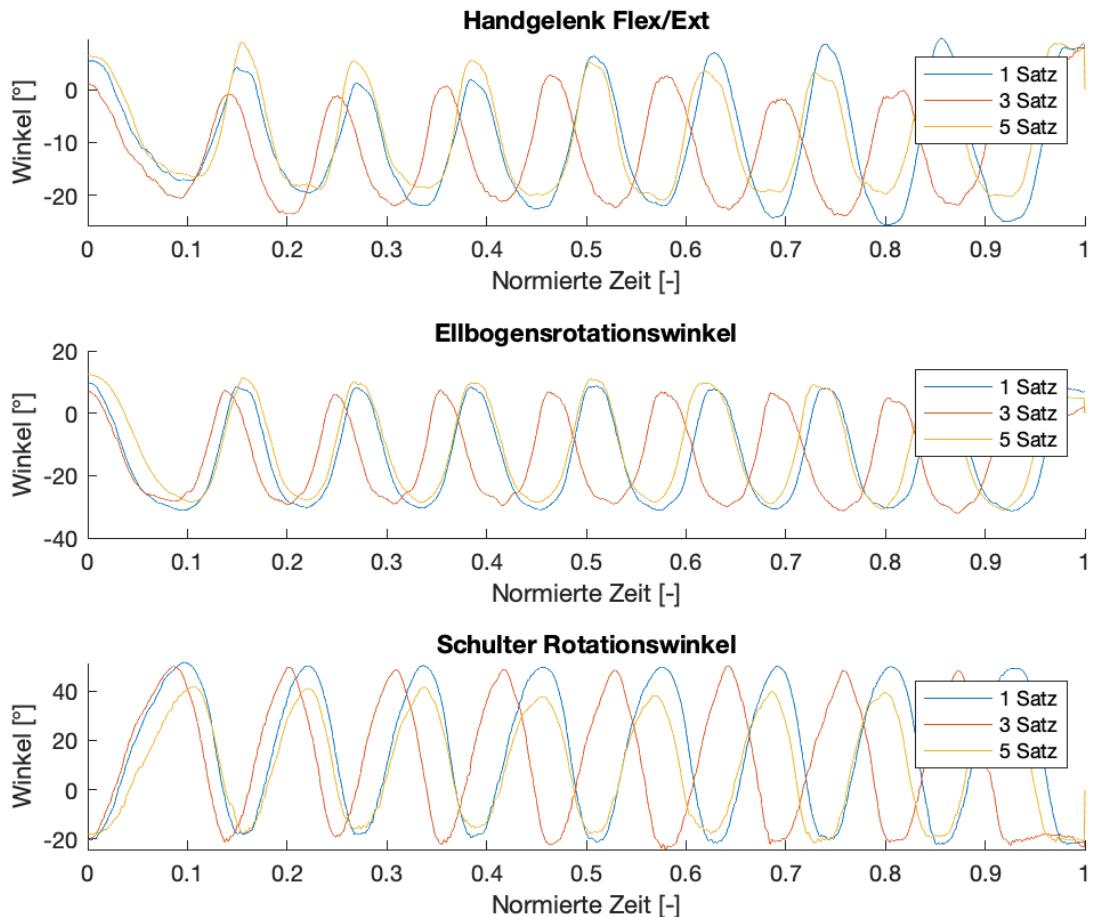


**Abbildung 4.9:** Winkel/ Winkel Diagramme der Flexion/ Extension des Schulter eines Anfängers

In Abbildung 4.9 wurde das Winkel/ Winkel Diagramm der Flexion/ Extensionsbewegung vom Ellbogen zu der Schulter dargestellt. Ein klares Muster liegt bei allen Sätzen vor. Aus dem Diagramm ist ersichtlich, dass die Kurven sich meistens stark überlappen, was durch eine geringere Streuung erklärt ist. Folglich gibt es eine ausgeprägte Ähnlichkeit bei der Flexion- und Extensionsbewegung. Zugleich treten markante Unterschiede bei der Rotationsbewegung des Anfängers auf.

## Experte

Bei den Datensätzen des Experten werden die gleichen Diagramme wie beim Anfänger dargestellt. Alle Daten sind ebenfalls zeit normiert. Wie ist aus Abbildung 4.10 ersichtlich, verlaufen die Kurven aller drei Diagramme gleichmäßig und enthalten ein markantes Ausführungsmuster. Dies stimmt mit den ausgerechneten statischen Werten aus Tabelle 4.4 überein. Die Hauptrotationswerte von der Schulter des Experten haben die Standardabweichung von 1.2735 bis 1.8591, was eine deutlich kleinere Abweichung im Vergleich mit den Werten des Anfängers. Darüber hinaus kann die Wiederholungsanzahl bei allen Sätzen aus dem Handgelenkdiagramm erkannt werden. Folglich ist es möglich mittels IMU Sensorik die Fehler bei den Handgelenken zu erfassen.



**Abbildung 4.10:** Daten des rechten Schulter des Anfängers und des Experten vom ersten Satz

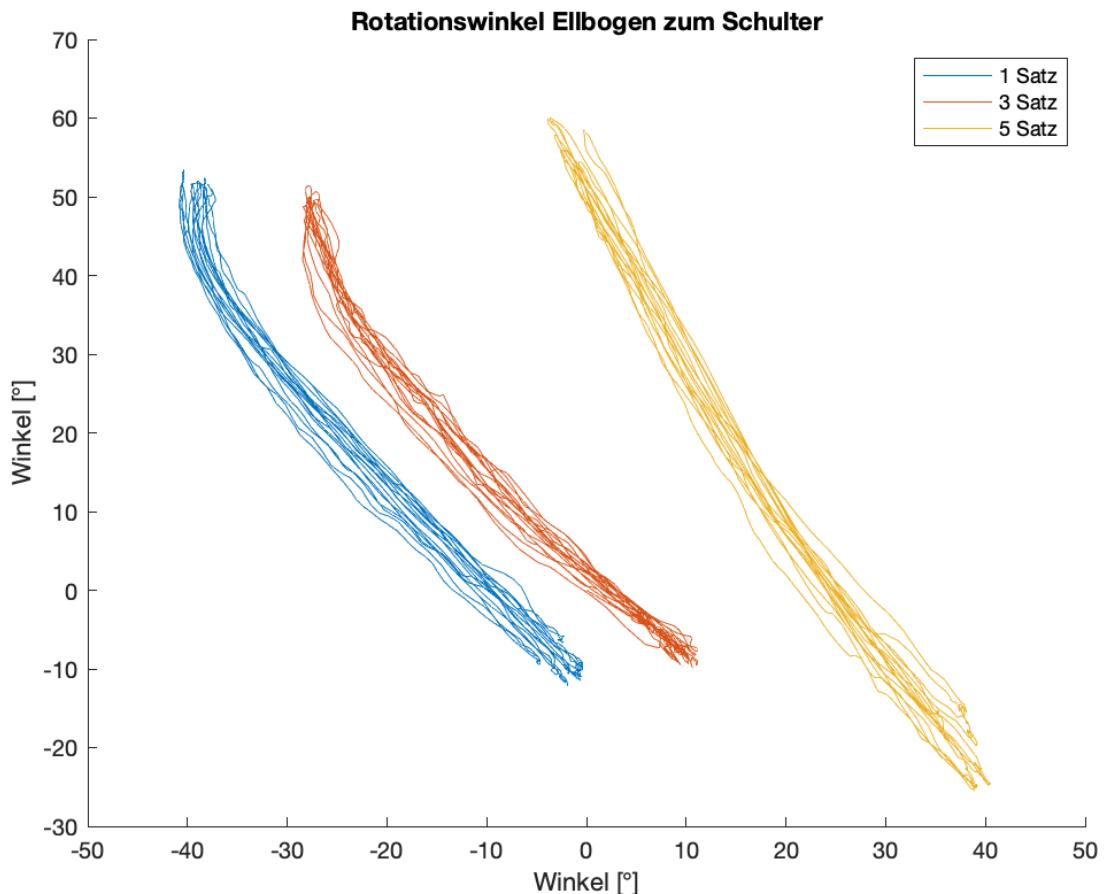
**Tabelle 4.3:** Maximum und Minimum der rechten Schulter Rotationswerten beider Probanden. Alle Werte sind in Grad dargestellt.

Wiederholung	1	2	3	4	5	6	7	8
Anfänger 1 Satz								
max	55.05	50.03	56.94	55.92	49.1	55.07	48.26	45.34
min	-23.97	-25.82	-23.85	-25.31	-26.54	-25.77	-23.04	-28.48
Anfänger 3 Satz								
max	42.43	45.76	46.72	45.55	40.98	40.26	48.15	36.67
min	-21.6	-21.17	-19.36	-23.18	-17.65	-17.67	-26	-21.02
Anfänger 5 Satz								
max	38.76	38.03	49.84	37.51	33.09	37.57	36.84	44.99
min	-28.17	-32.31	-29.70	-28.78	-29.33	-31.14	-30.65	-30.75
Experte 1 Satz								
max	51.63	50.21	50.3	49.57	49.75	50.06	49.79	49.24
min	-17.14	-17.77	-18.63	-20.37	-21	-18.98	-21.74	-21.7
Experte 3 Satz								
max	55.05	50.03	56.94	55.92	49.1	55.07	48.26	45.34
min	-23.97	-25.82	-23.85	-25.31	-26.54	-25.77	-23.04	-28.48
Experte 5 Satz								
max	55.05	50.03	56.94	55.92	49.1	55.07	48.26	45.34
min	-23.97	-25.82	-23.85	-25.31	-26.54	-25.77	-23.04	-28.48

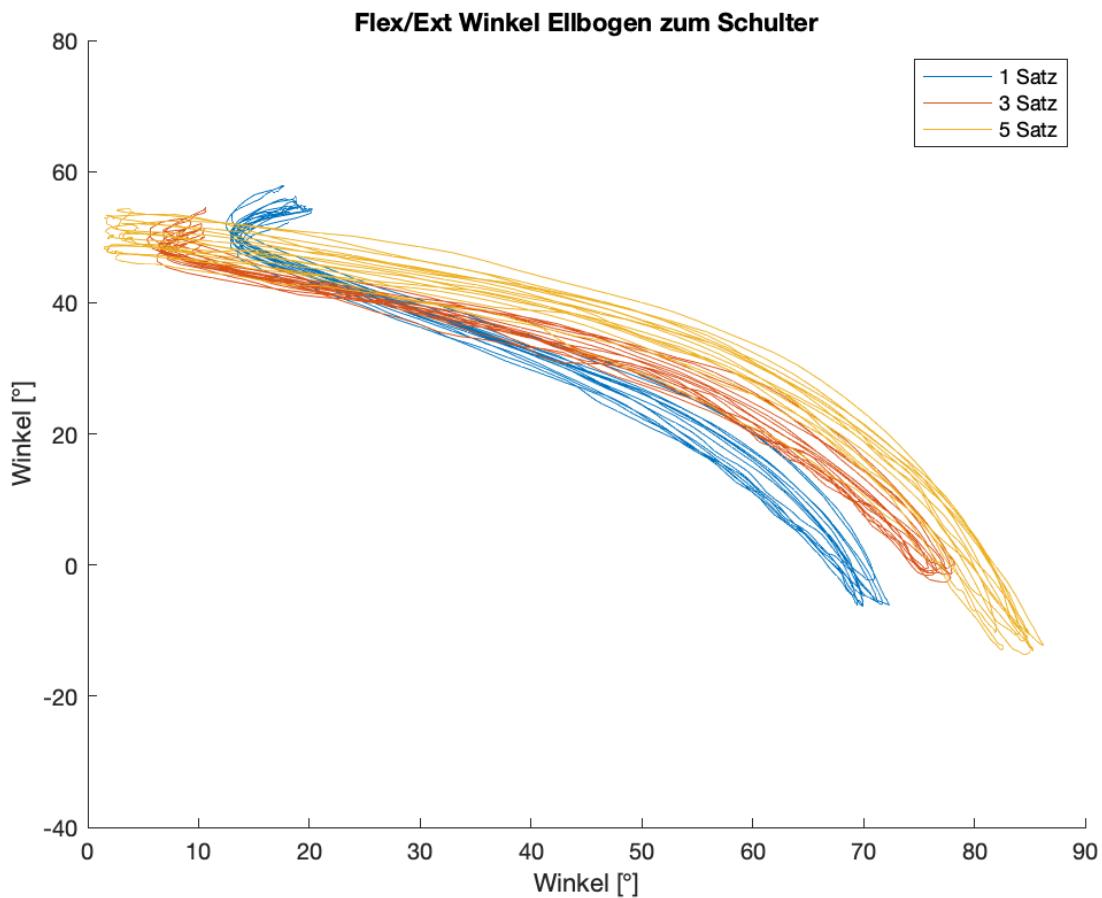
**Tabelle 4.4:** Statistische Ergebnisse der Rotationswerte beider Probanden

Name	Mittelwert $\mu$ [°]	Standardabweichung $\sigma$ [-]
Anfänger 1 Satz		
max	51.9612	4.2945
min	-25.001	1.5161
Differenz	76.9632	5.1904
Anfänger 3 Satz		
max	43.3117	3.8831
min	-20.956	2.805
Differenz	64.2677	5.8962
Anfänger 5 Satz		
max	39.5799	5.2853
min	-30.1041	1.3569
Differenz	69.6841	5.502
Experte 1 Satz		
max	50.0675	0.7192
min	-19.5149	1.7528
Differenz	69.5824	1.2735
Experte 3 Satz		
max	48.9589	0.7858
min	-20.6325	1.4095
Differenz	69.5913	1.3116
Experte 5 Satz		
max	39.47	1.6881
min	-17.3537	2.0721
Differenz	56.8237	1.8591

Die statistischen Erkenntnisse aus Tabelle 4.4 stimmen mit dem Rotationswinkeldiagramm in Abbildung 4.10 überein. Die Kurven haben keinen merklichen Amplitudenunterschied bei den verschiedenen Sätzen und Wiederholungen, wodurch können die Abweichungen näherungsweise vernachlässigt werden. Diese Ergebnisse entsprechen ebenfalls die kleine Standardabweichung mit dem Durchschnittswert vom 1.2. In beiden Winkel/ Winkel Schulterdiagramme des Experten kann diese Information abgelesen werden. Abbildung 4.11 illustriert bei der Rotation eine ähnliche Kurve bei jedem Satz, was einem gewissen Muster entspricht.



**Abbildung 4.11:** Winkel/ Winkel Diagramme der Rotation des Schulter eines Experten



**Abbildung 4.12:** Winkel/ Winkel Diagramme der Flexion/ Extension des Schulter eines Experten

## Diskussion

Das Winkel/ Winkel Rotationsdiagramm des Anfängers zeigt markante Abweichungen innerhalb eines Satzes im Vergleich mit dem Flexions/ Extensionsdiagramm. Zugleich beträgt die durchschnittliche Standardabweichung der Rotationswerten 5.5. Dies lässt vermuten, dass die Standardabweichung mit der Anzahl vom Fehler korreliert. Die Hypothese kann mit den mehreren Probanden vom verschiedenen Vorbereitungsniveaus in den weiteren Studien überprüft werden. Aus der biomechanischen Sicht haben die Schulter eine relevante Rolle bei der Bankdrückbewegung, deswegen es wäre auch hilfreich, solche Studie mit dem Fokus auf die Schulterbewegung durchzuführen.

Die Standardabweichung der Rotationswerte beider Probanden ist bekannt. Der Wert eines Anfängers ist deutlich niedriger als des Experten. Dies stimmt mit der grafischen Darstellung überein. Damit die statistische Auswertung eines intraindividuellen Vergleichs noch repräsentativerere Ergebnisse liefert, kann eine Studie mit mehreren Anfängern durchgeführt werden. Bei dieser Studie kann nach der Korrelationen der Standardabweichung mit den korrekten Ausführung der Bewegung gesucht werden.

## 4.4 Explorative Fehleranalyse

In diesem Abschnitt wird die Kinematik der Bankdrückbewegung durch die im Voraus definierten Fehler quantifiziert. Die Aufteilung dieses Abschnittes erfolgt nach Art der Fehler. Insgesamt werden elf Fehler, die anhand des Buchs von Rippetoe (2009) und der Abstimmung mit dem Experten aufgestellt wurden, betrachtet. Allgemein wurden drei Arten der Fehler betrachtet. Die erste Art sind die Fehler, die zu der Verletzungsgefahr führen können. Solche Fehler sind für den Körper kurz- und langfristig schädlich. Die nächsten beiden Arten sind die Fehler, die entweder zum direkten oder indirekten Leistungsverlust führen. Alle Fälle werden zuerst grafisch und falls möglich quantitativ formuliert und erläutert.

Eine rote Kurve bei allen Diagrammen stellt den Referenzwert, der separat mit dem Experten als Fehlermuster aufgenommen wurde. Da die Fehleranalyse explorativ verläuft, wird bei jeder Fehlerauswertung unterschiedliche Art von Werten und deren Kombinationen betrachtet.

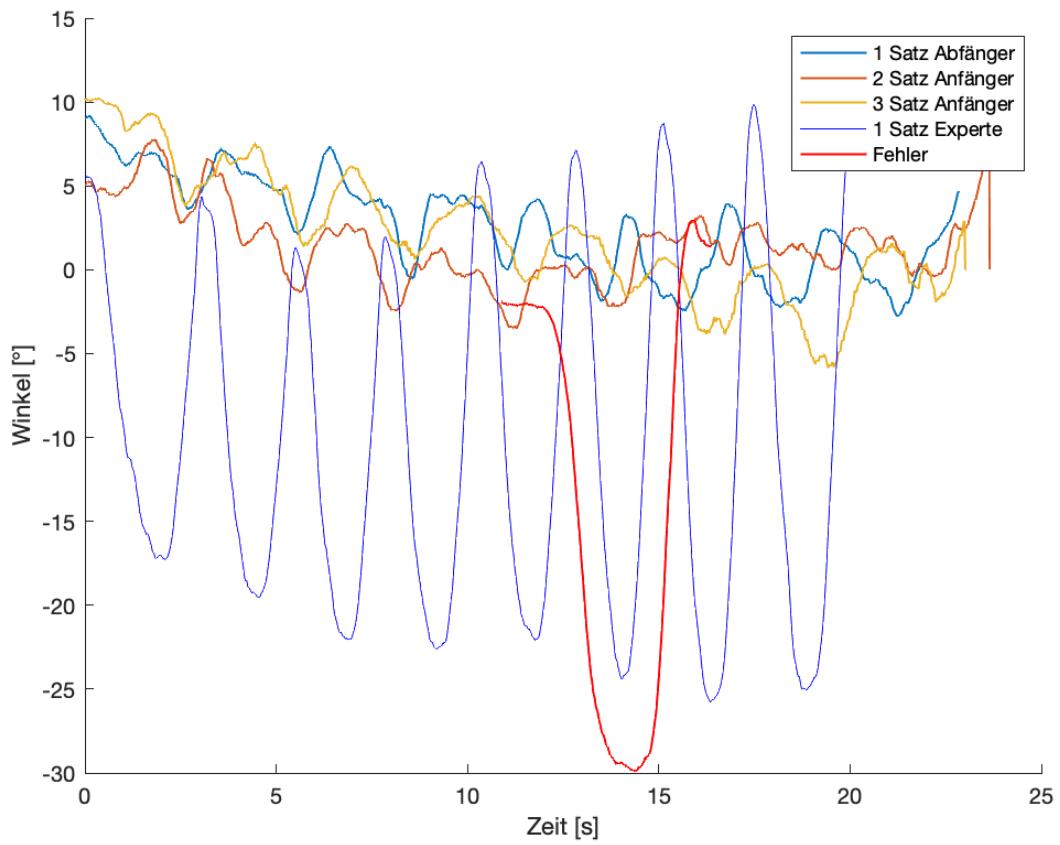
Beim Versuch werden nur zwei Probanden beteiligt. Mit einer steigenden Stichprobenmenge der Daten steigt auch die Wahrscheinlichkeit, dass die Aussagen oder Ergebnissen unabhängig von den äußeren Bedingungen sind (Sheldon, 2004). Größere Stichprobe von den Probanden aller Vorbereitungsniveaus, Alters, Größe und anderer Parameter können entweder die Stichprobeunabhängigkeit steigen oder Abhängigkeiten gefunden werden.

### 4.4.1 Verletzungsgefahr

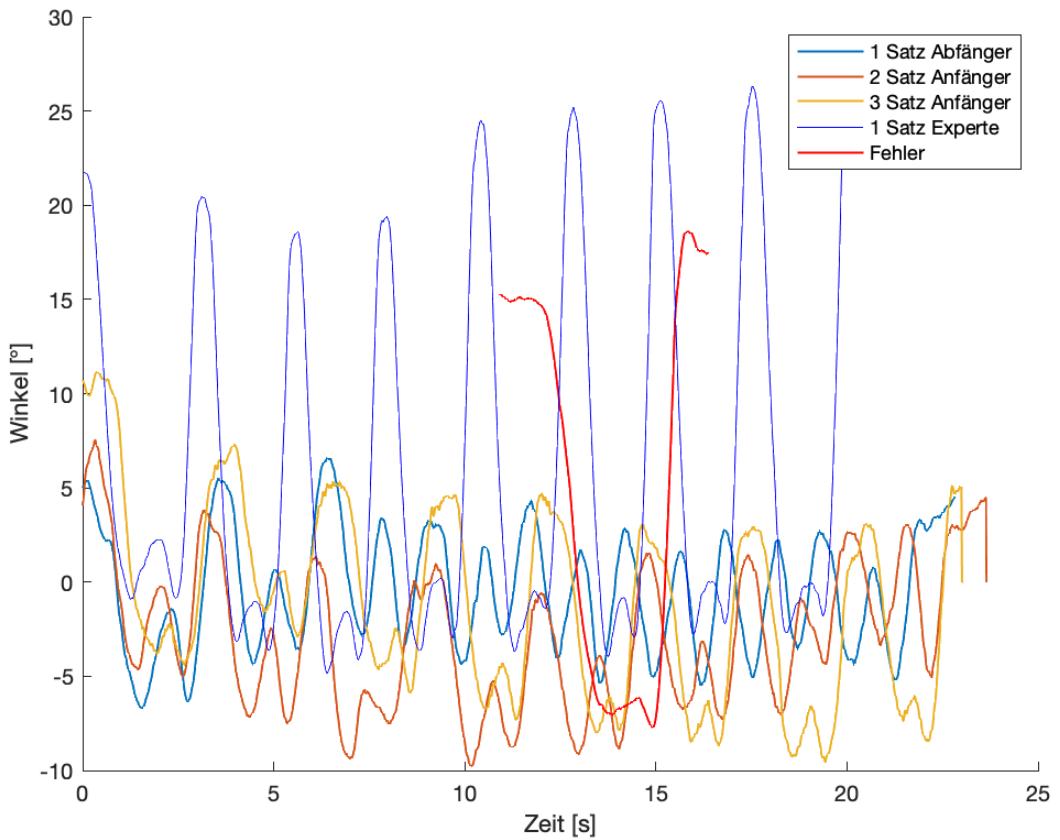
Die Fehler, die zum Verletzungsgefahr führen können, stellen das größte Risiko dar. Es geht nicht nur darum, dass der Muskelaufbau langsamer abläuft, sondern auch um die möglichen gesundheitlichen mittel- oder langfristigen Konsequenzen infolge der Bankdrückübung. Solche Auswirkungen haben eine schädliche Wirkung auf die Gesundheit, besonders auf die Gelenke. Aus diesem Grund stellen diese Art der Fehler ein besonderes Interesse dar.

#### F1 Handgelenke dorsalflektiert

Der erste Fehler ist durch die zu starke Ablenkung der Handgelenke definiert. Im Captiv System entspricht diese Abweichung einem größeren Wert des Flexions-/ Extensionswinkels der Handgelenke. Eine rote Kurve bei allen Diagrammen entspricht einer fehlerhaften Bewegung, die mittels einer Fehlerliste erhoben wurde. Eine blaue Kurve bildet die Ausführung vom ersten Satz des Experten ab. Aus Abbildung 4.13, sowie aus beiden Vergleichen aus den



(a) Links



(b) Rechts

Abschnitten 4.3 und 4.4 ist ersichtlich, dass die IMU Sensoren den Fehler erfassen können. Das rechte Handgelenk des Fehlermusters zeigt den maximalen Winkel von ungefähr acht Grad, wobei der Wert des linken Gelenks sogar fast 30 Grad beträgt. Auch die Daten vom Anfänger von linker und rechter Seite haben die merkbaren Unterschiede. Beim rechten Handgelenk sind deutlich größere Amplitudenunterschiede zu beobachten. Damit der erste Fehler in einer quantitativen Form formuliert werden kann, wird ein größerer Winkel als Orientierungswert verwendet. Ein weitere Grund für die Auswahl des größeren Winkels, dass aus der biomechanischen Sicht gibt es eine erhöhte Wahrscheinlichkeit der Verletzung mit der steigendem Winkel (Rippetoe, 2009). Es muss beachtet werden, dass der Wert von 30 Grad als ein Beispielwert aus dem Versuch gilt, und mit den weiteren Versuchen muss nachgewiesen werden. Zusätzlich soll beachtet werden, dass die Beträge der Änderung von beiden Seiten des Fehlermusters eine Amplitude von ungefähr 30 Grad betragen. Somit lautet die Gleichung für den F1:

$$\text{Fehler1 : } \text{Winkel}_{\text{Flex/Ext}} > 30^\circ \quad (4.3)$$

Der 30 Grad Flexionswinkel wurde vom Anfänger nicht erfasst. Folglich tritt dieser Fehler nicht beim Anfänger auf. Jedoch soll beachtet werden, dass es sich trotzdem um keine korrekte Bankdrückbewegung handelt, da die Handgelenke beim Anfänger allgemein kaum beweglich sind.

## Diskussion

Die merkbare Abweichung zwischen den Daten von linker und rechter Seite aus Abbildung 4.13 wird durch die Händigkeit, Linkshänder oder Rechtshänder, erklärt. Diese Aussage kann aber mit weiteren Vergleichsstudien überprüft werden. Darüber hinaus hat die Auswertung des ersten Fehlers gezeigt, dass im Fall vom erkannten mittels IMU aber nicht auftretendem Fehler keine hundertprozentige Aussage über die korrekten Bewegung ermöglicht. Der erste Fehler kann beim Anfänger nicht gefunden werden, aber aus den Diagrammen ist ersichtlich, dass die Bankdrückbewegung bei den Handgelenken trotzdem inkorrekt ist. Folglich sollen noch weitere Fehler in den Handgelenken untersucht und dementsprechend bei der Fehlerliste hinzugefügt werden.

**F2 Ablage der Stange auf Schlüsselbeinen**

Um diesen Fehler erfassen zu können, soll der Abstand von der Stange zur Ablageposition gemessen werden. Mittels Captiv Systems wird zum einen die Brust nicht erfasst, zum anderen können die Abstände von beliebigen Punkten nicht aufgerufen werden.

**Diskussion**

Es mag sein, dass dieser Fehler trotzdem quantifiziert werden kann. Anstatt eine Bedingung bzw. Gleichung zu formulieren, könnte ein komplexes System von mehreren Gleichungen/Bedingungen aufgebaut werden, um diesen Fehler erfassen zu können. Diese Aussage kann mit den weiteren Studien überprüft werden.

**F4 Ellenbogen stehen nicht vertikal unter der Stange**

F4 zu identifizieren soll der Winkel vom Handgelenk und Ellbogen zum Boden gemessen werden. Das Captiv System gibt diese Daten ebenfalls nicht aus. Aus diesem Grund kann dieser Fehler nicht quantifiziert werden.

**Diskussion**

Dieser Fehler ist mit dem optischen System SIMI Shape gut erfassbar. Der Fehler ist wegen der möglichen Verletzungsgefahr relevant. Folglich können auch die Studien gezielt, um diesen Fehler zu analysieren, durchgeführt werden.

#### 4.4.2 Direkter Leistungsverlust

Diese Art der Fehler ist ein direkter Nachteil während der Bewegungsausführung. Dieses Kapitel trägt diesen Name, weil der Leistungsverlust direkt bei der Ausführung auftritt und trägt keine langfristige schädlichen gesundheitliche Konsequenzen, jedoch verlangsamt sich den Muskelaufbau bei der Bankdrückbewegung (Rippetoe, 2009). Insgesamt werden fünf Fehler zusammengefasst und diskutiert.

##### F3 Ablage der Stange unterhalb des Brustbeins

Um diesen Fehler quantifizieren zu können, soll der Abstand von der Stange zu etwa idealer Ablageposition an Umkehrpunkt ausgewertet werden. Beide IMU Systeme geben diese Datenart nicht aus. Darüber hinaus kann dieser Fehler nur teilweise mittels des optischen Systems SIMI Shape erkannt werden.

##### Diskussion

Sowohl das Captiv System als auch SIMI Shape erkennt diesen Fehler gar nicht bzw. nicht komplett. Der Fehler ist an sich nicht gesundheitsbedrohlich. Es können weitere Studien, um einen Leistungsverlusts in Form eines Vergleichsexperiments zu vermessen, durchgeführt werden. Damit kann die Relevanz dieses Fehlers ausgewertet werden. Ein Beispiel für einen Aufbau des Versuchs: Eine Gruppe führt diese Art des Fehlers nicht durch. Eine zweite Gruppe wird diesen Fehler ausüben. Mittels eines EMG kann die Anspannungen der beteiligten Muskeln gemessen und mit einer statistischen Auswertung die Ergebnisse bezüglich des Leistungsverlustes errechnet werden.

**F6 Stange asymmetrisch in Frontalebene**

Dieser Fehler entsteht, wenn die linke Hälfte der Stange ist näher an Kopf, wann die rechte Hälfte weiter Richtung Bauch sich befindet. Die Auswertung erfolgt durch die Analyse der Frontalebene, wozu wieder keine Rohdaten der beiden IMU Systeme ausgegeben wurden.

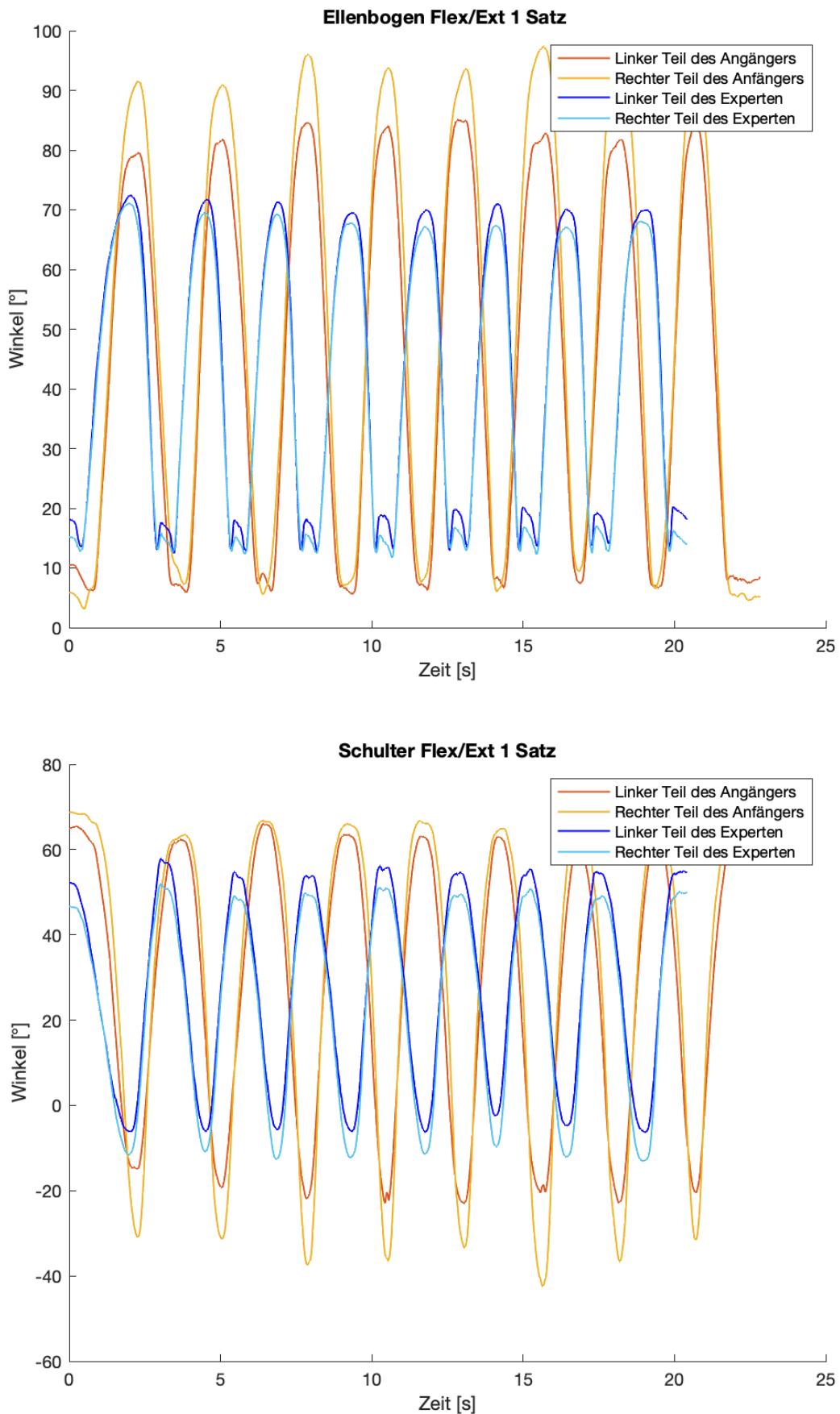
**F7 Stange asymmetrisch in Sagittalebene**

Eine Asymmetrie der Stange in Sagittalebene ergibt sich durch die höhere Position der Handgelenke über dem Boden. Dafür soll die Sagittalebene näher betrachtet. Wie in F6 werden keine Daten dafür ausgegeben.

**Diskussion**

Trotz der fehlenden Daten der beiden IMU Systemen, um F6 und F7 zu quantifizieren, kann die Bankdrückbewegung auf eine allgemeine Asymmetrie mittels IMU Sensoren untersucht werden. Dies erfolgt, indem die linke und rechte Seite der Flexion/ Extensionsbewegung von Ellenbogen und Schulter auf Unterschiede analysiert wird.

In Abbildung 4.14 wurde der erste Satz beider Probanden betrachtet. Bei den Daten des Experten ist ersichtlich, dass diese deutlich weniger Unterschiede zwischen linker und rechter Seite aufweisen. Die Ergebnisse der Flexions/ Extensionsbewegung des Ellenbogens vom Anfänger haben markante Unterschiede, besonders bei den Umkehrpunkte. Eine ähnliche Situation ist bei den Schulterdaten. Mittels dieser beiden Diagramme kann die Aussage getroffen werden, dass eine gewisse Asymmetrie bei der Bankdrückbewegung des Anfängers besteht. Jedoch kann diese Asymmetrie weder zu F6 noch zu F7 klassifiziert werden.



**Abbildung 4.14:** Allgemeine Asymmetrie links/rechts Vergleich beider Probanden

**F8 Schulterblätter nicht fest auf Bank fixiert**

Dieser Fehler tritt laut Experte oft bei den Anfängern auf. Um diesen Fehler beobachten zu können, wird die zurückgelegte Strecke der Schulter gemessen. Wenn die Schulter keine markante Bewegung aufweist, könnte die Annahme getroffen, dass der Fehler nicht auftritt. Diese Bewegung kann mittels Captiv Systems ebenfalls wegen fehlender Datenausgabe nicht ausgewertet werden, jedoch kann dieser Fehler komplett mittels des optischen Systems erkannt werden.

**Diskussion**

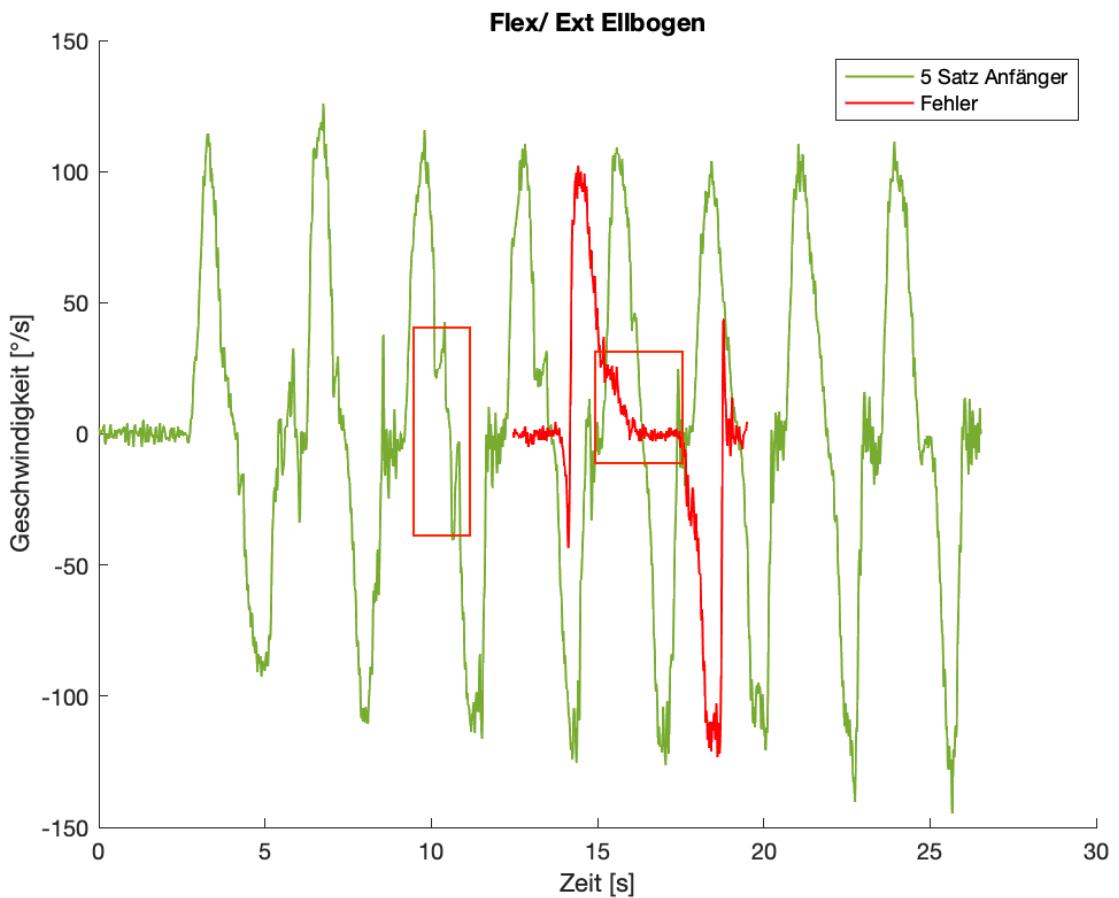
Weil dieser Fehler oft auftritt, können noch weitere Studien mit den Anfängern durchgeführt werden, um diese Auftrittswahrscheinlichkeit statistisch zu quantifizieren. Eventuell, könnte die Reduzierung der Wahrscheinlichkeit dieses Fehler durch die zusätzlichen Hinweise vor der Ausführung der Bankdrückbewegung erzielt werden.

**F10 Stange wird lange auf Brust abgelegt**

F10 kann beim Geschwindigkeitsdiagramm mittels IMU Systemen erkannt werden. Bei der Flexion/ Extension des Ellbogens soll die Geschwindigkeit beim Herunterheben  $0^{\circ}/s$  eine längere Zeitperiode haben:

$$\text{Fehler10 : } \text{Geschwindigkeit}_{\text{Flex/Ext}} = 0^{\circ}/s \quad (4.4)$$

Nachdem alle Sätze des Anfängers auf diese Fehler geprüft waren, wurde der letzte Satz beispielhaft ausgewählt. Bei der dritten Wiederholung beim Herunterheben dauert die Bewegung am längsten, jedoch ist der Herunterhebensabschnitt kurz dies als einen Fehler zu klassifizieren. Aus der Grafik ist ersichtlich, dass F10 in keinen Sätzen des Anfängers auftritt.



**Abbildung 4.15:** Geschwindigkeit der Bankdrückbewegung von Ellbogen eines Anfängers

## Diskussion

Der unscharfe kennzeichnete Kurventeil könnte von einem Fehler signalisieren, der nicht in der Liste auftritt. Es könnte eine weitere Studie für eine Fehlersammlung durchgeführt werden. Darüber hinaus könnten bei dieser Studie mehrere Experten beteiligt werden, damit die Probanden bezüglich dieser auftretenden Fehler nachgefragt werden.

### 4.4.3 Indirekter Leistungsverlust

Die letzte Art der Fehler sind die, die als Konsequenz einen indirekten Leistungsverlust liefern. Bei dieser Fehlerart sind die Trainings auf längere Zeitperspektive weniger effizient (Rippetoe, 2009). Im weiteren werden drei Fehler diskutiert.

#### F5 Ellenbogen in Position 'oben' nicht im Lockout

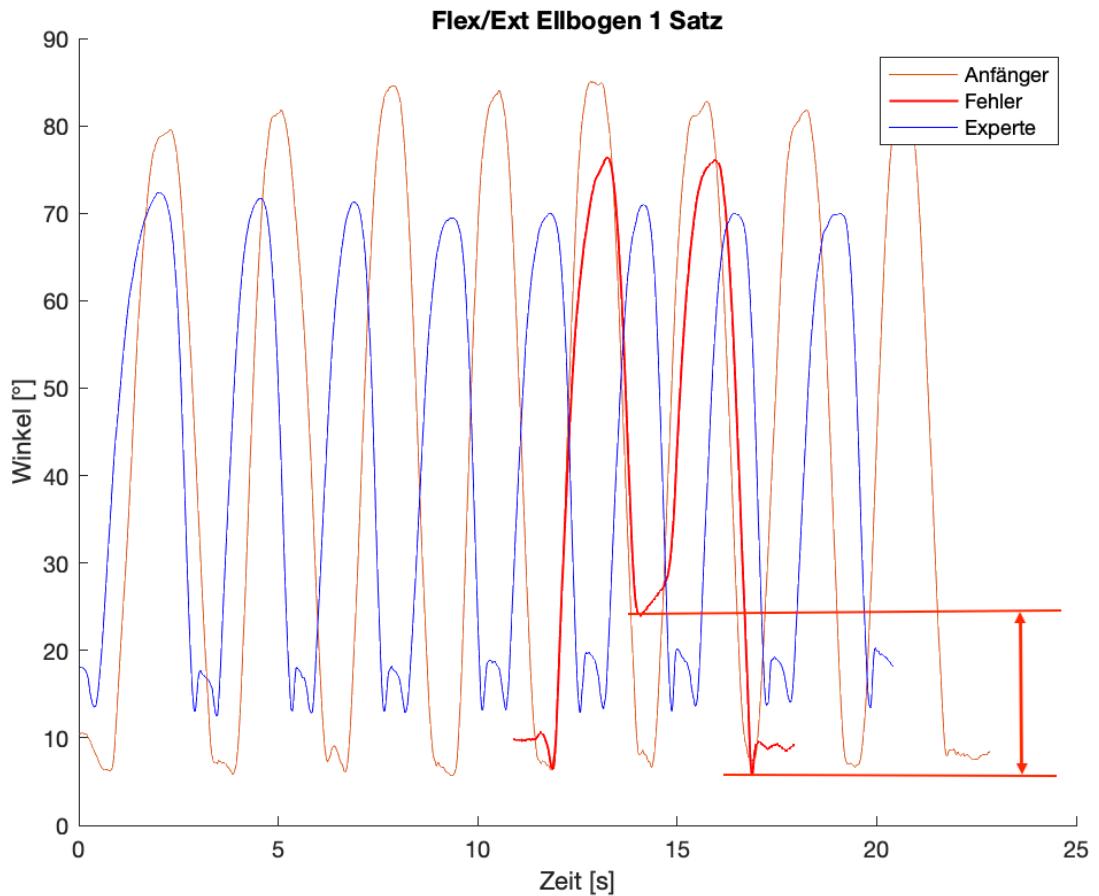


Abbildung 4.16: Ellbogenwinkel eines Anfängers

Um diesen Fehler zu detektieren, wird der Ellbogenwinkel näher betrachtet. Wie in Abbildung 4.16 gekennzeichnet wurde, die Differenz zwischen den Anfangspositionen bei den Wiederholungen wird als F5 definiert. Je größer ist diese Abweichung, desto ausgeprägter ist der Fehler. Auf dem Diagramm werden die Daten sowohl vom Anfänger als auch vom Experten dargestellt. Mit den früheren Ergebnissen aus der statistischen Auswertung wird

bekannt, dass die Bewegung eines Experten tendenziell eine kleinere Standardabweichung aufweist. Aus dem Diagramm ist ersichtlich, dass dieser Fehler beim Anfänger in keinem Satz auftritt.

F5 kann mittels IMU Sensorik erkannt werden. Dieser Fehler tritt beim Anfänger nicht auf.

### **F9 Schnellere Abwärts- als Aufwärtsbewegung**

Dieser Fehler kann durch die Geschwindigkeit der Ellbogen beurteilt werden, da es sich um die Änderung der Bewegung handelt. Anhand der Flexions-/ Extensionsdaten wird eine Aussage über diesen Fehler getroffen. Damit es ein Unterschied in Abwärts- und Aufwärtsbewegung erkannt wird, soll eine Abweichung bei den maximalen bzw. minimalen Werten an den Umkehrpunkte sich ergeben. Je größer ist dieser Unterschied, desto ausgeprägter ist der Fehler.

Auf dem Diagramm ist dieser Unterschied bei der Musteraufnahme deutlich ersichtlich. Zahlenmäßige Formulierung dafür ist durch den betragsmäßigen Vergleich der maximalen und minimalen Werten formuliert. Der maximale Wert liegt beim ungefähr  $230^{\circ}/m$ , wann der minimale Wert nur  $80^{\circ}/m$  beträgt. Bei der Auswertung von den Daten des Anfängers wurde keine solche Fälle erkannt. Es besteht Unterschiede bei der dritten Wiederholung im vierten Satz, der Maximum beträgt  $120^{\circ}/m$ , wann der Minimum betragsmäßig  $150^{\circ}/m$  ist. Die größte Abweichung beträgt nur 20 Prozent.

### **Diskussion**

Es können weitere Studien mit mehreren Probanden durchgeführt werden, um statistisch den Abweichungswert bzw. Prozentanteil festzustellen. Damit ein Wert oder ein Intervall gefunden wird, ab wann die Abweichung als Fehler zählt. Folglich kann nicht festgestellt werden, ob beim Anfänger 20 Prozent als Fehler bezeichnet wird.

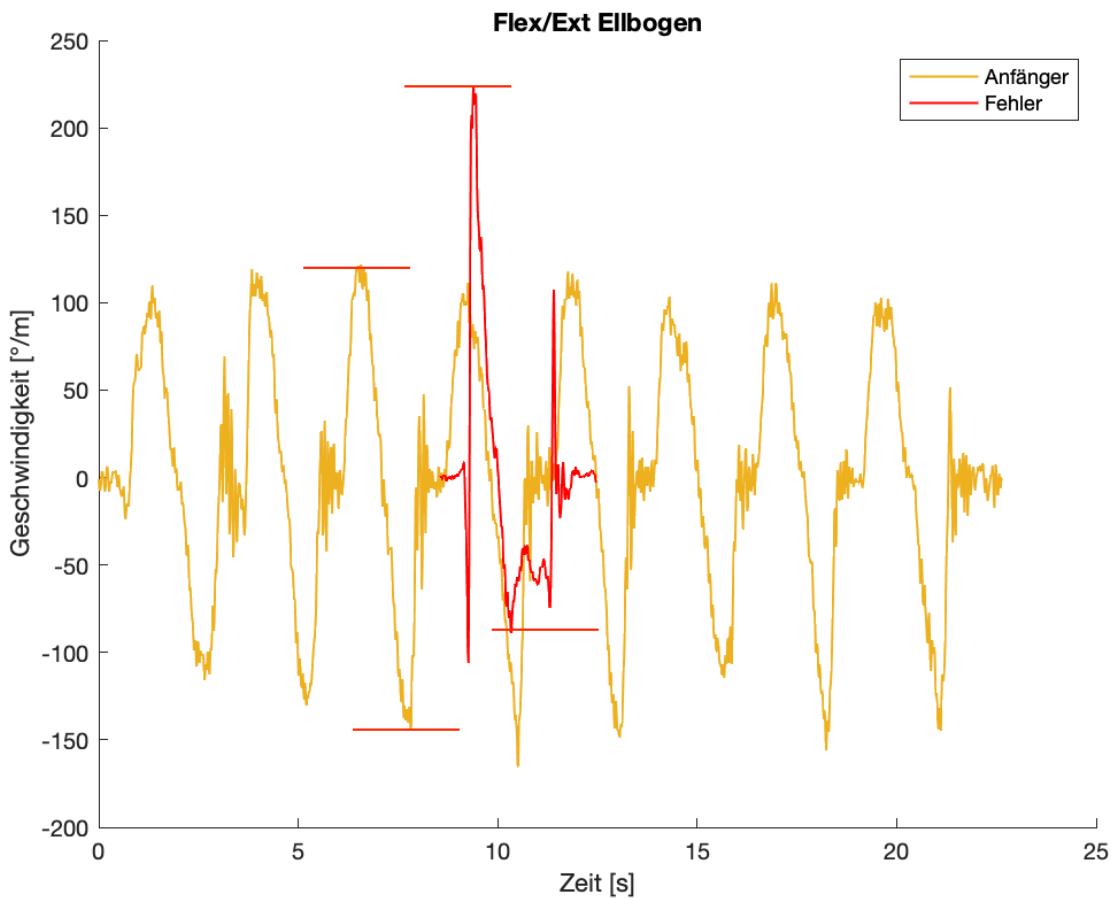


Abbildung 4.17: Ellbogengeschwindigkeit vom vierten Satz eines Anfängers

### F11 Stange wird gar nicht auf Brust abgelegt

Um diesen Fehler zu erfassen, soll der Abstand von der Stange zur Brust näherungsweise Null sein. Dies würde bedeuten, dass die Stange an der Brust abgelegt wird. Diese Art von Daten werden von beiden IMU Systemen nicht rausgegeben. Jedoch könnte dieser Fehler mittels des optischen Systems komplett detektiert werden.

## 4.5 Ermüdungseffekt

Der Ermüdungseffekt könnte auf zwei unterschiedliche Vorgehensweisen beobachtetet werden. Die erste Methode ist, in dem nach der Korrelation der Fehler bezogen auf einem Satz und einer Wiederholung gesucht wird. Dafür sollen aber mehrere Studien mit größeren Anzahl der Probanden durchgeführt werden, um diese Datensätze zu sammeln. Eine alternative Möglichkeit, den Ermüdungseffekt zu beobachten, könnte anhand der Dauer der Bankdrückbewegung ausgeführt wird.

Die erste Methode kann nicht verwendet werden, da beim Versuch nur zwei Probanden beteiligt waren. Folglich wird der Ermüdungseffekt anhand des Zeitvergleichs überprüft. Wie aus Abbildung 4.18 ist erkennlich, die Dauer vom jeden Satz steigt mit dem Satznummer. Der letzte Satz dauert somit 26 Sekunden, wenn die Dauer des ersten Satzes nur 21 Sekunden beträgt. Diese Informationen liefert das Erkenntnis über den vorliegenden Ermüdungseffekt. Damit noch kräftige Aussagen getroffen werden können, kann ein Versuch mit mehreren Sätzen und Probanden durchgeführt werden. Damit kann eine statische Auswertung erfolgen und entsprechende Ergebnisse erhalten.

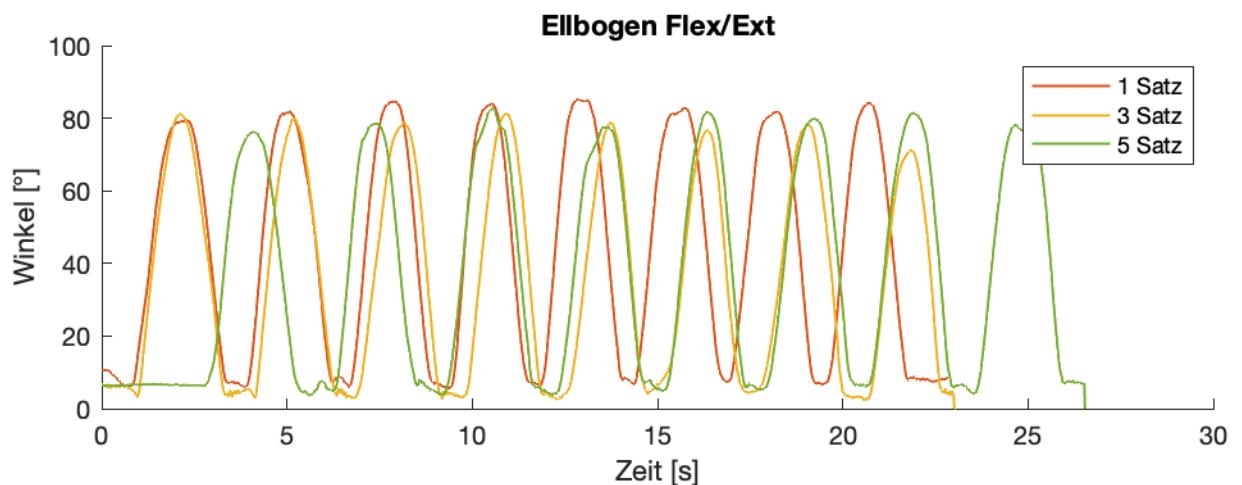


Abbildung 4.18: Ellbogenwinkel mehrere Sätze eines Anfängers

## 4.6 Lerneffekt

Um den Lerneffekt zu beobachten, wird ebenfalls die weiteren Studien benötigt, die über zehn Probanden als eine plausible Stichprobe beinhalten. Es könnte eine Tabelle erstellt werden, wo die gefundene Fehler gesammelt und nach einem Satz und einer Wiederholung eingeordnet werden. Diese erstellte Tabelle würde die Ergebnisse über den Auftritt der Fehler innerhalb der Sätze bzw. Wiederholungen liefern. Anhand dieser Erkenntnisse könnte eine Aussage über den Lerneffekt getroffen werden.

## 5 Diskussion

Die Ergebnisse zeigen, dass die IMU Sensoren erfolgreich für die Quantifizierung der Kinetik der Bankdrückbewegung verwendet werden können. Die Messgenauigkeit des Captiv Systems hat beim Versuch auch eine gute Qualität im Vergleich zum Schmiedl IMU System. Jedoch könnten noch bessere Ergebnisse erreicht werden, wenn IMU Sensor auf der Stange genauer die Bewegung erfassen könnte und wenige Messrauschen enthalten würde. Bei der Auswertung wurde festgestellt, dass dieser Sensor noch stark verbessert werden soll, um eine ausreichende Qualität für die Datenauswertung zu liefern.

Wie aus dem vierten Kapitel ist ersichtlich, hat die Anzahl der Probanden eine wichtige Rolle beim Auftreten der Fehler gespielt. Je größer ist die Anzahl der beteiligten beim Versuch, desto höher ist die Auftrittswahrscheinlichkeit der Fehler. Die Fehler, die mittels IMU Sensoren erkennbar waren, könnten oft beim Anfänger nicht gefunden werden, da der Anfänger diesen Fehler nicht ausgeübt hat. Die Lösung wäre für die weiteren Studien eine größere Anzahl der Anfänger.

Die Fehler, die durch eine Vermessung von den unterschiedlichen Punkten, wie Gelenke oder Stange, detektierbar sind, könnte nicht wegen der begrenzten Captiv Ausgabe erkannt werden. Um mehr Fehler zu detektieren, könnte zusätzliche IMU oder optischen Sensoren zusammen verwendet werden. Wenn nicht nur die Aufnahme, sondern auch die Analyse gleichzeitig mittels mehreren Systeme durchgeführt würde, wäre es möglich mehr Fehler zu detektieren. Indem eine Kombination der Daten von den unterschiedlichen Systemen zusammen betrachtet werden. Dies steigert jedoch die Komplexität der Auswertung, da die Fehler durch mehrere Bedingungen detektiert werden sollen. Eine weitere Studie kann durchgeführt werden, indem die Daten sowohl von IMU als auch von SIMI Shape zusammen ausgewertet werden.

# **6 Zusammenfassung und Ausblick**

Dieses Kapitel fasst die Ergebnisse dieser Arbeit zusammen. Zusätzlich werden in diesem Abschnitt weitere relevante zukünftige Schritte im Bezug auf die Erstellung eines digitalen Fitnessbegleiters diskutiert.

## **6.1 Zusammenfassung**

Das Ziel dieser Arbeit ist die Auswertung der Ergebnisse von IMU Sensoren für die Quantifizierung der Kinematik der Bankdrückbewegung. Dieses Ziel wurde erfolgreich erreicht.

Die ersten Schritte waren der Versuchsaufbau und die Versuchsdurchführung. Während der Ausführung dieses Schrittes wurde die Lösung für Kalibrierung und Synchronisierung gefunden. Ohne sorgfältige Vorbereitung für den Versuch konnte keine aussagekräftige Auswertung durchgeführt werden.

Der nächste Schritt war die Analyse der Daten. Dies erfolgte zuerst durch die qualitative Auswertung, da die Daten auf Plausibilität geprüft werden sollten. Weiter mit intra- und interindividuelle Vergleiche wurden die Daten der Bankdrückbewegung auf die bestehenden Abweichungen beider Probanden quantifiziert. Alle gesetzte Ziele in diesem Schritt wurden ebenfalls erfolgreich erreicht.

Der letzter Schritt war die Fehlerquantifizierung und zusätzliche Beobachtung der Effekte. Da die Arbeit explorativ ist, wurde eine gesamte Fehlerliste sowohl für beide optische Systeme als auch für die IMU's erstellt. Der Erwartungswert von diesem Teil war festzustellen, welche Fehler mittels IMU Sensoren beobachtbar und quantifizierbar sind. Das Ziel wurde ebenfalls erreicht. Die Quantifizierung wurde anhand der grafischen Auswertung und wenn möglich zahlenmäßiger Formulierung ausgeführt. Wenn ein Fehler nicht quantifizierbar war, wurde in der Diskussion die Gründe und Lösungen dafür angegeben. Gleiche Vorgehensweise wurde sowohl für den Ermüdungseffekt als auch für den Lerneffekt implementiert.

## 6.2 Ausblick

Diese Bachelorarbeit dient als Grundlage für die weitere Studien. Hier wurde explorativ die Konzepte erstellt und bei den genügenden Ausgabedaten überprüft.

Die Bachelorarbeit zeigt Relevanz und Anwendungsbereiche der Bewegungsanalyse mittels IMU Systemen. Solche Analyse mittels IMU Sensoren könnte auch bezüglich anderer Kraftübungen oder Sportarten erfolgreich verwendet werden.

Wenn es festgestellt wurde, dass einen Fehler mittels IMU Systemen detektierbar ist, würde es nicht bedeuten, dass diesen Fehler vom Anfängern produziert wird. Eine der größten Problemen bei der Auswertung war zu geringere Anzahl der Probanden. Eine große Anzahl von Fehlern, die mittels IMU Sensoren erkennbar sind, wurden nicht vom Anfänger produziert. Die Lösung hierfür wäre eine größere Anzahl der Probanden. Dies wurde auch hilfreich bei einer statistischen Auswertung.

Die Ergebnisse aus dieser Studie und Hinweise bei der Diskussion können für weitere Studien verwendet werden.

# Literaturverzeichnis

- Baechle, T.R., Earle, R.W. & Wathen, D. (2000). Resistance training. Essentials of Strength Training and Conditioning. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics, p. 395-425.
- Baptista, M. F. (2018). Gym retention strategies. Study of habit formation. Masterarbeit. Universität Porto.
- Bekey, G.A (2005). Autonomous Robots. Cambringe(USA). The MIT Press.
- Brigante, C. M., Abbate, & Basile, A. (2011). Towards Miniaturization of a MEMS-Based Wearable Motion Capture System. IEEE Trans. Ind. Electron., Vol. 58, No. 8, pp. 3234-3241.
- Captiv Software Manual (2019). French National Institute for Research and Safety.
- Cecchini, M., Sassi, F & Lauer, J. A. (2010). Tackling of unhealthy diets, physical inactivity, and obesity: health effects and cost-effectiveness. The Lancet, 376(9754):1775-1784.
- Corrado Cescon, R. G., Tettamanti, A. & Barbero, M. (2015). Finite helical axis for the analysis of joint kinematics: comparison of an electromagnetic and an optical motion capture system. Arch. Physiother., Jg. 8, S. 8.
- Engchuan, P. & Wongsuphasawat, K. (2017). Changes of EEG Power Spectra in Bench Press Weight Training Exercise. Int. Conf. Electr. Eng., S. 4, 2017
- Espinosa, H. G., Lee, J., & James, D. A. (2015). The inertial sensor: A base platform for wider adoption in sports science applications. Journal of Fitness Research, 4(1), pp. 13-20.
- Fox, M. (2021). [https://www.thumbtack.com/instant-results/?zip\\_code=87435 keyword\\_pk=367799063816675332](https://www.thumbtack.com/instant-results/?zip_code=87435 keyword_pk=367799063816675332).

Gawin, W. (2010). Die Anwendung zur Bewegungsanalyse in hochdynamischen Sportarten am Beispiel Badminton. Göttingen: Sierke Verlag.

Gawin, W. & Jaitner, T. (2002). Technikerwerb im Badminton - Diskrepanzen im Lernerfolg zwischen Bewegungsablauf und Resultat.

Hamil, J., Knutzen, K. M., & Derrick, T. R. (2012). Biomechanical basis of human movement. China.

Herman, S., Castaneda-Sceppa, C. & Hoffman, J. (2020). Designing for Family Fitness App Motivation by Using Social Rewards and Reflection. Proceedings of the 2020 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems. Association for Computing Machinery, New York, NY, USA, 1–13.

Jamhoury, L. (2019). Understanding kinect v2 joints and co- ordinate system. <https://medium.com/@lisajamhoury/understanding-kinect-v2-joints-and-coordinate-system>.

Kempe, V. (2011). Inertial MEMS: Principles and Practice. Cambridge University Press, Cambridge, UK, 1st Ed.

Kranz, M. , Möller, A. & Hammerla, N. (2013). The mobile fitness coach: Towards individualized skill assessment using personalized mobile devices. Pervasive and Mobile Computing, 9(2):203-215.

Liu, X. & Shao, X. (2008). Sports Science Institute of Nanjing Normal. University, 210046, Nanjing, Jiangsu, China.

Madsen N,& McLaughlin T. (1984). Kinematic factors influencing performance and injury risk in the bench press exercise. Med Sci Sports Exerc.

Marion, A., Higgs, C. & Robertson, G. (1984). Technology for Biomechanical Analysis of Athletes. Ontario: CAHPER/ ACSEPL.

Marion, C. & Robertson, S. (1984). Technologie zur biomechanischen Analyse von Sportlern. Bonn.

McGinnis, P.M. (2013). Biomechanics of Sport and Exercise. Human Kinetics, Champaign, IL, 3rd Ed.

Niemann, H. (1990). Pattern Analysis and Understanding. Springer Series in Information Sciences, Springer-Verlag, Heidelberg, Germany, 2nd Ed.

Nouvellet, P., Bhatia, S. & Cori, A. (2021). Reduction in mobility and COVID-19 transmission. Nat Commun 12, 1090. <https://doi.org/10.1038/s41467-021-21358-2>.

Padulo, K. C. , Laffaye, G. & Chaouachi, A. (2015) "Bench press exercise: the key point, J. Sport Med. Phys. Fit., S. 5.

Redmond, D. P. & Hegge, F. W. (1985). Observations on the Design and Specification of a Wrist-Worn Human Activity Monitoring System. Behav Res Methods Instrum Comput, Vol. 17, No. 6, pp. 659-669.

Ricciardi, L., Innocenti, B. & Spinsante, S. (2019). Development of a wireless system able to track barbell kinematics during bench-press, deadlift and squat movements, IEEE, 2019.

Rippetoe, M.(2009). Starting strength. Einführung ins Langhaltertraining. München: Riva Verlag.

Roetenberg, D. (2006). Inertial and Magnetic Sensing of Human Motion. PhD thesis, University of Twente, Enschede, Netherlands.

Schröter, B. (2008), Inertialer Positionserfassung zur Programmierung robotergestützter Handhabungsaufgaben. Aachen: Apprimus Verlag

Schuldhaus, D. (2019). Human Activity Recognition in Daily Life and Sports Using Inertial Sensors. Erlangen: FAU University Press.

Sheldon, M. R. (2004). Statistik für Ingeniere und Naturwissenschaftler. isbn 9783827416216, pages 21-23.

Statista, (2016). Umfrage zu den beliebtesten Sportarten in Deutschland nach Geschlecht im Jahr 2016.

The IHRSA Global Report, (2019). [https://www.ihsra.org\\_publications/the-2019](https://www.ihsra.org_publications/the-2019).

Tipton, K. & Wolfe, R. (2001). Exercise, protein metabolism, and muscle growth. International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism, 11 (1), pp. 109-132, <http://journals.human kinetics.com/ijsnem-back-issues/ijsnemVolume11Issue1March/Exercise>.

Tweedy, S. & Trost, S.G. (2005). Validity of Accelerometry for Measurement of Activity in People with Brain Injury. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37, 1474- 1480.

Vella, M. (2009). Anatomie für Fitness-, Kraft-, und Muskeltraining. München: Riva Verlag

Warren, M., Ekelund, U. & Besson, H. (2010). Assessment of Physical Activity - A Review of Methodologies with Reference to Epidemiological Research: A Report of the Exercise Physiology Section of the European Association of Cardiovascular Prevention and Rehabilitation. *Eur J Cardiovasc Prev Rehabil*, Vol. 17, No. 2, PP. 127-139.

Watts, H. & Francis-Smythe, J. (2008). Membership retention in the fitness industry: The development and validation of a predictive model.

Wilson, J. F. & Davis, J. S. (1995). Tennis racket shock mitigation experiments. *Journal of Biomechanical Engineering*, 117, 479-484.

# Anhang

## **Erklärung**

Ich versichere hiermit, dass ich die von mir eingereichte Abschlussarbeit selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe.

## **Vereinbarung zum Urheberrecht**

Hiermit gestatte ich dem Lehrstuhl für Ergonomie diese Studienarbeit bzw. Teile davon nach eigenem Ermessen an Dritte weiterzugeben, zu veröffentlichen oder anderweitig zu nutzen. Mein persönliches Urheberrecht ist über diese Regelung hinaus nicht beeinträchtigt.

Eventuelle Geheimhaltungsvereinbarungen über den Inhalt der Arbeit zwischen mir bzw. dem Lehrstuhl für Ergonomie und Dritten bleiben von dieser Vereinbarung unberührt

Ort, Datum, Unterschrift

---

Vorname Nachname

## Erhobene Daten auf USB Stick

The screenshot shows a file explorer window with the following structure:

- Root folder: Anna Efa BA
  - Назад/вперед
  - Имя
  - > Bearbeitete Daten
  - > Bewegungsvideos
  - > Latex Vorlage
  - > Literatur
  - > Rohdaten
    - Data 85 Set1 bearbeitet.mat
    - 4.1.mlx
    - AlleFuellenAnfaenger.mlx
    - dataersteSatzplot.mlx
    - Ellenbigen.mlx
    - Ermude.mlx
    - F1.mlx
    - Handgelenke1Set.mlx
    - Interindividueller Vergleich.mlx
    - interindividueller\_Vergleich\_geteilt.mlx
    - IntraAnfNormiert.mlx
    - IntraAnfNormiertgeteiltfertig.mlx
    - IntraExperte.mlx
    - IntraExpnormiert.mlx
    - IntrageteiltExperte.mlx
    - Intraindividueller\_Vergleich\_Anfaenger.mlx
    - ProjectionSchulter.mlx
    - Qualitative\_Auswertung.mlx
    - Standartabweichung\_diff\_Intraindividueller\_Vergleich.mlx
    - TEAshoulders.mlx
    - Zeitdauertaaenderung.mlx