

ANALYSE: ASYMMETRISCHE MUSKELBELASTUNG BEI KNIEBEUGEN VOR UND NACH AUSGLEICH

Biomechanik Projekt

Franziska Brugger, Giorgio Färber, Maximilian Gerg, Felix
Münzer



15. Januar 2025

Abstrakt

adasdasdasdasd

Inhaltsverzeichnis

1	Motivation	5
1.1	Fehlhaltung im Alltag	5
1.2	Fehlhaltung nach Verletzungen	5
1.3	Falsches Training	5
2	Methodik	6
2.1	Wägezelle	6
2.2	EMG Messung	7
3	Messinstrumente	8
3.1	Wägezelle	8
3.2	Elektromyographie	11
4	Ausgleichsübungen	13
4.1	Mobilisation in Hüftinnen-Rotation	13
4.1.1	Ausführung der Übung	13
4.1.2	Ziel der Übung	13
4.1.3	Was passiert im Körper?	14
4.2	Heel Down	14
4.2.1	Ausführung der Übung	14
4.2.2	Ziel der Übung	15
4.2.3	Was passiert im Körper?	15
4.3	Mobilisation Sprunggelenk	15
4.3.1	Ausführung der Übung:	16
4.3.2	Ziel der Übung	16
4.3.3	Was passiert im Körper?	16
5	Auswertung	17
5.1	Auswertung EMG	17
5.1.1	Symmetrie-Index (SI): Bedeutung und Berechnung	17
5.1.2	Symmetrie-Index vor und nach den Ausgleichsübungen	17
5.1.3	Interpretation der Ergebnisse	17
5.2	Ergebnis EMG	18
5.3	Mögliche Gründe für fehlende Verbesserungen des Symmetrie-Indexes	18
6	Fazit	19
	Anhang	i

Abbildungsverzeichnis

2.1	Gesamtaufbau Wägezelle mit Arduino Nano	7
2.2	Ausgabe der Messdaten mit Python	7
2.3	EMG Messaufbau	8
3.1	CAD Darstellung Wägezelle	9
3.2	Nano-Pinlayout [3]	10
3.3	HX711 [4]	10
3.4	HX711 Schaltung mit Arduino Nano [4]	11
3.5	Ausgabe der Messdaten mit Python	11
3.6	De- und Repolarisation und Aktionspotential Muskelfasermembran [5]	12
4.1	Mobilisation der Hüftinnen-Rotation [6]	13
4.2	Heel down Ausgleichsübung [7]	14
4.3	Mobilisation Sprunggelenk [8]	16

Tabellenverzeichnis

5.1	durchschnittliche SI-Werte	17
-----	--------------------------------------	----

1 Motivation

Ambidextrie beschreibt die Fähigkeit mit beiden Händen gleich geschickt zu sein [1]. Da die meisten Menschen nicht ambidextr sind, haben die sie eine stärkere und eine schwächere Seite. Das ist beim Schreiben oder Malen nicht weiter problematisch. Werden aber bei Belastung wie körperlicher Arbeit oder beim Sport Muskeln unterschiedlich stark belastet, kann das zu Fehlhaltungen und Schmerzen führen. Dadurch können Gelenke ungünstig belastet werden, was zu Gelenkverschleiß führen kann. Muskuläre Dysbalancen können verschiedene Ursachen haben.

1.1 Fehlhaltung im Alltag

Personen die im Alltag überwiegend sitzen nehmen häufig eine Fehlhaltung ein, was zu einer Dysbalance zwischen Brust- und oberer Rückenmuskulatur führen kann. Auch werden viele anstrengende Aufgaben, wie das Tragen von schweren Taschen oder das Öffnen von Marmeladengläsern, meist mit der stärkeren Hand erledigt. Dadurch wird diese Seite stärker und beweglicher, was zu Schulterproblemen führen kann.

1.2 Fehlhaltung nach Verletzungen

Durch Verletzungen können kompensierende Fehlhaltungen entstehen. Ein verletztes Knie kann zum Beispiel dazu führen, dass Menschen mit der verletzten Seite weniger stark auftreten. Das unverletzte Bein wird dadurch stärker beansprucht, wodurch das gesunde Bein stärker beansprucht wird und die Muskeln am verletzten Knie sogar weiter abnehmen.

1.3 Falsches Training

Werden beim Kraftsport Übungen fehlerhaft ausgeführt, gleicht der Körper das ungleiche Kräfteverhältnis meist unbemerkt aus.

Steht das Becken nach rechts schief, dreht der Brustwirbel den Oberkörper nach links ein, das Kopfgelenk neigt den Kopf wieder nach rechts und so weiter - bei Sportlern findet meistens eine Art Kettenreaktion von unten nach oben statt. Dann sind die Augen wieder horizontal und man merkt nicht, dass man überhaupt eine Fehlhaltung eingenommen hat"[2]

Bei Kniebeugen kann es dann zum Beispiel passieren, dass sich der Sportler auf eine Seite lehnt und dadurch das kräftigere Bein stärker beansprucht als das ohnehin bereits schwächere Bein.

2 Methodik

2.1 Wägezelle

In diesem Versuch wird eine Wägezelle mit dem Wägesensor HX711 eingesetzt, der in Abbildung 3.3 dargestellt ist. Der Sensor HX711 ist ein Analog-Digital-Wandler, der die analogen Spannungsänderungen der Wheatstone-Brücke verstärkt und in ein digitales Signal umwandelt. Dieses digitale Signal kann dann von einem Mikrocontroller verarbeitet werden. In diesem Projekt wird der Arduino Nano verwendet wie in Abbildung 3.2 dargestellt.

Um die Signale der Wägezelle an den HX711 weiterzugeben, die Signale des HX711 mit dem Arduino Nano zu verarbeiten und die Daten lesbar darzustellen, müssen die drei Komponenten miteinander verschaltet werden und korrekt kommunizieren.

Zuerst wird die Wägezelle an eine 5 V Gleichstromquelle angeschlossen und dann mit dem HX711 verbunden. Wodurch die Wägezelle die analogen Signale an den HX711 weitergeben kann. Der HX711 wandelt sie dann in ein digitales Signal und gibt dieses an den Arduino Nano weiter. Der VCC-Pin HX711 wird mit dem 5V-Pin des Arduino Nano verbunden. Der GND-Pin mit dem GND-Pin des Arduinos. Der DT-Pin ist der Datenausgang des HX711 und wird mit irgendeinem der Digital-Pins des Nanos verbunden, genauso wie der SCK-Pin, z.B. $DT - Pin -> D3 - Pin$ und $SCK - Pin -> D2 - Pin$. Der SCK-Pin oder serial-clock-Pin steuert die Übertragung des Signals des DT-Pins. Der Arduino gibt auf dem SCK-Pin den Takt vor, mit dem der HX711 die Daten an den Mikrocontroller sendet. Der Arduino setzt den SCK-Pin auf high und dann wieder auf low. Dieser Wechsel, vom Ende eines low-Signals zu einem high- und wieder einem low-Signal ist ein Takt. Der HX711 sendet dann pro Takt ein Bit, also einen low-Puls für 0 und einen high-Puls für 1.

Der Arduino-Nano wird dann an einen Computer angeschlossen. In der Arduino IDE können mithilfe der passenden Library und einem Code die Daten ausgelesen und gespeichert werden.

Der auf dem Arduino ausgeführte C-Code liest periodisch den analogen Wert des HX711 aus. Zunächst muss der Sensor initialisiert werden. Dies geschieht durch:

1. **Angabe eines Kalibrationswertes:** Dieser Wert dient der genauen Gewichtsmessung.
2. **Tara-Einstellung:** Die Waage wird auf 0 kg gesetzt, um sicherzustellen, dass nachfolgende Messungen korrekt sind.

Nach der Initialisierung ist die Waage bereit, Messdaten auszugeben.

Für die Ausgabe eines Messwerts werden die gemessenen Daten über den Serial-Port übertragen. Dabei wird angegeben, ob die Messung von der linken oder rechten Waage stammt. Die Ausgabe erfolgt beispielsweise wie folgt:

```
Gewicht rechts [kg]: -0.00118
Gewicht links [kg]: -0.00321
Gewicht rechts [kg]: -0.00118
Gewicht links [kg]: -0.00223
```

Der serielle Monitor verarbeitet die Ausgabe des Arduinos und ergänzt jeden Messwert mit einem Zeitstempel, der den Zeitpunkt angibt, zu dem der Messwert den Computer erreicht. Dadurch wird

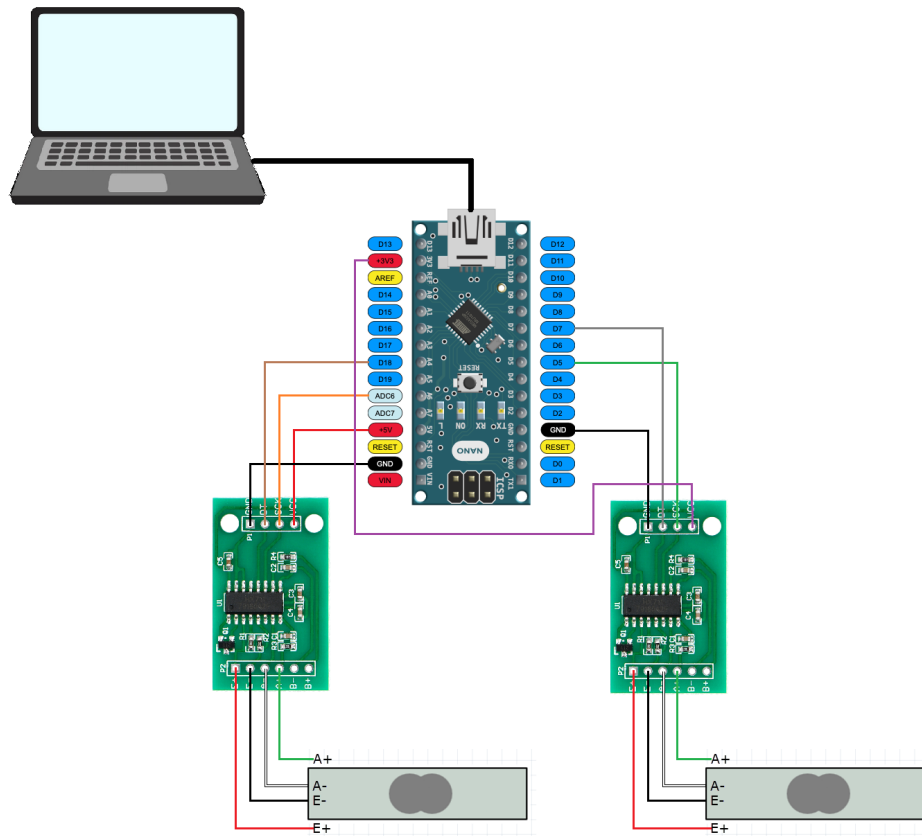


Abbildung 2.1: Gesamtaufbau Wägezelle mit Arduino Nano

es möglich, die seriellen Daten in Echtzeit als Graph über die Zeit darzustellen, wie in Abbildung 2.2 veranschaulicht.

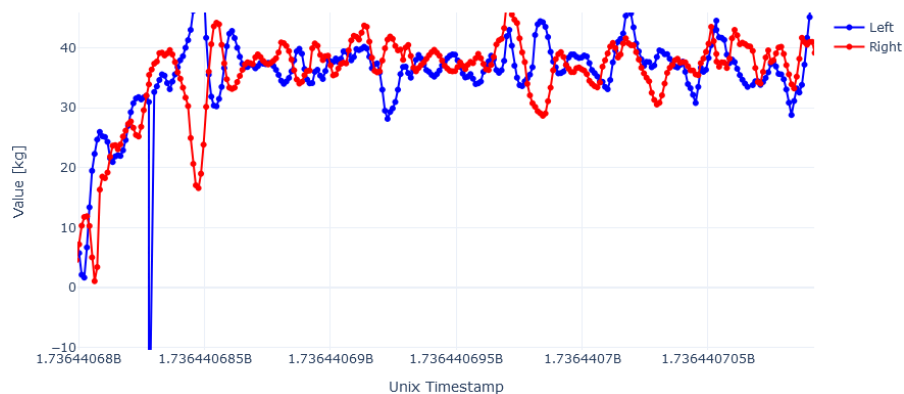


Abbildung 2.2: Ausgabe der Messdaten mit Python

Allen Daten werden in einem CSV-Format gespeichert. Sie können nun beliebig aufbereitet und analysiert werden.

2.2 EMG Messung

Im Rahmen des Messversuchsaufbaus, dargestellt in Abbildung 2.3 wurde zunächst sichergestellt, dass die Probanden eine reproduzierbare Ausgangsposition für die Kniebeuge einnehmen konnten. Hierzu

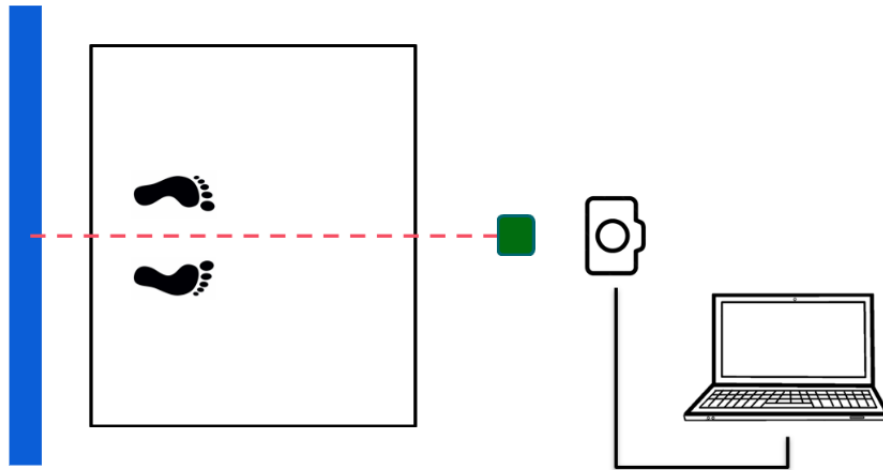


Abbildung 2.3: EMG Messaufbau

wurden die Fußumrisse jedes Probanden auf einem großen Papier aufgezeichnet. Dies diente als Orientierungshilfe, um die Standposition exakt wiederherstellen zu können.

Zur korrekten Ausrichtung während der Bewegung wurde ein Baulaser in einer Entfernung von 1,5 Metern vor dem Probanden positioniert. Dieser projizierte eine vertikale Linie, an der sich die Probanden vor jeder Messung neu ausrichten konnten. Hinter dem Baulaser wurde eine Kamera installiert, die synchron mit einem PC und dem EMG-Messsystem (Elektromyografie) verbunden war.

Für eine konsistente Bild- und Datenaufnahme wurde im Hintergrund ein Zeichenboard als gleichfarbige Kulisse positioniert. Dies minimierte störende visuelle Einflüsse und erleichterte die anschließende Auswertung der aufgenommenen Daten. Die EMG-Elektroden wurden gezielt am Quadrizeps platziert, um die Muskelaktivität differenziert zu messen. Dabei wurden drei spezifische Positionen am Oberschenkel berücksichtigt: innen am Vastus medialis, mittig am Rectus femoris und außen am Vastus lateralis. An jedem Bein wurden jeweils eine Elektrode am rechten und linken Oberschenkel angebracht, um eine beidseitige Erfassung der Muskelaktivität während der Kniebeuge sicherzustellen.

3 Messinstrumente

3.1 Wägezelle

Wägezellen messen mechanische Verformungen. Wird auf eine Wägezelle eine Gewichtskraft $F = m \cdot g \left[\frac{\text{kg} \cdot \text{m}}{\text{s}^2} \right]$ (m = aufgebrachte Masse und $g = 9.81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}$) aufgebracht, verformt sich diese unter der Krafteinwirkung. Auf der Wägezelle sind Dehnungsmessstreifen aufgebracht, deren Widerstand sich bei Verformung ändert. Die Dehnungsmessstreifen sind in einer Wheatstone-Brücke verschaltet, die die Widerstandsänderung in eine Spannungsänderung umwandelt, die meist nur im Bereich weniger Millivolt liegt. Diese Spannungsänderung ist proportional zur aufgebrachten Gewichtskraft. Unten dargestellt in ?? ist der Aufbau einer Wägezelle als CAD-Modell.

Um die Signale der Wägezelle an den HX711 weiterzugeben und die Signale des HX711 mit dem Arduino Nano verarbeiten und die Daten lesbar darzustellen, müssen die drei Komponenten miteinander

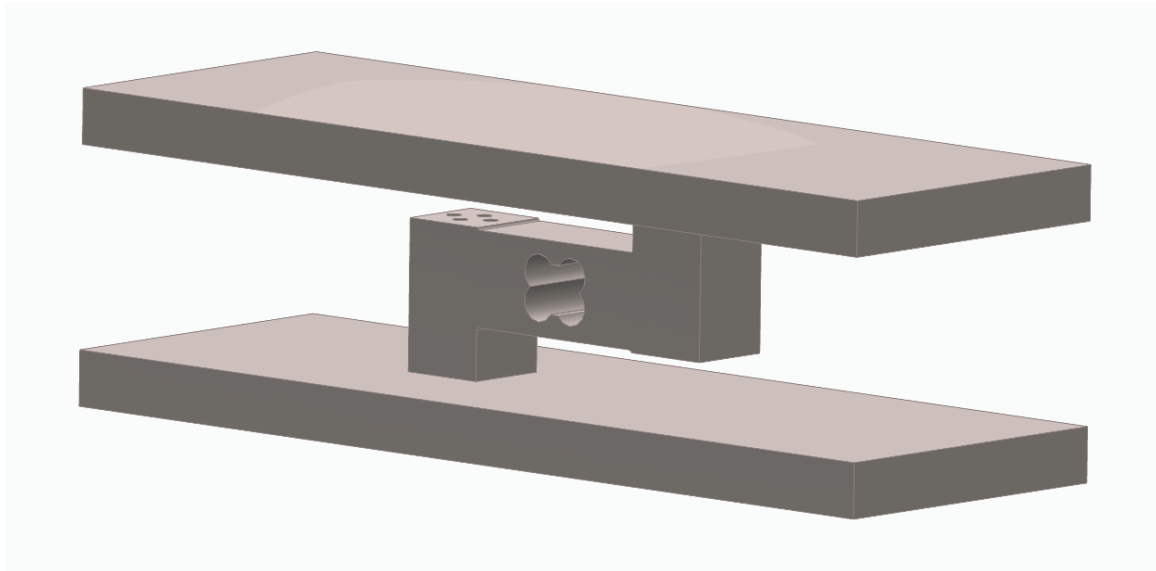


Abbildung 3.1: CAD Darstellung Wägezelle

verschaltet werden und korrekt kommunizieren.

Zuerst wird die Wägezelle an eine 5 V Gleichstromquelle angeschlossen und dann mit dem HX711 verbunden. Wodurch die Wägezelle die analogen Signale an den HX711 weitergeben kann. Der HX711 wandelt sie dann in ein digitales Signal und gibt dieses an den Arduino Nano weiter. Der VCC-Pin HX711 wird mit dem 5V-Pin des Arduino Nano verbunden. Der GND-Pin mit dem GND-Pin des Arduinos. Der DT-Pin ist der Datenausgang des HX711 und wird mit irgendeinem der Digital-Pins des Nanos verbunden, genauso wie der SCK-Pin, z.B. $DT - Pin -> D3 - Pin$ und $SCK - Pin -> D2 - Pin$. Der SCK-Pin oder serial-clock-Pin steuert die Übertragung des Signals des DT-Pins. Der Arduino gibt auf dem SCK-Pin den Takt vor, mit dem der HX711 die Daten an den Mikrocontroller sendet. Der Arduino setzt den SCK-Pin auf high und dann wieder auf low. Dieser Wechsel, vom Ende eines low-Signals zu einem high- und wieder einem low-Signal ist ein Takt. Der HX711 sendet dann pro Takt ein Bit, also einen low-Puls für 0 und einen high-Puls für 1.

Der Arduino-Nano wird dann an einen Computer angeschlossen. In der Arduino IDE können mithilfe der passenden Library und einem Code die Daten ausgelesen und gespeichert werden.

Der auf dem Arduino ausgeführte C-Code liest periodisch den analogen Wert des HX711 aus. Zunächst muss der Sensor initialisiert werden. Dies geschieht durch:

1. **Angabe eines Kalibrationswertes:** Dieser Wert dient der genauen Gewichtsmessung.
2. **Tara-Einstellung:** Die Waage wird auf 0 kg gesetzt, um sicherzustellen, dass nachfolgende Messungen korrekt sind.

Nach der Initialisierung ist die Waage bereit, Messdaten auszugeben.

Für die Ausgabe eines Messwerts werden die gemessenen Daten über den Serial-Port übertragen. Dabei wird angegeben, ob die Messung von der linken oder rechten Waage stammt. Die Ausgabe erfolgt beispielsweise wie folgt:

Gewicht rechts [kg]: -0.00118



ARDUINO NANO

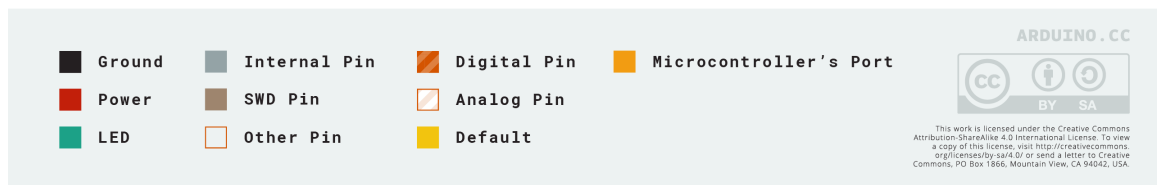
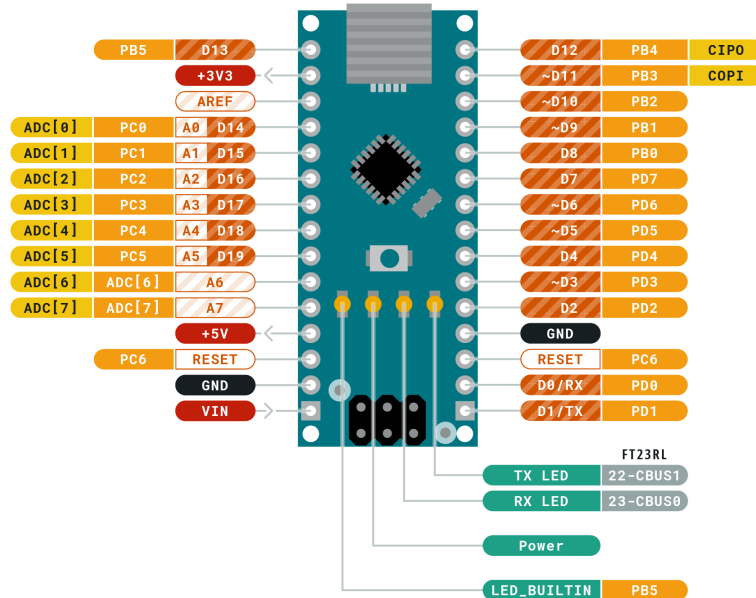


Abbildung 3.2: Nano-Pinlayout [3]

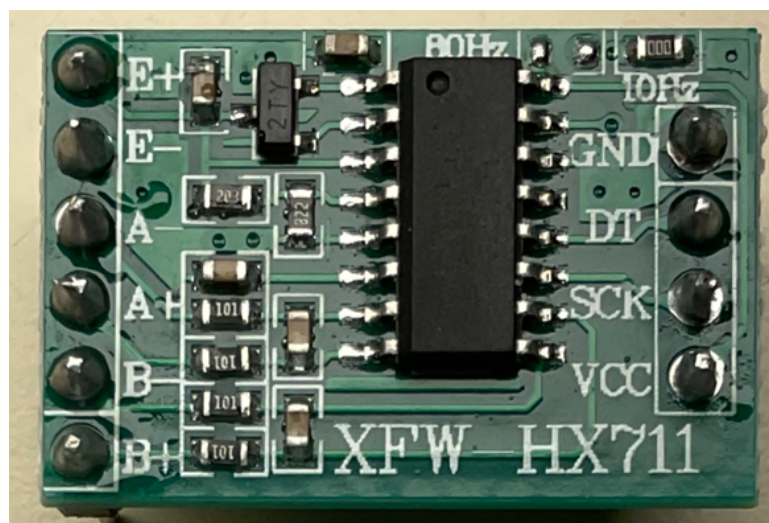


Abbildung 3.3: HX711 [4]

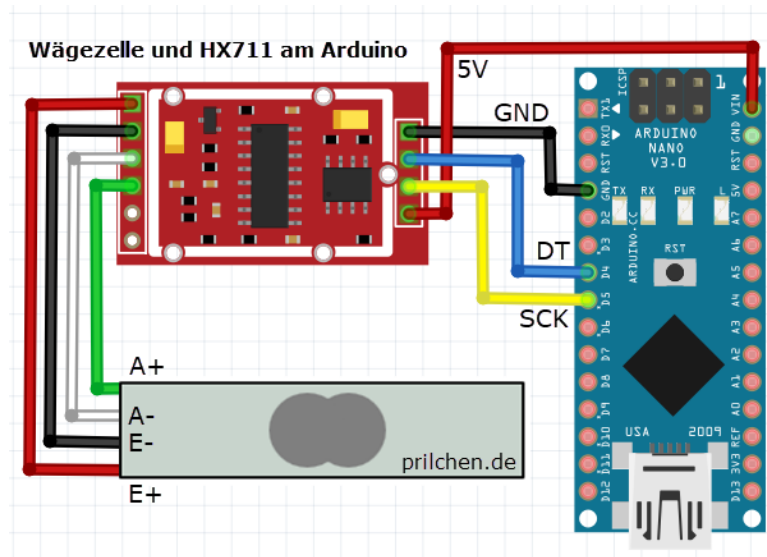


Abbildung 3.4: HX711 Schaltung mit Arduino Nano [4]

Gewicht links [kg]: -0.00321

Gewicht rechts [kg]: -0.00118

Gewicht links [kg]: -0.00223

Der serielle Monitor verarbeitet die Ausgabe des Arduinos und ergänzt jeden Messwert mit einem Zeitstempel, der den Zeitpunkt angibt, zu dem der Messwert den Computer erreicht. Dadurch wird es möglich, die seriellen Daten in Echtzeit als Graph über die Zeit darzustellen, wie in Abbildung 3.5 veranschaulicht.

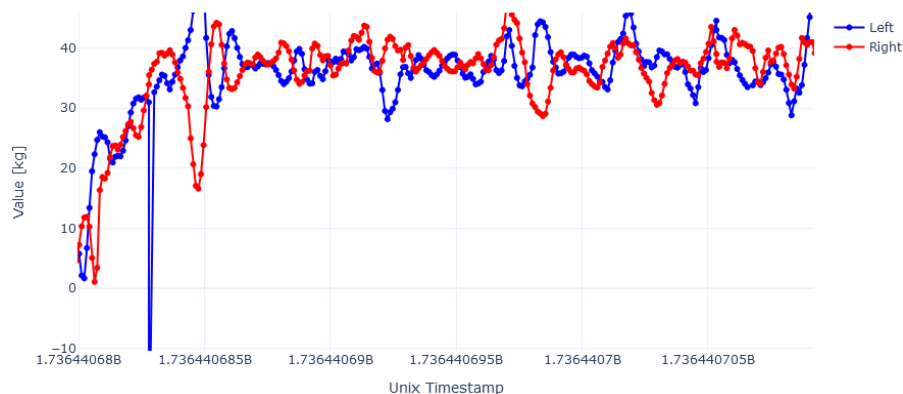


Abbildung 3.5: Ausgabe der Messdaten mit Python

Allen Daten werden in einem CSV-Format gespeichert. Sie können nun beliebig aufbereitet und analysiert werden.

3.2 Elektromyographie

Mit einem EMG kann die elektrische Muskel-Aktivität gemessen werden.

Dazu wird die elektrische Aktivität in einem ruhenden und einem kontrahierten Muskel gemessen. Das Signal entsteht aus dem Aktionspotential der Muskelfasermembran und dem Depolarisations- und

Repolarisationsverlauf, der in ?? als Funktion der Zeit dargestellt ist. Im Ruhetonus liegt das Potential zwischen -80 und -90 mV.

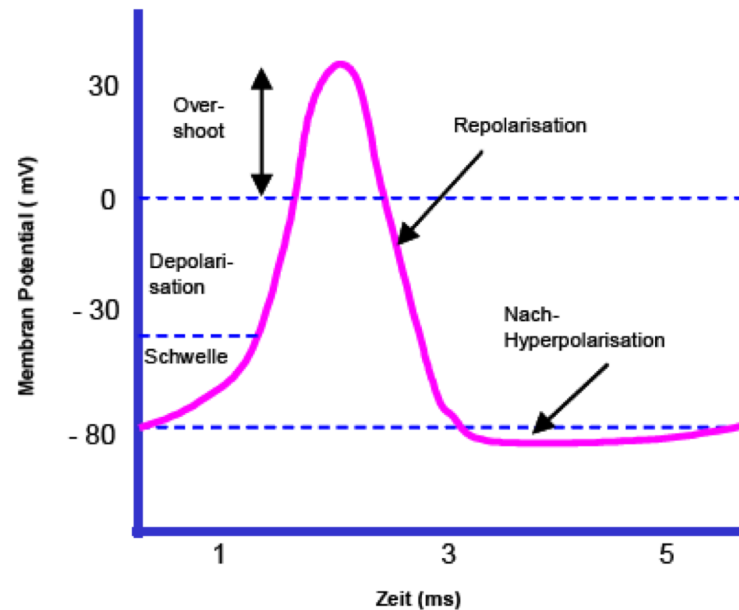


Abbildung 3.6: De- und Repolarisation und Aktionspotential Muskelfasermembran [5]

Eine Muskelkontraktion startet auf Sarkomerebene. Durch das Zusammenwirken aller Sarkomere wird die Umwandlung von chemischer Energie in mechanische Energie als Kontraktion des Muskels sichtbar.

Ein Nervenimpuls gelangt als Aktionspotential über das Axon eines Motoneurons zum Axonende. Durch Neurotransmitter die in den postsynaptischen Spalt ausgeschüttet und dann an den Rezeptor der postsynaptischen Membran binden, wird der Prozess der Depolarisation in der Muskelfaser ausgelöst, der auf der linken Seite von Abbildung 3.6 dargestellt ist:

Der Rezeptor ist ein Kanal für Kationen, also positiv geladene Ionen wie Natrium-, Calcium- oder Kaliumionen. Wird der Ionenkanal geöffnet, kommt es zum Einfluss von Kationen und zu einer Depolarisation der Muskelfaser. Wird ein gewisses Schwellenpotential überschritten, öffnen sich spannungsabhängige Natrium-Kanäle, wodurch ein Aktionspotential ausgelöst wird, das als EMG-Signal gemessen werden kann. In Abbildung 3.6 als Schwelle gekennzeichnet, ab der die Steigung der Potential-Funktion zunimmt, bis die Funktion bis $+20$ bis $+30$ mV steigt. Das Aktionspotential löst nun wiederum die Öffnung von spannungsgesteuerten Calcium-Kanälen aus, wodurch Calcium-Ionen in der Muskelfaser freigesetzt werden. Es kommt zu einer Anhäufung von Calcium-Ionen in der Muskelfaser. Dadurch steigt Calciumkonzentration, was die Kontraktion der Muskelfaser auslöst.

Noch bevor der Höhepunkt des Aktionspotentials erreicht ist, werden die Natriumkanäle inaktiv und positiv geladene Kalium strömen aus der Zelle. Das Potential nähert sich nach einer Hyperpolarisationsphase, während der das Potential unter das Ruhepotential von -80 mV fällt, wieder dem Ruhepotential an.

Die EMG-Messung findet in der Hochschule im Labor für Ergonomie statt. Die Daten werden mithilfe eines Programms von NORAXON ausgelesen und analysiert.

4 Ausgleichsübungen

Um mögliche vorhandene Ungleichgewichte auszugleichen, haben die Probanden in diesem Projekt drei Ausgleichsübungen trainiert. Diese dienen dem Muskelaufbau und sollen die Beweglichkeit verbessern.

4.1 Mobilisation in Hüftinnen-Rotation

Diese Übung dient dazu, die Beweglichkeit und Symmetrie der Hüftgelenke zu verbessern, insbesondere in der Innenrotationsbewegung.



Abbildung 4.1: Mobilisation der Hüftinnen-Rotation [6]

4.1.1 Ausführung der Übung

- **Startposition:**

- Setzen Sie sich auf den Boden, die Beine vor Ihnen angewinkelt
- Die Fußsohlen zeigen nach oben, die Knie sind leicht gespreizt

- **Bewegung:**

- Lehnen Sie sich leicht nach hinten, stützen Sie sich mit den Händen ab (wie auf dem Bild rechts)
- Kippen Sie ein Knie nach innen, während das andere Bein möglichst stabil bleibt
- Halten Sie die Position für einige Sekunden, kehren Sie dann in die Ausgangsposition zurück und wechseln Sie die Seite

- **Wiederholungen:** Führen Sie die Übung langsam und kontrolliert aus. Jede Seite etwa 8-12 Wiederholungen, in 2-3 Sätzen

4.1.2 Ziel der Übung

- **Ausgleich von Rechts-Links-Defiziten:** Durch gezielte Mobilisation wird die Beweglichkeit der weniger beweglichen Seite verbessert.
- **Verbesserung der Hüftinnenrotation:** Diese Bewegung ist oft eingeschränkt, was zu Asymmetrien im Gangbild und bei sportlichen Aktivitäten führen kann.
- **Prävention von Hüftproblemen:** Eine bessere Symmetrie der Hüftbewegungen beugt langfristig Überlastungen vor.



Abbildung 4.2: Heel down Ausgleichsübung [7]

4.1.3 Was passiert im Körper?

- **Mobilisation der Hüftgelenkscapsel**

- Die Übung dehnt und mobilisiert die Gelenkkapsel der Hüfte in der Innenrotation
- Verkürzte oder verspannte Strukturen, wie das Ligamentum iliofemorale oder die Innenrotatoren, werden durch die kontrollierte Bewegung gedehnt.

- **Verbesserung der neuromuskulären Kontrolle:** Durch die kontrollierte Bewegung wird das Zusammenspiel zwischen Muskeln, die die Hüfte stabilisieren, und den Bewegungsmuskeln trainiert.

- **Symmetrie im Bewegungsapparat:** Rechts-Links-Defizite werden gezielt reduziert, was die Statik der gesamten unteren Extremitäten positiv beeinflusst.

- **Förderung der Durchblutung:** Durch die Bewegung wird die Durchblutung der umliegenden Strukturen verbessert, was die Regeneration und Beweglichkeit fördert.

4.2 Heel Down

Diese Übung wird in der Regel eingesetzt, um die Beinachse, Kraftkontrolle und Stabilität der unteren Extremitäten zu verbessern. Sie fokussiert insbesondere auf die Exzentrik der Muskulatur (kontrolliertes Absenken) und eignet sich ideal zur Behandlung von Dysbalancen zwischen den Beinen oder zur Rehabilitation.

4.2.1 Ausführung der Übung

- **Startposition:**

- Stellen Sie sich mit einem Fuß auf eine Erhöhung. Der andere Fuß hängt frei in der Luft.
- Der Körper ist aufrecht, Schultern entspannt und die Arme können seitlich hängen oder leicht zur Balance beitragen.

- **Bewegung:**

- Beugen Sie das Standbein kontrolliert, sodass der freie Fuß nach unten Richtung Boden sinkt.
 - Halten Sie dabei die Hüfte und den Oberkörper gerade und stabil.
 - Achten Sie darauf, dass die Bewegung langsam und kontrolliert erfolgt.
 - Sobald der freie Fuß knapp über dem Boden schwebt, drücken Sie sich durch das Standbein wieder in die Ausgangsposition.
- **Wiederholungen:** Führen Sie pro Seite 10-15 Wiederholungen durch, in 2-3 Sätzen.

4.2.2 Ziel der Übung

- **Verbesserung der exzentrischen Kraft:** Die kontrollierte Abwärtsbewegung trainiert die Muskulatur, insbesondere Quadriceps, Gluteus und Waden, auf exzentrische Belastungen.
- **Stärkung der Beinachse:** Durch die isolierte Belastung wird die Stabilität des Standbeins gefördert, besonders in Knie und Hüfte.
- **Reduktion von Asymmetrien:** Die Übung kann helfen, Rechts-Links-Defizite in Kraft und Kontrolle auszugleichen.
- **Förderung der Balance und Propriozeption:** Da das Standbein stabilisiert, wird die Balance und die Wahrnehmung der Körperhaltung verbessert.

4.2.3 Was passiert im Körper?

- **Muskuläre Kontrolle:**
 - Die exzentrische Belastung aktiviert den Quadriceps intensiv, der während des Absenkens die Bewegung kontrolliert.
 - Unterstützende Muskeln wie Gluteus maximus und die Wadenmuskulatur helfen bei der Stabilisierung und Kraftentwicklung.
- **Knie- und Hüftstabilität:**
 - Die Übung stärkt die muskulären und ligamentären Strukturen im Knie und in der Hüfte.
 - Sie verbessert das Tracking der Patella (Kniescheibe) und reduziert das Risiko von Fehlbelastungen.
- **Verbesserung der Bewegungsqualität:** Die gezielte Kontrolle des Absenkens fördert die Koordination und die Präzision der Bewegung, was besonders im Alltag und bei sportlichen Aktivitäten hilfreich ist.

4.3 Mobilisation Sprunggelenk

Diese Übung dient der Mobilisation des oberen Sprunggelenks (Dorsalflexion) und der Verbesserung der Beweglichkeit und Stabilität im Fuß- und Knöchelbereich. Sie ist besonders hilfreich, um Bewegungseinschränkungen in der Dorsalflexion zu beheben, die oft Ursache für Knie- oder Hüftprobleme sind.



Abbildung 4.3: Mobilisation Sprunggelenk [8]

4.3.1 Ausführung der Übung:

- **Startposition:**

- Gehen Sie in den Kniestand
- Ein Bein ist aufgestellt, der Fuß steht fest auf dem Boden, während das andere Knie am Boden ruht.
- Die Hände umfassen den Fuß des aufgestellten Beins, um ihn zu stabilisieren.

- **Bewegung:**

- Beugen Sie das vordere Knie langsam nach vorne, sodass Sie das Sprunggelenk in die Dorsalflexion bringen (wie auf dem rechten Bild).
- Achten Sie darauf, dass die Ferse des vorderen Fußes fest am Boden bleibt.
- Halten Sie die Position für einige Sekunden und kehren Sie langsam in die Ausgangsposition zurück.

- **Wiederholungen:** Führen Sie 8-12 Wiederholungen pro Bein durch, in 2-3 Sätzen.

4.3.2 Ziel der Übung

- **Verbesserung der Sprunggelenk-Mobilität:** Insbesondere der Dorsalflexion, die für viele Bewegungen wie Gehen, Laufen und Kniebeugen entscheidend ist.
- **Stabilisierung des Fußes:** Förderung der Kontrolle und Belastungsfähigkeit im Sprunggelenk.
- **Prävention und Rehabilitation:** Vermeidung von Kompensationsbewegungen in Knie und Hüfte durch eingeschränkte Sprunggelenksmobilität.

4.3.3 Was passiert im Körper?

- **Mobilisation des oberen Sprunggelenks:**

- Die Bewegung trainiert die Gelenkkapsel und dehnt die Wadenmuskulatur
- Gleichzeitig wird das Ligamentum talofibulare anterius (vorderes Band) mobilisiert, wodurch die Gelenkmechanik optimiert wird.

- **Verbesserung der Dorsalflexion:** Einschränkungen können durch Verkürzungen der Wadenmuskulatur oder steife Gelenkstrukturen entstehen. Die Übung hilft, diese Blockaden zu lösen.
- **Förderung der Gelenkmechanik:** Eine bessere Mobilität im Sprunggelenk führt zu einer korrekten Belastung der Knie und Hüfte, wodurch Fehlstellungen und Überbelastungen vermieden werden.
-
-

5 Auswertung

5.1 Auswertung EMG

5.1.1 Symmetrie-Index (SI): Bedeutung und Berechnung

Der Symmetrie-Index (SI) ist eine Maßzahl, die den Grad der Asymmetrie zwischen zwei Körperseiten - beispielsweise der linken und rechten Seite eines Muskels - beschreibt. Er wird häufig in der Biomechanik, Physiotherapie und Sportwissenschaft verwendet, um muskuläre Dysbalancen zu bewerten. Die Berechnung erfolgt mit folgender Formel:

$$SI = \frac{|X_1 - X_2|}{\frac{X_1 + X_2}{2}} \cdot 100 \quad (5.1)$$

Wobei X_1 und X_2 die Mittelwerte der Muskelaktivität auf der linken (X_1) und rechten (X_2) Seite sind. Interpretation des Symmetrie-Index: Ein höherer SI-Wert weist auf eine stärkere Asymmetrie zwischen den beiden Seiten hin. Ein niedrigerer SI-Wert deutet auf eine gleichmäßigere Belastung und damit auf eine bessere Symmetrie hin.

5.1.2 Symmetrie-Index vor und nach den Ausgleichsübungen

Die durchschnittlichen Symmetrie-Index-Werte der drei analysierten Muskeln (Rectus femoris, Vastus lateralis, Vastus medialis) wurden vor und nach den Ausgleichsübungen berechnet. Zudem wurde ermittelt, wie viele Probanden eine Verbesserung des Symmetrie-Indexes (SI) zeigten:

Muskel	Durchschnitt SI vor (%)	Durchschnitt SI nach (%)	Verbesserungen (Anzahl)
Rectus femoris	18.06	13.18	3
Vastus lateralis	24.24	18.70	3
Vastus medialis	17.84	15.05	3

Tabelle 5.1: durchschnittliche SI-Werte

5.1.3 Interpretation der Ergebnisse

- Rectus femoris Der durchschnittliche Symmetrie-Index hat sich von 18.06 % auf 13.18 % verbessert. Bei allen drei Probanden wurde eine Verbesserung festgestellt. **Interpretation:** Die

Ausgleichsübungen waren für diesen Muskel besonders effektiv, da die Symmetrie deutlich zugenommen hat.

- **Vastus lateralis** Der Symmetrie-Index hat sich von 24.24 % auf 18.70 % verbessert. Auch hier zeigten alle drei Probanden Verbesserungen. **Interpretation:** Der Vastus lateralis war vor den Übungen der asymmetrischste Muskel, aber die Übungen haben die Symmetrie erfolgreich gesteigert.
- **Vastus medialis** Der Symmetrie-Index hat sich von 17.84 % auf 15.05 % verbessert. Bei allen drei Probanden wurde eine Verbesserung festgestellt. **Interpretation:** Die Verbesserungen sind weniger ausgeprägt im Vergleich zu den anderen Muskeln, was darauf hinweist, dass der Muskel bereits eine bessere Ausgangssymmetrie hatte.

5.2 Ergebnis EMG

- Die Ausgleichsübungen führten bei 3 von 4 Probanden zu einer Verbesserung der Symmetrie.
- Besonders der Rectus femoris und der Vastus lateralis profitierten von den Übungen, da bei ihnen die Asymmetrien am stärksten reduziert wurden.
- Der Vastus medialis hatte bereits vor den Übungen eine relativ gute Symmetrie, weshalb die Verbesserungen hier weniger ausgeprägt ausfielen.

5.3 Mögliche Gründe für fehlende Verbesserungen des Symmetrie-Indexes

Auch wenn bei diesem Datensatz durchgängig Verbesserungen festgestellt wurden, könnten in anderen Fällen folgende Faktoren dafür sorgen, dass keine Verbesserung des Symmetrie-Indexes erzielt wird:

- 1. Unzureichende Wirksamkeit der Übungen:
Die Übungen könnten nicht spezifisch genug gewesen sein, um die Asymmetrie in den betroffenen Muskeln auszugleichen.
Eine ungleichmäßige Belastung während der Übungen könnte die Symmetrie sogar verschlechtern.
- 2. Individuelle Unterschiede:
Unterschiede im Fitnesslevel, in der Anatomie oder in der Bewegungskoordination der Probanden könnten den Effekt der Übungen verringern.
Eine vorhandene Verletzung oder ein muskuläres Ungleichgewicht könnte die Symmetrie nicht vollständig ausgleichbar machen.
- 3. Messfehler:
Eine unpräzise Platzierung der EMG-Elektroden könnte zu falschen Werten führen, die den Effekt der Übungen verfälschen.
Signalrauschen oder Störungen im EMG-System könnten die Datenqualität beeinträchtigen.

- 4. Ermüdung oder Tageszeit-Effekte:

Die Messungen vor und nach den Übungen könnten durch den Ermüdungszustand der Muskeln oder die Tageszeit beeinflusst worden sein.

- 5. Lerneffekt:

Die Verbesserungen könnten nicht auf die Übungen, sondern auf eine bessere Koordination der Probanden während der Messungen (Übungseffekt) zurückzuführen sein.

6 Fazit

Anhang