

# Bachelorarbeit

Felix Lorenz

Ein Algorithmus zur Abschätzung der Leistungsfähigkeit in  
Hantelübungen durch Beschleunigungssensoren

Felix Lorenz

# Ein Algorithmus zur Abschätzung der Leistungsfähigkeit in Hantelübungen durch Beschleunigungssensoren

Bachelorarbeit eingereicht im Rahmen der Bachelorprüfung  
im Studiengang *Bachelor of Science Technische Informatik*  
am Department Informatik  
der Fakultät Technik und Informatik  
der Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg

Betreuender Prüfer: Prof. Dr. Kai von Luck  
Zweitgutachter: Jan Schwarzer, Ph.D

Eingereicht am: 15. Dezember 2020

**Felix Lorenz**

## **Thema der Arbeit**

Ein Algorithmus zur Abschätzung der Leistungsfähigkeit in Hantelübungen durch Beschleunigungssensoren

## **Stichworte**

Inertial Measurement Unit, Velocity Based Training, Bankdrücken, RIR, RPE, Krafttraining, Beschleunigungssensor

## **Kurzzusammenfassung**

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, zu untersuchen, ob es möglich ist, mittels Beschleunigungsdaten eine Aussage über die Leistungsfähigkeit in Hantelübungen treffen zu können. Zunächst wurde versucht, die Hantelgeschwindigkeit anhand der Sensordaten zu ermitteln. Diese wurde bereits in mehreren Untersuchungen als Indikator für die Ermüdung im Bankdrücken oder der Kniebeuge bestätigt. Im Speziellen wurde in der vorliegenden Arbeit das Bankdrücken stellvertretend als Langhantelübung untersucht. In der ersten Analyse wurde festgestellt, dass sich Beschleunigungssensoren, auch mit Hinzunahme von Gyrosensordaten, nicht hinreichend für die Bestimmung der Hantelgeschwindigkeit eignen. Folglich wurde sich auf die Ermittlung der Dauer der Konzentrik der Wiederholungen eines Satzes beschränkt. Zur Validierung wurden mehrere Sätze mit unterschiedlichem Gewicht ausgeführt und zusätzlich mit einem Motion-Capturing-System aufgezeichnet. Die Versuche zeigten, dass es möglich ist, die Dauer der Konzentrik zu bestimmen, sodass Rückschlüsse auf die aktuellen Reps in Reserve des Trainierenden während eines Übungssatzes gezogen werden können. Zukünftige Arbeiten könnten sich mit der Verbesserung der Erkennung der Wiederholungen und mit der praktischen Anwendung der Ergebnisse beschäftigen. Es wäre denkbar, eine Smartphone-Applikation zu entwickeln, welche die Anzahl der noch möglichen Wiederholungen in einem Satz während der Übung prognostiziert.

---

**Felix Lorenz**

**Title of Thesis**

An Algorithm for Estimating the Performance during Barbell Exercises with Acceleration Sensors

**Keywords**

Inertial Measurement Unit, Velocity Based Training, Bench Press, RIR, RPE, resistance training, Accelerometer

**Abstract**

The aim of this thesis was to evaluate the possibility to estimate the performance during barbell exercises with acceleration data. Initially it was tried to estimate the barbell velocity by using the sensor data. The barbell velocity has been found to be an indicator of exertion during the bench press or squats. In this thesis only the bench press was examined. The first analysis showed that acceleration sensors, even with the addition of gyrosensors, are not able to estimate the barbell velocity. Based on these findings it was tried to determine the duration of the concentric of the repetition during a set of bench press. To validate the findings, several sets were performed with changing weights and were also recorded by a motion capturing system. The experiments showed that it is possible to determine the duration of the concentric so that it is possible to draw conclusions on the performance of the athlete. Future studies could work on improving the detection of the repetitions and on the practical application of the findings. For example a smartphone application could be developed which could give an estimate of the repetitions in reserve during a set of an exercise.

# Inhaltsverzeichnis

<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>vii</b>
<b>Abkürzungen</b>	<b>ix</b>
<b>Glossar</b>	<b>x</b>
<b>1 Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1 Motivation . . . . .	1
1.2 Gliederung . . . . .	3
<b>2 Analyse</b>	<b>4</b>
2.1 Ziel der Arbeit . . . . .	4
2.2 Verwendete Sensoren . . . . .	4
2.3 AR-Tracking . . . . .	6
2.4 Mathematische Grundlagen . . . . .	7
2.4.1 Konventionen . . . . .	8
2.4.2 Berechnung der Geschwindigkeit und Beschleunigung aus Orts- messdaten . . . . .	8
2.4.3 Berechnung der Geschwindigkeit aus Ortsmessdaten . . . . .	9
2.4.4 Berechnung der Geschwindigkeit aus Beschleunigungsmessdaten . .	10
2.4.5 Ermittlung und Verfolgung der Erdbeschleunigung . . . . .	12
2.4.6 Zusammenfassung . . . . .	13
2.5 Herleitung der Problemstellung . . . . .	16
<b>3 Design</b>	<b>18</b>
3.1 Versuchsaufbau . . . . .	18
3.2 Synchronisierung und Speicherung der Daten . . . . .	20
<b>4 Evaluation</b>	<b>23</b>
4.1 Berechnung der Ground Truth . . . . .	23

4.2	Verarbeitung der Sensordaten . . . . .	26
4.2.1	Filterung durch Moving Average und Umgang mit fehlenden Daten	26
4.2.2	Erkennung und Ermittlung der Zeit der Konzentrik . . . . .	27
4.3	Vergleich der Zeiten . . . . .	30
4.4	Anpassung des Algorithmus und abschließender Vergleich . . . . .	32
4.5	Diskussion der Ergebnisse . . . . .	34
<b>5</b>	<b>Fazit</b>	<b>37</b>
5.1	Zusammenfassung . . . . .	37
5.2	Ausblick . . . . .	38
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>40</b>
	<b>A Anhang</b>	<b>44</b>
	<b>Selbstständigkeitserklärung</b>	<b>48</b>

# Abbildungsverzeichnis

2.1	Ausrichtung der Achsen eines Sensors des MoGaSens-Prototypen. . . . .	5
2.2	Beschleunigungs- und Gyrosensordaten eines Testsatzes. . . . .	10
2.3	Lineare Beschleunigung eines Testsatzes. . . . .	11
2.4	Geschwindigkeit aus den Beschleunigungs- und Gyrosensordaten. . . . .	12
2.5	Vereinfachter Ablauf der Berechnung der Geschwindigkeit aus den Beschleunigungs- und Gyrosensordaten. . . . .	14
2.6	Absolute Geschwindigkeit aus den Beschleunigungs- und Gyrodaten. . . . .	15
2.7	Absolute Geschwindigkeit aus den Ortsmessdaten. . . . .	16
3.1	Der Versuchsaufbau im CSTI-Labor. . . . .	19
3.2	Befestigung der Sensoren an der Hantelstange. . . . .	19
4.1	Positionsdaten des AR-Trackings im 2. Satz mit 32,5 kg. . . . .	24
4.2	Positionsdaten des AR-Trackings im Maximalversuch mit 60 kg. . . . .	24
4.3	Dauer der Konzentrik im 2. Satz mit 32,5 kg. . . . .	25
4.4	Dauer der Konzentrik Maximalversuch mit 60 kg. . . . .	25
4.5	Bildung des Mittelwerts über ein Fenster von 200 ms. . . . .	27
4.6	z-Anteil der linearen Beschleunigung des 2. Satzes mit 32,5 kg. . . . .	28
4.7	Dauer der Konzentrik im 2. Satz mit 32,5 kg. . . . .	29
4.8	Dauer der Konzentrik im Maximalversuch mit 60 kg. . . . .	29
4.9	Vergleich der Zeiten der Konzentrik beider Messmethoden. . . . .	31
4.10	Zusammenhang der Zeiten mit linearem Trend. . . . .	31
4.11	Dauer der Konzentrik im Maximalversuch nach Korrektur. . . . .	33
4.12	Bland-Altman-Diagramm der Sätze mit 40 % und 80 % 1RM. . . . .	33
A.1	Dauer der Konzentrik des 1. Satzes mit 32,5 kg. . . . .	45
A.2	Dauer der Konzentrik des 2. Satzes mit 32,5 kg. . . . .	45
A.3	Dauer der Konzentrik des 3. Satzes mit 32,5 kg. . . . .	46
A.4	Dauer der Konzentrik des 1. Satzes mit 65 kg. . . . .	46

A.5 Dauer der Konzentrik des 2. Satzes mit 65 kg. . . . .	47
A.6 Dauer der Konzentrik des 3. Satzes mit 65 kg. . . . .	47

# Abkürzungen

**1RM** One-Repitition-Maximum.

**CSTI** Creative Space for Technical Innovations.

**IMU** Inertial Measurement Unit.

**MoGaSens** Mobiles Ganzkörper-Sensorsystem.

**RIR** Reps in Reserve.

**RPE** Rating of Perceived Exertion.

# Glossar

**Creative Space for Technical Innovations** Das Creative Space for Technical Innovations (CSTI) ist ein interdisziplinäres Labor, welches den angewandten Wissenschaften eine Plattform für Wissenstransfer bietet. Ursprünglich für die Informatik gegründet, kooperieren im CSTI viele verschiedene Disziplinen, u. a. die Mechatronik, Kommunikationsdesign, Kunst sowie Sozialwissenschaften<sup>1</sup>.

**Euklidische Norm** Die euklidische Norm beschreibt im euklidischen Raum (bzw. in der euklidischen Ebene) die Länge eines Vektors und kann nach dem Satz des Pythagoras berechnet werden. Die euklidische Norm wird in der mathematischen Schreibweise mit Betragsstrichen abgekürzt  $\|\vec{v}\| = \sqrt{v_x^2 + v_y^2 + v_z^2}$ .

**Hypertrophie** Hypertrophie ist die Vergrößerung von Muskeln durch Verdickung der Muskelstränge. Dies kann durch Belastung der Muskeln über ihr Leistungsniveau hinaus ausgelöst werden. Durch unterschiedliche Trainingsmethoden können unterschiedliche Arten der Hypertrophie angeregt werden.

**Inertial Measurement Unit** Inertial Measurement Unit (IMU) werden in zwei Kategorien eingeteilt, die Stable-Platform-Systeme und Strapdown-Systeme. Bei den Stable-Platform-Systemen sind die Beschleunigungssensoren so aufgehängt, dass diese immer waagrecht zum Boden ausgerichtet sind, wodurch jegliche Rotationsbewegung entfällt. Dieser Aufbau benötigt jedoch mehr Platz als ein Strapdown-System. Bei einem Strapdown-System sind die Sensoren direkt am zu messenden Körper befestigt, weshalb die Ausrichtung in Bezug zum Gravitationsfeld der Erde sich stets ändert. Durch ein Gyroskop und die Integration der Werte kann die Ausrichtung des Sensors ermittelt werden [25].

---

<sup>1</sup><https://csti.haw-hamburg.de/> – Zugriffsdatum: 13.12.2020

**Konzentrik** Die Konzentrik, auch konzentrische Phase oder konzentrische Bewegung genannt, ist der Teil einer Wiederholung im Krafttraining, bei dem gegen den Widerstand gearbeitet wird bzw. der Widerstand überwunden wird. Deshalb wird diese Phase auch als überwindende Phase bezeichnet.

**Krafttraining** Krafttraining beschreibt das Bewegen bestimmter Körperteile gegen einen externen Widerstand, durch die gezielte Kontraktion von Muskelgruppen.

**Mobiles Ganzkörper-Sensorsystem** “Das Projekt ‘MoGaSens’ erhält [...] europäische Fördermittel. In dem Kooperationsprojekt arbeiten die Firma Hamburg Applications, die Universität Hamburg und die HAW [Hamburg] gemeinsam an einem innovativen Prototyp zur Optimierung der körperlichen Fitness. Ein Kleidungsstück ist beispielsweise in der Lage, Biosignale am Körper abzunehmen und diese auf eine Applikation in einem Smartphone zu senden. Die Daten werden automatisiert verarbeitet, sodass der Nutzer ein Feedback zur Ausführung seiner Übung und über seinen Fitnesszustand erhält. Ein Human-Computer-Interface soll zusätzlich die Verbindung mit einem Trainer bzw. Fitness-Studio ermöglichen.”<sup>2</sup>

**One-Repetition-Maximum** Das 1RM beschreibt das Gewicht, welches für genau eine Wiederholung bewegt werden kann. Es kann zum einen durch Testen ermittelt und zum anderen mit verschiedenen Formeln aus einem Satz bis zum Muskelversagen mit höheren Wiederholungszahlen errechnet werden.

**Percentage-Based-Training** Die Trainingsgewichte werden ausgehend von einem One-Repetition-Maximum (1RM) für eine bestimmte Anzahl Wiederholungen und Sätzen berechnet. Eine Übung kann z. B. mit 80 % des 1RM ausgeführt werden. Liegt das (zuvor durch Tests bestimmte) 1RM bei 100 kg, wäre das Arbeitsgewicht 80 kg.

**Rating of Perceived Exertion** Ursprünglich als eine Skala von 6 bis 20 entwickelt, wird die Rating of Perceived Exertion (RPE) im Krafttraining als Skala von 6 bis 10, die sogenannte Borg CR10-Skala, verwendet. Eine RPE von 10 entspricht hierbei der maximalen Anstrengung. Das Gewicht kann für keine weitere Wiederholung bewegt werden. Ein Wert von 9 bedeutet, dass noch ungefähr eine Wiederholung

---

<sup>2</sup><https://www.hamburg.de/pressearchiv-fhh/13302002/2019-12-06-bwvi-innovationsstrategie/> – Zugriffsdatum: 13.12.2020

möglich gewesen wäre. Meistens wird die RPE als Differenz von 10 abzüglich der RIR genutzt. Teilweise werden auch Zwischenstufen wie 8,5 verwendet, was bedeutet, dass der Trainierende nicht sicher ist, ob noch eine oder zwei Wiederholungen möglich gewesen wären.

**Reps in Reserve** Reps in Reserve (RIR) trifft eine Aussage darüber wie viele Wiederholungen bis zum Muskelversagen nach Beenden des Satzes noch möglich gewesen wären. Eine RIR von 2 würde bedeuten, dass der Trainierende noch zwei Wiederholungen hätte ausführen können.

# 1 Einleitung

## 1.1 Motivation

Das Krafttraining bietet dem Trainierenden viele Vorteile. Durch das Bewegen des Körpers oder bestimmter Körperteile gegen einen Widerstand soll durch das Auslösen eines Hypertrophieereizes (siehe Hypertrophie) der Muskelquerschnitt vergrößert werden [6][10]. Eine Gruppe der Trainierenden trainiert um der Hypertrophie selbst willen (vgl. Bodybuilding) [2, 4], andere Gruppen trainieren für mehr Fitness im Alltag, zur Stressbewältigung oder zur Unterstützung ihrer Hauptsportart. Paavolainen et al. [14] konnten nachweisen, dass durch schweres Krafttraining die Zeit für einen 5-km-Lauf gesenkt werden kann. Auch aus gesundheitlichen Gründen besuchen einige Personen regelmäßig das Fitnessstudio. In einer Meta-Analyse [7] konnten Hollings et al. die Vorteile des Krafttrainings bei Patienten mit Koronarer Herzkrankheit feststellen. Der Muskelaufbau oder -erhalt an sich hat ebenfalls eine gesundheitlich positive Auswirkung im Allgemeinen [24] und in Bezug auf verschiedene kardiovaskuläre Krankheiten [19, 1]. Des Weiteren kann das Risiko an Diabetes Typ 2 zu erkranken durch erhöhte Muskelmasse gesenkt werden [18].

Um die Muskelmasse und daraus resultierend die Maximalkraft zu erhöhen, ist die gängigste Methode das Widerstandstraining mit Hanteln oder an Maschinen [22]. Das Gewicht basiert, vor allem im Langhanteltraining, häufig auf einem zuvor getesteten 1RM (vgl. Percentage-Based-Training). Dieses 1RM schwankt jedoch, teilweise sogar täglich, sodass die Gewichtsvorgaben des Trainingsplans, tagesformabhängig, falsch sein können [15]. Ist das Gewicht zu leicht, wird in der Trainingseinheit ein zu geringer Reiz gesetzt, ist das Gewicht hingegen zu schwer, führt dies zu übermäßiger Ermüdung bzw. Erschöpfung der Muskulatur, des zentralen Nervensystems oder des Trainierenden selbst [23]. Dies kann wiederum dazu führen, dass der geplante Trainingszyklus nicht abgeschlossen werden kann oder sich der Athlet verletzt. Ein anderer Ansatz ist das Arbeiten mit der

sogenannten RPE oder den RIR. Dieser Ansatz gehört zum autoregulativen Training<sup>1</sup>. Dabei werden die Anzahl der zu absolvierenden Sätze und Wiederholungen sowie eine RIR vorgegeben. Das Gewicht muss vom Trainierenden so gewählt werden, dass alle Sätze absolviert werden können, ohne dass die RIR unterschritten wird. Durch das variable Gewicht wird auf die jeweilige Tagesform Rücksicht genommen und Steigerungen des Gewichts müssen nicht im Voraus geplant werden. Problematisch beim autoregulativen Ansatz ist das korrekte Einschätzen der RIR. Gerade für Anfänger stellt dies eine Herausforderung dar [20].

Rodríguez-Rosell et al. konnten einen starken Zusammenhang zwischen der Hantelgeschwindigkeit und der RIR feststellen [16]. Je weniger Wiederholungen in einem Satz noch möglich sind, desto geringer wird die Geschwindigkeit der Hantelstange in der Konzentrik. Zuverlässige Methoden zum Messen der Geschwindigkeit sind zum einen das Motion Capturing oder auch die Messung durch einen Linearen Positionsgeber. In [12] wurden diese beiden Systeme untersucht. Motion Capturing Systeme sind zwar sehr genau aber stationär und benötigen Platz für die Installation der Hardware. Sie können nicht an jedem beliebigen Ort aufgebaut werden. Lineare Positionsgeber benötigen ebenfalls Platz neben dem Trainingsgerät und müssen für jede Übung neu aufgebaut werden.

Durch die Entwicklung der IMU, einer Kombination von Beschleunigungs- und Gyrosensoren, und deren stetiger Verkleinerung, ist es möglich, ein Instrument zur Messung von Bewegungen in einem mobilen Gerät wie dem Smartphone zu verbauen oder es direkt am Handgelenk oder woanders am Körper zu tragen. Ähnliche Studien haben sich mit der Performance in der Kniebeuge [11], mit dem Tracking von Sportaktivitäten [13] oder speziell mit dem Tracking von Kraft- und Konditionstraining [3] beschäftigt. Im Rahmen einer Zusammenarbeit der HAW Hamburg mit dem Unternehmen Hamburg Applications liegt im Rahmen des Projekts Mobiles Ganzkörper-Sensorsystem (MoGa-Sens) ein Prototyp vor, der mit vier IMUs ausgestattet ist und die Daten der gemessenen Beschleunigung und Winkelgeschwindigkeiten per WLAN übermitteln kann. Durch die Kombination dieser Daten ist es möglich, die lineare Beschleunigung, also die Beschleunigung welche durch die Bewegung des Sensors entsteht, zu berechnen. Aus der linearen Beschleunigung kann durch Integration die Geschwindigkeit berechnet werden.

---

<sup>1</sup><https://www.strongerbyscience.com/autoregulation/> – Zugriffsdatum: 13.12.2020

## 1.2 Gliederung

Die Arbeit ist in fünf Kapitel unterteilt. Im Analyse-Kapitel wird das Ziel der Arbeit zunächst erläutert und die Machbarkeit überprüft. Zu Beginn wird die verwendete Hardware vorgestellt und mathematische Grundlagen für ein besseres Verständnis erläutert. Die für die Analyse und Evaluatuion nötigen Berechnungen werden anschließend erläutert und anhand eines Beispiels eines durchgeführten Versuchs veranschaulicht. Das Kapitel schließt mit der Herleitung der Problemstellung ab. Das Kapitel Design erläutert den Versuchsaufbau und die Persistierung der Versuchsdaten. Anschließend folgt das Evaluationskapitel. Hier werden die Berechnungen aus der Analyse praktisch umgesetzt und die Ergebnisse dargestellt. Zum Schluss des Kapitels werden die Ergebnisse evaluiert und diskutiert. Im letzten Kapitel, Fazit, werden die Ergebnisse abschließend zusammengefasst und die mögliche Anwendung für die Praxis vorgestellt sowie Empfehlungen für weitere Arbeiten gegeben.

## 2 Analyse

### 2.1 Ziel der Arbeit

Ziel dieser Arbeit ist es, einen Algorithmus zu entwickeln, der mit Hilfe von IMU-Sensoren eine Schätzung über die RIR geben kann. Hierbei dient der MoGaSens-Prototyp als Hardware zur Aufzeichnung der IMU-Daten. Im Folgenden wird sich auf die Tatsache gestützt, dass die Ausführungsgeschwindigkeit der Konzentrik mit sinkender RIR geringer wird [16]. Das bedeutet: Je geringer die Ausführungsgeschwindigkeit in der Konzentrik wird, desto weniger Wiederholungen sind in diesem Satz noch möglich. Der Zusammenhang zwischen sinkender Geschwindigkeit und RIR wurde für das Bankdrücken bereits in [8] und [9] untersucht. In diesem Kapitel soll anhand dieser Übung analysiert werden, auf welche Weise sich diese Erkenntnis zu Nutze gemacht werden kann.

### 2.2 Verwendete Sensoren

Die verwendeten Sensoren des MoGaSens-Prototypen sind vom Typ Bosch BMI160.<sup>1</sup> Der BMI160 verfügt über einen triaxialen 16 bit Accelerometer sowie einen triaxialen 16 bit Gyrosensor. Diese sind in einem grünen Kunststoffgehäuse verbaut und per Kabel mit einem Mikrocontroller verbunden. Dieser verarbeitet und überträgt die Daten per WLAN. Sie werden byteweise über eine TCP-Verbindung übertragen und folgen einem festgelegten Protokoll. Die Beschleunigungs- und Gyrosensordaten werden als Rohdaten in ihrer 16-bit-Form übertragen und müssen zunächst konvertiert werden: Der Beschleunigungssensor ist mit einem Bereich von  $\pm 2$  g und der Gyrosensor mit  $\pm 2000$  °/s konfiguriert. Laut Datenblatt wird eine Sensitivität<sup>2</sup> von 16384 LSB/g für den Beschleunigungssensor sowie 16,4 LSB/(°/s) für den Gyrosensor angegeben. Ein Wert von +16384 LSB des

---

<sup>1</sup><https://www.bosch-sensortec.com/media/boschsensortec/downloads/datasheets/bst-bmi160-ds000.pdf> – Zugriffsdatum: 13.12.2020

<sup>2</sup>LSB steht für *least significant bit*

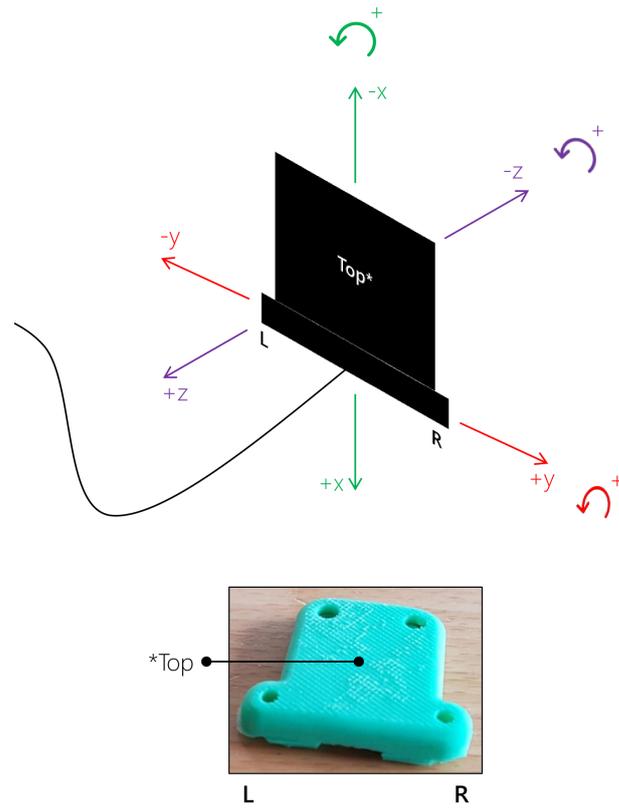


Abbildung 2.1: Ausrichtung der Achsen eines Sensors des MoGaSens-Prototypen.

Beschleunigungssensors entspricht also exakt einer Beschleunigung von +1 g. Ein Wert von 164 LSB des Gyrosensors entspricht einer Winkelgeschwindigkeit von  $10^\circ/\text{s}$ . Die Sensoren können mit einer Frequenz von bis zu 1600 Hz arbeiten. In dem zur Verfügung gestellten Prototypen ist die Frequenz auf 200 Hz konfiguriert. Liegt ein Sensor flach auf dem Tisch, zeigt die  $z$ -Achse nach oben (siehe Abb. 2.1).

Bei dem vorliegenden Prototypen gab es in den übertragenen Daten Probleme, welche bis jetzt nicht gelöst werden konnten. Die Abtastrate soll auf 200 Hz konfiguriert sein, jedoch zeigt sich bei längerer Aufzeichnung, dass diese 200 Hz nicht erreicht werden. Die reale Abtastrate liegt zwischen 198 und 199 Hz. Des Weiteren gibt es Pakete, die nicht vollständig gesendet werden, wodurch Lücken in den Daten entstehen. In Kapitel 4 auf Seite 26 wird eine Methode erläutert, die fehlenden Daten zu synthetisieren. Ein weiteres Problem ist, dass die WLAN-Verbindung immer wieder abbricht und teilweise erst nach einem Neustart des Prototypen wiederhergestellt werden kann. Es hat sich als sinnvoll erwiesen, den Prototypen nach jedem Übungssatz neu zu starten.

### 2.3 AR-Tracking

AR-Tracking ist eine Variante des optischen Motion Capturing Verfahrens und bietet u. a. Tracker mit sechs Freiheitsgraden (im Englischen abgekürzt als “6DOF”<sup>3</sup>). Diese liefern eine sehr genaue Position im Raum sowie die Orientierung des Trackers. Im CSTI ist ein Aufbau mit mehreren Kameras installiert, der von Studenten für Experimente benutzt werden kann und soll als Ground Truth zur Verifizierung der generierten Daten der IMUs fungieren. Die Sensorpositionen werden mit einer Rate von 60 Hz aktualisiert.

---

<sup>3</sup>six dimensions of freedom

Listing 2.1: AR-Tracking-Daten im Rohformat

```
(1) fr 5724
(2) ts 58784.375169
(3) 6d 3 [1 1.000]...
(4) ...[-674.290 -341.657 1477.308 ...
(5) ...90.9463 -27.5679 51.0096]...
(6) ...[0.557754 -0.303986 0.772336 ...
(7) ...-0.689004 0.349272 0.635045 ...
(8) ...-0.462800 -0.886342 -0.014640]
```

Listing 2.1 zeigt die Rohdaten eines Datensatzes. Dieser besteht aus einem String mit 3 Zeilen. Zeilen 1 und 2 des Originals sind hier in den Zeilen (1) und (2) komplett dargestellt, die dritte Zeile wurde zur Verbesserung der Übersichtlichkeit auf sechs Zeilen, Zeilen (3) bis (8), gestreckt. In Zeile (1) ist der Frame ( $fr$ ) angegeben. Diese Zahl wird mit jedem neuen Frame inkrementiert. Bei einer Aktualisierungsrate von 60 Hz entspricht dies 60 Frames pro Sekunde. Zeile (2) enthält den Zeitstempel ( $ts$ ) in Sekunden. Dieser zählt vom Start des Servers und erhöht sich mit jedem Frame um  $\frac{1}{60}$  s. Bei den Sensoren handelt es sich um 6DOF-Sensoren, das wird mit dem Wert  $6d$  in Zeile 3 beschrieben. Der Wert  $3$  in derselben Zeile steht für drei aktive Sensoren, der Wert  $1$  nach der geöffneten eckigen Klammer gibt die eindeutige Kennzeichnung des Trackers an, welche in der Software vergeben wird. In Zeile (4) sind die Positionen im Raum in  $x$ -,  $y$ - und  $z$ -Richtung angegeben. Darauf folgt die Ausrichtung des Trackers im Raum in zwei unterschiedlichen Darstellungsformen, welche für diese Arbeit nicht relevant ist.

## 2.4 Mathematische Grundlagen

In einem ersten Ansatz sollen Geschwindigkeiten verglichen werden. Die beiden vorgestellten Systeme können diese jedoch nicht direkt messen. Der MoGaSens-Prototyp liefert Werte für die Beschleunigung in drei Dimensionen, das AR-Tracking dreidimensionale Ortsdaten. Um die Datenquellen vergleichen zu können, müssen die Daten also konvertiert bzw. umgerechnet werden. Da die Geschwindigkeiten verglichen werden sollen, wird dieser Abschnitt sich mit dem Berechnen der Geschwindigkeit aus den Ortsdaten des AR-Tracking und den Beschleunigungswerten des MoGaSens-Prototypen beschäftigen.

### 2.4.1 Konventionen

In den Berechnungen werden bestimmte Konventionen benutzt, welche an dieser Stelle eingeführt werden.

Vektoren werden immer mit einem Vektorpfeil und einem Kleinbuchstaben dargestellt:  $\vec{u}$ . Ein Vektor besteht hier immer aus drei Komponenten  $x$ ,  $y$  und  $z$ , welche jeweils als Index an den zugehörigen Buchstaben des Vektors geschrieben werden.

$$\vec{u} = \begin{pmatrix} u_x \\ u_y \\ u_z \end{pmatrix}$$

$u_x$  ist somit der Anteil des Vektors  $\vec{u}$  in  $x$ -Richtung. Des Weiteren steht ein Index, wenn nicht anders erwähnt, für den Index einer Messreihe. Zu jedem Zeitpunkt  $t_n$  existiert ein Vektor  $\vec{u}_n$ . Der Vektor  $\vec{u}_1$  ist also zum Zeitpunkt  $t_1$  gemessen worden. Der Zeitpunkt der Messung eines Vektors kann aber auch in Klammer-Schreibweise angegeben werden:  $\vec{u}_1 = \vec{u}(t_1)$

Wird ein Vektor ohne Vektorpfeil geschrieben, ist der Betrag, also die Länge des Vektors, gemeint. Im Falle eines Geschwindigkeitsvektors, der die Geschwindigkeit in  $x$ -,  $y$ - und  $z$ -Richtung darstellt, ist dies die absolute Geschwindigkeit in Bewegungsrichtung.

Im Allgemeinen wird die Geschwindigkeit mit dem Buchstaben  $v$  und die Beschleunigung mit  $a$  abgekürzt, eine Positions- oder Ortsangabe wird in dieser Arbeit mit dem Buchstaben  $r$  bezeichnet.

### 2.4.2 Berechnung der Geschwindigkeit und Beschleunigung aus Ortsmessdaten

Gegeben sei [21]:

$$\frac{d^2 \vec{r}}{dt^2} = \frac{d\vec{v}}{dt} = \vec{a}(t)$$

Diese Gleichung drückt aus, dass für eine gegebene Ortsfunktion, die zweite Ableitung des Ortes gleich der ersten Ableitung der Geschwindigkeit ist. Gleichzeitig ist demnach die erste Ableitung der Geschwindigkeit gleich der Beschleunigung.

Die aktuelle Geschwindigkeit kann zum einen aus der Ableitung der Ortsfunktion berechnet werden:

$$\vec{v}(t) = \frac{d\vec{r}}{dt}$$

und zum anderen durch Integration der Beschleunigung. Hierbei ist zu beachten, dass die Beschleunigung zu einem Zeitpunkt  $t_1$  immer durch das Integral mit den Grenzen  $t_0 = 0$  und  $t_1$  berechnet werden muss. Die Gleichung lautet wie folgt:

$$\vec{v}(t) = \int_{t_0}^{t_1} \vec{a}(t) dt$$

Diese Gleichungen gelten nur für stetig differenzierbare Funktionen. Ist eine Funktion nicht stetig, kann diese nicht abgeleitet werden. Werden Werte in der realen Welt gemessen, geschieht dies immer zu diskreten Zeitpunkten<sup>4</sup>. Im Folgenden werden die Formeln entsprechend für diskrete Messwerte hergeleitet.

### 2.4.3 Berechnung der Geschwindigkeit aus Ortsmessdaten

Um die mittlere Geschwindigkeit zwischen zwei beliebigen Zeitpunkten  $t_1$  und  $t_2$  auszurechnen, kann folgende Formel verwendet werden.

$$\vec{v}_n(t) = \frac{\vec{r}_n - \vec{r}_{n-1}}{t_n - t_{n-1}}$$

Um die Geschwindigkeit zu einem Zeitpunkt berechnen zu können, müssten  $t_{n-1}$  und  $t_n$  so gewählt werden, dass die Differenz gegen 0 geht. Der minimale Abstand zwischen zwei Zeitpunkten kann jedoch nur dem Kehrwert der Abtastrate entsprechen.

---

<sup>4</sup>Durch eine Fourier-Analyse kann aus diskreten Messwerten eine approximierte Funktion aus Überlagerung von Sinus- und Kosinus-Funktionen gebildet werden

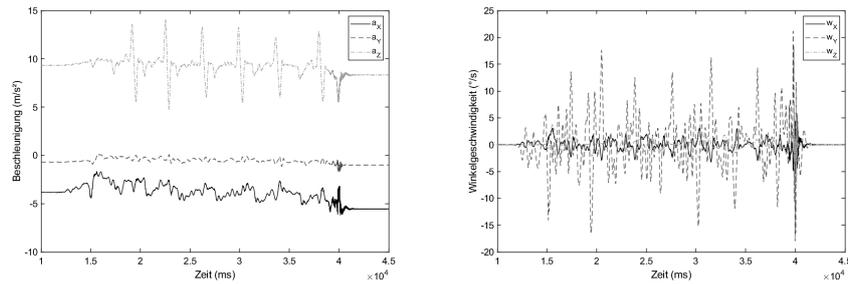


Abbildung 2.2: Beschleunigungs- und Gyrosensordaten eines Testsatzes.

Die Euklidische Norm eines Geschwindigkeitsvektors liefert die absolute Geschwindigkeit in der resultierenden Bewegungsrichtung. Aus der vorherigen Formel ergibt sich somit:

$$v_n(t) = \|\vec{v}_n(t)\| = \left\| \frac{\vec{r}_n - \vec{r}_{n-1}}{t_n - t_{n-1}} \right\|$$

Angewandt auf alle aufeinanderfolgenden Messwerte eines Verlaufs von Ortsdaten, ergibt dies näherungsweise die Geschwindigkeit zu jedem gemessenen Zeitpunkt.

### 2.4.4 Berechnung der Geschwindigkeit aus Beschleunigungsmessdaten

Beschleunigungssensoren messen die Beschleunigung, welche auf sie wirkt. Im Allgemeinen wirkt auf der Erde eine nahezu konstante Beschleunigung (abhängig von der geographischen Lage) auf jeden Körper (die Erdbeschleunigung). Im Falle eines Beschleunigungssensors bedeutet dies, dass eine Beschleunigung auch dann gemessen wird, wenn dieser sich in Ruhe befindet. Es wird genau die Beschleunigung gemessen, welche nötig ist, um seinen statischen Zustand zu erhalten. Ein Beschleunigungssensor misst nur dann keine Beschleunigung, wenn er sich im freien Fall in einem Vakuum befindet.

In Abbildung 2.2 sind beispielhaft die zeitlichen Verläufe der Rohdaten der Beschleunigungs- und Gyrosensoren zu sehen. Sie entstanden im Rahmen des Versuchs, der im Kapitel Design näher beschrieben wird. Auf der linken Seite sind die gemessenen Beschleunigungswerte aller drei Achsen zu sehen. Da die Sensoren des MoGaSens-Prototypen in

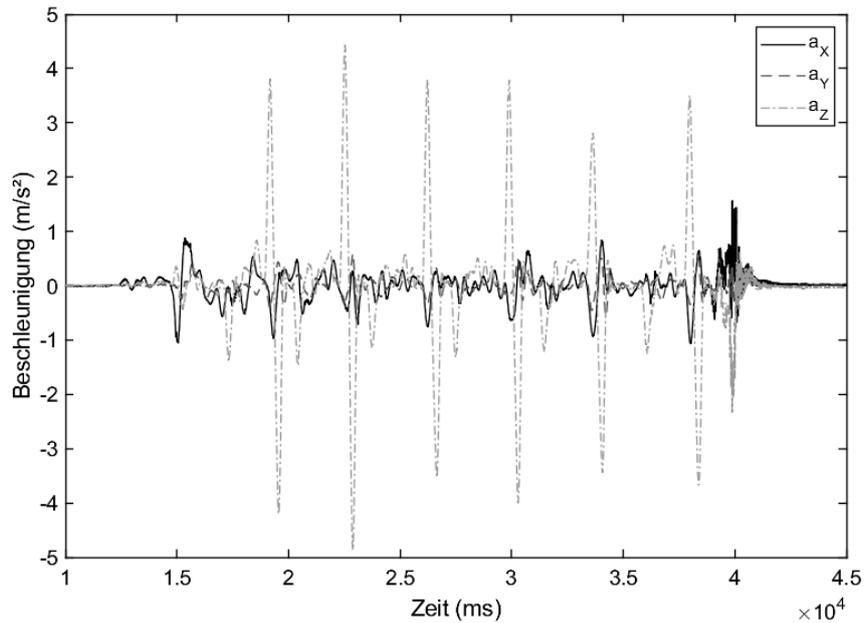


Abbildung 2.3: Lineare Beschleunigung eines Testsatzes.

etwa waagerecht zum Boden an der Stange angebracht waren, sind die größten Ausschläge auf der  $z$ -Achse zu sehen. Des Weiteren zeigt der Verlauf der Messdaten die Beschleunigung in Ruhe. Zu Beginn der Aufzeichnung lag die Stange in der Hantelablage, sie wurde nicht bewegt, es wird aber trotzdem die Erdbeschleunigung gemessen. Auf der rechten Seite der Abbildung sind analog die Gyrosensordaten zu sehen.

Um die Geschwindigkeit aus den Beschleunigungsmessdaten berechnen zu können, muss zunächst die lineare Beschleunigung ( $\vec{a}_{lin}$ ) berechnet werden. Im idealen Fall kann diese berechnet werden, indem die Erdbeschleunigung  $\vec{g}$  von der gemessenen Beschleunigung  $\vec{a}_{gem}$  subtrahiert wird. Ist zu jedem Zeitpunkt  $t_n$  die Erdbeschleunigung  $\vec{g}$  bekannt, kann aus der gemessenen Beschleunigung  $\vec{a}$  die lineare Beschleunigung  $\vec{a}_{lin}$  mittels

$$\vec{a}_{lin}(t_n) = \vec{a}_{gem}(t_n) - \vec{g}(t_n)$$

berechnet werden. Der zeitliche Verlauf der linearen Beschleunigung des Testsatzes ist in Abbildung 2.3 abgebildet. Es fällt auf, dass alle drei Achsen hier um den Wert  $0 \frac{m}{s^2}$  oszil-

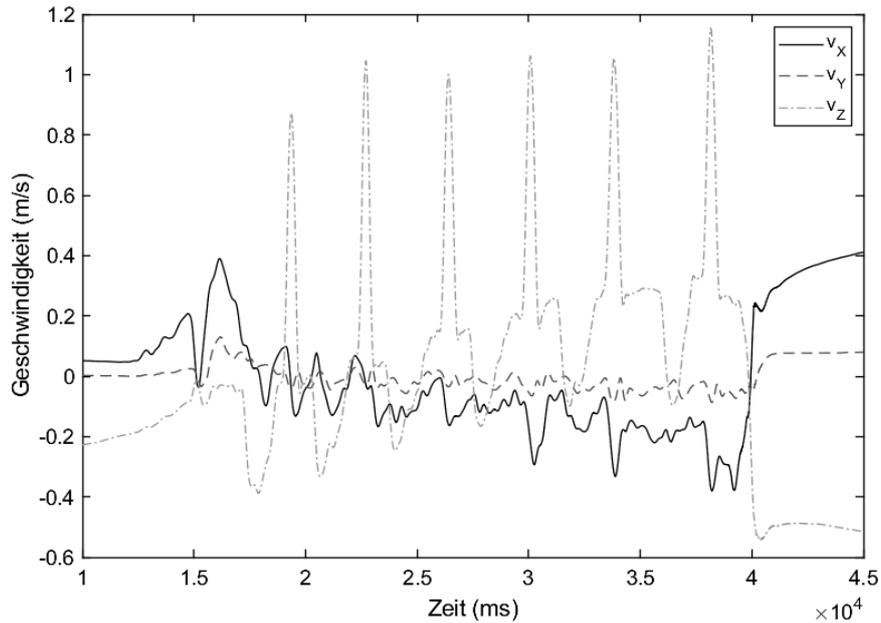


Abbildung 2.4: Geschwindigkeit aus den Beschleunigungs- und Gyrosensordaten.

lieren, da die Erdbeschleunigung von der gemessenen Beschleunigung subtrahiert wurde.

Durch Integration der linearen Beschleunigung wird schließlich der Geschwindigkeitsvektor (siehe Abb. 2.4) berechnet. Da es sich bei den Messdaten nicht um eine Funktion sondern um diskrete Werte handelt, muss das Integral numerisch ermittelt werden. Hier kann zum Beispiel die Trapezregel genutzt werden. Bei der Trapezregel wird die Fläche eines Graphen berechnet, indem diese in Trapezstreifen eingeteilt wird. Ein Trapez wird mit der Formel  $\frac{1}{2}h(a + b)$  berechnet. Für die Beschleunigungsdaten bedeutet dies unter Aufsummierung aller Trapeze und für  $\vec{v}_0 = \vec{0}$ :

$$\vec{v}(T) = \sum_{i=1}^T \frac{1}{2}(t_{i+1} - t_i)(\vec{a}(t_{i+1}) + \vec{a}(t_i))$$

### 2.4.5 Ermittlung und Verfolgung der Erdbeschleunigung

Wie zuvor erwähnt, misst ein Beschleunigungssensor im Ruhezustand die negative Erdbeschleunigung  $-\vec{g}$ . Somit kann durch die Anteile in  $x$ -,  $y$ - und  $z$ -Richtung, die Ausrichtung

im Bezug auf den Referenzrahmen Erde berechnet werden. Wird der Wert  $(0 \ 0 \ -g)^T$  gemessen, liegt der Beschleunigungssensor flach auf dem Tisch mit der  $z$ -Achse in Richtung des Bodens. Wird die IMU gedreht, ändern sich die Anteile der einzelnen Achsen. Der Beschleunigungsvektor verläuft nicht mehr parallel zur  $z$ -Achse, da der Vektor der Erdbeschleunigung sich aus Sicht des Koordinatensystems des Sensors gedreht hat. Eine Ausnahme bildet eine Drehung des Sensors um die Achse der Erdbeschleunigung. Diese Drehung würde keinerlei Änderung an den gemessenen Daten verursachen. Die Berechnung der Ausrichtung des Sensors gegenüber dem Bezugssystem Erde kann nur funktionieren, wenn der Sensor sich sehr langsam und genau um seinen Mittelpunkt dreht bzw. sich in Ruhe befindet, da sonst Anteile der linearen Beschleunigung gemessen würden.

Im dynamischen Fall, wenn sich Erdbeschleunigung und lineare Beschleunigung überlagern, wird die Drehgeschwindigkeit benötigt, welche über die Gyrosensoren gemessen wird. Durch Integration der Winkelgeschwindigkeit  $\vec{\omega}$  wird die relative Winkeländerung  $\vec{\varphi}$  zwischen zwei Zeitpunkten berechnet:

$$\vec{\varphi}(t) = \int_0^t \vec{\omega}(t) dt$$

Ist die Ausrichtung zum Zeitpunkt  $t = 0$  bekannt und es werden bis zum Zeitpunkt  $t$  die Winkelgeschwindigkeiten gemessen und anschließend integriert, kann die Ausrichtung zum Zeitpunkt  $t$  bestimmt werden. In Matlab gibt es dafür die Funktion *imufilter*. Sie approximiert die Ausrichtung einer IMU anhand der Beschleunigungs- und Gyrosensordaten gegenüber dem Bezugssystem Erde. *imufilter* benötigt mindestens die Sampling Rate der aufgezeichneten Daten und die Daten selbst. Dabei müssen die Beschleunigungsdaten in  $\text{m/s}^2$  und die Gyrosensordaten in  $\text{rad/s}$  angegeben werden. Aus den berechneten Daten ist es möglich den zeitlichen Verlauf der Erdbeschleunigung  $\vec{g}$  zu berechnen.

#### 2.4.6 Zusammenfassung

In Abbildung 2.5 sind vereinfacht die Schritte zur Berechnung der Geschwindigkeit aus den Beschleunigungsdaten dargestellt. Die IMU liefert die Beschleunigungsdaten  $\vec{a}_{gem}$  und die Winkelgeschwindigkeit  $\vec{\omega}$ . Durch Integration der Winkelgeschwindigkeit wird die

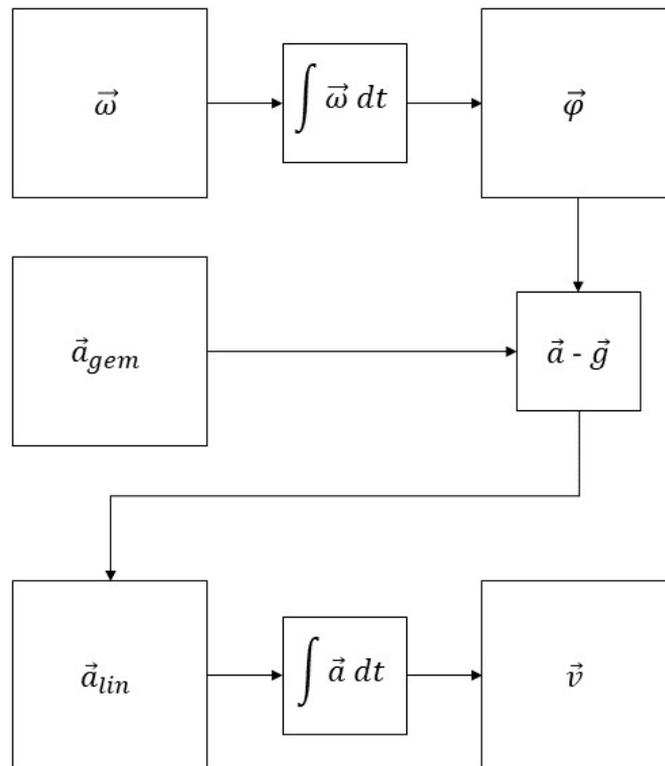


Abbildung 2.5: Vereinfachter Ablauf der Berechnung der Geschwindigkeit aus den Beschleunigungs- und Gyrosensordaten.

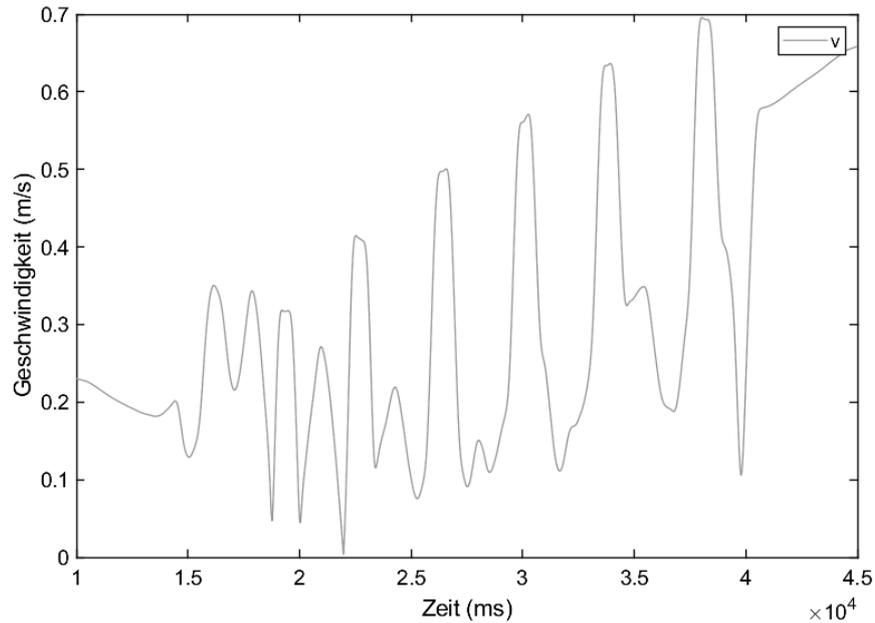


Abbildung 2.6: Absolute Geschwindigkeit aus den Beschleunigungs- und Gyrodaten.

Ausrichtung  $\vec{\varphi}$  berechnet. Mit Hilfe dieser Winkel kann die Richtung der Erdbeschleunigung  $\vec{g}$  in Bezug auf die Ausrichtung des Sensors berechnet und von der gemessenen Beschleunigung abgezogen werden. Die Differenz der beiden Größen ist die Beschleunigung der wirklichen Bewegung ( $a_{lin}$ ). Wird diese schließlich integriert, führt dies zur Geschwindigkeit  $\vec{v}$ . Eine Zusammenfassung dieses Vorgehens findet sich auch in [25].

In Abbildung 2.6 ist das Ergebnis der Berechnung der absoluten Geschwindigkeit mittels der aufgezeichneten Daten des MoGaSens-Prototypen zu sehen. Die äquivalenten Geschwindigkeitsdaten des AR-Tracking sind in Abbildung 2.7 zu sehen. Es wird deutlich, dass die Geschwindigkeit in Abbildung 2.6 einem Drift unterliegt. Zu Anfang der Aufzeichnung hat die berechnete Geschwindigkeit den Wert 0. Sobald eine Bewegung stattfindet, driftet die Geschwindigkeit immer weiter vom AR-Tracking in Abbildung 2.7 ab. Im Idealfall müsste die Geschwindigkeit immer zurück auf den Wert 0 sinken, da die Bewegung der Hantelstange im Versuch im untersten und obersten Punkt pausiert wurde.

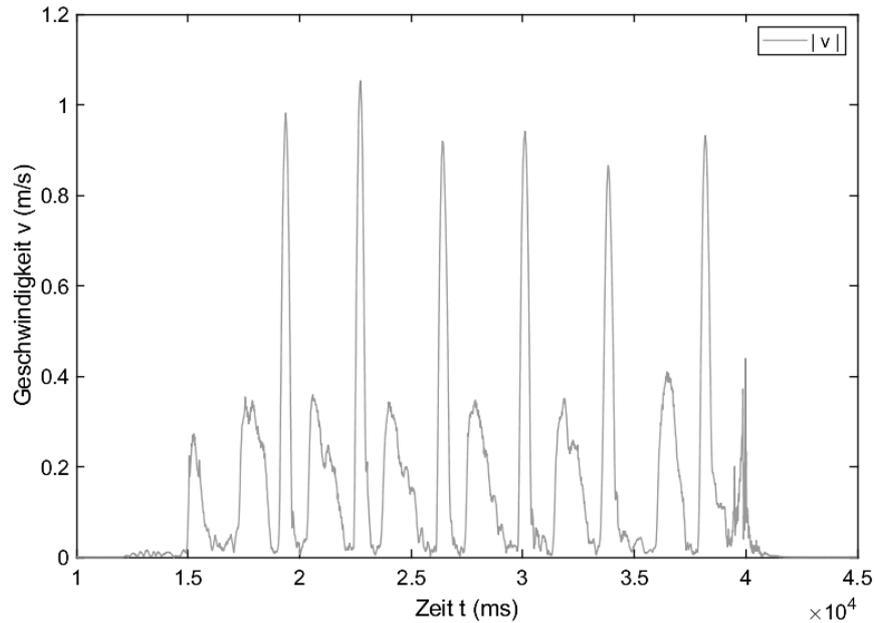


Abbildung 2.7: Absolute Geschwindigkeit aus den Ortsmessdaten.

## 2.5 Herleitung der Problemstellung

Aus der Analyse ergibt sich, dass eine direkte Messung der Geschwindigkeit per IMU-Sensor nicht geeignet ist, um die Verringerung der Hantelgeschwindigkeit im Verlauf des Satzes zu messen. Der Fehler, der sich in der Messung der linearen Beschleunigung ergibt, führt durch Integration in der Geschwindigkeit zu einem mit der Zeit linear steigendem Offset. Die beiden Graphen 2.7 und 2.6 unterscheiden sich deutlich, was bereits mit bloßem Auge zu erkennen ist. In [16] wurden die durchschnittlichen Geschwindigkeiten der Konzentrik untersucht. Die Geschwindigkeit lässt sich durch die Formel  $v = \frac{s}{t}$  berechnen. Das Bankdrücken folgt einem repetitivem Bewegungsmuster, bei dem die Start- und Endposition jeder Wiederholung, und folglich der zurückgelegte Weg, nahezu gleich sind. Das Problem beschränkt sich dadurch auf die Messung bzw. Berechnung der Dauer der Konzentrik, denn es gilt:

$$\frac{v_1}{v_2} = \frac{\frac{s}{t_1}}{\frac{s}{t_2}} = \frac{t_2}{t_1}$$

Somit können aus den gemessenen Zeiten der Konzentrik Rückschlüsse auf die Geschwindigkeit der Hantel beim Bankdrücken, und daraus folgend auf die RIR, gezogen werden.

Daher soll eine Methode entwickelt werden, welche die Dauer der Konzentrik anhand der IMU-Daten bestimmen kann.

# 3 Design

## 3.1 Versuchsaufbau

Versuchsgegenstand soll das Bankdrücken<sup>1</sup> mit der Langhantel sein. Für das Experiment werden drei der vier MoGaSens-Sensoren<sup>2</sup> mit Hilfe eines AR-Tracking-Sensors, der normalerweise für das Handgelenk genutzt wird, in der Mitte der Stange befestigt (siehe Abb. 3.2). Der Aufbau (siehe Abb. 3.1) besteht aus einer verstellbaren Hantelbank, welche zwischen zwei Hantelständern steht. Auf den Hantelständern liegt eine 20 kg schwere Olympia-Hantelstange. An jedem Ende befindet sich jeweils eine Aufnahme, auf die Hantelscheiben mit einem Lochdurchmesser von 50 mm gesteckt werden. Die Hantelscheiben sind mit Kompressionsverschlüssen befestigt. Ein Paar wiegt ca. 380 g, das Gewicht wird im Folgenden jedoch vernachlässigt und nur das Gewicht von Stange und Hantelscheiben addiert. Die Hantelscheiben, welche in diesem Versuch genutzt werden, bestehen aus schwarz lackiertem Gusseisen und sind nicht kalibriert, d. h. eine mit 5 kg deklarierte Scheibe, kann etwas mehr oder weniger wiegen, die Toleranz ist mit 5 % angegeben. Auf dem Tisch hinter dem geschilderten Aufbau ist die Recheneinheit des MoGaSens-Prototypen mit rotem Klebeband befestigt, sodass die Kabellänge der drei befestigten Sensoren ausreicht, um den Bewegungsradius der Übung zu überbrücken. Die Sensoren werden waagrecht zum Boden angebracht, sodass die  $z$ -Achse in Richtung der Raumdecke zeigt. Vor jedem neuen Satz wird die Stange ausgerichtet, sodass die Sensoren sich wieder waagrecht zum Boden befinden.

Der Autor der vorliegenden Arbeit führt die Übung für den Versuch als einziger Proband mit jeweils drei Sätzen à sechs Wiederholungen mit 40 % sowie 80 % des 1RMs aus. Diese Werte wurden auf Grundlage von [12] gewählt. Außerdem wird am Schluss ein

---

<sup>1</sup><https://exrx.net/WeightExercises/PectoralSternal/BBBenchPress> – Zugriffsdatum: 13.12.2020

<sup>2</sup>das Kabel des vierten Sensors ist zu kurz



Abbildung 3.1: Der Versuchsaufbau im CSTI-Labor.

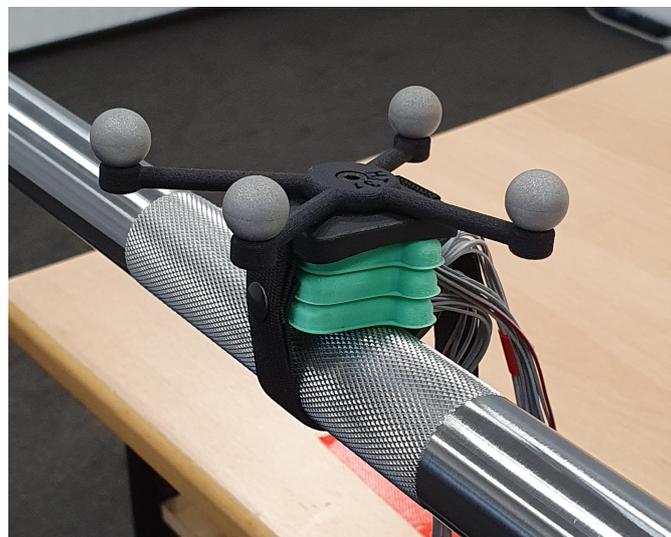


Abbildung 3.2: Befestigung der Sensoren an der Hantelstange.

weiterer Satz bis zum Muskelversagen durchgeführt. Der Autor hat mehrere Jahre Erfahrungen im Kraftsport und speziell mit dieser Übung, war zu diesem Zeitpunkt frei von Verletzungen und führte die Übungen mit seinem eigenen Equipment durch. Bei jeder Wiederholung wird darauf geachtet, dass der konzentrische Teil der Bewegung so schnell wie möglich ausgeführt wird und dass zwischen dem Ende der exzentrischen und dem Start der konzentrischen Phasen eine ca. einsekündige Pause eingehalten wird. Zwischen den Sätzen wird eine drei- bis fünfminütige Pause vollzogen, um möglichst erholt in den nächsten Satz zu gehen.

Das aktuelle 1RM wurde mit 80 kg angegeben, woraus sich die Arbeitsgewichte von 32,5 kg (40 %) und 65 kg (80 %) ergaben. Der Maximalversuch am Schluss wurde mit 60 kg durchgeführt. Zu Beginn der Aufzeichnung und nach Ausführung des Arbeitssatzes lag die Hantelstange für mehrere Sekunden bewegungslos in der Hantelablage.

## 3.2 Synchronisierung und Speicherung der Daten

Um die Daten vergleichbar zu machen, müssen die unterschiedlichen Zeitstempel der beiden Quellen zunächst synchronisiert werden. Die Daten des MoGaSens-Prototypen werden empfangen, sobald das Programm startet. Wenn der erste Datensatz des AR-Tracking-Systems empfangen wird, wird der Zeitstempel dieses Datensatzes ( $t_{startA}$ ) gespeichert sowie der nächste Zeitstempel des nächsten Datensatzes ( $t_{startM}$ ), der vom MoGaSens-Prototypen empfangen wird. Somit haben beide Systeme einen gemeinsamen relativen Bezugspunkt.

Des Weiteren gibt es beim Zeitstempel, der vom MoGaSens-Prototypen generiert wird, einen Überlauf, da dieser intern nur mit 16 bit arbeitet. d. h., dass der Zeitstempel nur einen Wertebereich von 0 bis 65535 ms abdecken kann. Erreicht der Zeitstempel einen Wert, der größer als 65535 ist, beginnt dieser wieder bei 0. Bei jeder Aufzeichnung, die länger als 65,535 s dauert, ist dies automatisch ein Problem, da Zeitstempel doppelt auftreten könnten. Aber auch bei kürzeren Aufzeichnungen kann der Überlauf auftreten, da der Zeitstempel mit dem Start des Geräts mit dem Wert 0 beginnt und nicht mit dem Start der Aufzeichnung durch die Software. Dieser Überlauf wird erkannt und das Auftreten gespeichert.

Der synchronisierte Zeitstempel des AR-Trackings wird mit folgender Formel berechnet:

$$t_{sync} = t_{aktA} - t_{startA}$$

mit  $t_{startA}$ : erster empfangener Zeitstempel und  $t_{akt}$ : aktueller Zeitstempel

Für den synchronisierten Zeitstempel des MoGaSens-Prototypen wird folgende Formel verwendet:

$$t_{sync} = t_{aktM} + n \cdot 65535 - t_{startM} \quad \text{mit } n: \text{Anzahl Überläufe.}$$

Gespeichert werden die Daten als csv-Datei, wobei jeder Sensor und der Tracker in einer eigenen Datei abgespeichert wird. Ein Beispiel der gespeicherten Daten ist in den Listings 3.1 und 3.2 zu sehen.

Listing 3.1: Beispiel der aufgezeichneten AR-Tracking-Daten

```
(0) ts ;      x      ;      y      ;      z
(1)  0 ; 0.0502450 ; 1.0462920 ; -0.1008410
(2) 16 ; 0.0502440 ; 1.0462920 ; -0.1008430
(3) 33 ; 0.0502450 ; 1.0462930 ; -0.1008420
(4) 50 ; 0.0502490 ; 1.0462930 ; -0.1008430
(5) 66 ; 0.0502500 ; 1.0462930 ; -0.1008420
(6) 83 ; 0.0502510 ; 1.0462930 ; -0.1008410
(7) 100 ; 0.0502510 ; 1.0462920 ; -0.1008420
```

Listing 3.2: Beispiel der aufgezeichneten Daten des MoGaSens-Prototypen

```
(0) ts ;    a_x  ;    a_y  ;    a_z  ;    g_x  ;    g_y  ;    g_z
(1) 0 ; -1.77530 ; -0.47601 ; 9.80281 ; -0.36621 ; -0.15259 ; 0.30518
(2) 5 ; -1.77530 ; -0.49277 ; 9.80940 ; -0.42725 ; -0.12207 ; 0.36621
(3) 10 ; -1.81782 ; -0.48918 ; 9.82317 ; -0.45776 ; -0.18311 ; 0.30518
(4) 15 ; -1.78429 ; -0.46523 ; 9.85311 ; -0.27466 ; -0.15259 ; 0.27466
(5) 20 ; -1.76872 ; -0.48259 ; 9.80940 ; -0.30518 ; -0.15259 ; 0.27466
(6) 25 ; -1.80404 ; -0.49876 ; 9.79802 ; -0.36621 ; -0.15259 ; 0.30518
(7) 30 ; -1.79746 ; -0.49996 ; 9.81179 ; -0.36621 ; -0.12207 ; 0.30518
```

Die Position eines Trackers des AR-Trackings wird in Metern angegeben. Die Werte sind relativ zum Ursprung des Koordinatensystems angegeben, welcher bei der Kalibrierung

festgelegt wurde. Für die MoGaSens-Sensoren werden die Beschleunigungs- sowie Gyrosensorwerte gespeichert. Die Beschleunigung  $a$  wird in  $\text{m/s}^2$  und die Winkelgeschwindigkeit  $g$  in  $^\circ/\text{s}$  gemessen. Die Zeitstempel werden in beiden Fällen in ms angegeben. Die Samplerate von 60 Hz wird am Zeitstempel des AR-Trackings deutlich, nach 6 Frames sind 100 ms vergangen. Entsprechend der Samplerate des MoGaSens-Prototypen von 200 Hz vergehen zwischen zwei Datenpunkten jeweils 5 ms.

# 4 Evaluation

## 4.1 Berechnung der Ground Truth

Aus den Beschleunigungsdaten der MoGaSens-Sensoren soll die Zeit, welche für die Konzentrik benötigt wird, ermittelt werden. Das AR-Tracking liefert Positionsdaten (siehe Abb. 4.1 und 4.2), mit denen der Start und das Ende der Konzentrik ermittelt werden kann. Die  $y$ -Achse war im Versuch die vertikale Achse der Bewegung, für das Bankdrücken also die Hauptbewegungsrichtung. Die Hantelstange lag in beiden Sätzen etwa 1,5 s in der Ablage. Danach wurde sie um einige Zentimeter angehoben und gehalten. Anschließend wurde die Stange 6 bzw. 13 Mal in Richtung Brust gesenkt, kurz gestoppt und wieder nach oben gedrückt und wurde dort gehalten. Zum Schluss wurde die Stange wieder zurück in die Ablage gelegt.

Sobald die Geschwindigkeit  $\vec{v}_y$  zu einem Zeitpunkt  $t_1$  den Schwellwert von 0,01 m/s übersteigt, wird dies als Start der Bewegung erkannt. Das Ende der Bewegung wird erkannt, sobald dieser Schwellwert wieder unterschritten wird (Zeitpunkt  $t_2$ ). Sofern in dieser Zeit eine Strecke von mindestens 0,2 m in  $y$ -Richtung zurückgelegt wurde, wird dies als Wiederholung erkannt. Andernfalls würde das Herausdrücken der Hantelstange zu Beginn ebenfalls erkannt werden. Die Differenz  $t_2 - t_1$  ergibt die Zeit für die Konzentrik einer Wiederholung.

Für die oben erwähnten Sätze ist der Verlauf der Zeiten der Konzentrik der einzelnen Wiederholungen in den Abbildungen 4.3 und 4.4 zu sehen. In Abbildung 4.3 ist zu erkennen, dass die Konzentrik der Wiederholungen relativ gleich schnell ausgeführt wurde. Die Konzentrik der ersten und letzten Wiederholung dauerte in etwa 600 ms. Im Maximalversuch (siehe Abb. 4.4) waren die Zeiten zunächst im Bereich von 1 s und stiegen in etwa ab der neunten Wiederholung an. Bei der letzten Wiederholung dauerte es fast 3 s bis die Stange von der Brust wieder zurück in die Ausgangsposition gedrückt wurde.

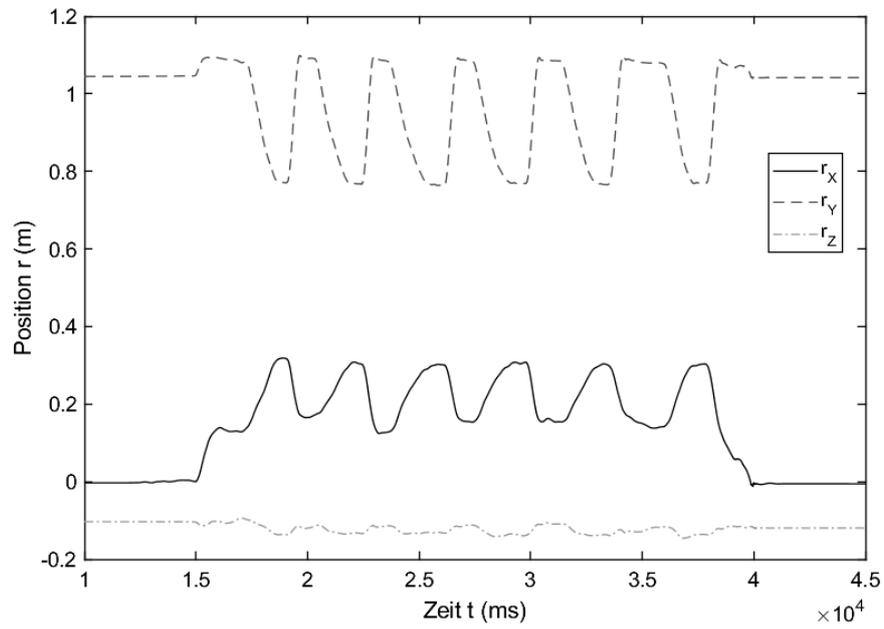


Abbildung 4.1: Positionsdaten des AR-Trackings im 2. Satz mit 32,5 kg.

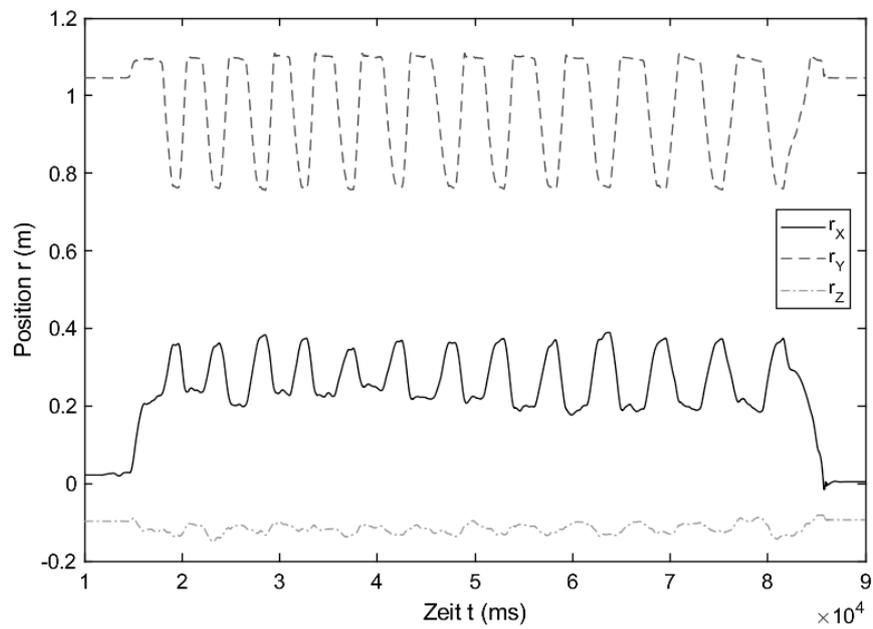


Abbildung 4.2: Positionsdaten des AR-Trackings im Maximalversuch mit 60 kg.

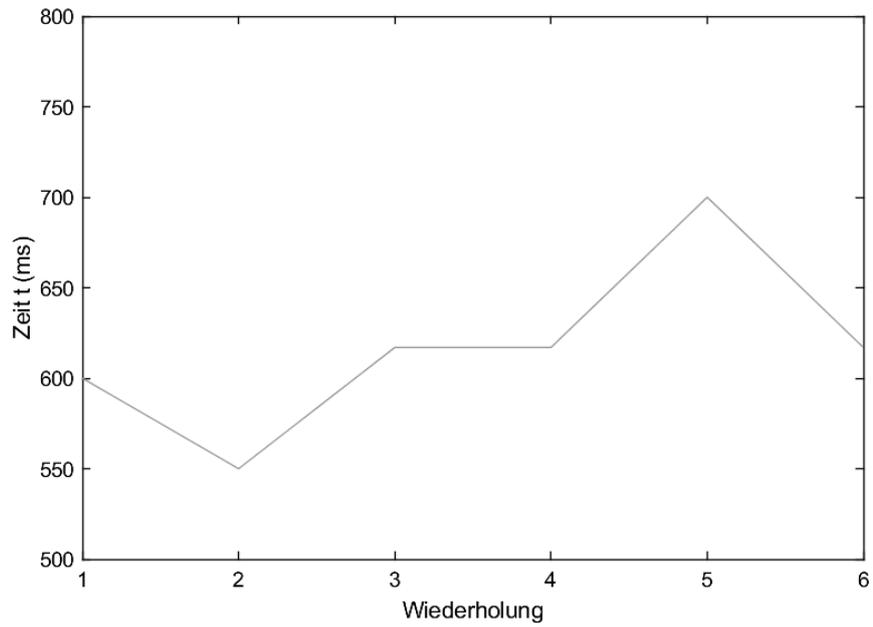


Abbildung 4.3: Dauer der Konzentrik im 2. Satz mit 32,5 kg.

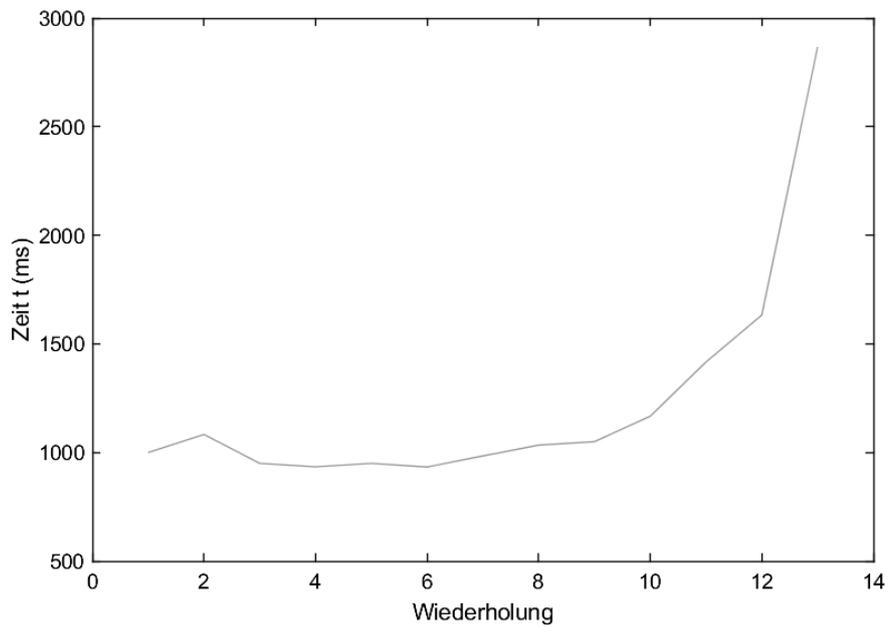


Abbildung 4.4: Dauer der Konzentrik Maximalversuch mit 60 kg.

## 4.2 Verarbeitung der Sensordaten

### 4.2.1 Filterung durch Moving Average und Umgang mit fehlenden Daten

Die Signale der Sensoren können höhere Frequenzen als die der relevanten Bewegung, in diesem Fall der Auf- und Abwärtsbewegung der Hantelstange, aufweisen, da sie mit 200 Hz gesampelt wurden. Durch einen Moving Average Filter können höhere Frequenzen, welche durch Rauschen oder Zitterbewegungen entstehen, herausgefiltert und so das Signal geglättet werden. Es wurde mit einer Fenstergröße von 200 ms gearbeitet<sup>1</sup>. Bei einer Sampling Rate von 200 Hz entspräche das dem Mitteln über 40 Werte. Da aber stellenweise, wegen der zuvor beschriebenen Hardwarefehler (siehe 4), Werte fehlen und die Abtastrate nicht exakt 200 Hz beträgt, kann nicht immer über 40 Werte gemittelt werden. Deshalb wird wie folgt vorgegangen: Zunächst wird ein Array erstellt, welches Zeitstempel mit einem gleichem Abstand von 5 ms, entsprechend der Samplerate von 200 Hz, enthält. Für jeden dieser Zeitstempel wird nun ein Mittelwert aller Werte, welche sich in einem Fenster von 100 ms vor und nach diesem Zeitstempel befinden, gebildet. Auf diese Weise entsteht trotz der lückenhaften Daten eine konstante Samplerate von 200 Hz. Dies ist wichtig, da die Samplerate z. B. für die *imufilter*-Funktion in Matlab benötigt wird. Durch das Fehlen der Daten ist die durchschnittliche Samplerate geringer als 200 Hz und durch das zufällige Auftreten der Fehler nicht konstant niedriger, sondern springt streng genommen im Verlauf der Aufzeichnung. Um die Samplerate auf 200 Hz zu erhöhen, werden auf die zuvor beschriebene Weise synthetische Daten generiert.

In Abbildung 4.5 sind die Rohdaten des Beschleunigungssensors zu sehen. An der Stelle  $t = 5150$  ms der mittleren vertikalen Linie soll die Beschleunigung aus dem Mittelwert der Werte, welche sich zwischen der linken und rechten Grenze befinden, gebildet werden. Der daraus resultierende Wert ist mit einem Kreis markiert zu sehen. Entsprechend dieser Vorgehensweise werden für alle Zeitstempel die gemittelten Beschleunigungswerte berechnet.

---

<sup>1</sup>Diese Fenstergröße hat in der Auswertung am besten funktioniert.

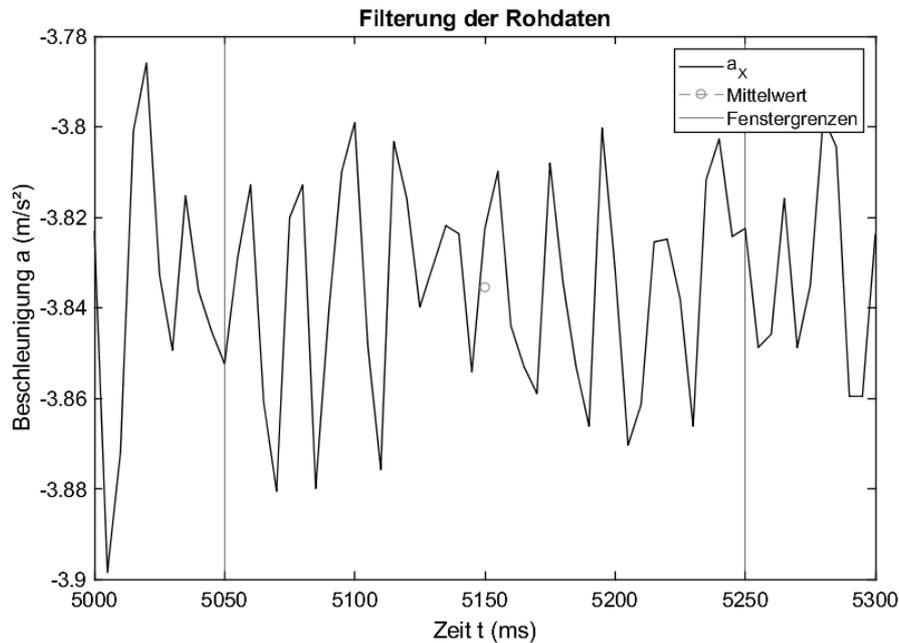


Abbildung 4.5: Bildung des Mittelwerts über ein Fenster von 200 ms.

#### 4.2.2 Erkennung und Ermittlung der Zeit der Konzentrik

In Abbildung 2.3 war bereits der Graph der linearen Beschleunigung des 2. Satzes mit 32,5 kg zu sehen. Der Hauptbewegungsanteil findet in  $z$ -Richtung statt. Wird dieser Anteil isoliert, entsteht der Graph aus Abbildung 4.6. Dort sind jeweils 6 Spitzen in positive sowie negative Richtung zu erkennen. Die Spitze in positive  $z$ -Richtung (lokales Maximum), entsteht kurz nach dem Start der drückenden Bewegung, die darauffolgende Spitze mit negativer Beschleunigung (lokales Minimum) entsteht durch das Abbremsen der Hantelstange am Endpunkt der Konzentrik. Im ersten Schritt wurde die Zeit zwischen diesen zwei Spitzen berechnet. Konkret bietet Matlab die Funktion *findpeaks*, welche Spitzen in einem Graphen findet. Als Parameter können u. a. die minimale Höhe und Breite der lokalen Maxima angegeben werden. Um die lokalen Minima zu finden, wird die Funktion *findpeaks* auf die negierten  $y$ -Werte des Graphen angewendet, wodurch alle lokalen Minima zu Maxima werden. Für die Spitzen in positive Richtung wurde anhand der vorliegenden Daten eine Mindesthöhe von  $1,1 \text{ m/s}^2$  empirisch ermittelt, in negative Richtung liegt die Mindesthöhe bei  $1,0 \text{ m/s}^2$ . Als Wert für die Mindestbreite der Spitzen wurden 20 Samples gewählt. Mit diesen Einstellungen werden von insgesamt 49

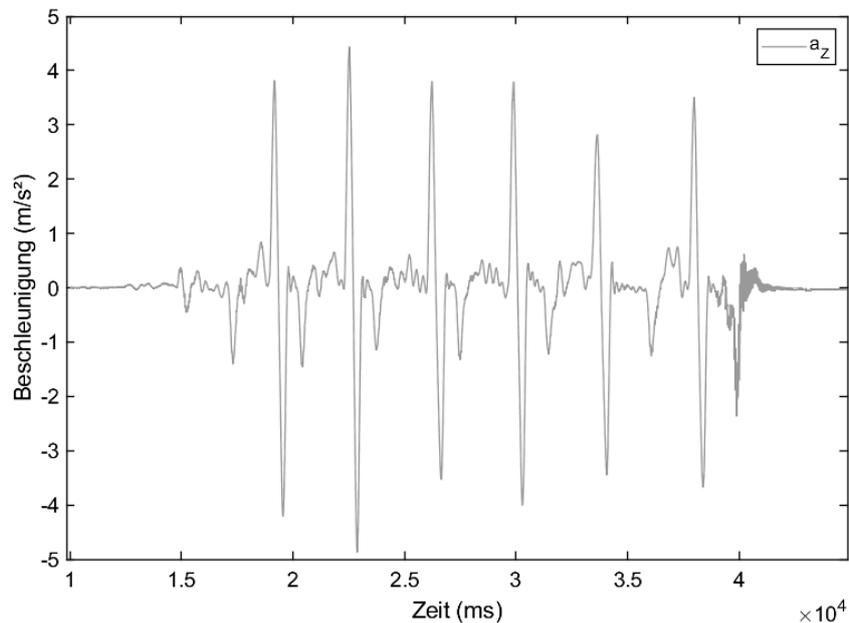


Abbildung 4.6: z-Anteil der linearen Beschleunigung des 2. Satzes mit 32,5 kg.

ausgeführten Wiederholungen 47 korrekt erkannt. Die zwei Wiederholungen, welche nicht erkannt wurden, liegen bei der Spitzenbeschleunigung der drückenden Bewegung unter  $1,1 \text{ m/s}^2$ , was darauf zurückzuführen ist, dass der Proband nicht mit voller Volition gegen die Stange gedrückt hat. Die übrigen Wiederholungen des Satzes wurden mit ausreichender Beschleunigung im Startpunkt der Bewegung ausgeführt, um erkannt zu werden. Die nicht erkannten Wiederholungen traten in Satz 1 und 2 mit 65,0 kg auf. In Retrospektive scheint der Sprung von 32,5 kg auf 65,0 kg zu hoch gewesen zu sein. Der Proband war erst im 3. Satz an das Gewicht gewöhnt. Für weitere Versuche sollte das Gewicht in 10 %-Schritten von 40 % auf 80 % erhöht werden.

In den Abbildungen 4.7 und 4.8 sind beispielhaft Ergebnisse dargestellt. Im ersten Beispiel (siehe Abb. 4.7) ist ein relativ konstanter Verlauf zu sehen. Das Gewicht ist für den Probanden mit gleichbleibender Geschwindigkeit zu bewältigen, was zu einer gleichen Dauer der Konzentrik der Wiederholungen führt. Im zweiten Beispiel (siehe Abb. 4.8) wird der Satz bis kurz vor Muskelversagen durchgeführt. Mit steigender Wiederholungszahl steigt die Dauer der Konzentrik etwa ab Wiederholung 9 mit jeder Wiederholung an.

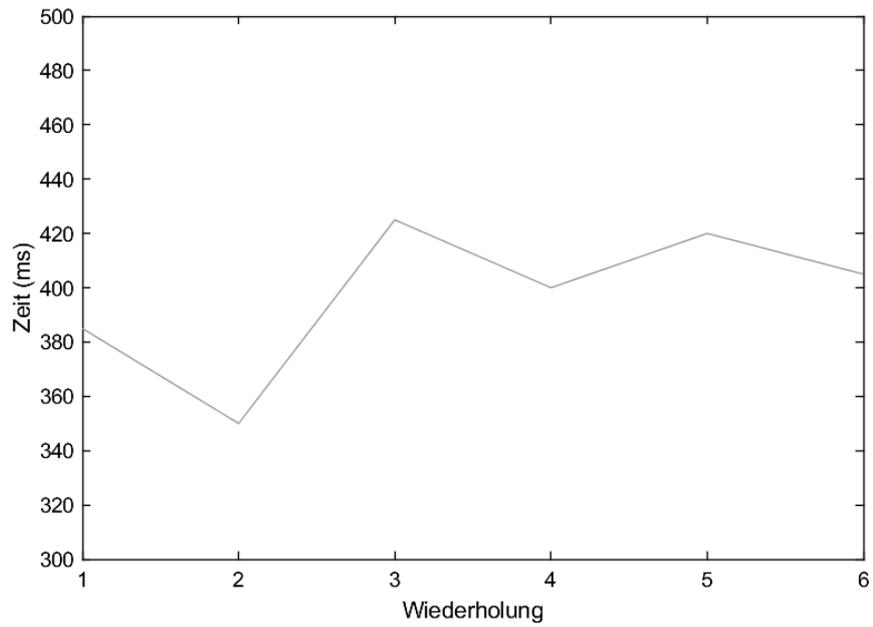


Abbildung 4.7: Dauer der Konzentrik im 2. Satz mit 32,5 kg.

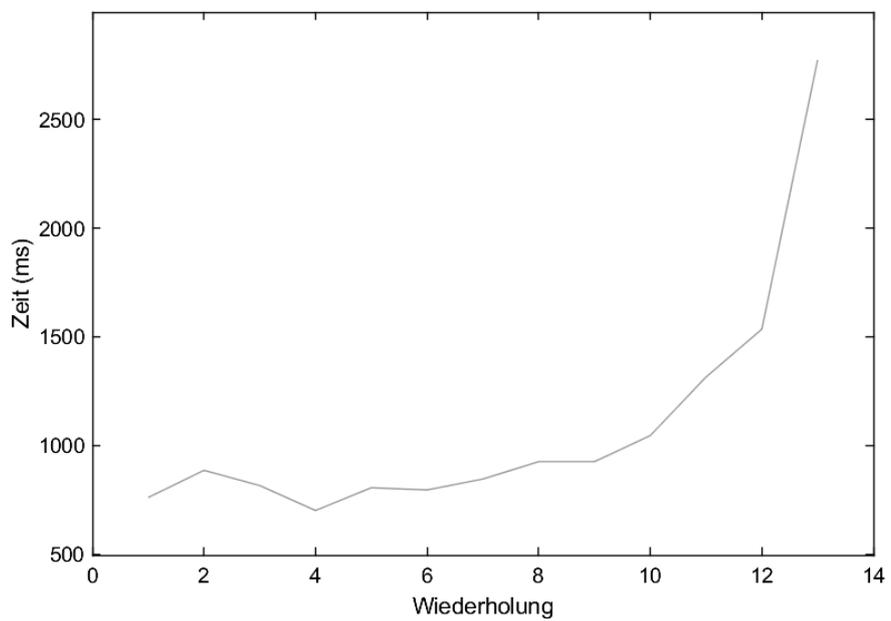


Abbildung 4.8: Dauer der Konzentrik im Maximalversuch mit 60 kg.

### 4.3 Vergleich der Zeiten

Werden die Graphen beider Messmethoden zusammen geplottet (siehe Abb. 4.9), zeigt sich bereits, dass die Ergebnisse beider Messmethoden ähnlich sind, die absoluten Zeiten sich jedoch unterscheiden.

Um den Zusammenhang der Messwerte beider Methoden zu veranschaulichen, wurden die mit den Beschleunigungssensoren ermittelten Zeiten der Konzentrik aller erkannten Wiederholungen der Sätze mit 40 % und 80 % 1RM gegen die entsprechenden Zeiten des AR-Trackings aufgetragen (siehe Abb. 4.10). Die Verteilung der Punkte lässt auf einen linearen Zusammenhang schließen. Um die Stärke dieses linearen Zusammenhangs zu prüfen, wird mit der Pearson-Korrelation gearbeitet. “Der Wert der Pearson-Korrelation liegt immer im Bereich von  $r \in [-1, 1]$ . Ein Korrelationswert von  $|r| = 1$  steht dabei für eine perfekte lineare Korrelation und ein Wert von  $r = 0$  für keine lineare Korrelation.” [17]. Der Korrelationskoeffizient wurde mit der Matlab-Funktion *corrcoef* bestimmt, dieser beträgt 0,9789. Dies deutet auf eine sehr starke lineare Korrelation hin. Folglich soll versucht werden, die aus den MoGaSens-Prototypen berechneten Werte so zu korrigieren, sodass sie der angenommenen Ground Truth, also den durch das AR-Tracking berechneten Werten, möglichst nahekommen.

Die Gerade in Abbildung 4.10 hat eine Steigung von 0,9139 und schneidet die  $y$ -Achse bei 235,94. Diese Werte können verwendet werden, um die initial gemessenen Zeiten für die Konzentrik so zu korrigieren, dass der lineare Zusammenhang näherungsweise  $x = y$  beträgt.

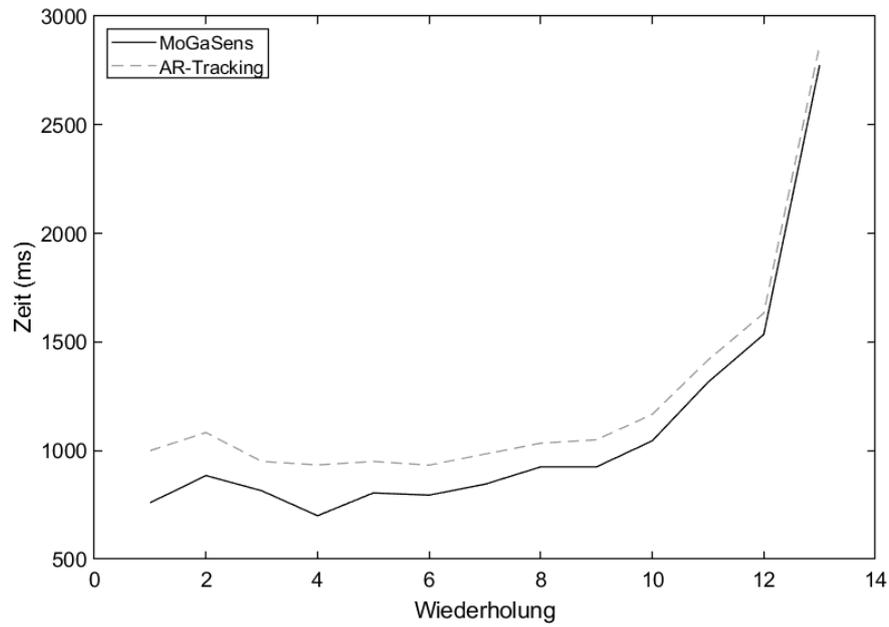


Abbildung 4.9: Vergleich der Zeiten der Konzentrik beider Messmethoden.

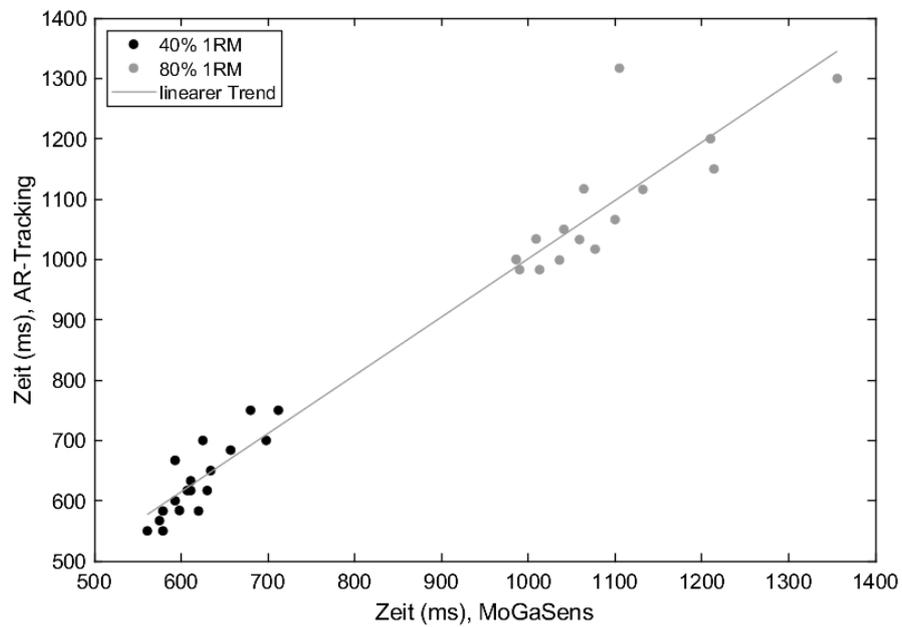


Abbildung 4.10: Zusammenhang der Zeiten mit linearem Trend.

## 4.4 Anpassung des Algorithmus und abschließender Vergleich

Um die gemessenen Zeiten der Sensoren des MoGaSens-Prototypen entsprechend der folgenden Formel zu korrigieren, werden die Koeffizienten der Gerade (ein Polynom 1. Grades) verwendet:

$$T_{art} = 0,9139T_{moga} + 235,94$$

$T_{art}$  : Zeit der Konzentrik gemessen durch das AR-Tracking

$T_{moga}$  : Zeit der Konzentrik gemessen durch den MoGaSens-Prototypen

Dadurch nähern sich die Zeiten  $T_{art}$  und  $T_{moga}$  an. Exemplarisch ist dies für den Maximalversuch in Abbildung 4.11 zu sehen.

Die Ergebnisse der anderen komplett erkannten Sätze sind in den Abbildungen A.1, A.2, A.3 und A.6 zu sehen. In Satz 1 und 2 mit 65,0 kg wurde jeweils eine Wiederholung wegen der zu geringen Kraftanstrengung des Probanden nicht erkannt. Diese Plots, mit nur fünf erkannten Wiederholungen, sind in den Abbildungen A.4 und A.5 zu sehen.

Die Tabelle 4.1 zeigt die Mittelwerte, den Median und die Standardabweichung der berechneten Zeiten des MoGaSens-Prototypen im Vergleich mit der Ground Truth in den drei Sätzen mit 40 % des 1RM und dem einen Satz mit 80 % des 1RM sowie der Kombination aus allen sechs Sätzen. Der Mittelwert und der Median der MoGaSens-Messwerte sind bei höheren Geschwindigkeiten (siehe 40 % 1RM) etwas geringer als die des AR-Trackings. Für geringere Geschwindigkeiten (siehe 80 % 1RM) ist der Unterschied der beiden Messmethoden kleiner.

<i>Zeit in ms</i>	<b>AR-Tracking</b>			<b>MoGaSens</b>		
	Mittelwert	Median	SD	Mittelwert	Median	SD
40 % 1RM	633	617	63	615	606	42
80 % 1RM	1085	1042	107	1081	1056	101
kombiniert	846	750	244	834	700	247

Tabelle 4.1: Mittelwert, Median und Standardabweichung der Dauer der Konzentrik von MoGaSens und AR-Tracking bei 40 % 1RM und 80 % 1RM.

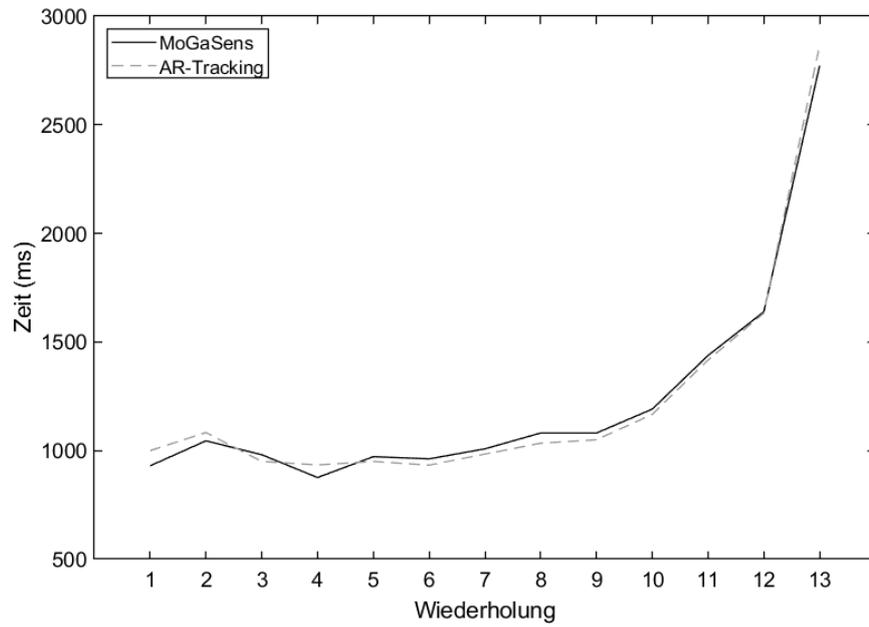


Abbildung 4.11: Dauer der Konzentrik im Maximalversuch nach Korrektur.

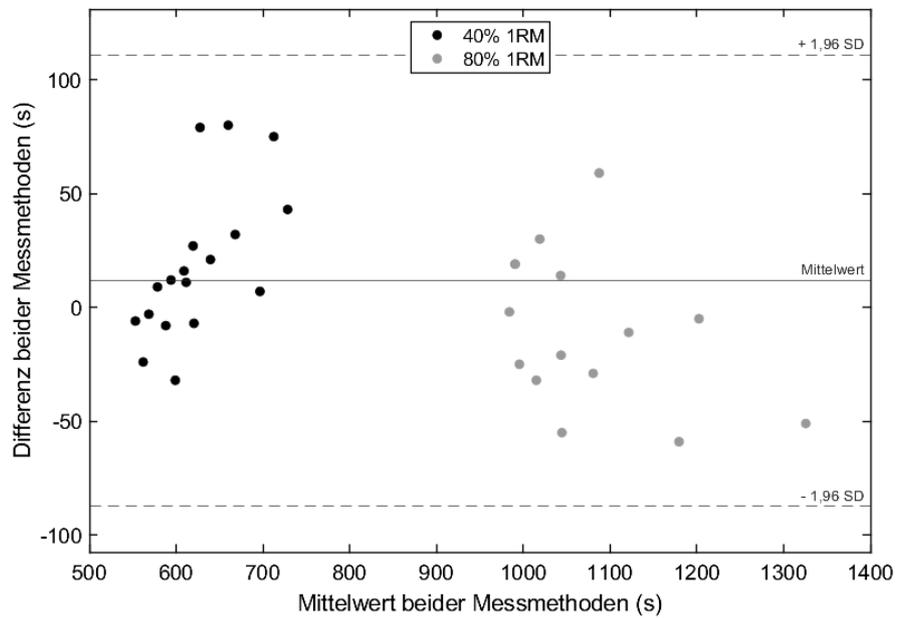


Abbildung 4.12: Bland-Altman-Diagramm der Sätze mit 40 % und 80 % 1RM.

In 4.12 ist das Bland-Altman-Diagramm der vier Sätze zu sehen. Der Mittelwert der Differenzen beträgt 11,76 ms. Die obere und untere Grenze des 95 %-Konfidenzintervalls beträgt 110,99 ms bzw. -87,46 ms. Es gab einen Ausreißer, welcher in dem Graphen nicht zu sehen ist, der Datenpunkt liegt bei  $(x = 1208|y = 217)$ . Der positive Mittelwert zeigt, dass die Zeiten der Sensoren im Mittel etwas kürzer gemessen werden als mit dem AR-Tracking. Ein negativer Wert hätte bedeutet, dass die Sensoren längere Zeiten messen. Im Idealfall beträgt der Mittelwert 0.

## 4.5 Diskussion der Ergebnisse

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, eine Methode zu entwickeln, die es anhand von IMU-Messdaten ermöglicht, den Erschöpfungsgrad, genauer gesagt die RIR, während eines Satzes im Bankdrücken zu ermitteln. Der erste Ansatz, die Geschwindigkeit der Konzentrik als Indikator zu nutzen [16], wurde verworfen, weil es mit IMUs nicht möglich ist, die Geschwindigkeit hinreichend genau zu ermitteln. Als Alternative wurde die Dauer der Konzentrik betrachtet und mit dem AR-Tracking als Ground Truth verglichen. Dabei konnte eine sehr starke lineare Korrelation beider Messmethoden mittels Pearson-Korrelation festgestellt werden ( $p = 0,9789$ ). Nach einer linearen Korrektur der ersten Ergebnisse ergaben sich für die vorliegenden Versuchsreihen sehr ähnliche Werte. Die deskriptive Statistik beider Messmethoden zeigt nur geringe Abweichungen. Es gibt eine leichte Tendenz, dass Zeiten im Bereich von 600 ms etwas zu kurz gemessen werden. Dies stellt jedoch kein Problem dar, da die Zeiten mit steigender Erschöpfung bzw. sinkender RIR deutlich stärker steigen als die Differenz der beiden Messungen. Die Abweichungen der Sensormesswerte zur Ground Truth betragen im Mittel in etwa 2 bis 3 %.

In [5] wird das Krafttraining in die Kategorien Kraft (Strength), Muskelaufbau (Hypertrophy) und Kraftausdauer (Muscular Endurance) unterteilt und für jeden Bereich wird eine andere Wiederholungsspanne für das Training empfohlen. Der RPE-Bereich, in dem für ein effektives Training trainiert werden sollte, beträgt 7 bis 10, was einer RIR von 3 bis 0 entspricht. Dies sollte also den kritischen Bereich für die Evaluation darstellen. Anekdotisch ist im Maximalversuch in Abbildung 4.11 eine Erhöhung der Zeit ab der neunten Wiederholung um etwa 10 % zu erkennen. Mit der zwölften Wiederholung ist die Zeit der Konzentrik bereits um mehr als 50 % der Zeit der ersten Wiederholungen angestiegen. In der letzten Wiederholung ist die Zeit um 150 % länger als in den ersten

Wiederholungen. Ab einer RIR von 4 steigt also die Zeit, welche für eine Wiederholung benötigt wird an. Dieser Anstieg der Zeit (um 10 bis 150 %) übersteigt somit den möglichen Fehler von 2 bis 3 % um ein Vielfaches, weshalb die Genauigkeit der untersuchten Messmethode für das Krafttraining ausreicht.

Von 49 ausgeführten Wiederholungen wurden insgesamt zwei Wiederholungen nicht erkannt und folglich die Zeit nicht gemessen. Wird eine Wiederholung nicht erkannt, ist dies grundsätzlich zunächst irrelevant. Kritisch wird eine nicht erkannte Wiederholung erst wenn diese im Bereich einer RIR von 3 bis 0 auftritt. So könnte es in der praktischen Anwendung vorkommen, dass die geplante RIR zwar erreicht, aber erst in der nächsten Wiederholung das Unterschreiten erkannt wird. Der relevante Satz für diese Betrachtung war der Maximalversuch, welcher komplett erkannt wurde. Alle anderen Sätze zeigten keine (siehe Abb. A.1, A.2, A.3) bzw. nur eine geringe (siehe Abb. A.4, A.5, A.6) Verringerung der Hantelgeschwindigkeit und wurden nach retrospektiver Einschätzung des Probanden mit einer RIR größer als 3 ausgeführt.

Eine Limitation dieser Arbeit ist die geringe Anzahl an Datensätzen. Aus den Daten konnte zwar bereits ein erstes Ergebnis ermittelt und validiert werden, für weitere Arbeiten an diesem Thema sollten jedoch weitere Daten gesammelt werden, vor allem Maximalversuche, an denen retrospektiv für jede Wiederholung die RIR bestimmt werden kann und damit Rückschlüsse auf den Anstieg der Zeiten gezogen werden können. Diese Daten sollten auch im Hinblick auf die Verbesserung der Erkennung von Anfang und Ende anhand der Beschleunigungsdaten untersucht werden, um die Parameter für die Erkennung zu verbessern und ggf. weiter generalisieren zu können. In der Arbeit wurden Gewichte im Bereich von 40 % und 80 % des 1RMs untersucht. Die Gewichtsbereiche zwischen 40 % und 80 %, sowie über 80 %, haben ebenfalls große Relevanz für das Krafttraining [5]. Des Weiteren wurde sich als Langhantelübung auf das Bankdrücken beschränkt. Andere Übungen, bspw. die Kniebeuge könnten in weiteren Arbeiten zu diesem Thema untersucht werden.

Ein Grund für die geringe Datenmenge ist, dass die Aufzeichnung der Daten mit relativ hohem Zeitaufwand pro Datensatz einherging. Das lag zum einen an den Verbindungsabbrüchen des MoGaSens-Prototypen und zum anderen am niedrigen Automatisierungsgrad in der Software. Um die Aufzeichnung der Daten zu verbessern, sollte des Weiteren

die Verwendung anderer Hersteller für die IMU-Hardware oder eine Eigenentwicklung in Betracht gezogen werden und hierfür Zeit in die Entwicklung der Software zur Aufzeichnung der Versuche investiert werden.

Ein weiterer wichtiger Faktor ist, dass jede Wiederholung mit voller Kraft durchgeführt werden muss. Anders gesagt, muss der Trainierende in jeder Wiederholung versuchen die Stange mit maximaler Geschwindigkeit zu bewegen. Die Verlangsamung der Konzentrik darf nur durch die Erschöpfung und nicht durch eine bewusste Verlangsamung der Bewegung entstehen.

# 5 Fazit

## 5.1 Zusammenfassung

In dieser Ausarbeitung ging es darum, zu untersuchen, ob es möglich ist, die Erschöpfung (in Form der RIR) in Langhantelübungen mit Hilfe von Beschleunigungsdaten zu ermitteln. Gestützt auf die Tatsache, dass ein Zusammenhang zwischen der Geschwindigkeit der Konzentrik der RIR besteht [16], wurde zunächst versucht die Geschwindigkeit aus den IMU-Daten zu berechnen. Da dies nicht mit hinreichender Genauigkeit möglich ist und zwischen der durchschnittlichen Geschwindigkeit und der Dauer der Bewegung ein linearer Zusammenhang besteht, wurde versucht die Dauer der Konzentrik zu ermitteln.

Es konnte beim Bankdrücken gezeigt werden, dass es mit IMU-Daten möglich ist, sowohl einzelne Wiederholungen zu zählen als auch die Dauer der Konzentrik mit hinreichender Genauigkeit zu bestimmen, sodass Rückschlüsse auf die Erschöpfung in Form der RIR gezogen werden können. Von 49 ausgeführten Wiederholungen wurden 47 erkannt. Die Abweichung der ermittelten Messwerte der IMU-Sensoren und der Ground Truth beträgt im Mittel weniger als 3 %. Die Messwerte der IMU-Sensoren und der Ground Truth korrelieren stark. Die Pearson-Korrelation lieferte einen Wert von  $p = 0,9789$ .

Limitationen der Arbeit sind, dass nur die Gewichtsbereiche von 40 % und 80 % des 1RMs untersucht. Des Weiteren wurde nicht überprüft, ob die Ergebnisse generalisierbar für andere Übungen sind. Für die Messmethode ist es zudem wichtig, dass jede Wiederholung mit voller Kraft durchgeführt wird, da die Verlangsamung der Konzentrik allein durch die Erschöpfung und nicht durch eine bewusste Verlangsamung entstehen darf.

## 5.2 Ausblick

Mit Blick auf die Ergebnisse von [16], wo ein Zusammenhang zwischen der Verringerung der Hantelgeschwindigkeit und der RIR festgestellt werden konnte, ist es möglich, diesen Zusammenhang auch mit der Dauer der Konzentrik für das Bankdrücken zu untersuchen. Somit ist es möglich eine Schätzung über die RIR während der Durchführung eines Satzes zu ermitteln.

Es wäre denkbar dies in das MoGaSens-Projekt aufzunehmen und in einer Applikation einen virtuellen Trainer zu implementieren, der einem während des Trainings eine Schätzung über die aktuelle RIR gibt. Dieser virtuelle Trainer könnte bei Erreichen oder Unterschreiten einer zuvor gewählten RIR ein Signal an den Trainierenden geben, damit dieser den Satz beendet. Trainingspläne, welche auf den RIR basieren, könnten ausgeführt werden, ohne dass der Trainierende Erfahrung mit der Einschätzung der RIR haben müsste. Umgekehrt wäre es auch möglich, das Training zu tracken und die Wiederholungen und die RIR für jeden Satz zur späteren Analyse zu speichern. Dies wäre auch für Personal Trainer, die ihr Coaching nur online anbieten, eine gute Feedbackmethode, um den Trainingsplan besser anpassen zu können.

Dadurch, dass die vorgestellte Methode mit nur einer IMU funktioniert, welche nahezu überall am Körper getragen werden kann, erschließen sich vielfältige Anwendungsszenarien. Bei der Betrachtung dieser Anwendungsszenarien ist es wichtig zu beachten, dass es sich dabei grundsätzlich zunächst um repetitive Tätigkeiten handeln muss, bei denen versucht wird, diese mit maximaler Geschwindigkeit auszuführen. Es ist auch denkbar die Methode bei repetitiven Bewegungsmustern einzusetzen, welche in der Regel immer mit etwa der gleichen Geschwindigkeit ausgeführt werden, die Geschwindigkeit aber bei starker Erschöpfung unbewusst langsamer wird. So könnte bei Arbeitern am Fließband die Erschöpfung erkannt werden, bevor Fehler auftreten oder sich der Arbeiter verletzt. Im sportlichen Sinne ist auch der Crossfitbereich interessant. Hier geht es in manchen Disziplinen darum, möglichst viele Wiederholungen in einer bestimmten Zeit zu absolvieren. Außerhalb eines Wettkampfs ist es wichtig das Limit nicht zu überschreiten, um verletzungsfrei zu bleiben und effektiv trainieren zu können. Auch hier kann die erarbeitete Methode helfen, eine unbewusste Verlangsamung der Geschwindigkeit zu erkennen.

Denkbar ist es auch, die vorgestellte Methode zur Bestimmung der Zeit der Konzentrik umgekehrt zu nutzen. Beim Rudern startet man aus einer ruhenden Position und versucht durch Erhöhung der Schlagfrequenz die Geschwindigkeit des Bootes zu erhöhen. In diesem Fall wird die Geschwindigkeit des repetitiven Bewegungsmusters nicht langsamer sondern schneller. Einen Rudersportler könnte es interessieren, wie schnell er eine bestimmte Schlagfrequenz erreicht, um diese Zeit im Training zu verbessern.

Auf dem Markt existieren bereits viele verschiedene Systeme, die auf der Basis von IMU-Sensoren arbeiten. Diese beschränken sich jedoch häufig auf die Ermittlung der Geschwindigkeit, wofür IMUs kein geeignetes Instrument sind. Wiederholungen können bereits mit dem Smartphone oder einer Smartwatch erkannt werden, was dem Nutzer aber keinen besonderen Mehrwert bietet. Die in dieser Arbeit entwickelte Methode, mit einer IMU die RIR zu bestimmen, bietet einen Mehrwert, für den es wahrscheinlich bereits heute einen Nischenmarkt in der Fitness- und Kraftsportszene gibt. Mit der richtigen Vermarktung könnte ein Produkt zur Bestimmung der RIR auch für Trainingsanfänger und somit für den breiten Markt interessant sein.

# Literaturverzeichnis

- [1] BURROWS, R. ; CORREA-BURROWS, P. ; REYES, M. ; BLANCO, E. ; ALBALA, C. ; GAHAGAN, S.: Low muscle mass is associated with cardiometabolic risk regardless of nutritional status in adolescents: A cross-sectional study in a Chilean birth cohort. In: *Pediatric diabetes* 18 (2017), Nr. 8, S. 895–902. – ISSN 1399-5448
- [2] DAMAS, Felipe ; LIBARDI, Cleiton A. ; UGRINOWITSCH, Carlos: The development of skeletal muscle hypertrophy through resistance training: the role of muscle damage and muscle protein synthesis. In: *European journal of applied physiology* 118 (2018), Nr. 3, S. 485–500. – ISSN 1439-6327
- [3] GORDON, D. ; MULLANE, S. L. ; CONWAY, P. P. ; WEST, A. A.: Development of a Novel System for Monitoring Strength and Conditioning in Elite Athletes. In: *Procedia Engineering* 34 (2012), S. 496–501. – ISSN 1877-7058
- [4] HACKETT, Daniel A. ; JOHNSON, Nathan A. ; CHOW, Chin-Moi: Training practices and ergogenic aids used by male bodybuilders. In: *The Journal of Strength and Conditioning Research* 27 (2013), Nr. 6, S. 1609–1617. – ISSN 1064-8011
- [5] HELMS, Eric R. ; CRONIN, John ; STOREY, Adam ; ZOURDOS, Michael C.: Application of the Repetitions in Reserve-Based Rating of Perceived Exertion Scale for Resistance Training. In: *Strength and conditioning journal* 38 (2016), Nr. 4, S. 42–49. – ISSN 1524-1602
- [6] HERMAN, Jennifer R. ; RANA, Sharon R. ; CHLEBOUN, Gary S. ; GILDERS, Roger M. ; HAGEMAN, Fredrick C. ; HIKIDA, Robert S. ; KUSHNICK, Michael R. ; RAGG, Kerry E. ; STARON, Robert S. ; TOMA, Kumika: Correlation Between Muscle Fiber Cross-Sectional Area And Strength Gain Using Three Different Resistance-Training Programs In College-Aged Women. In: *The Journal of Strength and Conditioning Research* 24 (2010), S. 1. – ISSN 1064-8011

- [7] HOLLINGS, Matthew ; MAVROS, Yorgi ; FREESTON, Jonathan ; FIATARONE SINGH, Maria: The effect of progressive resistance training on aerobic fitness and strength in adults with coronary heart disease: A systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. In: *European journal of preventive cardiology* 24 (2017), Nr. 12, S. 1242–1259. – ISSN 2047-4881
- [8] IZQUIERDO, M. ; GONZÁLEZ-BADILLO, J. J. ; HÄKKINEN, K. ; IBÁÑEZ, J. ; KRAEMER, W. J. ; ALTADILL, A. ; ESLAVA, J. ; GOROSTIAGA, E. M.: Effect of loading on unintentional lifting velocity declines during single sets of repetitions to failure during upper and lower extremity muscle actions. In: *International journal of sports medicine* 27 (2006), Nr. 9, S. 718–724. – ISSN 0172-4622
- [9] JIDOVTSSEFF, Boris ; HARRIS, Nigel K. ; CRIELAARD, Jean-Michel ; CRONIN, John B.: Using the load-velocity relationship for 1RM prediction. In: *The Journal of Strength and Conditioning Research* 25 (2011), Nr. 1, S. 267–270. – ISSN 1064-8011
- [10] JONES, Eric J. ; BISHOP, Phil A. ; WOODS, Amanda K. ; GREEN, James M.: Cross-sectional area and muscular strength: a brief review. In: *Sports Medicine* 38 (2008), Nr. 12, S. 987–994. – ISSN 0112-1642
- [11] M. O'REILLY ; D. WHELAN ; C. CHANIALIDIS ; N. FRIEL ; E. DELAHUNT ; T. WARD ; B. CAULFIELD: Evaluating squat performance with a single inertial measurement unit. In: *2015 IEEE 12th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN)*, 2015, S. 1–6
- [12] MCGRATH, Gary ; FLANAGAN, Eamonn ; O'DONOVAN, Paul ; COLLINS, Dj ; KENNY, Ian: Velocity based training: Validity of monitoring devices to assess mean concentric velocity in the bench press exercise Journal of Australian Strength and Conditioning ASCA. In: *Journal of Australian Strength and Conditioning ASCA* 26 (2018)
- [13] P. HAUSBERGER ; A. FERNBACH ; W. KASTNER: IMU-based smart fitness devices for weight training. In: *IECON 2016 - 42nd Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society*, 2016, S. 5182–5189
- [14] PAAVOLAINEN, L. ; HÄKKINEN, K. ; HÄMÄLÄINEN, I. ; NUMMELA, A. ; RUSKO, H.: Explosive-strength training improves 5-km running time by improving running economy and muscle power. In: *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)* 86 (1999), Nr. 5, S. 1527–1533. – ISSN 8750-7587

- [15] PAREJA-BLANCO, F. ; RODRÍGUEZ-ROSELL, D. ; SÁNCHEZ-MEDINA, L. ; SANCHIS-MOYSI, J. ; DORADO, C. ; MORA-CUSTODIO, R. ; YÁÑEZ-GARCÍA, J. M. ; MORALES-ALAMO, D. ; PÉREZ-SUÁREZ, I. ; CALBET, J. A. L. ; GONZÁLEZ-BADILLO, J. J.: Effects of velocity loss during resistance training on athletic performance, strength gains and muscle adaptations. In: *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 27 (2017), Nr. 7, S. 724–735. – ISSN 1600-0838
- [16] RODRÍGUEZ-ROSELL, David ; YÁÑEZ-GARCÍA, Juan M. ; SÁNCHEZ-MEDINA, Luis ; MORA-CUSTODIO, Ricardo ; GONZÁLEZ-BADILLO, Juan J.: Relationship Between Velocity Loss and Repetitions in Reserve in the Bench Press and Back Squat Exercises. In: *The Journal of Strength and Conditioning Research* 34 (2020), Nr. 9, S. 2537–2547. – ISSN 1064-8011
- [17] SIEBERTZ, Karl ; VAN BEBBER, David ; HOCHKIRCHEN, Thomas: Korrelationsanalyse. In: SIEBERTZ, Karl (Hrsg.) ; VAN BEBBER, David (Hrsg.) ; HOCHKIRCHEN, Thomas (Hrsg.): *Statistische Versuchsplanung*. Berlin : Springer Vieweg, 2017 (VDI-Buch), S. 381–394. – ISBN 978-3-662-55743-3
- [18] SON, Jang W. ; LEE, Seong S. ; KIM, Sung R. ; YOO, Soon J. ; CHA, Bong Y. ; SON, Ho Y. ; CHO, Nam H.: Low muscle mass and risk of type 2 diabetes in middle-aged and older adults: findings from the KoGES. In: *Diabetologia* 60 (2017), Nr. 5, S. 865–872. – ISSN 1432-0428
- [19] SRIKANTHAN, Preethi ; HORWICH, Tamara B. ; TSENG, Chi H.: Relation of Muscle Mass and Fat Mass to Cardiovascular Disease Mortality. In: *The American journal of cardiology* 117 (2016), Nr. 8, S. 1355–1360. – ISSN 1879-1913
- [20] STEELE, James ; ENDRES, Andreas ; FISHER, James ; GENTIL, Paulo ; GIESSING, Jürgen: Ability to predict repetitions to momentary failure is not perfectly accurate, though improves with resistance training experience. In: *PeerJ* 5 (2017). – ISSN 2167-8359
- [21] STUART, Herbert A. ; KLAGES, Gerhard: *Kurzes Lehrbuch der Physik*. Siebzehnte, aktualisierte und erweiterte Auflage. Berlin and Heidelberg : Springer, 2003 (Springer-Lehrbuch). – ISBN 9783662082287
- [22] SUCHOMEL, Timothy J. ; NIMPHIUS, Sophia ; BELLON, Christopher R. ; STONE, Michael H.: The Importance of Muscular Strength: Training Considerations. In: *Sports medicine (Auckland, N.Z.)* 48 (2018), Nr. 4, S. 765–785. – ISSN 1179-2035

- [23] THOMPSON, Steve W. ; ROGERSON, David ; RUDDOCK, Alan ; BARNES, Andrew: The Effectiveness of Two Methods of Prescribing Load on Maximal Strength Development: A Systematic Review. In: *Sports medicine (Auckland, N.Z.)* 50 (2020), Nr. 5, S. 919–938. – ISSN 1179-2035
- [24] WESTCOTT, Wayne L.: Resistance training is medicine: effects of strength training on health. In: *Current sports medicine reports* 11 (2012), Nr. 4, S. 209–216. – ISSN 1537-8918
- [25] WOODMAN, Oliver J.: *An introduction to inertial navigation.* – URL <https://www.cl.cam.ac.uk/techreports/UCAM-CL-TR-696.pdf>

# A Anhang

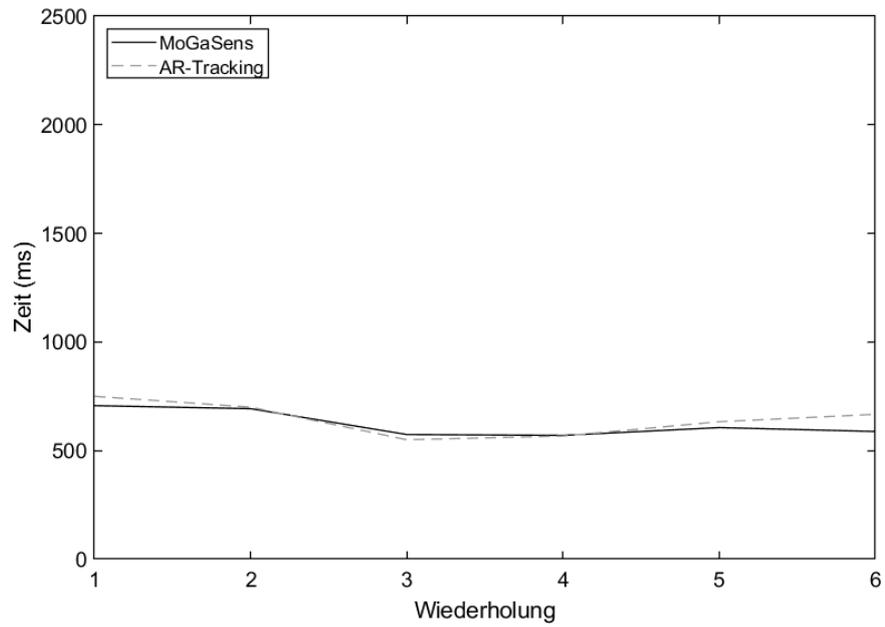


Abbildung A.1: Dauer der Konzentrik des 1. Satzes mit 32,5 kg.

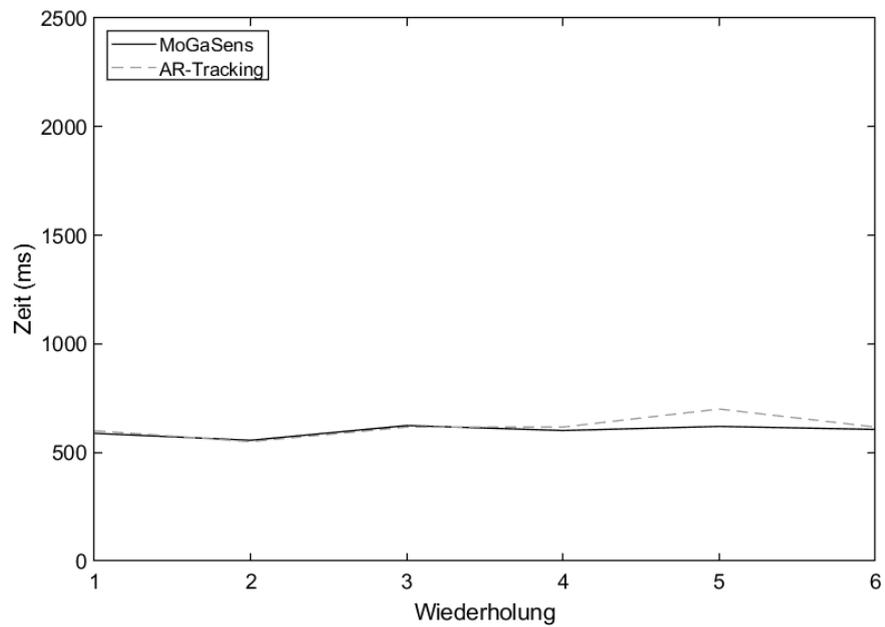


Abbildung A.2: Dauer der Konzentrik des 2. Satzes mit 32,5 kg.

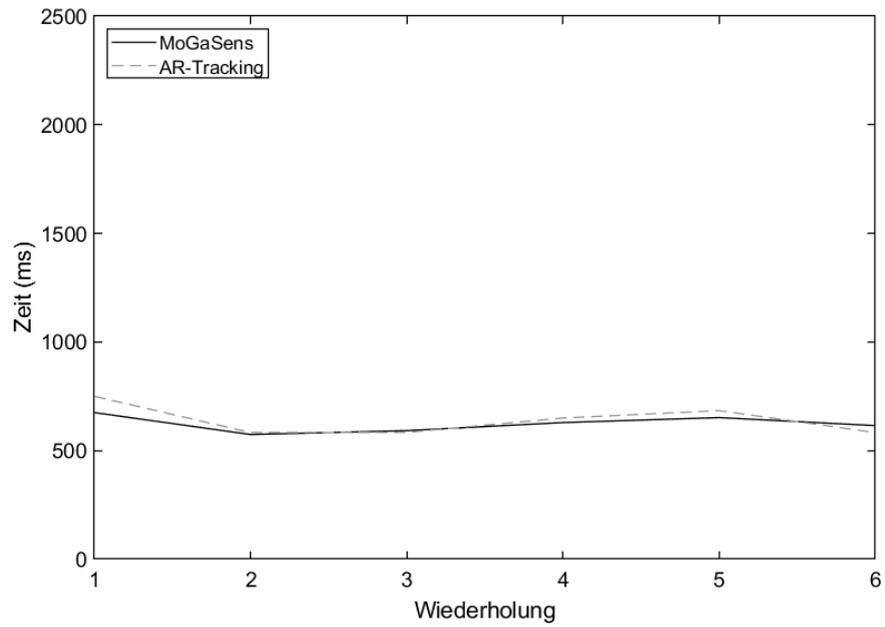


Abbildung A.3: Dauer der Konzentrik des 3. Satzes mit 32,5 kg.

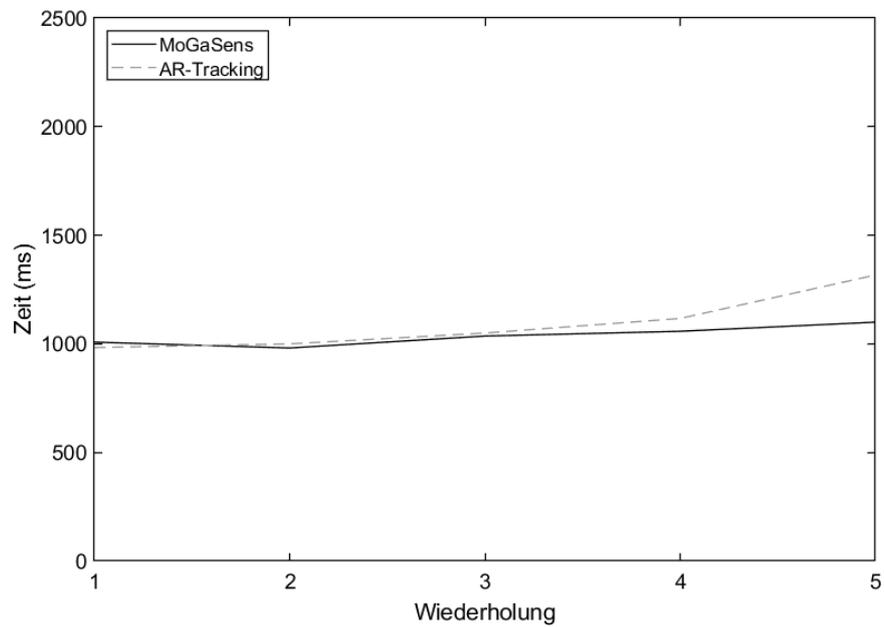


Abbildung A.4: Dauer der Konzentrik des 1. Satzes mit 65 kg.

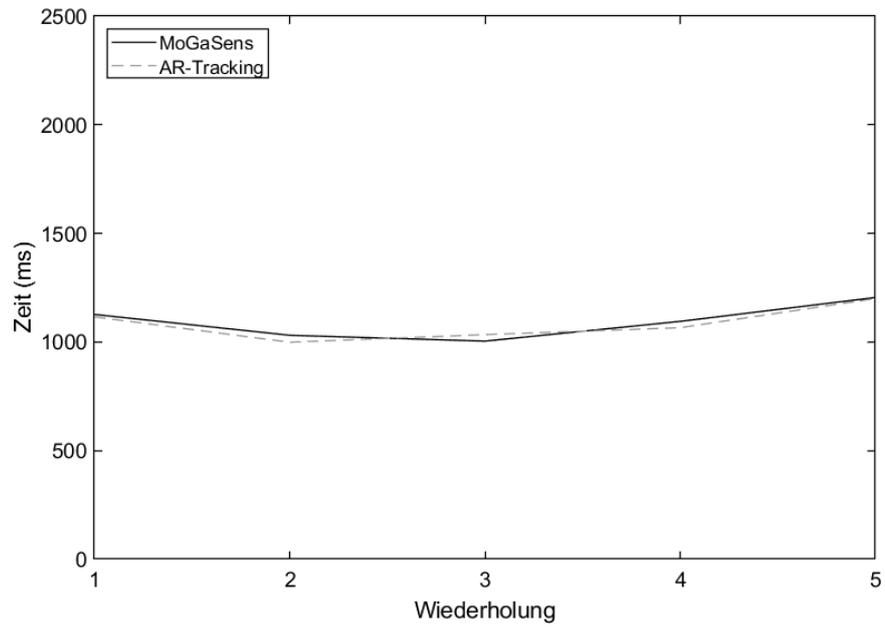


Abbildung A.5: Dauer der Konzentrik des 2. Satzes mit 65 kg.

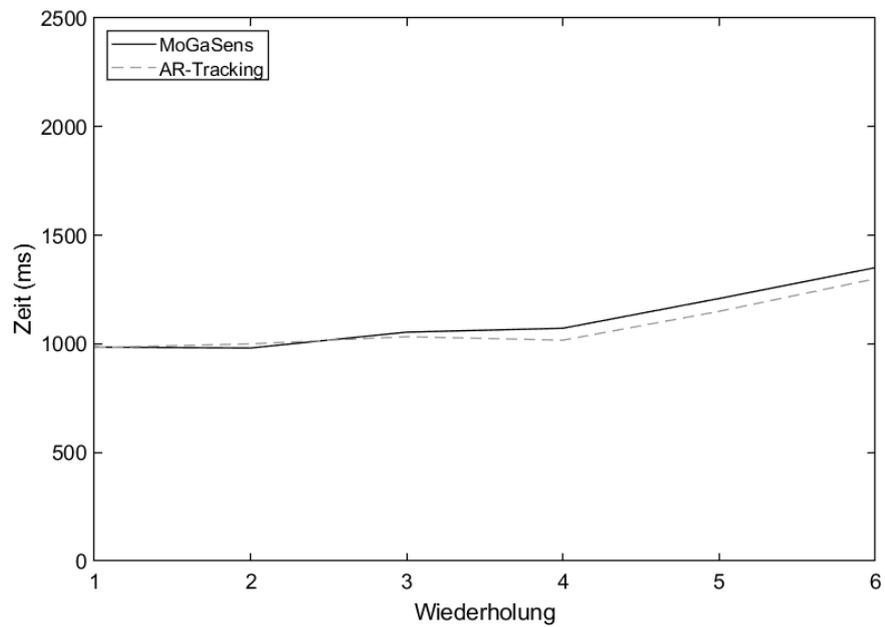


Abbildung A.6: Dauer der Konzentrik des 3. Satzes mit 65 kg.

## Erklärung zur selbstständigen Bearbeitung einer Abschlussarbeit

Gemäß der Allgemeinen Prüfungs- und Studienordnung ist zusammen mit der Abschlussarbeit eine schriftliche Erklärung abzugeben, in der der Studierende bestätigt, dass die Abschlussarbeit „— bei einer Gruppenarbeit die entsprechend gekennzeichneten Teile der Arbeit [(§ 18 Abs. 1 APSO-TI-BM bzw. § 21 Abs. 1 APSO-INGI)] — ohne fremde Hilfe selbständig verfasst und nur die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt wurden. Wörtlich oder dem Sinn nach aus anderen Werken entnommene Stellen sind unter Angabe der Quellen kenntlich zu machen.“

*Quelle: § 16 Abs. 5 APSO-TI-BM bzw. § 15 Abs. 6 APSO-INGI*

## Erklärung zur selbstständigen Bearbeitung der Arbeit

Hiermit versichere ich,

Name: \_\_\_\_\_

Vorname: \_\_\_\_\_

dass ich die vorliegende Bachelorarbeit – bzw. bei einer Gruppenarbeit die entsprechend gekennzeichneten Teile der Arbeit – mit dem Thema:

### **Ein Algorithmus zur Abschätzung der Leistungsfähigkeit in Hantelübungen durch Beschleunigungssensoren**

ohne fremde Hilfe selbständig verfasst und nur die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe. Wörtlich oder dem Sinn nach aus anderen Werken entnommene Stellen sind unter Angabe der Quellen kenntlich gemacht.

\_\_\_\_\_

Ort

Datum

Unterschrift im Original