

ANALYSE: ASYMMETRISCHE MUSKELBELASTUNG BEI KNIEBEUGEN VOR UND NACH AUSGLEICHSÜBUNGEN

Biomechanik Projekt

Franziska Brugger, Giorgio Färber, Maximilian Gerg, Felix
Münzer



Abstrakt

adasdasdasdassd

Inhaltsverzeichnis

1 Motivation	6
1.1 Fehlhaltung im Alltag	6
1.2 Fehlhaltung nach Verletzungen	6
1.3 Falsches Training	6
2 Messinstrumente	6
2.1 Wägezelle	6
2.2 Elektromyographie	7
3 Methodik	8
3.1 Zeitlicher Ablauf des Gesamtversuchs	8
3.2 Wägezelle	8
3.3 EMG Messung	12
3.4 Messversuch - Ablauf EMG	12
3.4.1 Elektroden anbringen	12
3.4.2 Kalibrierung	13
3.4.3 Kniebeugen	13
3.4.4 Datenverarbeitung	14
3.4.5 Wiederholung für die anderen Muskeln	14
4 Ausgleichsübungen	14
4.1 Mobilisation in Hüftinnen-Rotation	14
4.1.1 Ausführung der Übung	14
4.1.2 Ziel der Übung	15
4.1.3 Was passiert im Körper?	15
4.2 Heel Down	15
4.2.1 Ausführung der Übung	15
4.2.2 Ziel der Übung	16
4.2.3 Was passiert im Körper?	16
4.3 Mobilisation Sprunggelenk	17
4.3.1 Ausführung der Übung:	17
4.3.2 Ziel der Übung	17
4.3.3 Was passiert im Körper?	18
5 Auswertung	18
5.1 Auswertung Wägezellen	18
5.1.1 Quantisierung der Gewichtsverteilung	18
5.2 Auswertung EMG	21
5.2.1 Symmetrie-Index (SI): Bedeutung und Berechnung	21
5.2.2 Symmetrie-Index vor und nach den Ausgleichsübungen	21
5.2.3 Interpretation der Ergebnisse	21
5.2.4 Ergebnisse der EMG Messungen	22
5.3 Mögliche Gründe für fehlende Verbesserungen des Symmetrie-Indexes	22

6 Fazit	22
Bibliography	23
Anhang	i

Abbildungsverzeichnis

2.1 CAD Darstellung Wägezelle	7
2.2 De- und Repolarisation und Aktionspotential Muskelfasermembran [3]	7
3.1 Zeitlicher Ablauf Versuch	9
3.2 HX711 [4]	9
3.3 Nano-Pinlayout [5]	10
3.4 Gesamtaufbau Wägezelle mit Arduino Nano	11
3.5 Ausgabe der Messdaten mit Python	11
3.6 EMG Messaufbau	12
3.7 EMG Messung Elektroden [6]	13
4.1 Mobilisation der Hüftinnen-Rotation [7]	15
4.2 Heel down Ausgleichsübung [8]	16
4.3 Mobilisation Sprunggelenk [9]	17
5.1 Differenz der Gewichtsverteilung von Any	19
5.2 Integral der Differenz der Gewichtsverteilung von Any	19
5.3 Integral der Differenz der Gewichtsverteilung von Giorgio	19
5.4 Integral der Differenz der Gewichtsverteilung von Max	20
5.5 Integral der Differenz der Gewichtsverteilung von Felix	20

Tabellenverzeichnis

5.1 durchschnittliche SI-Werte	21
--	----

1 Motivation

Ambidextrie beschreibt die Fähigkeit mit beiden Händen gleich geschickt zu sein [1]. Da die meisten Menschen nicht ambidextr sind, haben 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.

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 sträcker 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 Messinstrumente

2.1 Wägezelle

Wägezellen messen mechanische Verformungen. Wird auf eine Wägezelle eine Gewichtskraft $F = m \cdot g$ $\left[\frac{kg \cdot m}{s^2} \right]$ (m = aufgebrachte Masse und $g = 9.81 \frac{m}{s^2}$) aufgebracht, verformt sich diese unter der Krafteinwirkung. Auf der Wägezelle sind Dehnungsmessstreifen aufgebracht, deren Widerstand sich bei einer 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 Abbildung 2.1 ist der Aufbau einer Wägezelle als CAD-Modell.

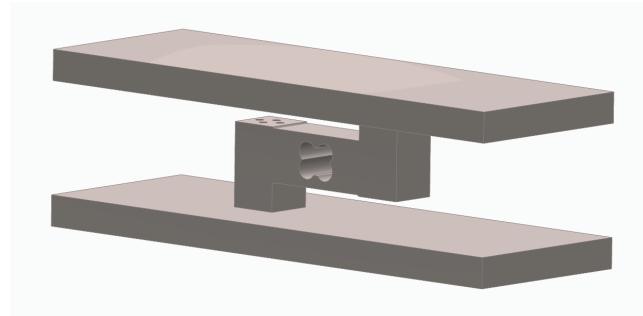


Abbildung 2.1: CAD Darstellung Wägezelle

2.2 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 Abbildung 2.2 als Funktion der Zeit dargestellt ist. Im Ruhetonus liegt das Potential zwischen -80 und -90 mV.

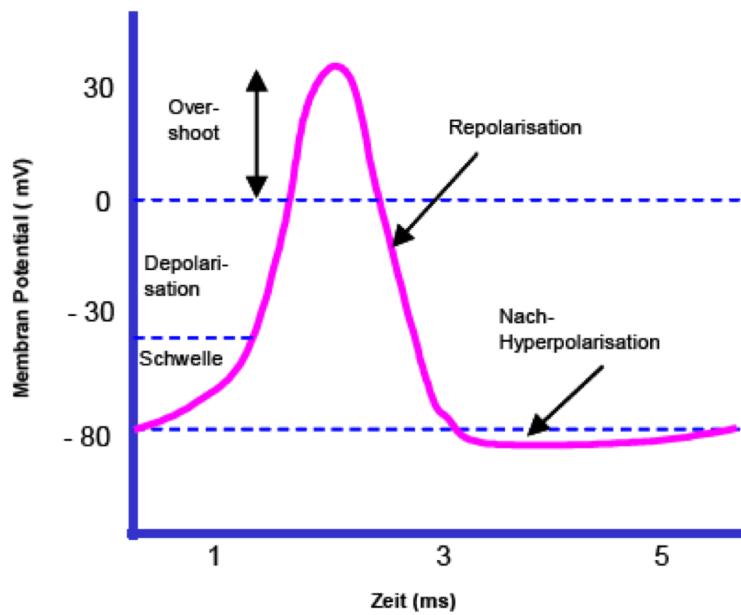


Abbildung 2.2: De- und Repolarisation und Aktionspotential Muskelfasermembran [3]

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 2.2 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 2.2 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 mit Hilfe eines Programms von NORAXON ausgelesen und analysiert.

3 Methodik

3.1 Zeitlicher Ablauf des Gesamtversuchs

Der Versuch ist so aufgebaut, dass bei der ersten Messung die links- und rechtseitige Belastung der Probanden bei einer Kniebeuge im untrainierten Zustand mit einem EMG gemessen werden. Dann haben die Probanden für vier Wochen drei spezifisch ausgewählte Ausgleichsübungen trainiert, die mögliche Ungleichgewichte ausgleichen sollen. Nach vier Wochen findet eine zweite Messung statt. Die analog zur ersten Messung abläuft. Bei der zweiten Messung wurden als zusätzliche Messinstrumente zwei Wägezellen eingesetzt. Nach der zweiten Messung erfolgt die Auswertung der Ergebnisse. Der Ablauf ist in Abbildung 3.1 dargestellt.

3.2 Wägezelle

In diesem Versuch werden Wägezellen eingesetzt um etwaige Ungleichgewichte beim Ausführen einer Kniebeuge zu messen. Hierzu stellt sich der Proband auf zwei Wägezellen und führt eine Kniebeuge aus, die Wägezellen messen während dessen die auf ihnen lastende Gewichtskraft. Wird eine Seite während der Kniebeuge stärker belastet, sollte die jeweilige Wägezelle einen höheren Wert messen.

An die Wägezelle ist der Wägesensor HX711 angeschlossen, der in Abbildung 3.2 dargestellt ist. Der

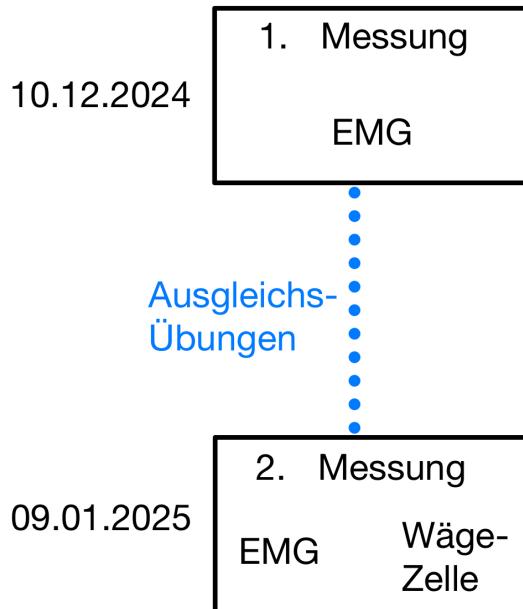


Abbildung 3.1: Zeitlicher Ablauf Versuch

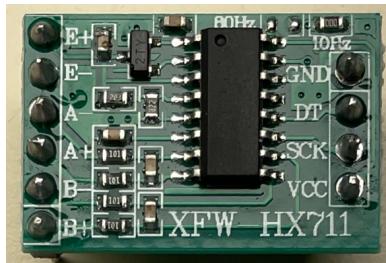


Abbildung 3.2: HX711 [4]

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 3.3 dargestellt. Um den Aufbau verwenden zu können müssen alle Komponenten richtig miteinander verschaltet sein und kommunizieren. Dafür wird die Wägezelle an eine 5 V Gleichstromquelle angeschlossen und mit dem HX711 verbunden. Die Wägezelle kann so die analogen Signale an den HX711 weitergeben. Der HX711 wandelt sie in ein digitales Signal um 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 irgend einem der Digital-Pins des Nanos verbunden, genauso wie der SCK-Pin, z.B. $DT - Pin \rightarrow D3 - Pin$ und $SCK - Pin \rightarrow D2 - Pin$. 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 nun an einen Computer angeschlossen. Wie in ?? dargestellt, sind die Wägezellen dann mit den HX711 verbunden und diese wiederum mit einem Arduino-Nano, welcher selber

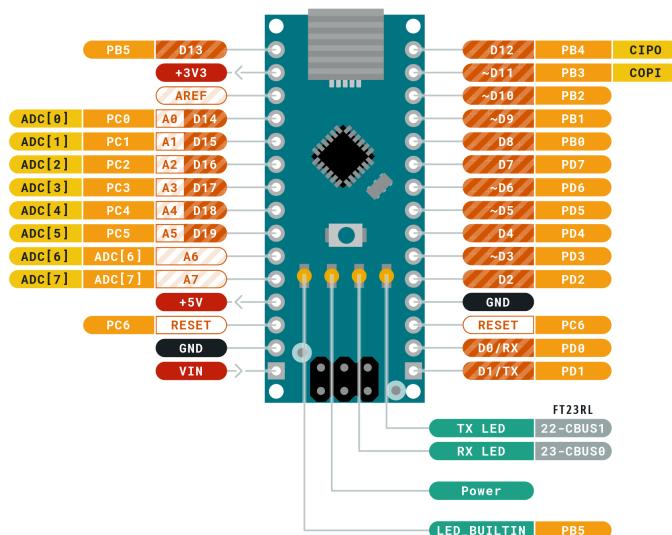
ARDUINO
NANO

Abbildung 3.3: Nano-Pinlayout [5]

mit einem Computer verbunden ist.

Ist die Hardware nun korrekt konfiguriert, muss die Software geschrieben werden die alles steuert. In der Arduino IDE können mithilfe der passenden Library und einem selber geschriebenen Programm 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:

- Angabe eines Kalibrationswertes:** Dieser Wert dient der genauen Gewichtsmessung.
- 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
```

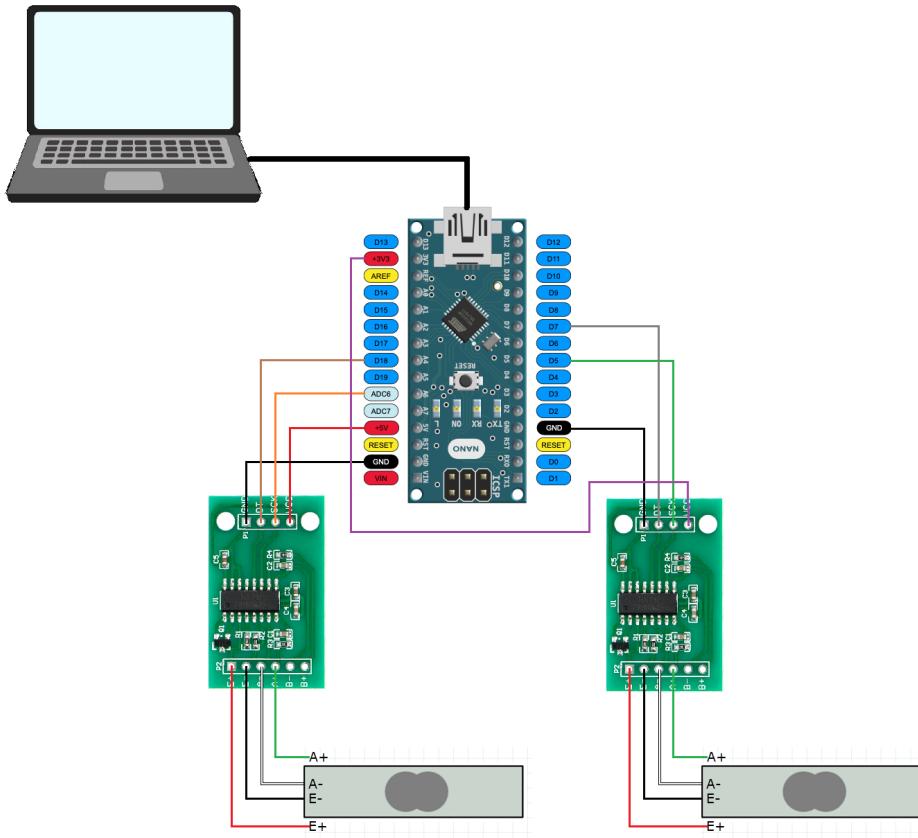


Abbildung 3.4: Gesamtaufbau Wägezelle mit Arduino Nano

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.

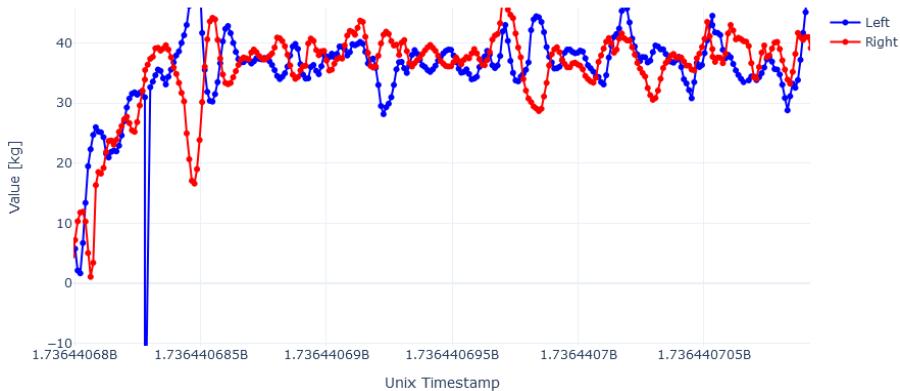


Abbildung 3.5: Ausgabe der Messdaten mit Python

Alle Daten werden anschließend in einem CSV-Format gespeichert. Sie können nun beliebig aufbereitet und analysiert werden. Diese Daten können nun auf verschiedene Art und Weisen mithilfe von Python dargestellt werden.

3.3 EMG Messung

Im Rahmen des Messversuchsaufbaus, dargestellt in Abbildung 3.6 wurde zunächst sichergestellt, dass die Probanden eine reproduzierbare Ausgangsposition für die Kniebeuge einnehmen konnten. Hierzu wurden die Fußumrisse jedes Probanden auf einem großen Papier aufgezeichnet. Dies diente als Orientierungshilfe, um die Standposition für die zweite Messung exakt wiederherstellen zu können. Zur

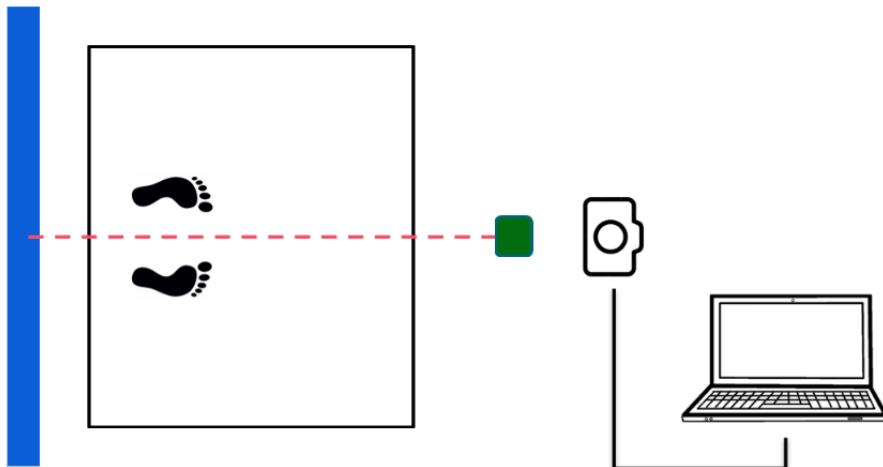


Abbildung 3.6: EMG Messaufbau

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.

3.4 Messversuch - Ablauf EMG

3.4.1 Elektroden anbringen

Der Versuchsablauf begann mit der Vorbereitung des Probanden, bei der eine EMG-Elektrode an einem zuvor definierten Muskel des Quadrizeps angebracht wurde. Die Messung wurde schrittweise für drei verschiedene Muskeln des Quadrizeps durchgeführt: den Vastus medialis (innen), den Rectus femoris (mittig) und den Vastus lateralis (außen), die genaue Platzierung der Elektroden ist in Abbildung 3.7 dargestellt. Zu Beginn der Messreihe wurde die Elektrode beispielsweise an beiden Beinen am Vastus

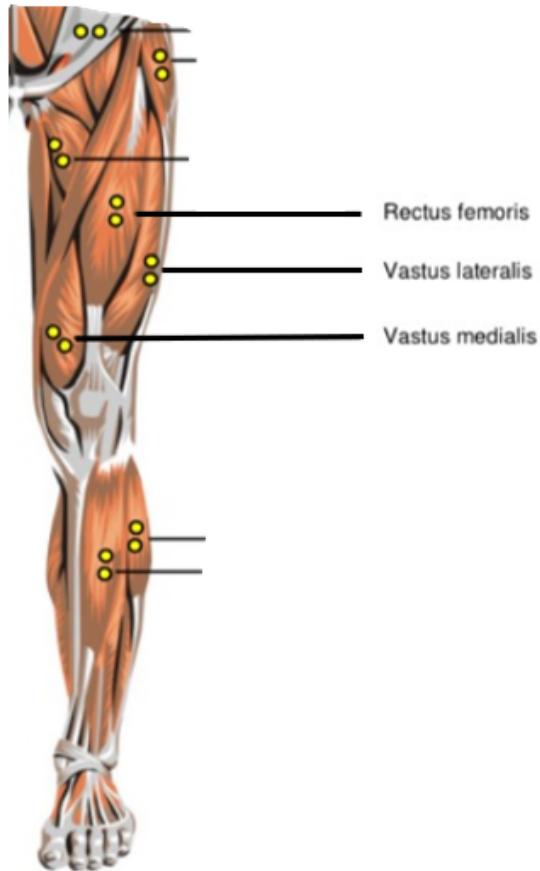


Abbildung 3.7: EMG Messung Elektroden [6]

medialis platziert, bevor sie nach Abschluss der ersten Messung an den nächsten Muskel versetzt wurde. Dieses Vorgehen wurde nacheinander für beide Beine wiederholt.

3.4.2 Kalibrierung

Nachdem die Elektrode positioniert war, stellte sich der Proband auf die zuvor angefertigte Fußschablonen, um eine reproduzierbare Standposition einzunehmen. Das Messsystem Noraxon wurde verwendet, um die Versuchsperson auszuwählen und die genaue Platzierung der Elektrode am jeweiligen Muskel zu dokumentieren. Anschließend erfolgte die Kalibrierung der Muskelspannungskurve, bei der die Ausgangswerte auf null gesetzt wurden, um Störsignale zu eliminieren und eine präzise Messung der Muskelaktivität zu gewährleisten.

3.4.3 Kniebeugen

Nach der erfolgreichen Kalibrierung begann der Proband mit der Durchführung von sechs Kniebeugen. Zwischen jeder Kniebeuge pausierte er kurz in der Streckung, bevor er die nächste Bewegung startete.

3.4.4 Datenverarbeitung

Nachdem die Messung gestoppt wurde, sind die aufgezeichneten EMG-Signale vor der Marker-Setzung im Noraxon-System geglättet worden. Diese Glättung sorgte dafür, dass kleine Störungen oder Artefakte in der Rohdatenaufzeichnung entfernt wurden, wodurch die Signalqualität für die spätere Auswertung verbessert wurde.

Nach der Signalglättung wurden im System Marker gesetzt, die zwei wesentliche Phasen definierten: die Ruhephase im Stand und die Aufwärtsbewegung, in der die höchste Muskelspannung erreicht wurde. Diese Marker ermöglichen eine zielgerichtete und strukturierte Auswertung der relevanten Bewegungsabschnitte. Parallel dazu zeichnete eine synchronisierte Kamera die Bewegungen des Probanden auf. Die Kamera nahm bei jedem gesetzten Marker ein Bild auf, wodurch die visuellen Informationen der Bewegung mit den EMG-Daten verknüpft wurden. Dieses Zusammenspiel von Videoaufnahmen und EMG-Messungen erleichterte die anschließende Analyse der Muskelaktivität.

3.4.5 Wiederholung für die anderen Muskeln

Nach Abschluss der ersten Messung wurden die Elektroden an den nächsten Muskel versetzt. Der gesamte Prozess – von der Platzierung der Elektroden über die Kalibrierung und Durchführung der sechs Kniebeugen bis hin zur Signalglättung – wurde für jeden der drei Zielmuskeln des Quadrizeps wiederholt. Dies gewährleistete eine vollständige und differenzierte Erfassung der Muskelaktivität. Sobald alle Messungen abgeschlossen waren, führte das Noraxon-System eine umfassende Analyse der gesammelten Daten durch. Diese umfasste die Darstellung der geglätteten Muskelspannungsprofile, die Auswertung der Marker-basierten Phasen sowie den Vergleich der Aktivitätsmuster zwischen den unterschiedlichen Muskeln. Die Ergebnisse bildeten die Grundlage für weiterführende Analysen und die Interpretation der Muskelaktivität während der Kniebeugen sicherzustellen.

Diese Messung wurde dann nach vier Wochen und den Ausgleichsübungen analog wiederholt.

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.

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)



Abbildung 4.1: Mobilisation der Hüftinnen-Rotation [7]

- 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

Durch gezielte Mobilisation wird die Beweglichkeit der weniger beweglichen Seite verbessert, und somit Rechts-Links-Defizite ausgeglichen. Die Übung fördert außerdem die Hüftinnenrotation, die oft eingeschränkt ist und zu Asymmetrien im Gangbild und bei sportlichen Aktivitäten führen kann. Schließlich beugt die Übung durch das fördern einer besseren Symmetrie der Hüftbewegungen langfristig Hüftproblemen vor.

4.1.3 Was passiert im Körper?

Diese Übung dient dazu, die Gelenkkapsel der Hüfte in der Innenrotation zu dehnen und zu mobilisieren. Verkürzte oder verspannte Strukturen, wie das Ligamentum iliofemorale oder die Innenrotatoren, werden dabei durch die kontrollierte Bewegung gedehnt. Gleichzeitig wird die neuromuskuläre Kontrolle verbessert, indem das Zusammenspiel zwischen stabilisierenden und bewegenden Muskeln trainiert wird. Zudem trägt die Übung zur Reduzierung von Rechts-Links-Defiziten bei, wodurch die Statik der unteren Extremitäten positiv beeinflusst wird. Darüber hinaus fördert die Bewegung die Durchblutung der umliegenden Strukturen, was Regeneration und Beweglichkeit unterstützt.

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 Exzentrizität 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:**



Abbildung 4.2: Heel down Ausgleichsübung [8]

- 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

Die kontrollierte Abwärtsbewegung der Übung fördert die exzentrische Belastung der Muskulatur, insbesondere des Quadriceps, Gluteus und der Waden. Durch die isolierte Belastung des Standbeins wird dessen Stabilität, besonders in Knie und Hüfte, gestärkt. Diese Übung trägt ebenfalls zur Reduktion von Asymmetrien bei, indem sie Rechts-Links-Defizite in Kraft und Kontrolle ausgleicht. Zusätzlich wird die Balance und Propriozeption verbessert, da das Standbein stabilisiert wird, wodurch die Wahrnehmung der Körperhaltung gefördert wird.

4.2.3 Was passiert im Körper?

Die exzentrische Belastung aktiviert intensiv den Quadriceps, der während des Absenkens die Bewegung kontrolliert, während unterstützende Muskeln wie der Gluteus maximus und die Wadenmuskulatur bei der Stabilisierung und Kraftentwicklung helfen. Die Übung stärkt zudem die muskulären und ligamentären Strukturen im Knie und in der Hüfte, verbessert das Tracking der Patella (Kniescheibe) und reduziert das Risiko von Fehlbelastungen. Durch die gezielte Kontrolle des Absenkens wird die



Abbildung 4.3: Mobilisation Sprunggelenk [9]

Koordination und Präzision der Bewegung gefördert, was sowohl im Alltag als auch bei sportlichen Aktivitäten von Vorteil 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 Bewegungs einschränkungen in der Dorsalflexion zu beheben, die oft Ursache für Knie- oder Hüftprobleme sind.

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

Die Verbesserung der Sprunggelenk-Mobilität, insbesondere der Dorsalflexion, spielt eine entscheidende Rolle für Bewegungen wie Gehen, Laufen und Kniebeugen, und soll durch diese Übung unterstützt werden. Zudem fördert die Übung die Stabilisierung des Fußes, indem sie die Kontrolle und Belastungsfähigkeit im Sprunggelenk stärkt. Darüber hinaus trägt sie zur Prävention und Rehabilitation

bei, indem sie Kompensationsbewegungen in Knie und Hüfte durch eingeschränkte Sprunggelenksmobilität vermeidet.

4.3.3 Was passiert im Körper?

Die Mobilisation des oberen Sprunggelenks trainiert die Gelenkkapsel und dehnt die Wadenmuskulatur, während gleichzeitig das Ligamentum talofibulare anterius (vorderes Band) mobilisiert wird, was die Gelenkmechanik optimiert. Die Übung verbessert die Dorsalflexion, indem sie Blockaden, die durch Verkürzungen der Wadenmuskulatur oder steife Gelenkstrukturen entstehen können, löst. 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 Wägezellen

5.1.1 Quantisierung der Gewichtsverteilung

Die von der Wägezelle übertragenen Gewichtsdaten der linken und rechten Seite sollen beschreiben wie sehr die jeweilige Seite belastet wird. Da die EMG Messungen nicht gleichzeitig mit den Wägezellen Messungen durchgeführt wurden, können die Daten nicht direkt miteinander verglichen werden. Um dennoch Erkenntnisse aus den Wägezellen Daten zu gewinnen, sind folgende Überlegungen angestellt worden:

- Die Phase in der die Person auf die Waage tritt und in der sie wieder absteigt wird für die Auswertung nicht berücksichtigt. In Abbildung 5.1 sind diese Phasen an den negativen und positiven Peaks am Anfang und am Ende des Graphen zu erkennen.
- Ein über die Zeit verteilt deutliche höheres Gewicht auf einer Seite entspricht einer stärkeren Belastung dieser Seite.
- Mathematische Aufbereitung der Rohdaten:
 - $m_{links} - m_{rechts}$ = Differenz zwischen Masse links und Masse rechts über die Zeit, zeigt Momentanwerte (dargestellt ist Abbildung 5.1)
 - Integral über Abbildung 5.1 ist der kumulative Unterschied der Gewichtsbelastung zwischen links und rechts, zeigt Langzeit-Asymmetrie (dargestellt in Abbildung 5.2)
 - positiver Wert des Integrals → höhere Belastung der linken Seite
 - negativer Wert des Integrals → höhere Belastung der rechten Seite

Der in Abbildung 5.2 dargestellte Graph zeigt einen kontinuierlichen Anstieg, was einer stärkeren Belastung der linken Seite über den betrachteten Zeitraum entspricht.

Der in Abbildung 5.3 dargestellte Verlauf liegt zum großen Teil unterhalb der Nulllinie, was bedeutet, dass die rechte Seite kumulativ mehr Gewicht getragen hat als die linke. Zwischen 30 und 40 Sekunden

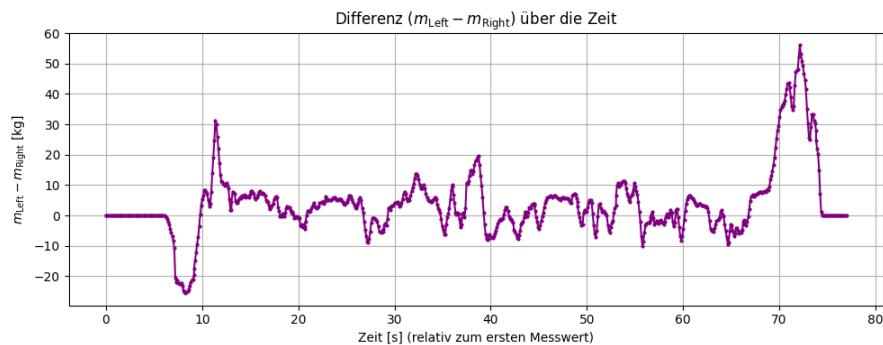


Abbildung 5.1: Differenz der Gewichtsverteilung von Any

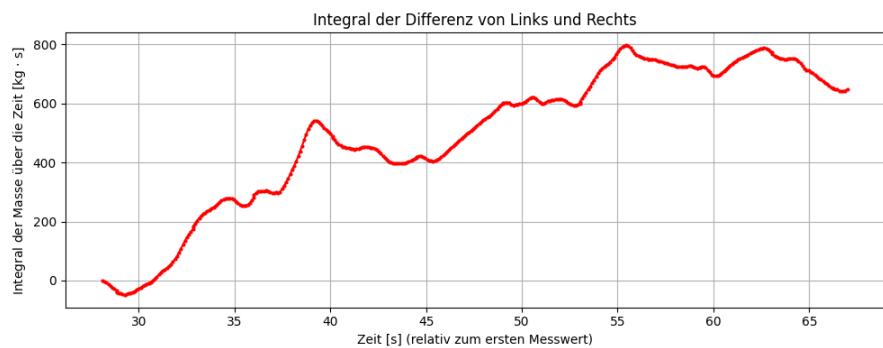


Abbildung 5.2: Integral der Differenz der Gewichtsverteilung von Any

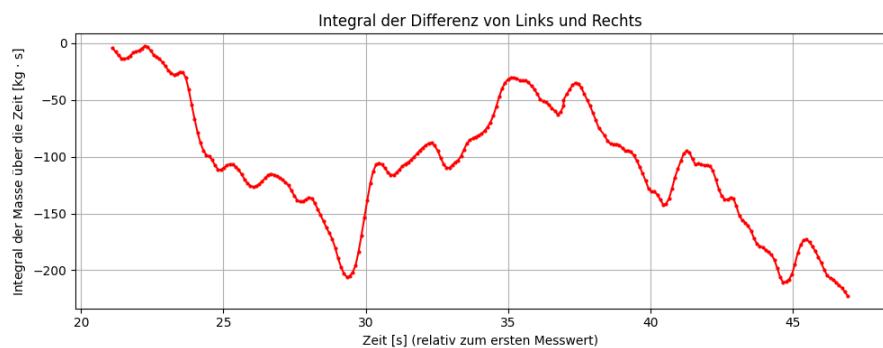


Abbildung 5.3: Integral der Differenz der Gewichtsverteilung von Giorgio

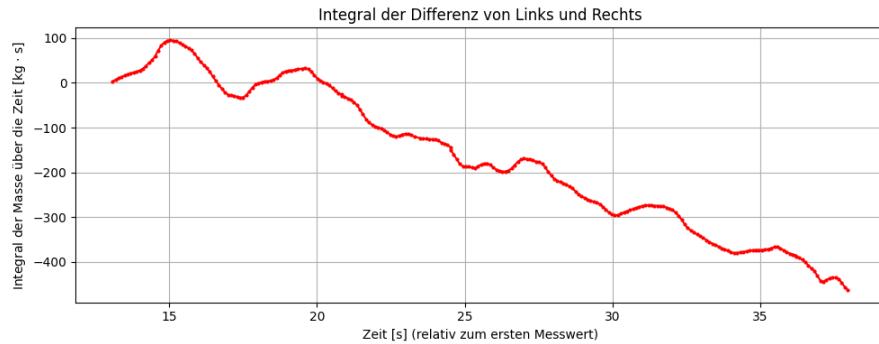


Abbildung 5.4: Integral der Differenz der Gewichtsverteilung von Max

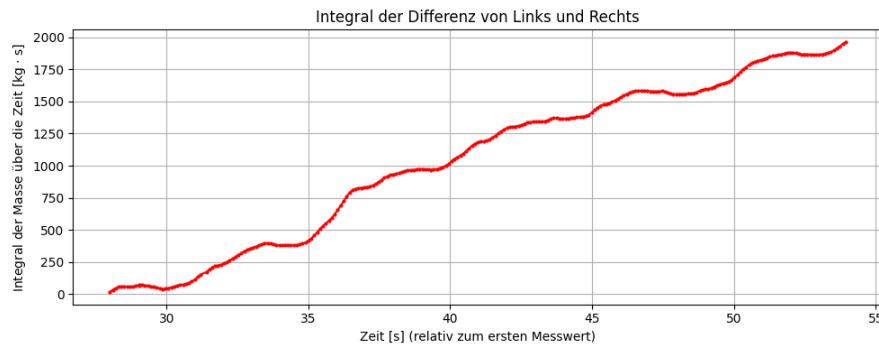


Abbildung 5.5: Integral der Differenz der Gewichtsverteilung von Felix

steigt der Graph einmal deutlich an und fällt ab ca. Sekunde 37 wieder ab, was auf einen Ausgleichsversuch hindeuten könnte. Die Gewichtsverteilung bleibt aber rechtslastig. Auch der in Abbildung 5.4 dargestellte Graph zeigt eine negative Tendenz und somit eine starke rechtsseitige Belastung. Der wellenartige Verlauf könnten Korrekturversuch sein, trotzdem wird die rechtsseitige Belastung stetig größer. Einen sehr auffälligen Verlauf zeigt der letzte Graph Abbildung 5.5. Das Integral steigt kontinuierlich über den gesamten Zeitraum. Es gibt kaum wellenartige Schwankungen, was darauf hinweist dass die linke Seite durchgehend stärker belastet wird als die rechte und scheinbar keine Korrekturversuche stattfanden. Die Gewichtsverlagerung ist zwar stabil, aber sehr einseitig.

Was auffällt ist, dass in den Rohdaten die sechs einzelnen Kniebeugen nicht voneinander unterscheidbar sind. Für zukünftige Messungen wäre es daher zu empfehlen, pro Kniebeuge nur einen Graphen zu erstellen, so dass die Fehlbelastungen besser mit dem einzelnen Bewegungsablauf in Einklang gebracht werden können.

Trotzdem hat die Auswertung und mathematische Aufbereitung der Daten der Wägezellen sinnvolle Ergebnisse erbracht. Und kann für auch für zukünftige Auswertungen angepasst werden.

5.2 Auswertung EMG

5.2.1 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 gleichmäßige Belastung und damit auf eine bessere Symmetrie hin.

5.2.2 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

5.2.3 Interpretation der Ergebnisse

- Rectus femoris (innen) 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 (außen) 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 (innen) 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.

5.2.4 Ergebnisse der EMG Messungen

- 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

Literatur

- [1] *Ambidexter*. URL: <https://www.wissen.de/lexikon/ambidexter> (besucht am 15.11.2024).
- [2] Anna Schirmer. *Muskuläre Dysbalancen So erkennst du Ungleichgewichte in der Muskulatur rechtzeitig*. 2024. URL: <https://www.menshealth.de/krafttraining/so-erkennst-du-muskulaere-dysbalancen-rechtzeitig/> (besucht am 25.10.2024).
- [3] Dr. Stefan Lehner. *Biomechanik - Muskulatur und EMG*. URL: https://moodle.hm.edu/pluginfile.php/1683667/mod_resource/content/3/Biomechanik%20-%20Lehner%20-%201%20-%20Muskulatur-EMG.pdf.
- [4] *Eine Waage mit Arduino erstellen*. URL: <https://prilchen.de/eine-waage-mit-arduino-erstellen/>.
- [5] *Arduino Nano*. URL: <https://store.arduino.cc/en-de/products/arduino-nano>.
- [6] Peter Konrad. *EMG-FIBEL, Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie*.
- [7] *Improve your hip mobility*. URL: <https://betterbodygroup.co.uk/improve-your-hip-mobility/#>.
- [8] *Step Down Exercise*. URL: <https://www.rehabhero.ca/exercise/step-down>.
- [9] *Reha nach Sprunggelenkfraktur*. URL: <https://valife.de/ratgeber/reha-nach-sprunggelenkfraktur>.

Anhang

Any Außen - Vorher

Noraxon Standard EMG Analysis

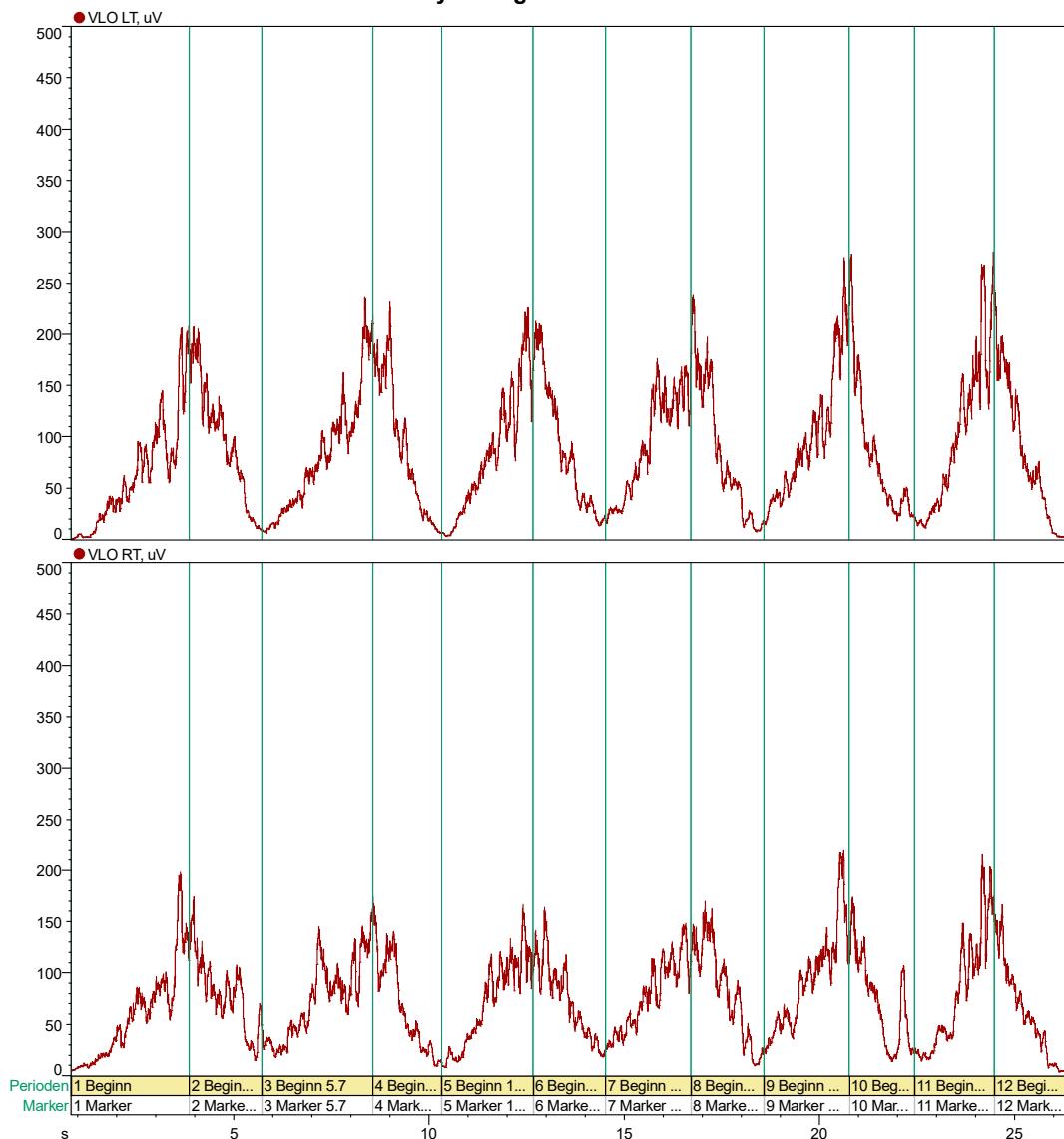
NORAXON™
MOVEMENT • DATA • PEOPLE

Subject:
Nachname Franziska
Vorname Brugger
Geburtstag

Record:
Name Any Außen 1
Messdatum 10.12.2024 16:26
Anzahl der Perioden 12



Analyzed Signals / Periods



Subject Comments

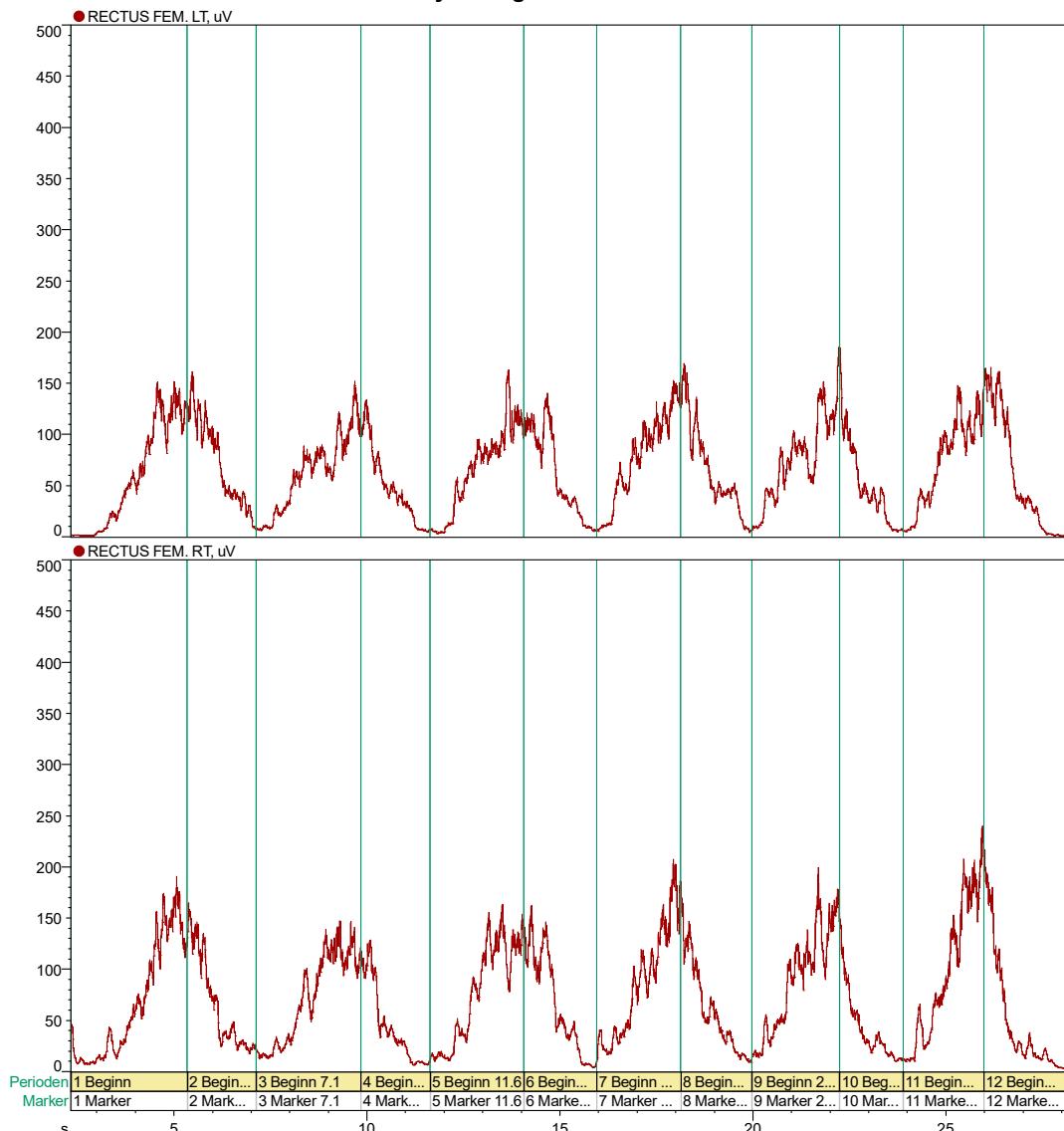
Any Mitte - Vorher

Noraxon Standard EMG Analysis

NORAXON™
MOVEMENT • DATA • PEOPLE

Subject:
Nachname Franziska
Vorname Brugger
Geburtstag

Record:
Name Any Mitte 1
Messdatum 10.12.2024 16:21
Anzahl der Perioden 12

**Analyzed Signals / Periods****Subject Comments**

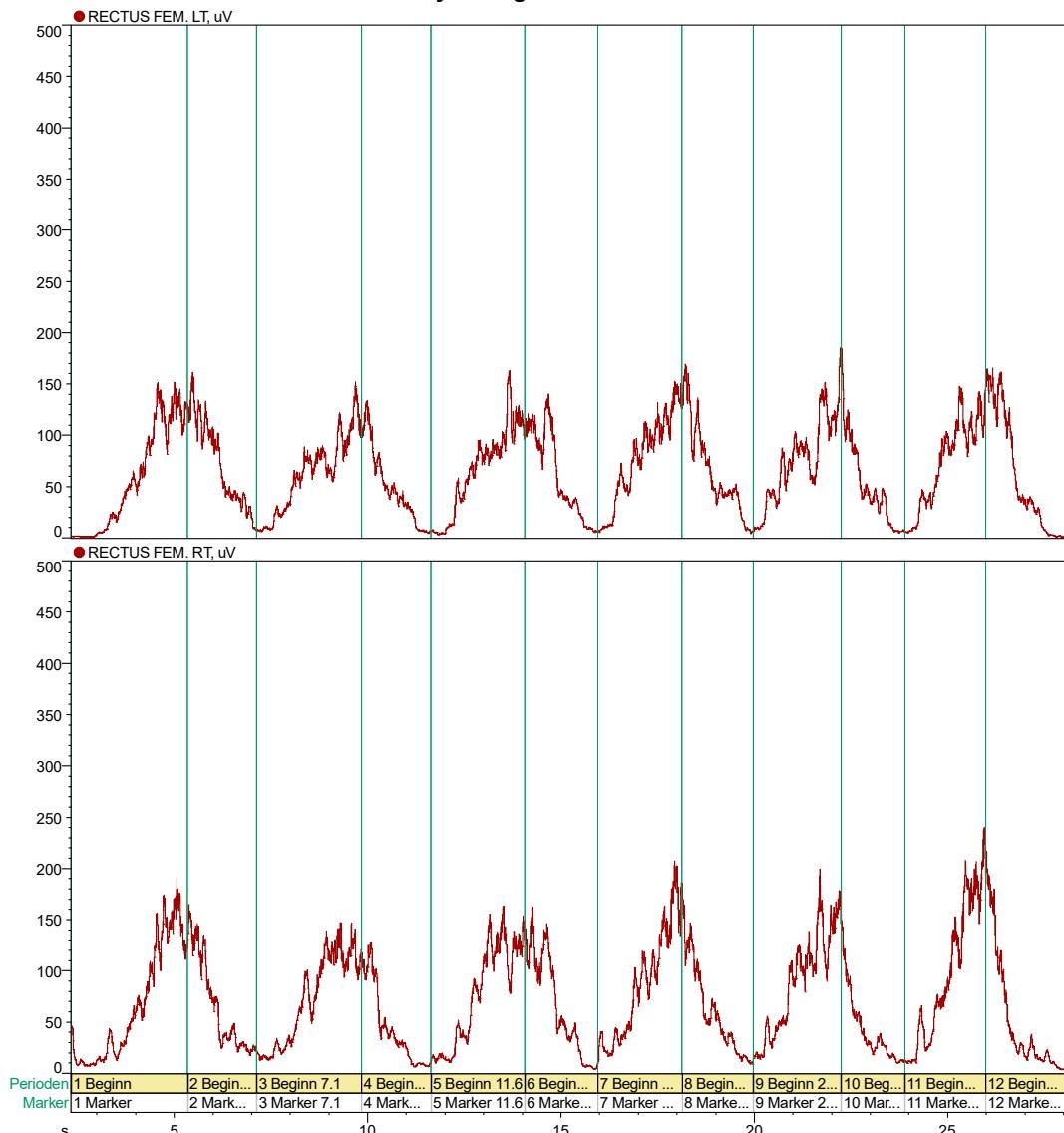
Any Innen - Vorher

Noraxon Standard EMG Analysis

NORAXON™
MOVEMENT • DATA • PEOPLE

Subject:
Nachname Franziska
Vorname Brugger
Geburtstag

Record:
Name Any Mitte 1
Messdatum 10.12.2024 16:21
Anzahl der Perioden 12

**Analyzed Signals / Periods****Subject Comments**

Any Außen - Nachher

Noraxon Standard EMG Analysis

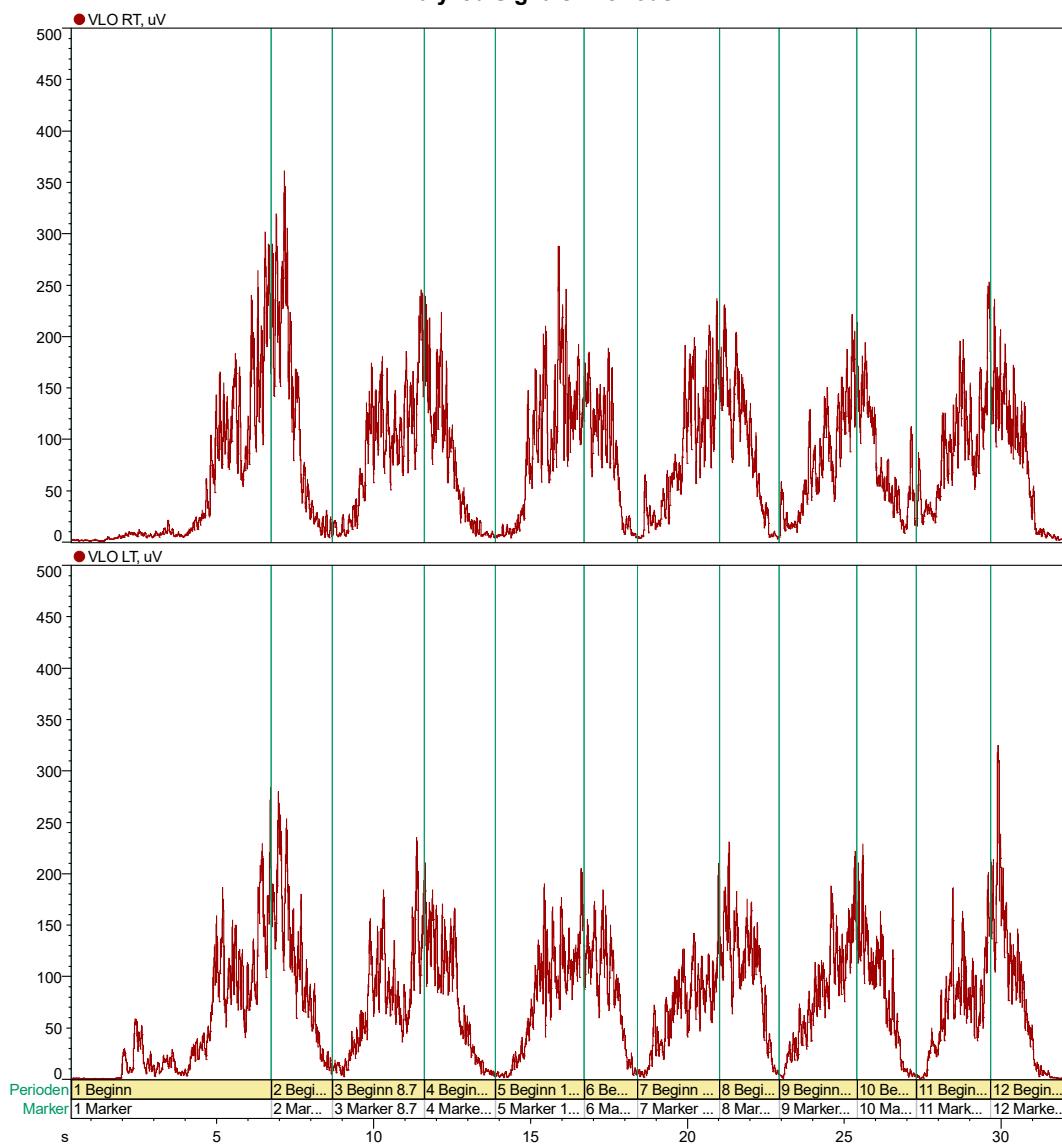
NORAXON™
MOVEMENT • DATA • PEOPLE

Subject:
Nachname Franziska
Vorname Brugger
Geburtstag

Record:
Name Kniebeuge_zwei_Außen
Messdatum 09.01.2025 15:18
Anzahl der Perioden 12



Analyzed Signals / Periods



Subject Comments

Any Mitte - Nachher

Noraxon Standard EMG Analysis

NORAXON™
MOVEMENT • DATA • PEOPLE

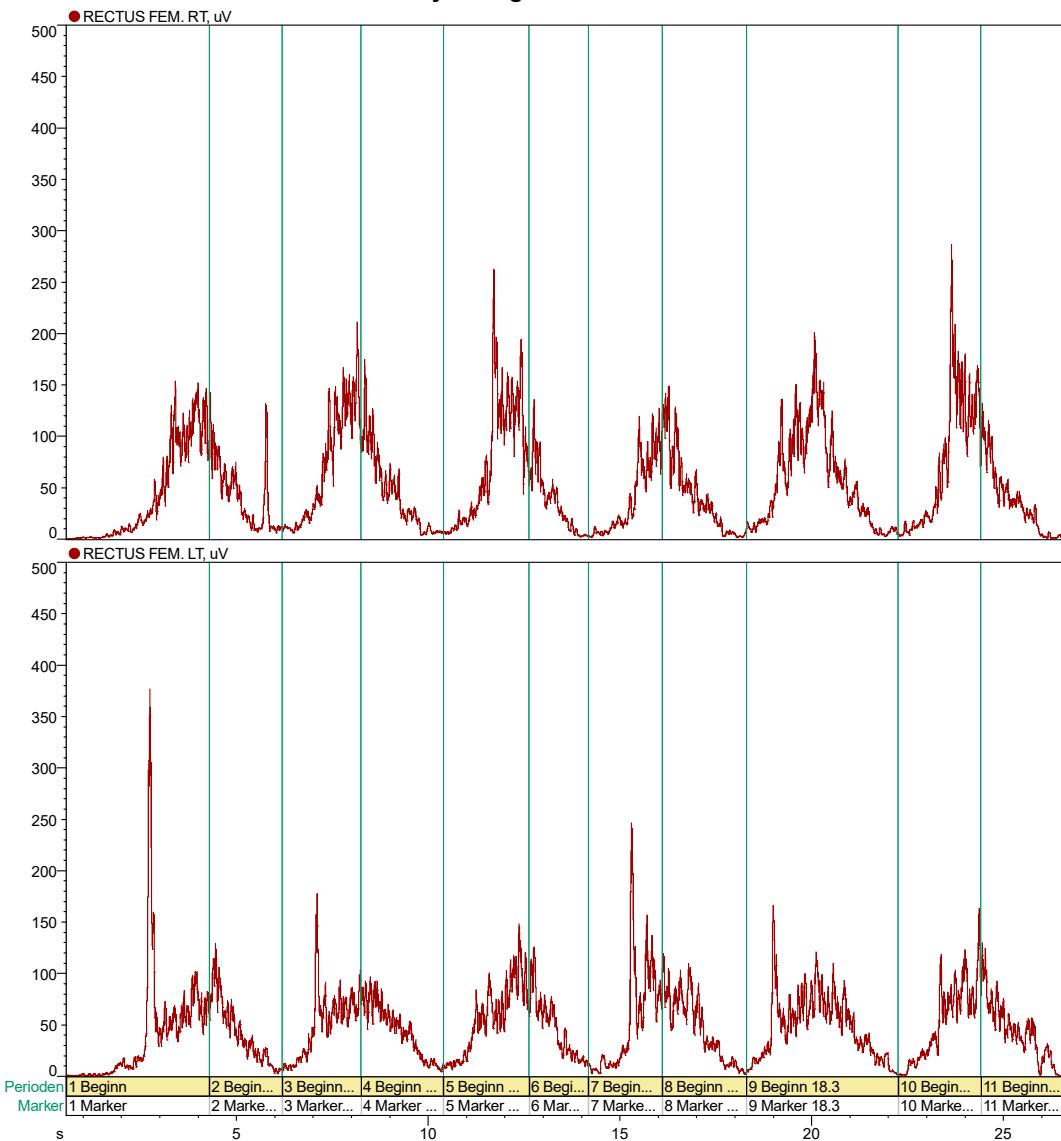
Subject:
Nachname Franziska
Vorname Brugger
Geburtstag

Record:
Name Name
Messdatum 09.01.2025 15:44
Anzahl der Perioden 11

Kniebeuge_zwei_mitte_2



Analyzed Signals / Periods



Subject Comments

Any Innen - Nachher

Noraxon Standard EMG Analysis

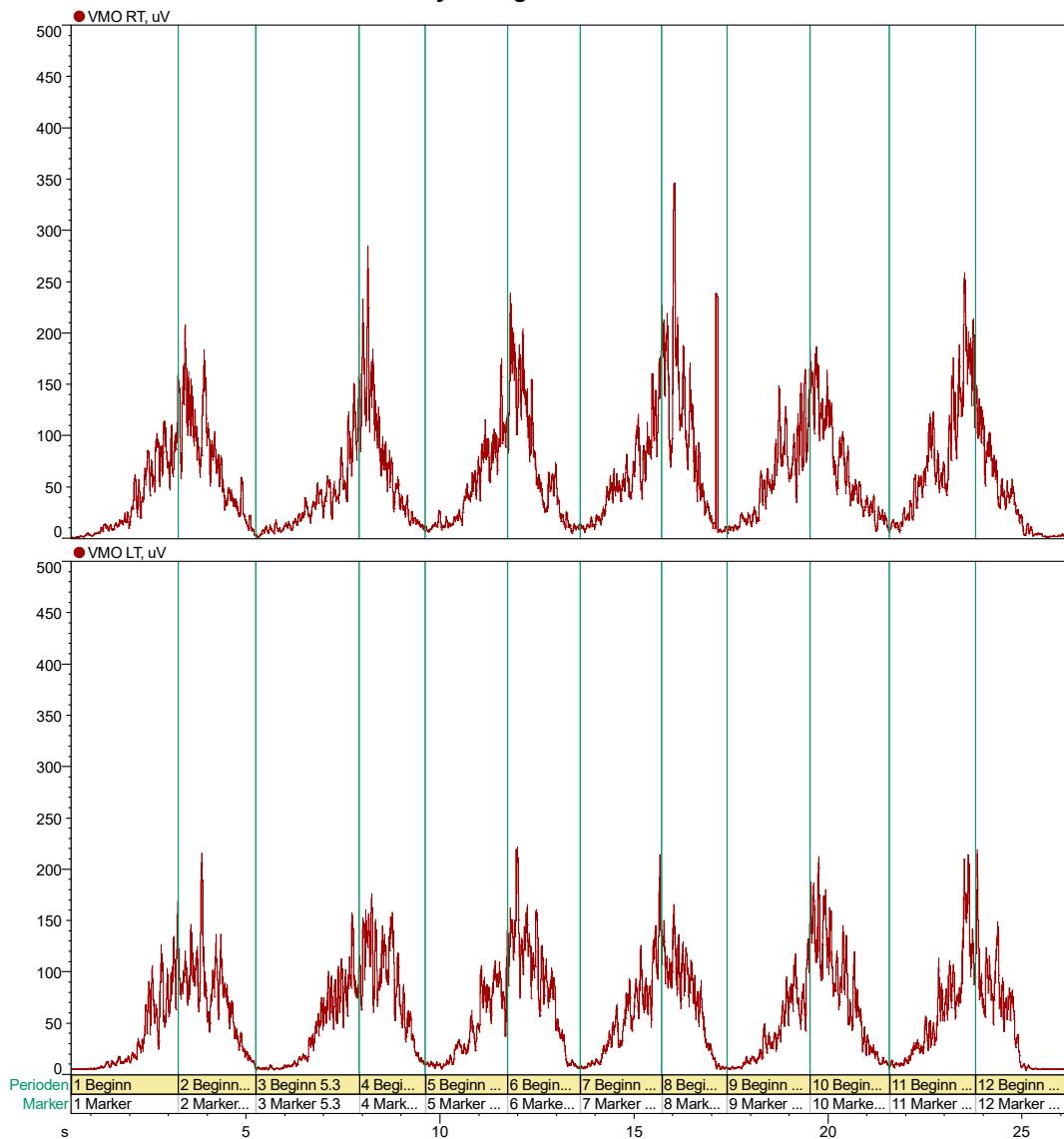
NORAXON™
MOVEMENT • DATA • PEOPLE

Subject:
Nachname Franziska
Vorname Brugger
Geburtstag

Record:
Name Kniebeuge_zwei_innen
Messdatum 09.01.2025 15:53
Anzahl der Perioden 12



Analyzed Signals / Periods



Subject Comments

Felix Außen - Vorher

Noraxon Standard EMG Analysis

NORAXON™
MOVEMENT • DATA • PEOPLE

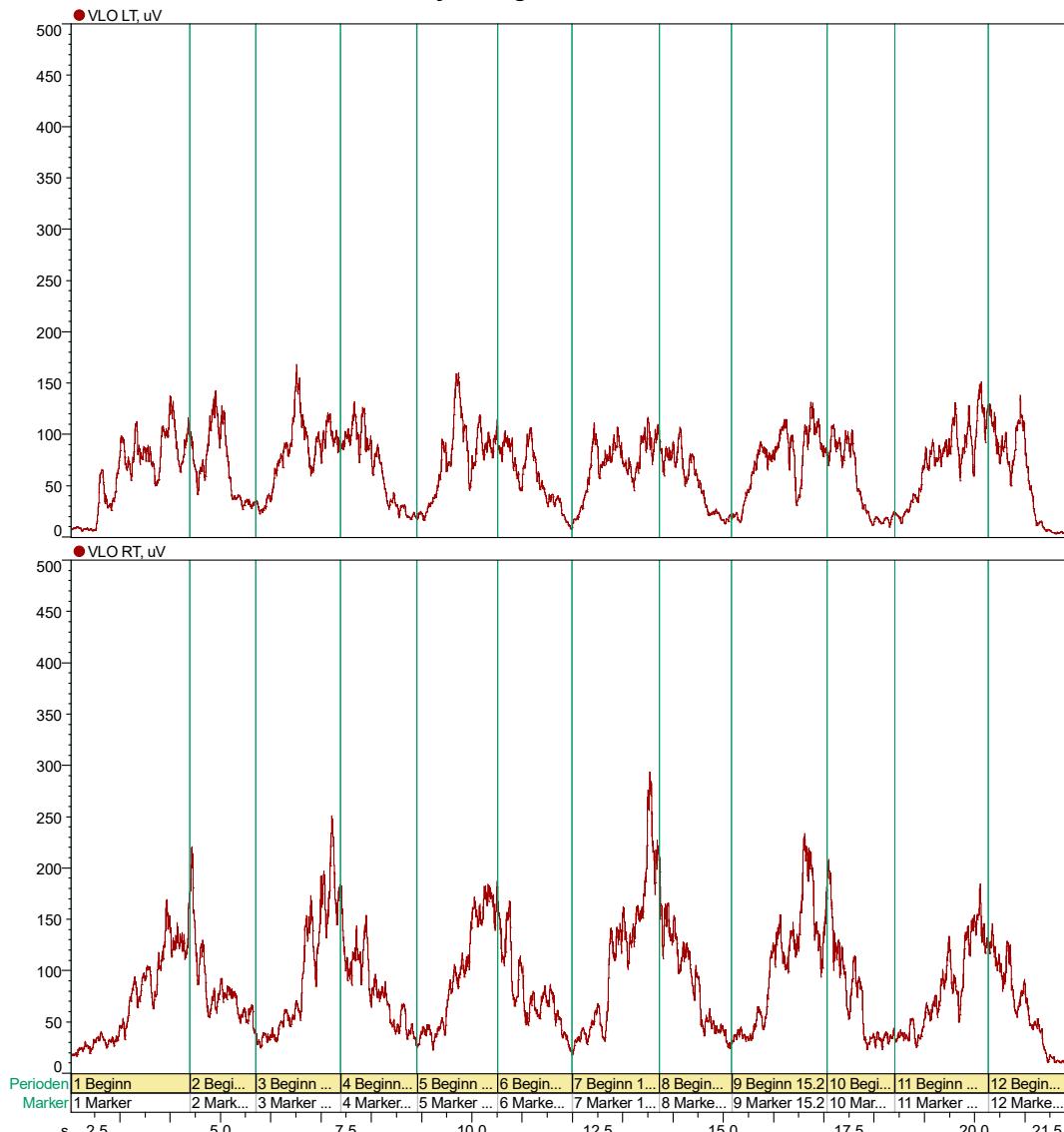
Subject:
Nachname Felix
Vorname
Geburtstag

Record:
Name
Messdatum
Anzahl der Perioden

Felix Außen 1
10.12.2024 16:06
12



Analyzed Signals / Periods



Subject Comments

Felix Mitte - Vorher

Noraxon Standard EMG Analysis

NORAXON™
MOVEMENT • DATA • PEOPLE

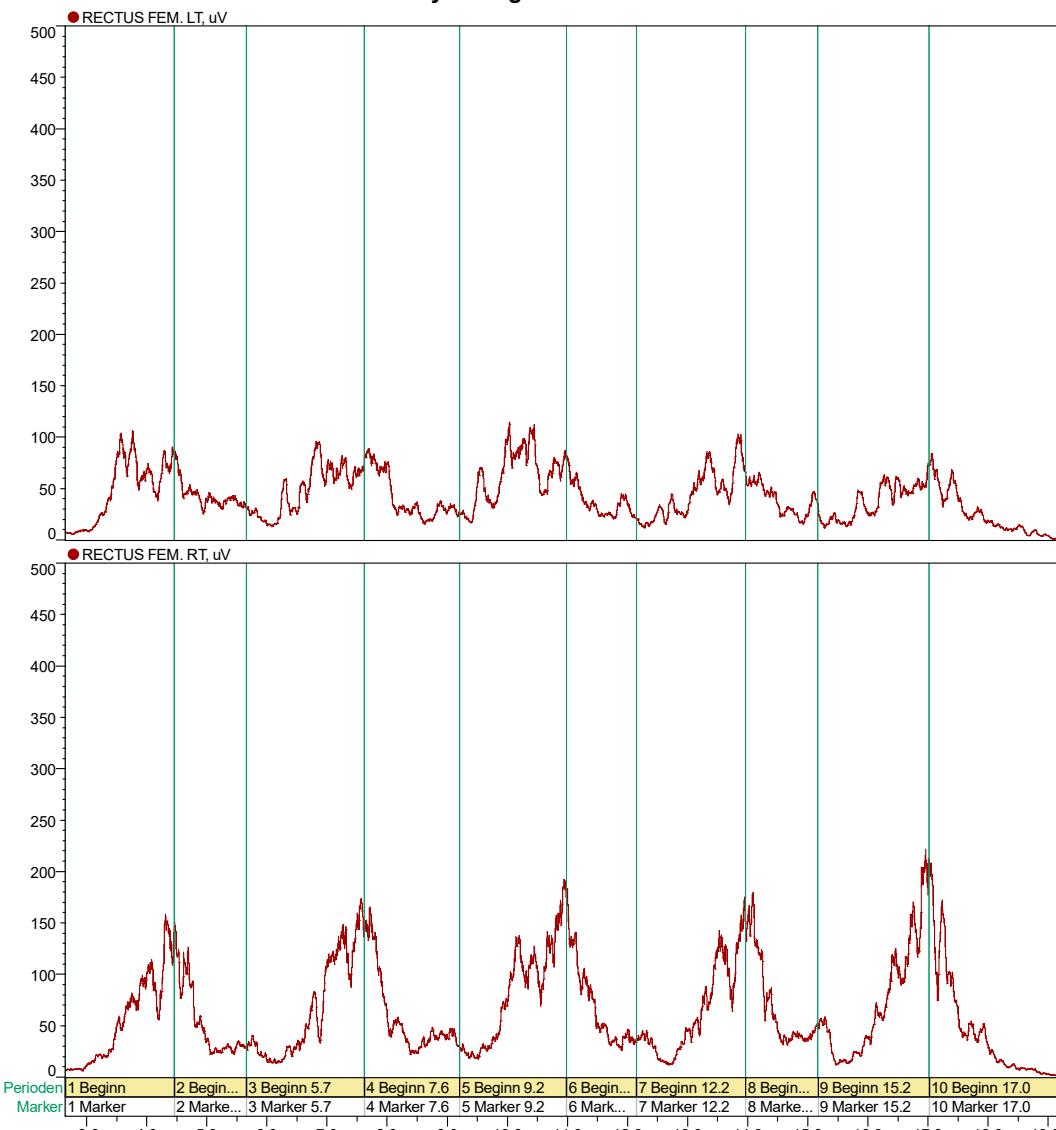
Subject:
Nachname Felix
Vorname
Geburtstag

Record:
Name
Messdatum
Anzahl der Perioden

Felix Mitt 1
10.12.2024 15:58
10



Analyzed Signals / Periods



Subject Comments

Felix Innen - Vorher

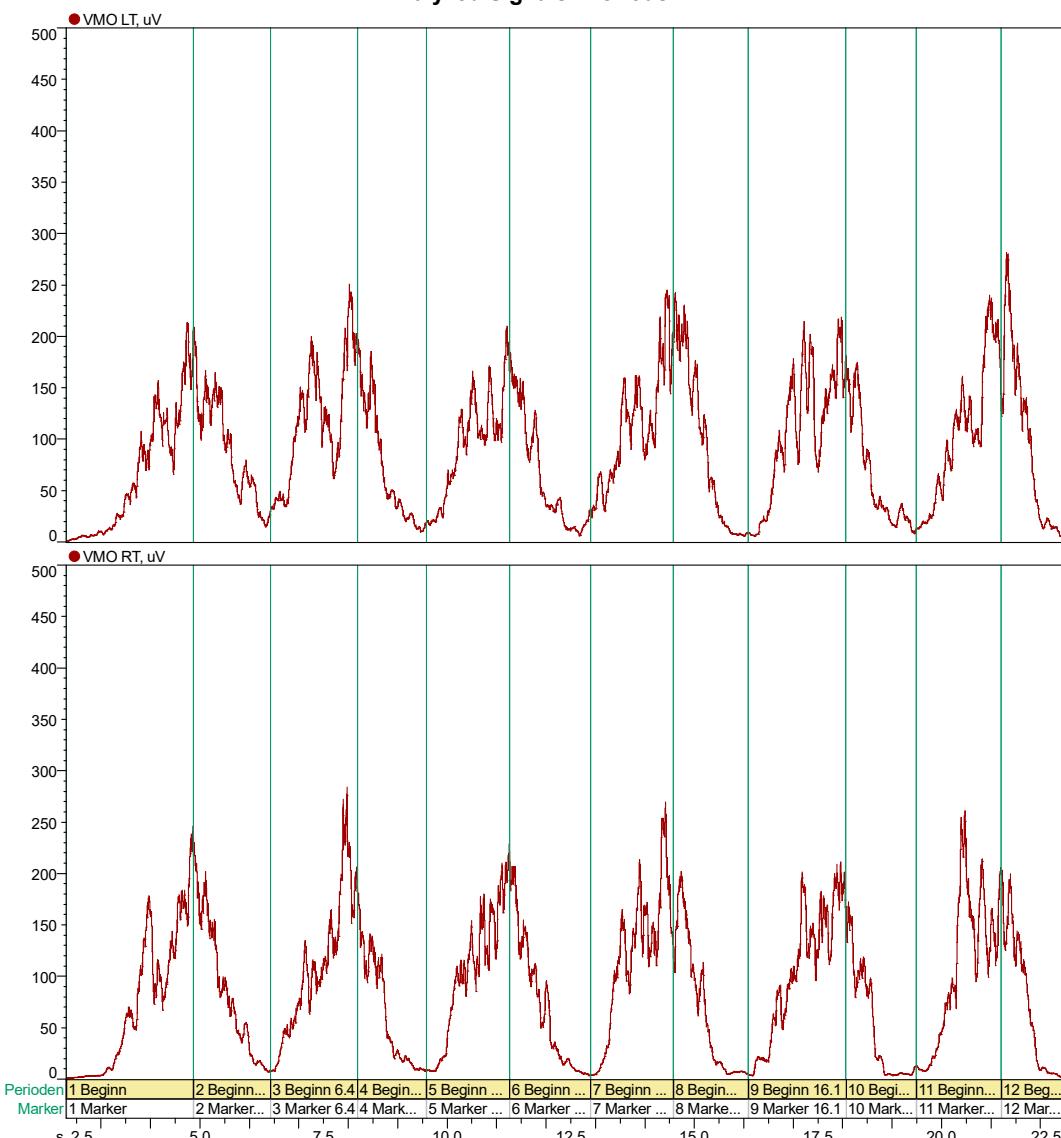
Noraxon Standard EMG Analysis

NORAXON™
MOVEMENT • DATA • PEOPLE

Subject:
Nachname Felix
Vorname
Geburtstag

Record:
Name
Messdatum
Anzahl der Perioden

Felix Innen 1
10.12.2024 16:11
12

**Analyzed Signals / Periods****Subject Comments**

Felix Außen - Nachher

Noraxon Standard EMG Analysis

NORAXON™
MOVEMENT • DATA • PEOPLE

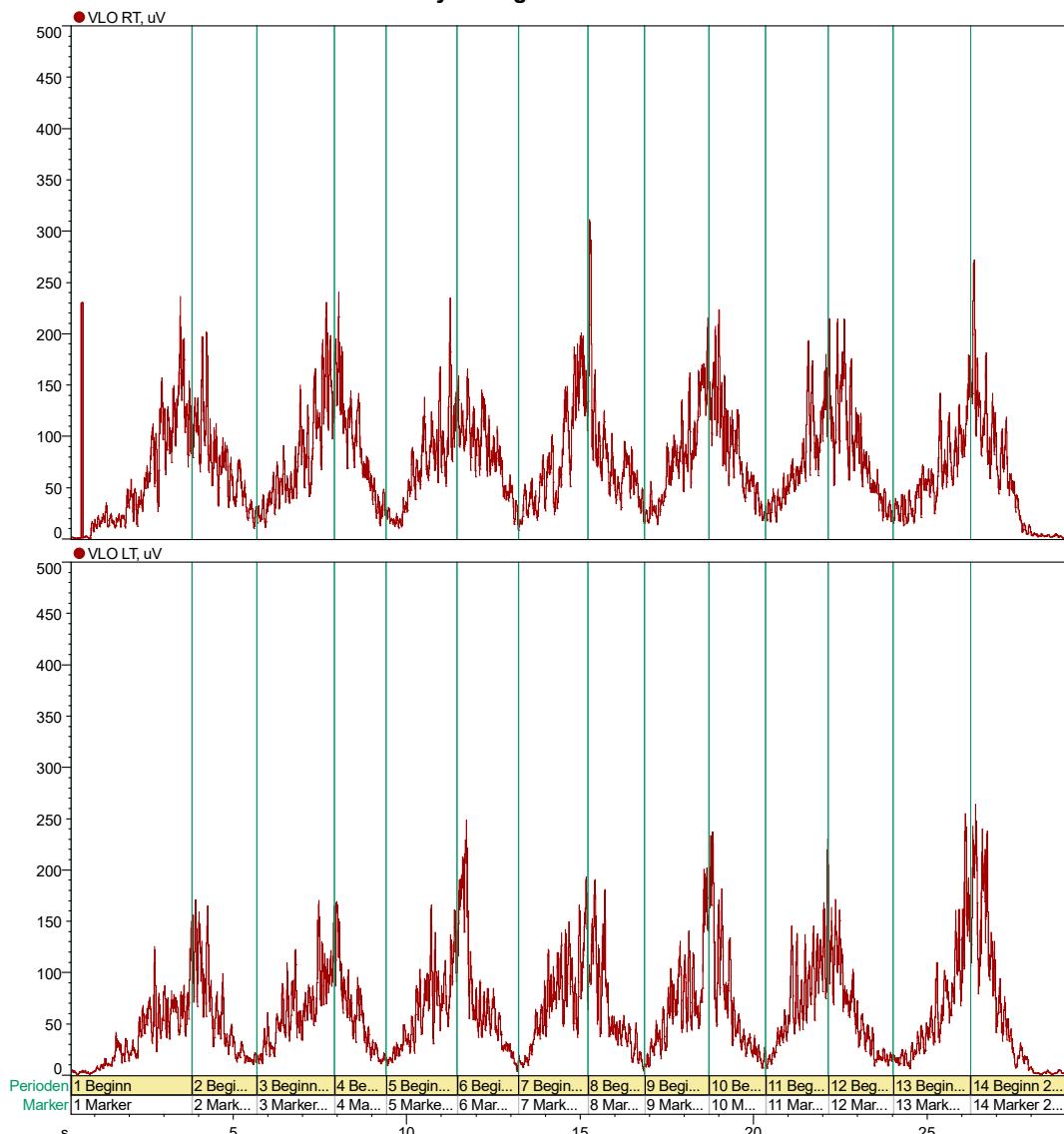
Subject:
Nachname Felix
Vorname
Geburtstag

Record:
Name
Messdatum
Anzahl der Perioden

Kniebeuge_zwei
09.01.2025 16:58
14

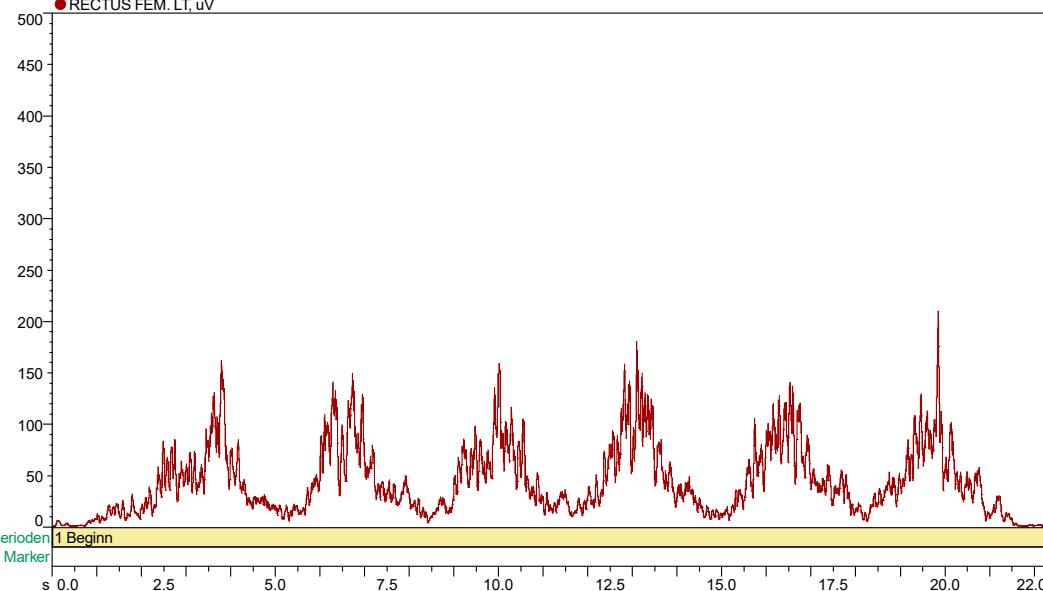
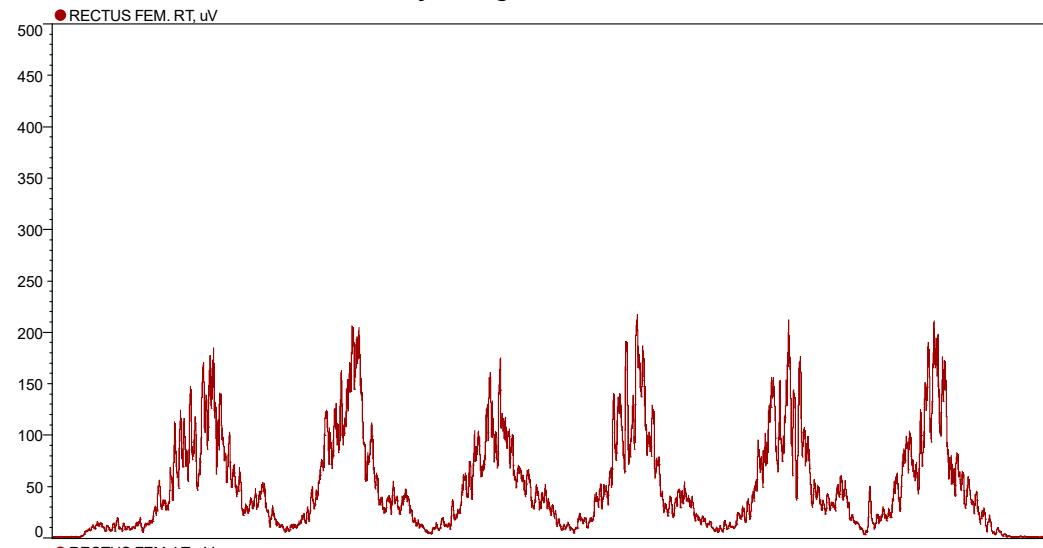


Analyzed Signals / Periods



Subject Comments

Felix Mitte - Nachher

Noraxon Standard EMG Analysis**NORAXON™**
MOVEMENT • DATA • PEOPLE**Subject:**
Nachname Felix
Vorname
Geburtstag**Record:**
Name
Messdatum
Anzahl der PeriodenKniebeuge_zwei_mitte
09.01.2025 17:04
1**Analyzed Signals / Periods****Subject Comments**

Felix Innen - Nachher

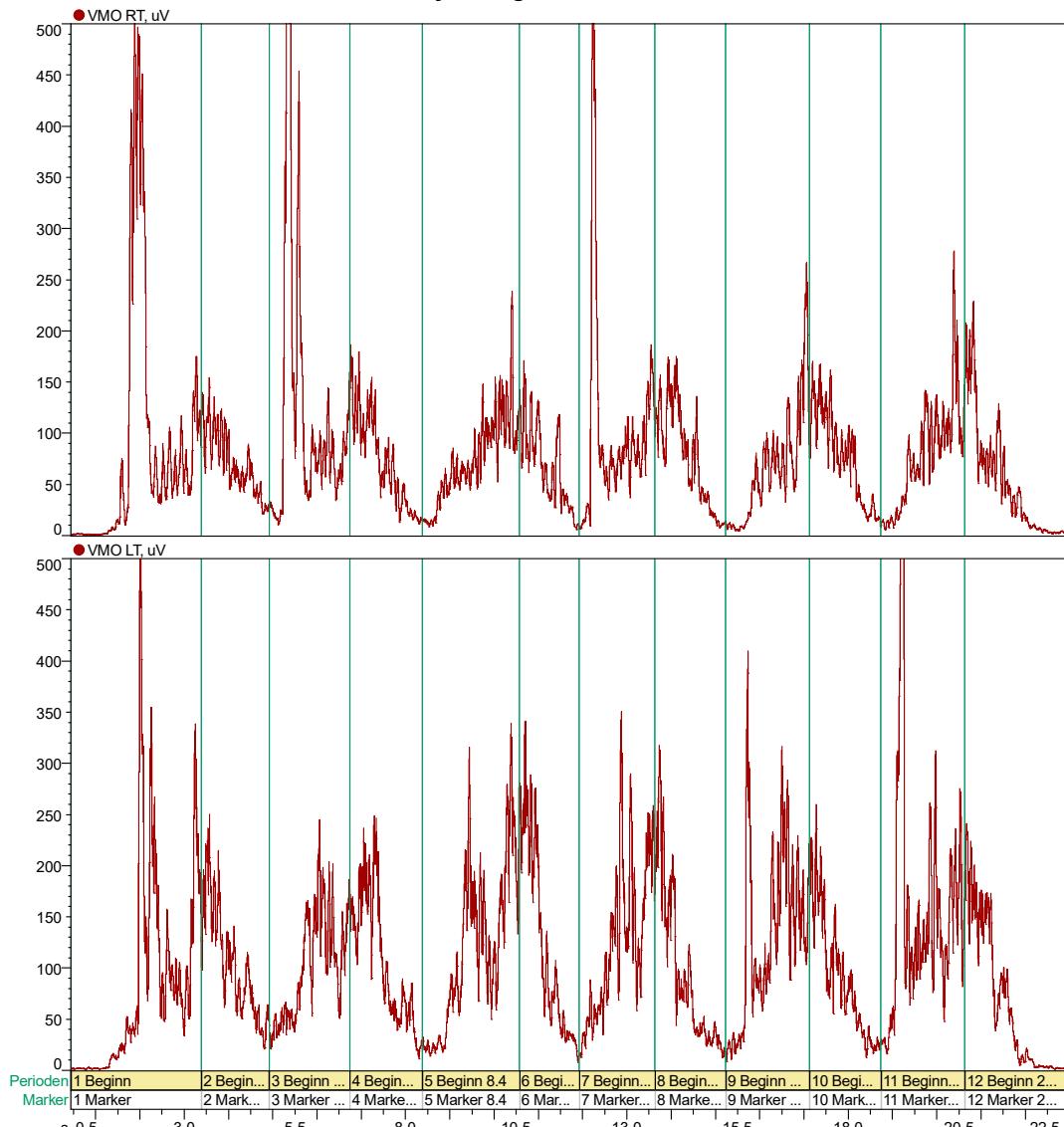
Noraxon Standard EMG Analysis

NORAXON™
MOVEMENT • DATA • PEOPLE

Subject:
Nachname Felix
Vorname
Geburtstag

Record:
Name
Messdatum
Anzahl der Perioden

Kniebeuge_zwei_innen-1
09.01.2025 17:10
12

**Analyzed Signals / Periods****Subject Comments**

Giorgio Außen - Vorher

Noraxon Standard EMG Analysis

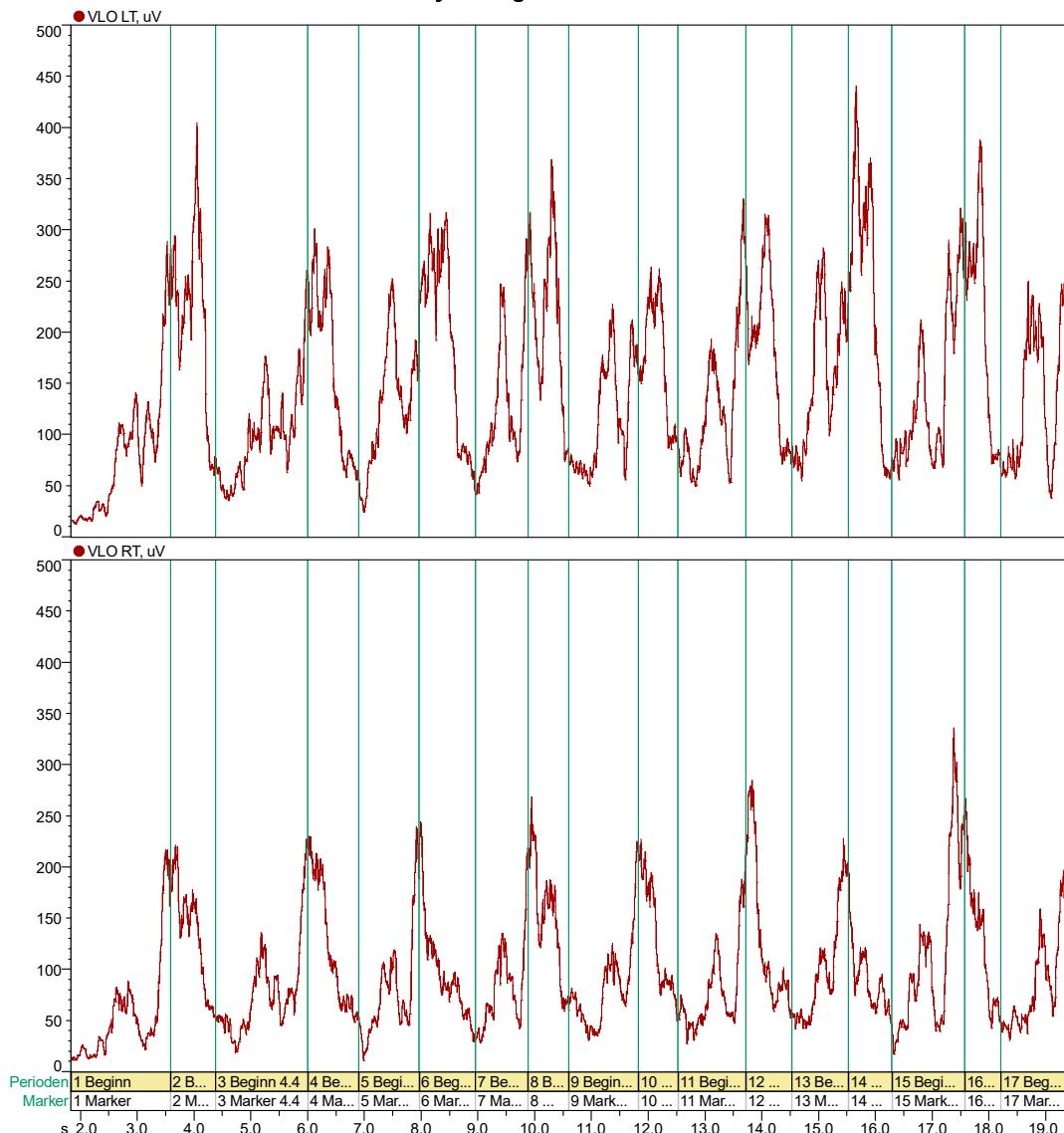
NORAXON™
MOVEMENT • DATA • PEOPLE

Subject:
Nachname Giorgio
Vorname
Geburtstag

Record:
Name Gio Außen 1
Messdatum 10.12.2024 16:43
Anzahl der Perioden 17



Analyzed Signals / Periods



Subject Comments

Giorgio Mitte - Vorher

Noraxon Standard EMG Analysis

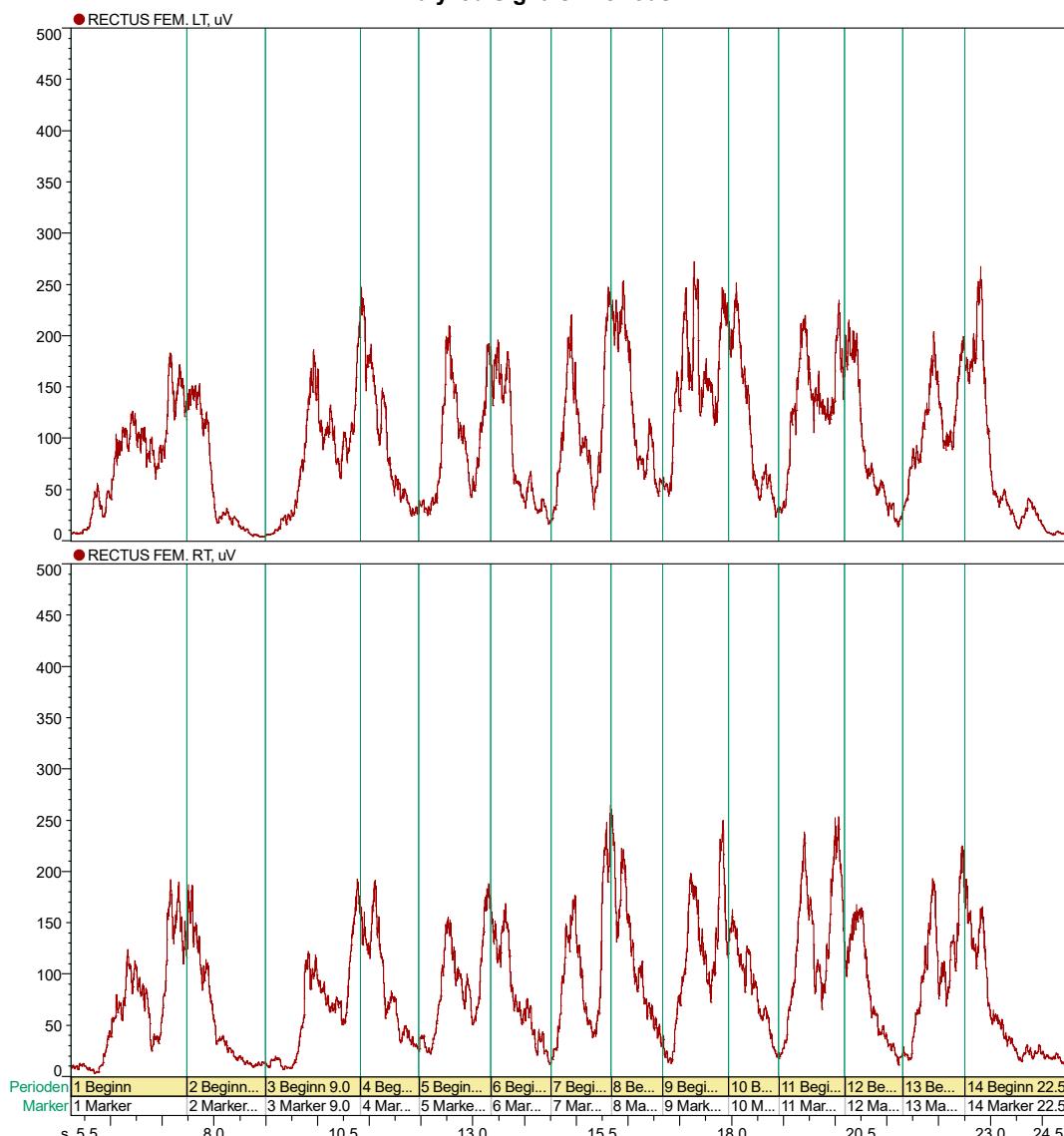
NORAXON™
MOVEMENT • DATA • PEOPLE

Subject:
Nachname Giorgio
Vorname
Geburtstag

Record:
Name Gio Mitte 1
Messdatum 10.12.2024 16:38
Anzahl der Perioden 14



Analyzed Signals / Periods



Subject Comments

Giorgio Innen - Vorher

Noraxon Standard EMG Analysis

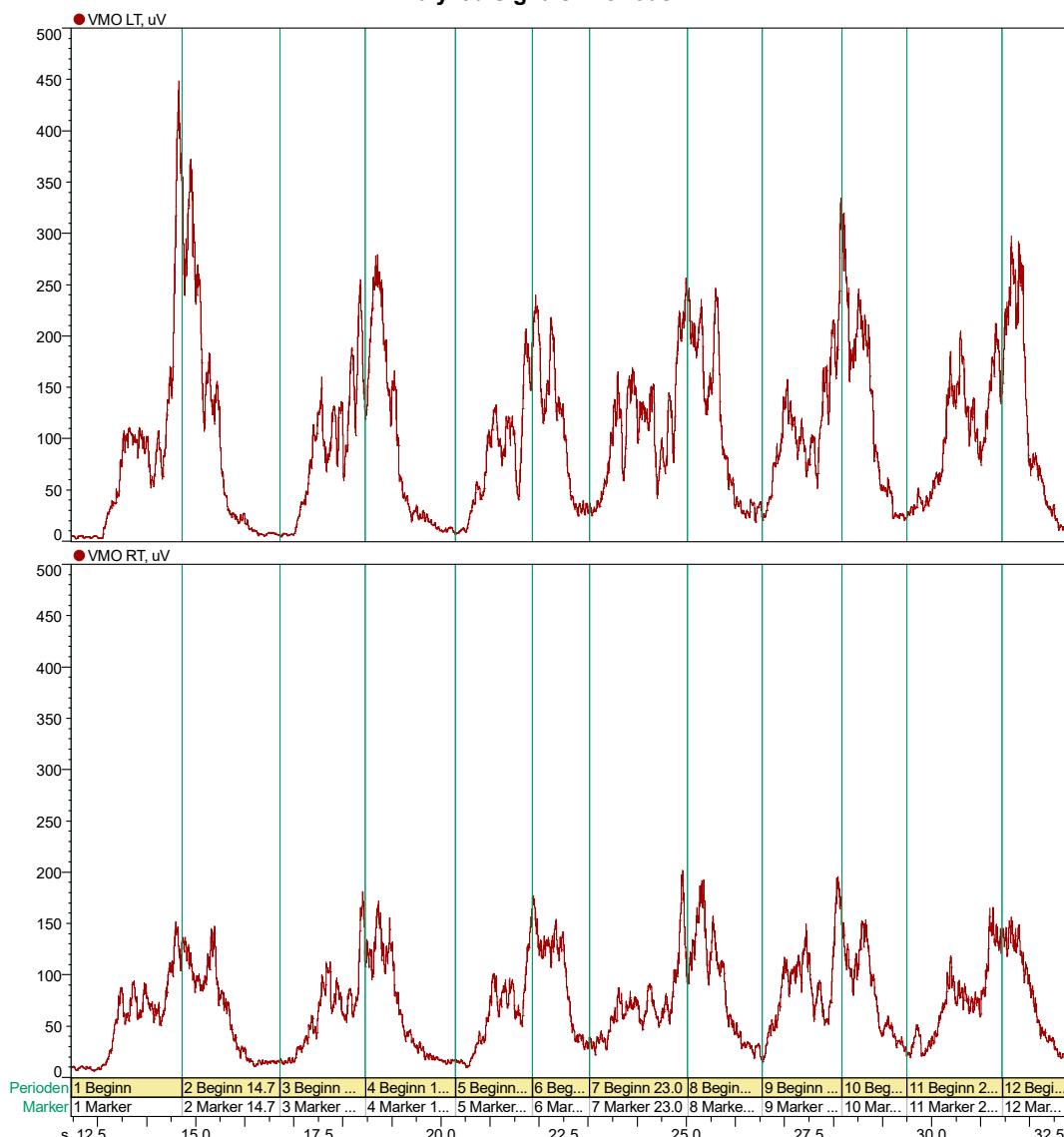
NORAXON™
MOVEMENT • DATA • PEOPLE

Subject:
Nachname Giorgio
Vorname
Geburtstag

Record:
Name Gio Innen 1
Messdatum 10.12.2024 16:51
Anzahl der Perioden 12



Analyzed Signals / Periods



Subject Comments

Giorgio Außen - Nachher

Noraxon Standard EMG Analysis

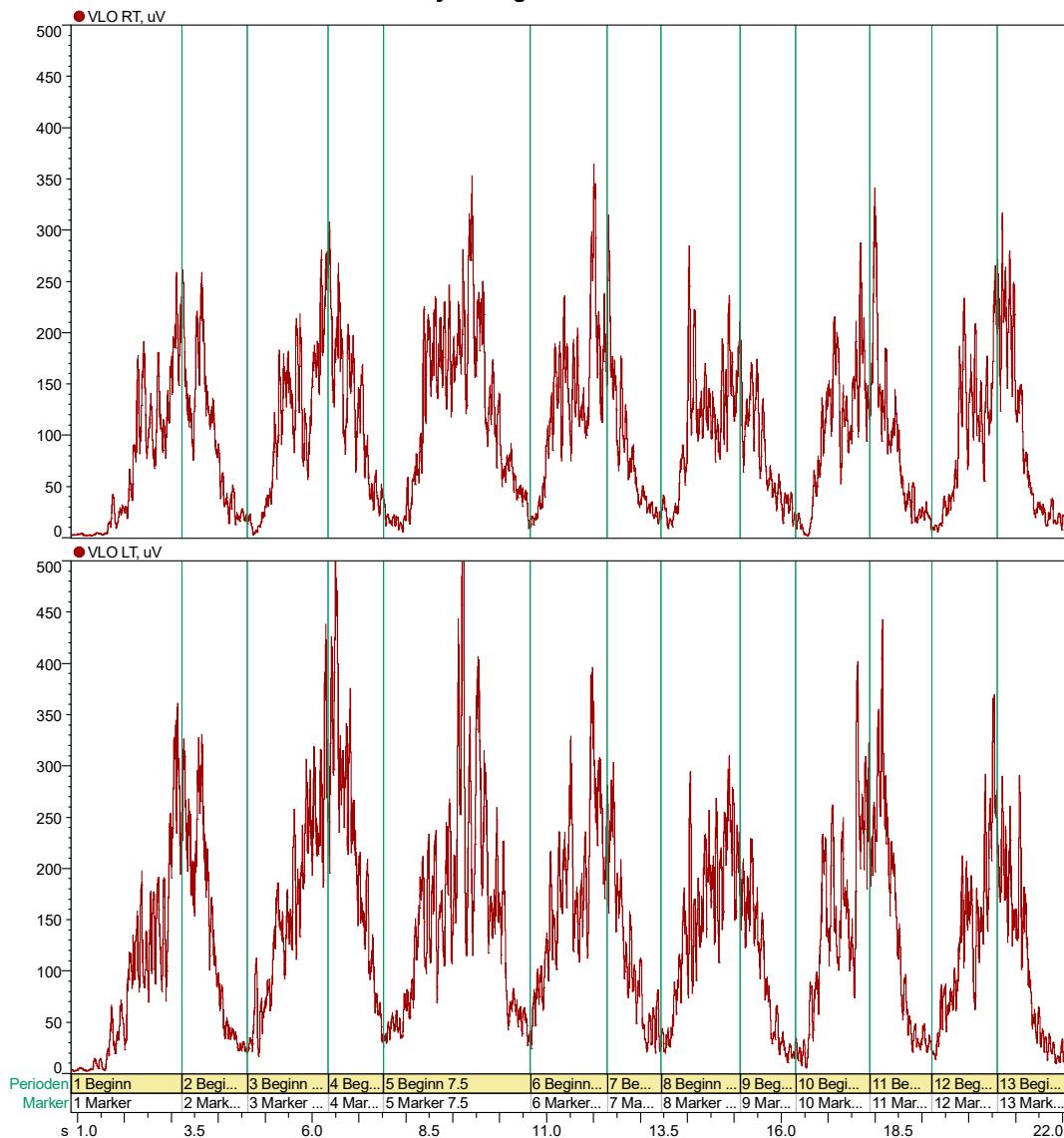
NORAXON™
MOVEMENT • DATA • PEOPLE

Subject:
Nachname Giorgio
Vorname
Geburtstag

Record:
Name
Messdatum 09.01.2025 16:48
Anzahl der Perioden 13



Analyzed Signals / Periods



Subject Comments

Giorgio Mitte - Nachher

Noraxon Standard EMG Analysis

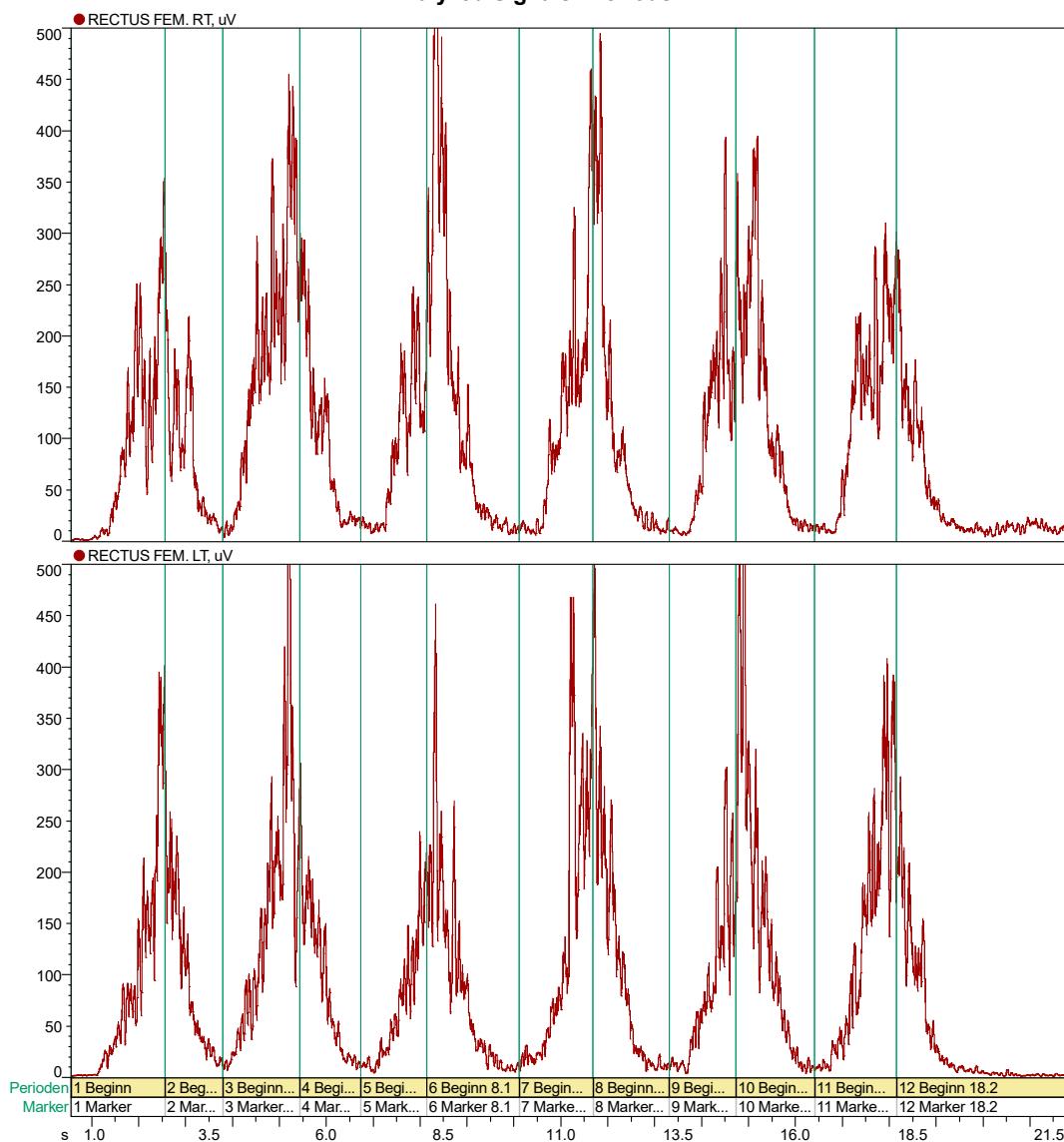
NORAXON™
MOVEMENT • DATA • PEOPLE

Subject:
Nachname Giorgio
Vorname
Geburtstag

Record:
Name
Messdatum 09.01.2025 16:42
Anzahl der Perioden 12



Analyzed Signals / Periods



Subject Comments

Giorgio Innen - Nachher

Noraxon Standard EMG Analysis

NORAXON™
MOVEMENT • DATA • PEOPLE

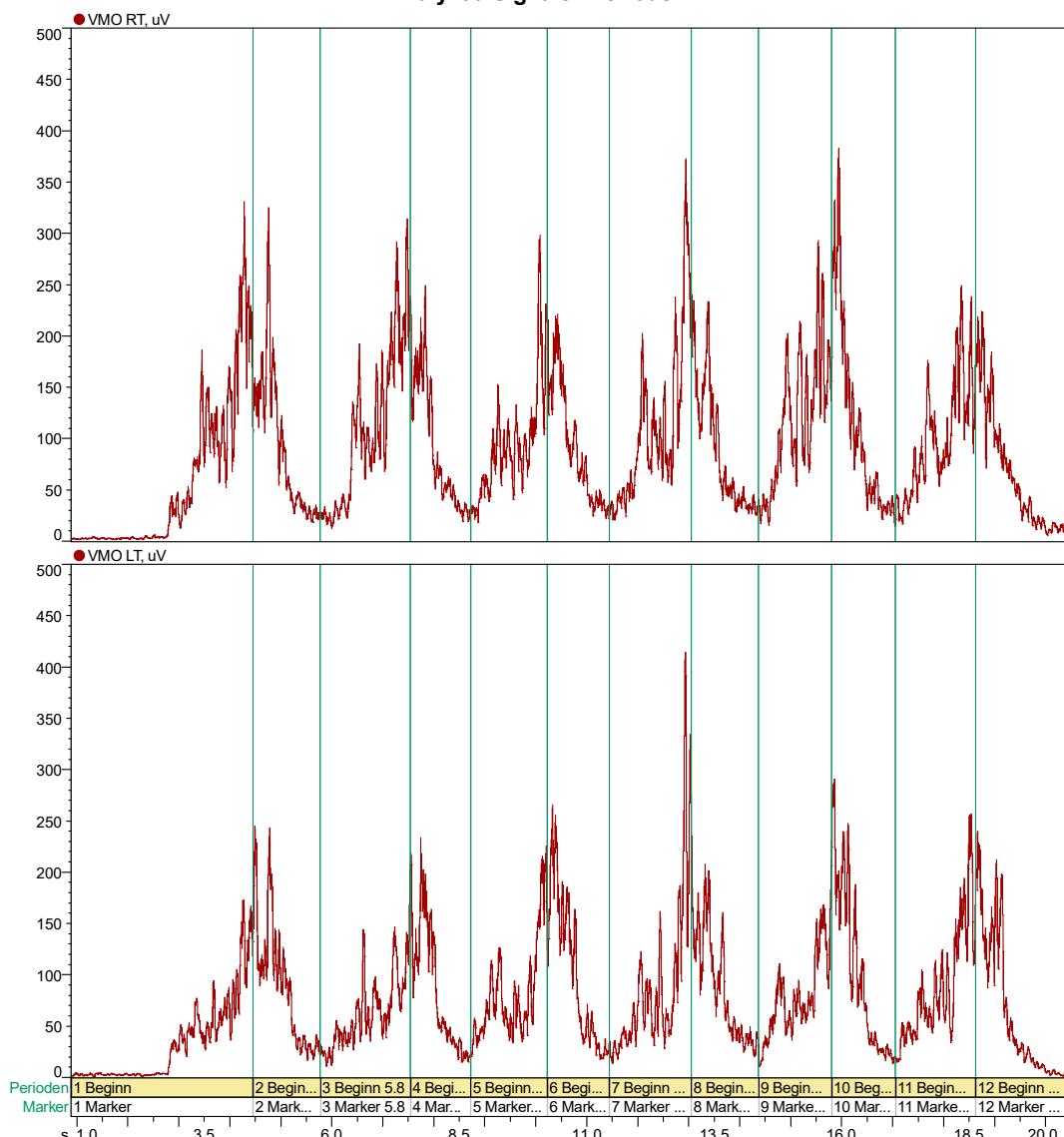
Subject:
Nachname Giorgio
Vorname
Geburtstag

Record:
Name
Messdatum
Anzahl der Perioden

Kniebeuge_zwei_innen-1
09.01.2025 16:38
12



Analyzed Signals / Periods



Subject Comments

Max Außen - Vorher

Noraxon Standard EMG Analysis

NORAXON™
MOVEMENT • DATA • PEOPLE

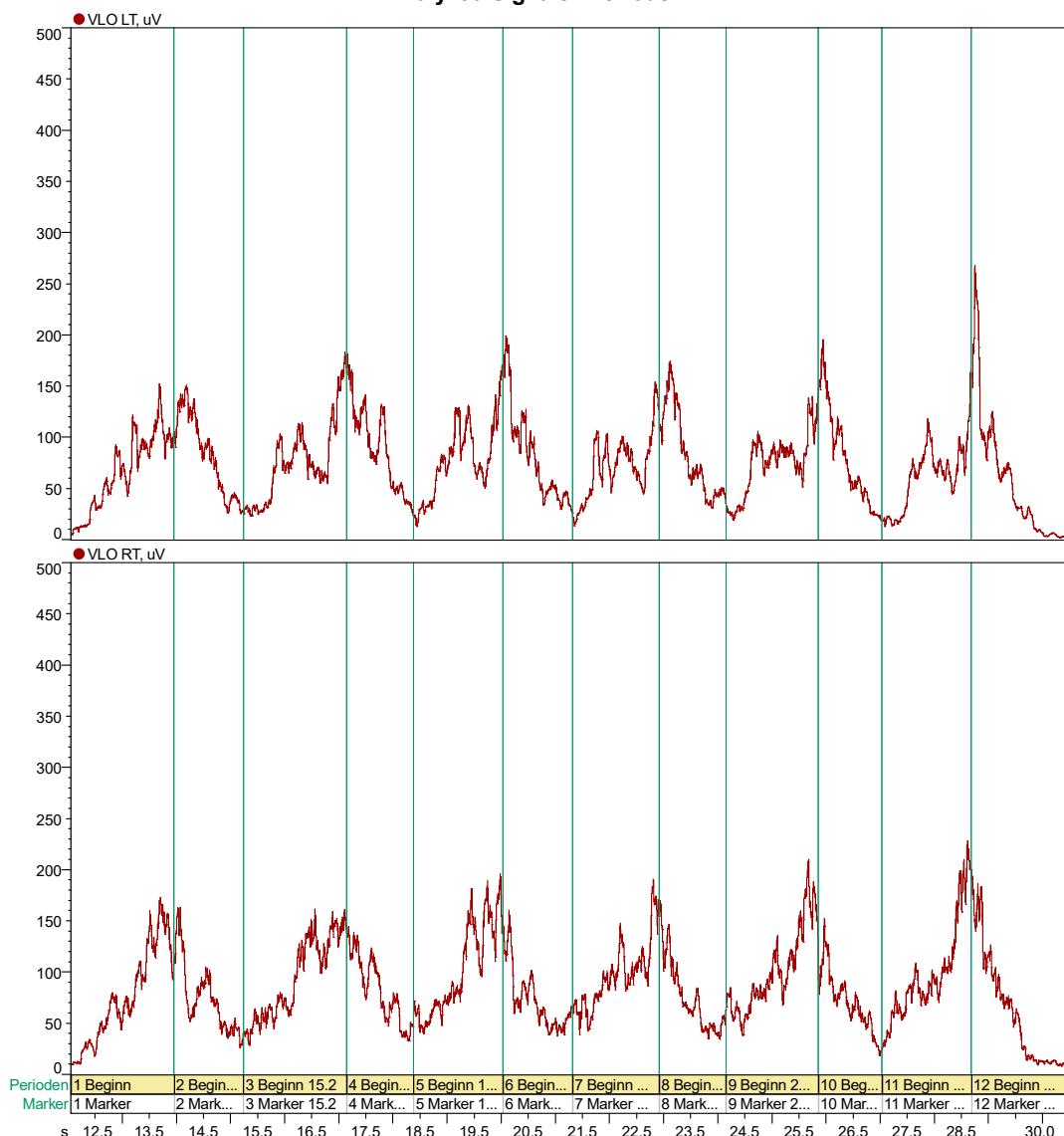
Subject:
Nachname Gerg
Vorname Maximilian
Geburtstag

Record:
Name
Messdatum
Anzahl der Perioden

Maxi Außen 1
10.12.2024 15:36
12



Analyzed Signals / Periods



Subject Comments

Max Mitte - Vorher

Noraxon Standard EMG Analysis

NORAXON™
MOVEMENT • DATA • PEOPLE

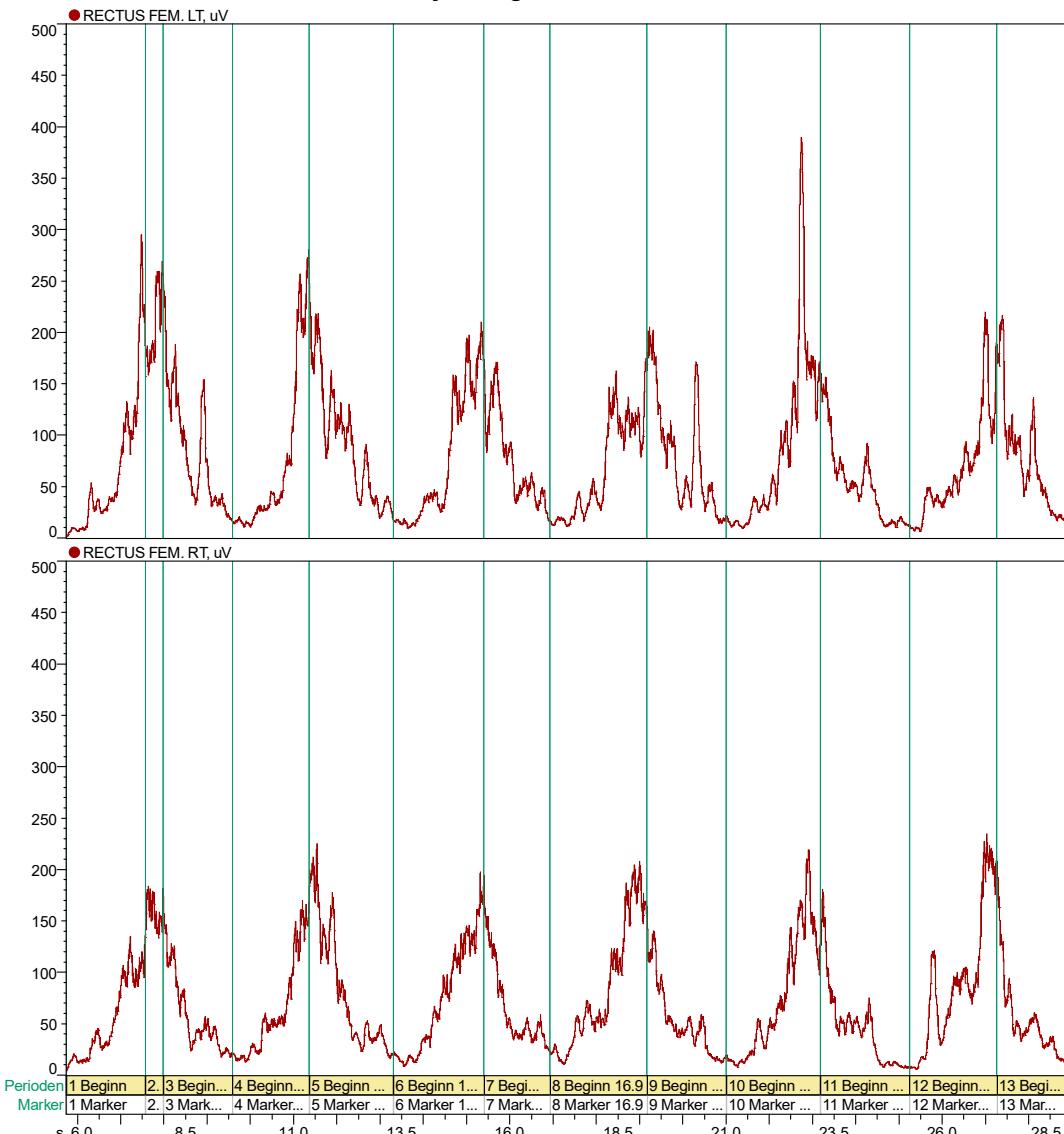
Subject:
Nachname Gerg
Vorname Maximilian
Geburtstag

Record:
Name
Messdatum
Anzahl der Perioden

Mitte 1
10.12.2024 15:12
13



Analyzed Signals / Periods



Subject Comments

Max Innen - Vorher

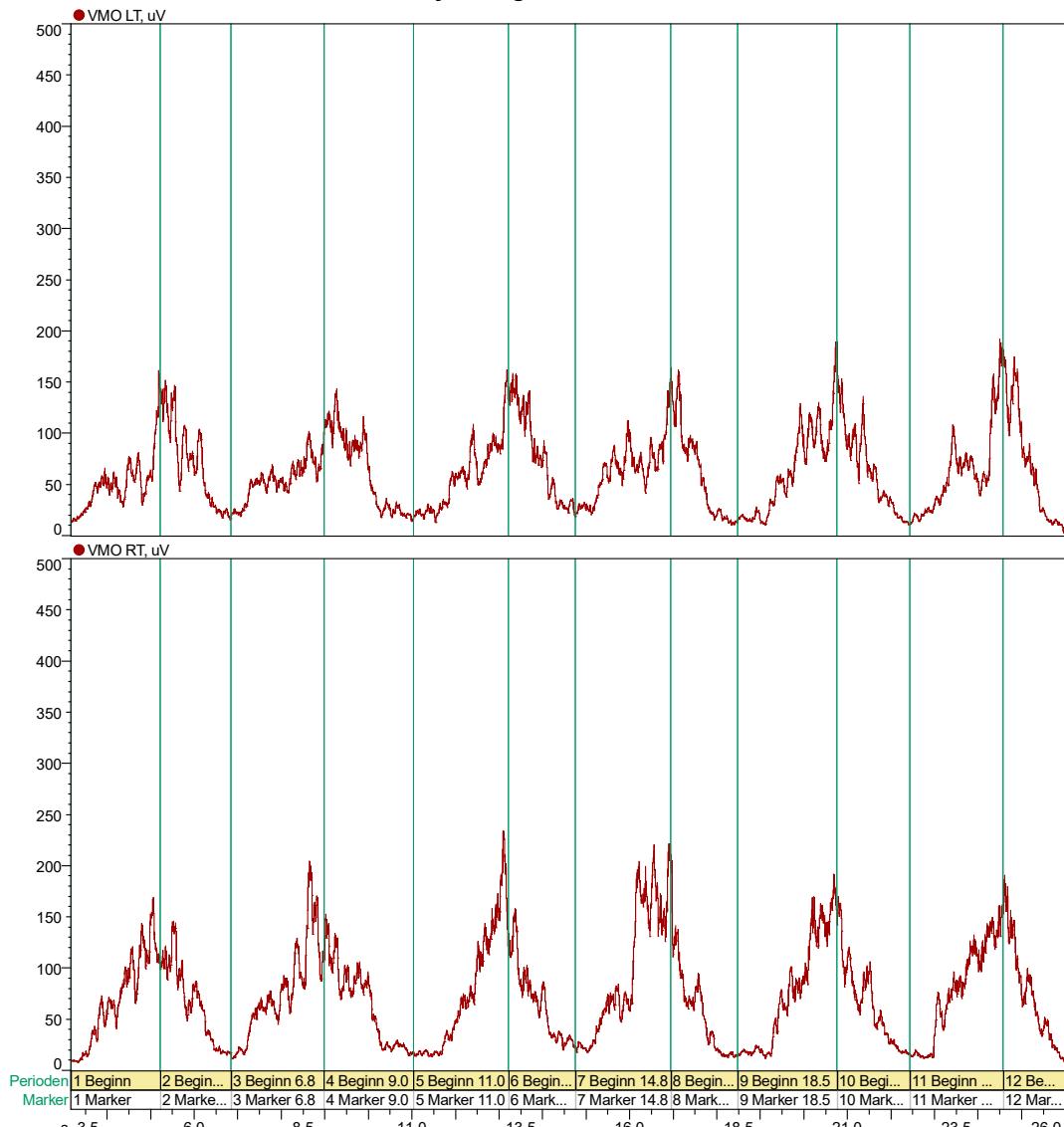
Noraxon Standard EMG Analysis

NORAXON™
MOVEMENT • DATA • PEOPLE

Subject:
Nachname Gerg
Vorname Maximilian
Geburtstag

Record:
Name
Messdatum
Anzahl der Perioden

Maxi innen 1
10.12.2024 15:45
12

**Analyzed Signals / Periods****Subject Comments**

Max Außen - Nachher

Noraxon Standard EMG Analysis

NORAXON™
MOVEMENT • DATA • PEOPLE

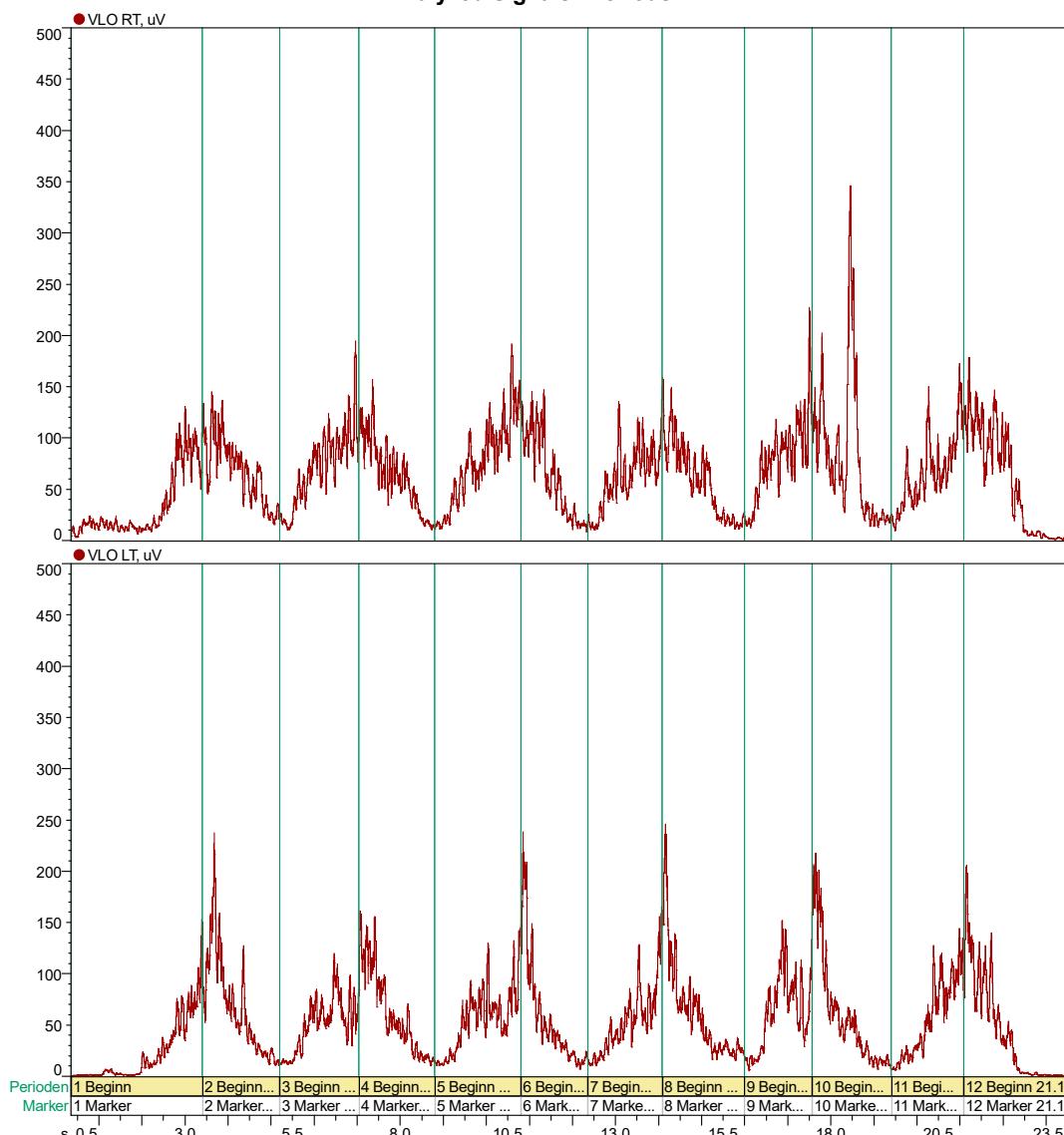
Subject:
Nachname Gerg
Vorname Maximilian
Geburtstag

Record:
Name
Messdatum
Anzahl der Perioden

Kniebeuge_zwei-1
09.01.2025 16:25
12



Analyzed Signals / Periods



Subject Comments

Max Mitte - Nachher

Noraxon Standard EMG Analysis

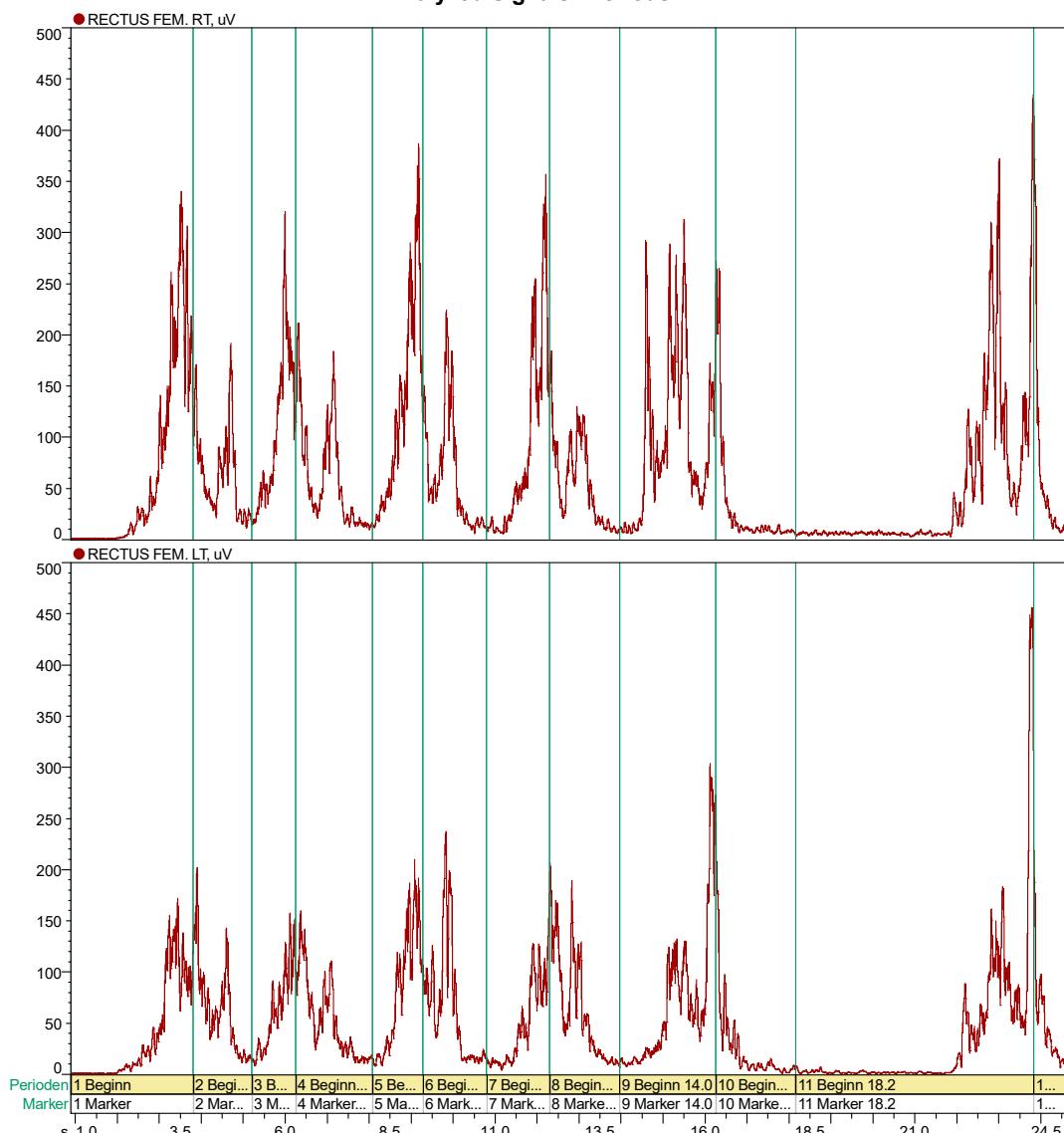
NORAXON™
MOVEMENT • DATA • PEOPLE

Subject:
Nachname Gerg
Vorname Maximilian
Geburtstag

Record:
Name
Messdatum
Anzahl der Perioden
Kniebeuge_zwei_mitte
09.01.2025 16:14
12



Analyzed Signals / Periods



Subject Comments

Max Innen - Nachher

Noraxon Standard EMG Analysis

NORAXON™
MOVEMENT • DATA • PEOPLE

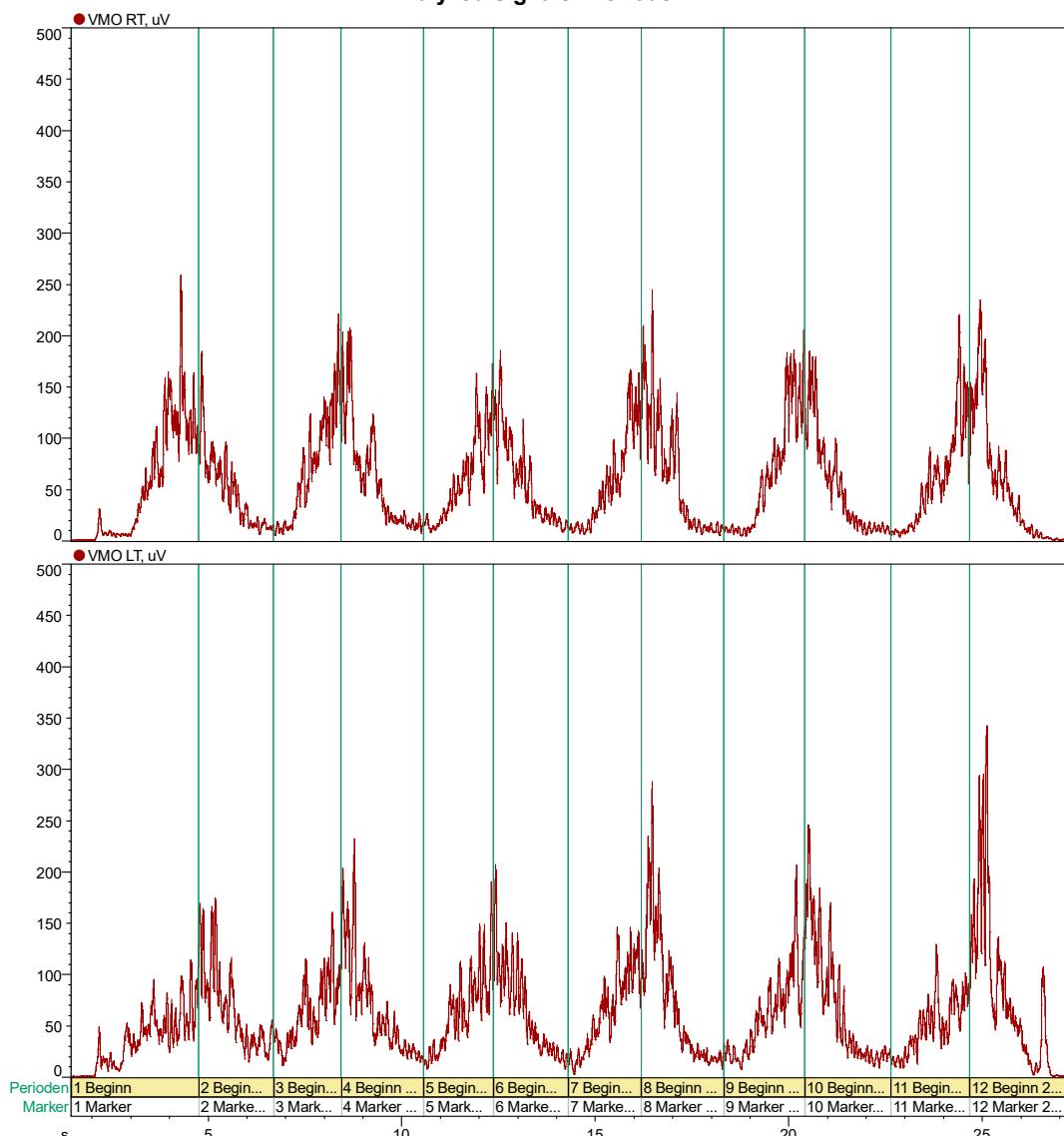
Subject:
Nachname Gerg
Vorname Maximilian
Geburtstag

Record:
Name
Messdatum
Anzahl der Perioden

Kniebeuge_zwei
09.01.2025 16:02
12



Analyzed Signals / Periods



Subject Comments