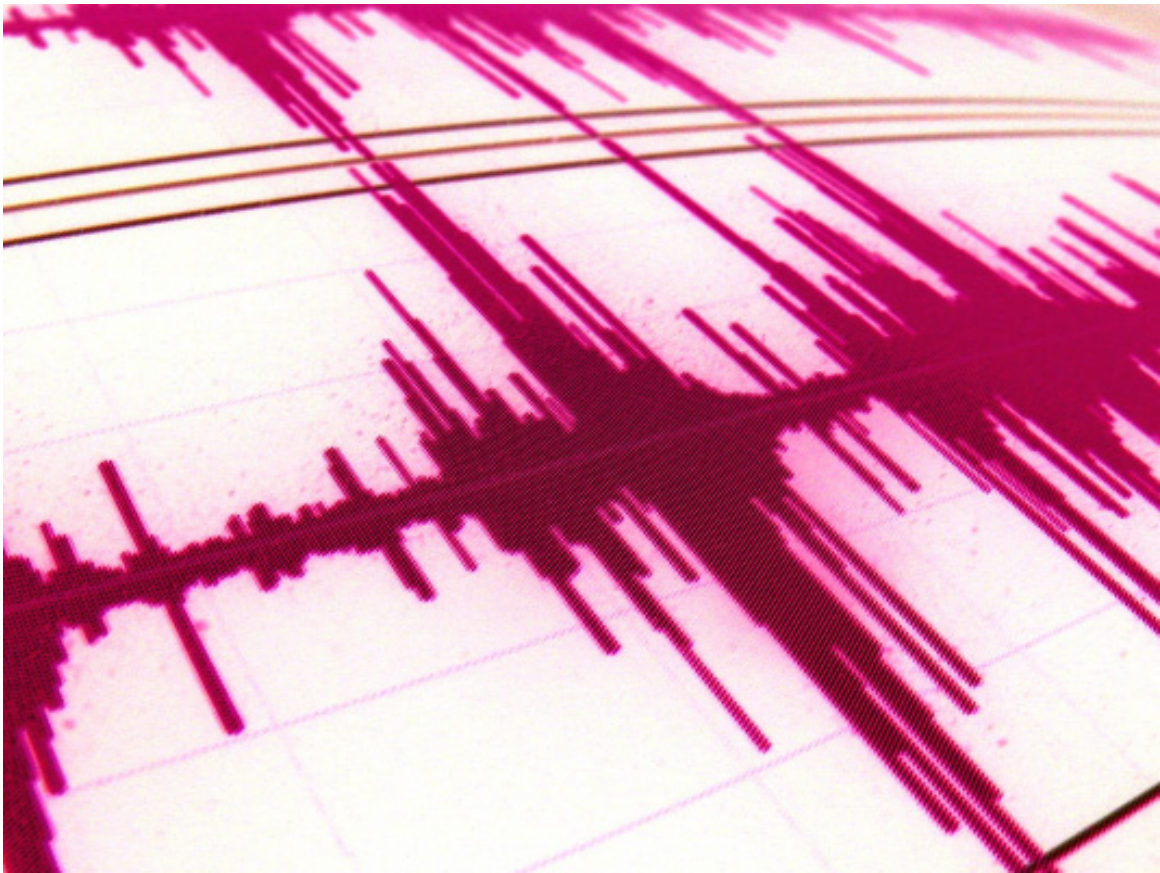


Untersuchung zur Differenzierung von Muskelaktivitäten mit der Surface-Elektromyographie



Wettbewerb "Jugend Forscht" 2007

Nina Reich (19 Jahre)

Mathilda Keller (18 Jahre)

**Arbeitsgemeinschaft "Jugend Forscht"
des Christian-Gymnasiums Hermannsburg
Leitung: StD Thomas Biedermann**

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	3
2.	Biologische Grundlagen	3
3.	Messmethode	4
3.1.	Überblick über die Oberflächen-Elektromyographie	4
3.2.	Messung von Nervensignalen	4
3.3.	Kartierung	5
4.	Aufbau und Funktion unseres Messgeräts	6
4.1.	Aufbau des Oberflächensensors	6
5.	Versuchsablauf	7
6.	Datenfluss	7
6.1.	Signalkontrolle und Aufnahme	7
6.2.	Verarbeitung der Signale	8
7.	Versuchsergebnisse	8
7.1.	Versuchsbeobachtung	8
7.2.	Positionsgenauigkeit	10
7.3.	Zuverlässigkeit der Fourieranalyse	11
7.4.	Der Einfluss der Eindringtiefe auf das Messergebnis	12
7.5.	Verschiedene Muskeln im Vergleich	13
7.6.	Vergleich der Probanden	14
7.7.	Ermüdung	14
8.	Diskussion	15
8.1.	Probandenwahl	15
8.2.	Messtechnik	15
9.	Zusammenfassende Abschlussbemerkung	16
10.	Literaturverzeichnis	17
11.	Internetquellen	17
12.	Danksagung	17

1. Einleitung

Stift führen und pinseln, fassen und greifen, tasten und befühlen, Hände schütteln und winken, schlagen und streicheln, nehmen und geben, bauen und formen - die unendlich vielfältigen Einsatzmöglichkeiten des genial komplexen Werkzeugs „Hand“ werden oft erst dann schmerzlich bewusst, wenn ein Teil oder gleich das ganze Körperteil nur noch beschränkt agieren kann oder gar ausfällt. „Kann eine Handprothese Klavier spielen?“ ist eine der Fragen, die zu der Erstellung dieser Arbeit führten. Die Wissenschaft arbeitet hart an einem zumindest ein paar Funktionen beinhaltenden Greif-Ersatz. Damit dieser intuitiv, also mit dem Gehirn gelenkt werden kann, muss die Steuerung der Hand bei einem gesunden Menschen auf die Steuerung der künstlichen Ersatzhand übertragen werden.

In der Medizin verwendet man hierzu die Elektromyographie, genauer gesagt Oberflächen-Elektromyographie, um Signale abzugreifen und umzuwandeln. In dieser Arbeit werden nun die Unterarmmuskeln und deren Steuerung mittels Elektromyographie untersucht, da sie einen wesentlichen Teil zur Bewegung der Hand beitragen.

2. Biologische Grundlagen

Wie kommt es zu der Kontraktion eines Muskels?

Das Gehirn sendet Nervensignale mit der Information über Art und Dauer der Kontraktion an die Muskelzellen. Als Leiter dienen dabei die Nervenbahnen, die aus einzelnen Nervenzellen zusammengesetzt sind.

Die Nervensignale kommen durch Ionendiffusion in den Nervenzellen zustande. Dadurch, dass in der Membran Ionenkanäle eingelagert sind, findet ein ständiger Aus- bzw. Einstrom von Ionen statt, der zu einer Spannungsdifferenz zwischen Intra- und Extrazellulärraum führt. Erreicht diese Spannung einen bestimmten Schwellenwert, wird ein Aktionspotential ausgelöst. Das Membranpotential depolarisiert zunächst von -80 mV auf +30 mV und hyperpolarisiert dann sofort wieder auf das Ruhepotential zurück.

Entscheidend ist nun, wie sich dieses Aktionspotential über den ganzen Nerv ausbreitet. Dadurch, dass sich die Potentialdifferenz an der Membran verändert, öffnen sich in der daneben liegenden Zelle spannungsabhängige Kanäle, die ihrerseits wieder eine Ionendiffusion ermöglichen. Infolgedessen steigt auch das Potential an der benachbarten Membran, der Schwellenwert wird überschritten und ein weiteres Aktionspotential ausgelöst.

So kann sich das Signal über den gesamten Nerv ausbreiten, bis es schließlich zur motorischen Endplatte gelangt, wo das Signal an den Muskel übertragen wird und eine Kontraktion hervorgerufen wird.

Durch das eingehende Aktionspotential schüttet die motorische Endplatte einen Transmitter aus, der seinerseits in der Muskelzelle dazu führt, dass Calcium-Ionen freigesetzt werden. Dieser Prozess ist der Auslöser für die dann beginnende Muskelkontraktion. Sie dauert so lange an, bis die Aktivierung des Muskels durch den Transmitter abbricht. Der Transmitter wird solange ausgeschüttet, wie Aktionspotentiale die motorische Endplatte erreichen.

Nach [2] bewirkt ein einzelnes Aktionspotential noch keine andauernde Muskelkontraktion, sondern nur ein Zucken. Dazu sind viele aufeinander folgende Aktionspotentiale nötig. Eine solche aus mindestens 20 aufeinander folgenden Reizen bestehende andauernde Kontraktion nennt man „Tetanus“.

Jeder Muskel besitzt im Ruhezustand einen so genannten Muskeltonus oder auch Grundtonus, eine Anspannung, die nötig ist, um zum Beispiel die Haltung zu stabilisieren. Man kann also sagen, dass ein Muskel nie vollständig entspannt sein kann.

3. Messmethode

3.1. Überblick über die Oberflächen-Elektromyographie

Das Mittel der Elektromyographie (EMG) wird häufig in der Medizin zur Diagnostik und Therapie verwendet. Nach [3] unterscheidet man die Oberflächen-EMG, bei dem die Spannungen an der Hautoberfläche abgegriffen werden, vom intramuskulären EMG, bei dem die Elektroden als Nadel direkt in die Muskelfasern gebracht werden. Während die intramuskuläre EMG die Aktivität einzelner Muskelfasern aufzeichnet, erlaubt es die Oberflächen-EMG, ganze Muskeln oder Muskelgruppen zu beobachten.

Da es in der Diagnostik meistens darum geht, einzelne Muskelfasern zu untersuchen, benutzt man in der angewandten Medizin die Oberflächen-EMG nur an Stellen, wo der Muskel direkt unter der Haut liegt oder wo das Einstechen einer Nadel zu schmerzhaft wäre (z.B. auf der Zunge).

3.2. Messung von Nervensignalen

Es stellt sich die Frage, wie man in Kapitel 2 beschriebenen Spannungsdifferenzen auf der Hautoberfläche messen kann, obwohl die motorischen Endplatten, an denen die Spannung abfällt, weit unter der Haut liegen.

Zwischen den einzelnen Muskelfasern und den Elektroden liegen weitere Schichten Muskelgewebe, Fettschichten und Haut.

Das leitfähige organische Gewebe baut einen Widerstand auf, denn nach Abb. 1 ([7]) kann man sich das Gewebe als eine Kette miteinander verschalteter Widerstände und Kondensatoren vorstellen, die zum einen als Spannungsteiler, zum anderen als Tiefpassfilter wirken. Durch die Teilung der Spannung werden geringere Spannungen als das ursprüngliche Endplattenpotential an der Hautoberfläche gemessen, zudem werden die höheren Frequenzen herausgefiltert.

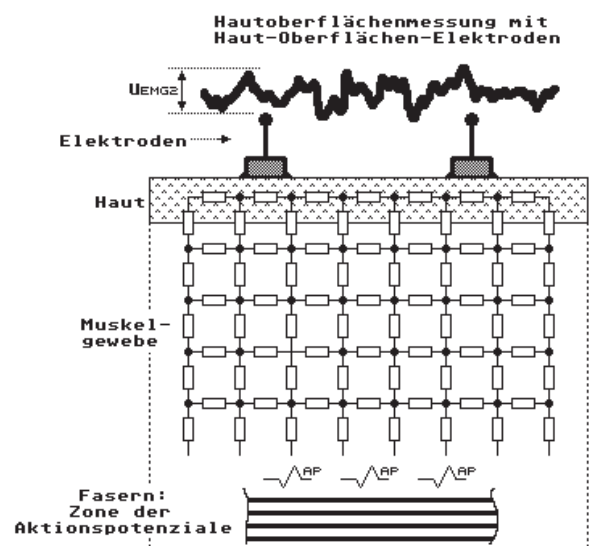


Abb. 1: Ersatzschaltbild für die Signalweiterleitung der Aktionspotenziale (nach: [7])

Die Methode der Oberflächen-Elektromyographie erfasst daher die Nervensignale nicht nur von mehreren Endplatten gleichzeitig, sondern auch gefiltert und abgeschwächt. Dies muss bei der Auswertung der Messdaten berücksichtigt werden.

Die Ausbreitung der Nervenimpulse erfolgt längs der Muskelfasern, damit bildet sich auch die Potentialdifferenz in deren Richtung aus. Um eine maximale Signalamplitude zu erzielen, müssen die zwei Messpunkte senkrecht zum Verlauf der Muskelfasern angebracht werden.

Die Theorie der Stromleitung in einem ausgedehnten Körper besagt, dass mit zunehmenden Abstand zweier Messpunkte die Bereiche nennenswert zur Stromleitung beitragen, die in der Größenordnung des Abstandes der beiden Punkte liegt (vergl. Abb. 2). So hat der Bereich, den zwei auf der Haut liegende Messpunkte erfassen, auf der Oberfläche in erster Näherung die Form eines Kreises mit den beiden Messpunkten auf gegenüberliegenden Kreispunkten und entsprechend der unter der Haut erfasste Bereich die Form einer Halbkugel. Daher bestimmt der Abstand der Elektroden, die als Messpunkte dienen, das Volumen bzw. die Tiefe des Bereiches, in dem Signale erfasst werden.

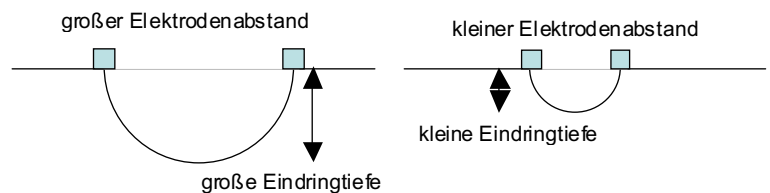


Abb. 2: Zusammenhang zwischen Elektrodenabstand und Eindringtiefe

3.3. Kartierung

Für die Untersuchung wurden vier Muskeln des Unterarms ausgesucht und ertastet, wo unter der Haut die Anspannung bei Aktivierung des Muskels am deutlichsten spürbar ist. Die Lage des Punktes wurde mittels Koordinaten festgehalten.

Ein elastisches Gummiband, auf der die Lage in Prozent abgelesen werden kann, dient zur Bestimmung der x-Koordinate. Dazu liegt der Nullpunkt auf dem Caput ulnae (Ellenköpfchen), die 100%-Markierung liegt auf dem Epicondylus lateralis (seitlicher Oberarmknorren). Ein zweites Gummiband, welches zu einem Ring genäht ist, gibt die y-Koordinate in Prozent an. Hier liegt der Nullpunkt in ulnarer Lage relativ zum Band der x-Koordinate.

Da die Gummibänder elastisch sind und die Proportionen des Körpers nach Leonardo da Vinci bei jedem Menschen gleich sind, lässt sich die Lage eines Punktes mit den Koordinaten auf jeden beliebigen anderen Probanden übertragen.

Die vier untersuchten Muskeln sind der M. extensor carpi ulnaris (Muskel 1), der M. extensor digitorum communis (Muskel 2), der M. abductor pollicis longus und M. extensor pollicis brevis (Muskel 3) und der M. flexor digitorum superficialis (Muskel 4). Es ist wichtig zu wissen, dass es sich bei den Muskeln 1 bis 3 um Muskeln handelt, die dicht unter der Hautoberfläche zu finden sind, Muskel 4 liegt tiefer, was die Messungen zum Teil erschwert (s.a. Abb. 3).

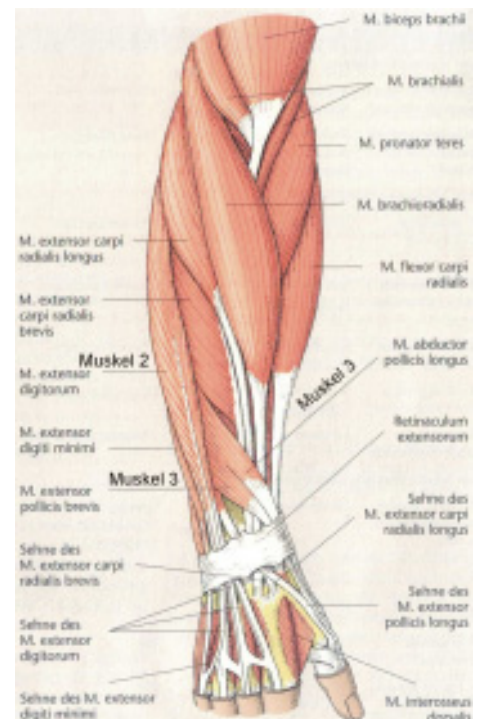


Abb. 3: Position einiger der untersuchten Muskeln im Unterarm

4. Aufbau und Funktion unseres Messgeräts

Das Messgerät ist im Prinzip dreiteilig aufgebaut: Ein Sensor (s. Abb. 4) greift die Spannungen an der Hautoberfläche ab und verstärkt sie, eine Schaltbox enthält ein Tiefpassfilter und die Spannungsversorgung, zur Signalauswertung können weitere Geräte angeschlossen werden, die das Signal speichern und akustisch wiedergeben (Audiokarte eines Laptops) sowie optisch darstellen (Oszilloskop).

4.1. Aufbau des Oberflächensensors

Als Elektroden dienen je zwei von vier parallel angeordnete Goldstreifen, die auf die Hautoberfläche gebracht werden. Durch Wahl der entsprechenden Streifenpaare können drei verschiedene Elektrodenabstände a, b und c eingestellt werden. Sie definieren nach Kapitel 3.2 die drei möglichen Eindringtiefen des Sensors.

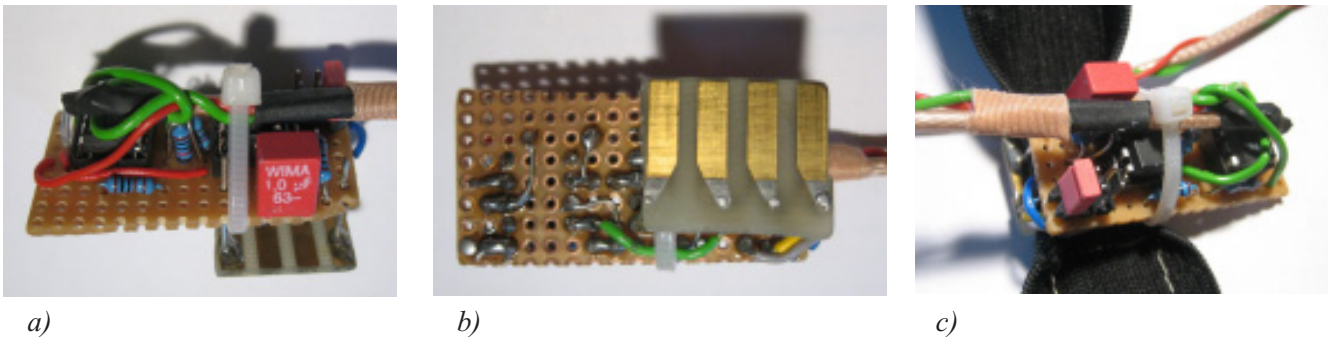


Abb. 4: Ansichten des Sensors.

- a) Leiterplatte von oben mit den beiden Operationsverstärkern und ihrer externen Beschaltung
- b) Sensorfläche von unten, man erkennt die Goldkontakte mit ihren verschiedenen Abständen
- c) Mit Klettband versehener Sensor zur Befestigung auf der Hautoberfläche

Damit die an der Hautoberfläche messbaren Signale möglichst unverfälscht abgenommen werden können, muss ein Messverstärker mit hochohmigem Eingang verwendet werden. Da entsprechende Verstärkereingänge besonders empfindlich auf Störsignale reagieren, müssen die Zuleitungen von den Elektroden zu den Verstärkereingängen so kurz wie möglich gemacht werden. Aus diesem Grund

bietet sich auch eine erste Signalverstärkung direkt am Messort an. Impedanzwandler und Verstärker wurden dazu auf einer gemeinsamen kompakten Platine untergebracht, an der die umsteckbaren Messelektroden direkt angelötet sind. Der Messverstärker erzeugt aus dem Differenzsignal ein unipolares Signal, das über eine abgeschirmte Koaxialleitung mit der Auswertungs-elektronik verbunden ist, die auch die Spannungsversorgung enthält.

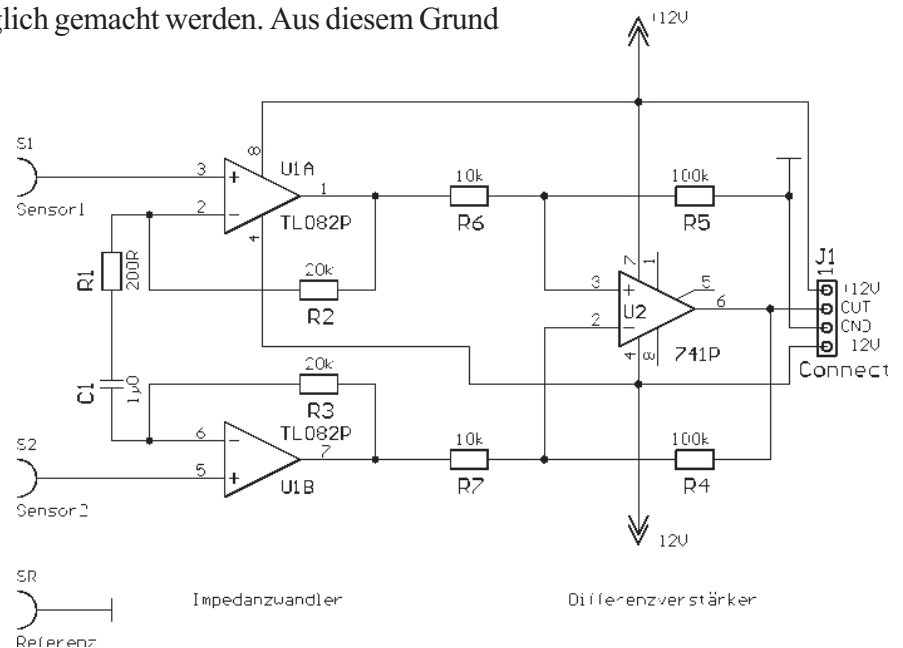


Abb. 5: Schaltskizze des Sensorkopfes

Die vollständige Schaltskizze des Sensorkopfes zeigt Abb. 5. Die beiden Signaleingänge von den Elektroden sind jeweils an die Plus-Eingänge eines Operationsverstärkers angeschlossen, der in einer Elektrometerschaltung betrieben wird, dieser übernimmt damit die Funktion eines Impedanzwandlers, der mit der Verstärkung 1 lediglich den hohen Eingangswiderstand in einen kleinen Ausgangswiderstand umwandelt. Die Kombination aus R1 und C1 verhindert ein Schwingen der Schaltung. Der nachfolgende Differenzverstärker verstärkt die Spannungsdifferenz um den Faktor 10. Die Referenzelektrode sorgt durch einen Potentialausgleich dafür, dass der zulässige Grenzwert der Gleichtaktaussteuerung des Differenzverstärkers nicht erreicht wird. [3], [4]

In der Schaltbox wird anschließend das Signal mit einem RC-Tiefpass auf eine Bandbreite von 20 kHz gefiltert und über entsprechende Steckbuchsen zur Weiterverarbeitung bereitgestellt.

An diesen Buchsen wird nun ein Oszilloskop zur visuellen Signalkontrolle sowie das Laptop zur Speicherung und weiteren Verarbeitung der Signale angeschlossen.

5. Versuchsablauf

Vor jeder Messung werden die Haut des Probanden und beide Sensoren mit 70%igem Isopropanol gereinigt, um eine chemische Potentialbildung auf der Haut zu vermeiden und einen Kurzschluss der Elektroden durch Schweißreste zu verhindern.

Nun wird der Proband sitzend platziert und die Sonde am linken Arm an den entsprechenden Koordinaten positioniert. Der Referenzsensor wird am rechten Handgelenk angebracht, damit er nicht von den Aktivitäten im linken Arm irritiert wird.

Bei jeder Messung wird zunächst eine Aufzeichnung in Ruhe vorgenommen, um später entsprechende Störungen in den Signalen zu erkennen.

Anschließend werden mit jeder der drei Eindringtiefen je zwei Messungen mit aktiviertem Muskel durchgeführt. Dabei ist der Proband angehalten, über einen vorher definierten Zeitraum möglichst nur diesen Muskel immer in der gleichen Anspannung zu halten. Muskel 1 wird durch ulnare Abduktion aktiviert, Muskel 2 durch Spreizen des 2. bis 4. Fingers, Muskel 3 durch Abduktion und Extension des Daumens und Muskel 4 durch Beugung des Handgelenks.

Da eine Spreizung der Finger aus eigener Kraft zur Aktivierung des Muskels 2 meistens nicht ausreicht, wird zur Messung eine definierte Masse von 1,4kg an die Finger gehängt, wobei der Proband aufgefordert wird, die Finger auf gleicher Höhe mit dem Daumen und dem fünften Finger zu halten. Diese sind dazu auf einer Unterlage fest abgestützt.

6. Datenfluss

6.1. Signalkontrolle und Aufnahme

Die Signale werden zunächst visuell durch Anschluss eines Oszilloskops kontrolliert, weil man anhand des Schirmbildes sofort erkennen kann, ob die Elektroden richtig kontaktiert sind und ob eventuelle Brumm- einstreuerungen durch die Netzspannung die Messung beeinträchtigen würden. Zentrale Idee ist jedoch,

durch den Anschluss an den Audioeingang des Computers die analogen Signale über die Soundkarte in digitale Signale umzuwandeln. Dadurch ist auch eine akustische Signalkontrolle über die Lautsprecher möglich, man kann die Nervensignale „hören“. Die Aufzeichnung der Signale erfolgt mithilfe eines Audioprogramms, das im übrigen auch eine Beschneidung der Daten auf bestimmte Zeiträume zulässt und die akustischen Signale als Wave-Dateien exportieren kann.

6.2. Verarbeitung der Signale

Die Verarbeitung der Signale erfolgt in einer komplexen Abfolge von Formatierungen und Konvertierungen in passende Formate und Bearbeitungen. Im Folgenden werden die einzelnen Schritte zusammenfassend beschrieben, einen detaillierten Überblick zeigt die Abb. 6.

Das VisualBasic-Programm „Wave-Analyse“ dient der Umwandlung der Daten vom Wave-Format in ein einfaches Textdatei-Format. Diese Rohdaten sind Grundlage für die weitere Verarbeitung der Daten. Nun wird mit einer Fourieranalyse das Frequenzspektrum der Signale erfasst, indem aus den überlagerten Schwingungen des Signals die Häufigkeit der Frequenzen ermittelt wird. Hierzu wird eine Messsoftware der Firma Phywe verwendet. Eine weitere Auswertung dieser Daten ist die Aufsummierung der Frequenzen innerhalb definierter Intervalle. Dies geschieht wiederum mithilfe eines VisualBasic-Programms „Messdatenauswertung“, das nach Eingabe von Intervallbreite und Grenzfrequenzen die Daten verarbeitet und als Histogramm darstellt. Die Ergebnisse können nun in Excel vergleichend dargestellt werden.

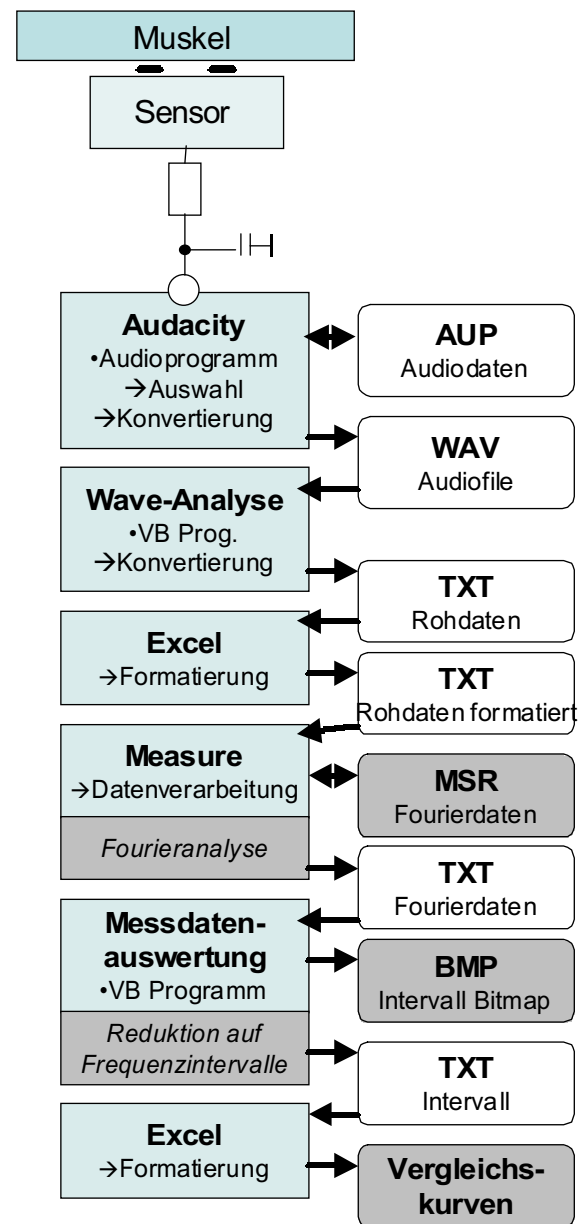


Abb. 6: Datenflussdiagramm

7. Versuchsergebnisse

7.1. Versuchsbeobachtung

Zunächst soll beispielhaft für eine Messung die übliche Versuchsbeobachtung dargestellt werden, bevor tiefer in die Interpretation eingestiegen wird. Abb. 7 zeigt beispielhaft in dem Graphikfenster (blaue Linie) den ursprünglichen Signalverlauf des Rohsignals, wie er auch auf dem Oszilloskop beobachtet werden kann.

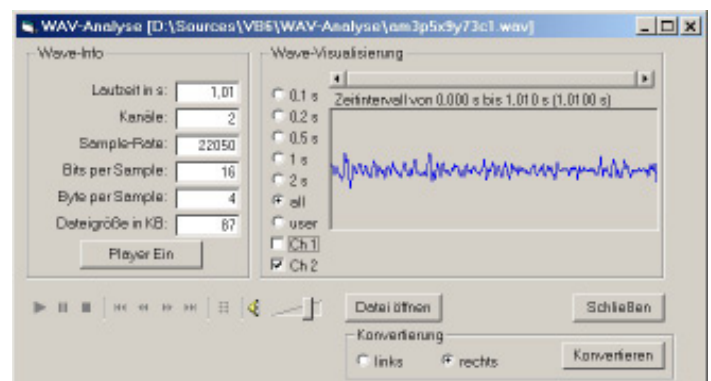


Abb. 7: Benutzeroberfläche des VB-Programms „Wave-Analyse“ mit einem typischen Verlauf des Rohsignals

Am Verlauf der Rohsignale kann man erkennen, dass es sich um ein Signal vieler überlagerter Frequenzen handeln muss. Obwohl immer ein störendes Rauschen auf den Signalen liegt, lassen sich die eigentlichen Signale eindeutig davon abgrenzen.

Jedes im Rahmen dieses Projektes aufgenommene Frequenzspektrum zeigt im Prinzip einen ähnlichen Verlauf wie in Abb. 8. In allen Fällen war der interessante Bereich, in dem man Beobachtungen machen konnte, ein Spektrum von 0 Hz bis 1000 Hz. Bei allen Frequenzen, die über diesen Wert hinausgehen, sind keine nennenswerten Beobachtungen zu machen.

Die Graphen weisen jeweils ein Maximum in einem Intervall von 100 Hz bis 300 Hz auf. Die aufsummierten Amplituden bei den einzelnen Frequenzen nehmen von 0 Hz

rasch bis zu einem ausgeprägten Maximum zu und nähern sich nach dessen Überschreiten bei weiter steigenden Frequenzen allmählich wieder dem Wert Null an.

Dieser Verlauf lässt sich prinzipiell bei allen Untersuchungen feststellen. Daraus lässt sich schließen, dass es unmöglich ist, die einzelnen Muskeln nur anhand der Frequenzspektren voneinander zu differenzieren. Dieses Ergebnis ist jedoch nicht überraschend, da im Unterarm ausschließlich längsgestreifte Muskulatur vorhanden ist. Da diese Muskeln alle mehr oder weniger den gleichen Aufbau haben, liegt es auf der Hand, dass sich die Signale kaum voneinander unterscheiden können.

Interessanterweise ähnelt dieser Graph dem Ergebnis, das auch Carlo de Luca in seinen Messungen zur Muskelaktivität erzielt hat (siehe Abb. 9). Auch seine Graphen zeigen den eben beschriebenen Verlauf und weisen vergleichbare Maxima auf. Dadurch wird die Zuverlässigkeit dieser Untersuchung bestätigt.

Es kann immer vorkommen, dass das Signal von verschiedenartigen Artefakten überlagert ist. Diese werden bei der Auswertung der Daten zwangsläufig von den verwendeten Programmen mit berücksichtigt. Daher kann man

in einigen Fällen damit rechnen, dass in der entstehenden Ausgleichskurve bei den Frequenzspektren ein Peak vorhanden ist, der vom üblichen Verlauf der Kurven abweicht. Dabei ist die 50 Hz Netzfrequenz am leichtesten zu erkennen und zu eliminieren. Ob solche Störungen zu erwarten sind, kann man am besten den im Vorfeld aufgenommenen Ruhesignalen entnehmen.

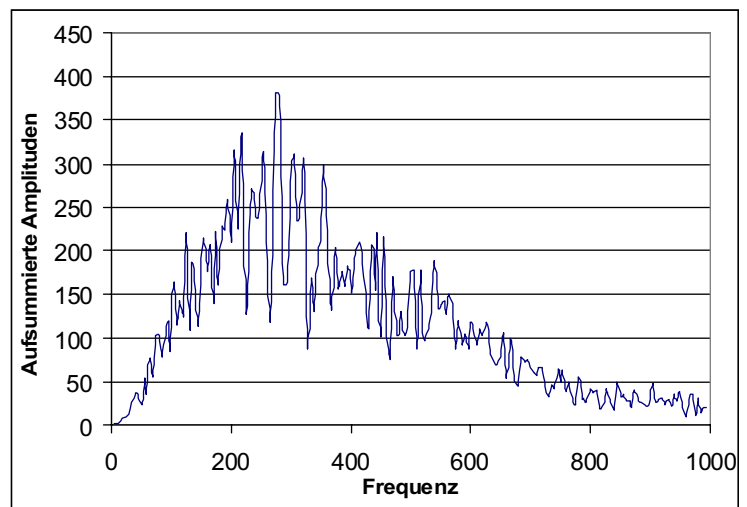


Abb. 8: Graph eines Frequenzspektrums von Muskel 1 bei einer Intervallbreite von 5Hz und der Eindringtiefe c

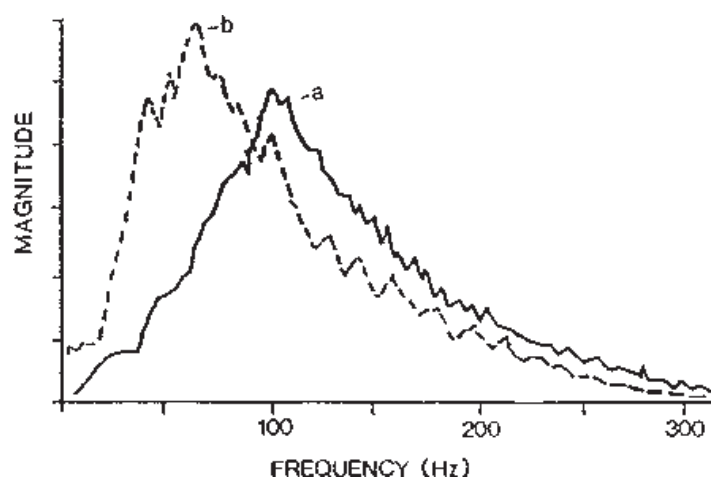


Abb. 9: Beispiel eines Frequenzspektrums, wie es De Luca 1992 mit ähnlicher Messmethode gewonnen hat [4, S. 63]

Weitere Artefakte, die sich jedoch nicht ausschalten lassen, entstehen durch Bewegungen des Sensors auf der Hautoberfläche und den damit sich verändernden Übergangswiderständen, Bewegungen des Kabels, sowie durch externe Störquellen wie Leuchtstoffröhren, aber auch durch Störeinstrahlungen z.B. eines Computer-Monitors.

7.2. Positionsgenauigkeit

Um zu überprüfen, wie genau der Sensor platziert werden muss, wird eine Person ausgewählt und die Eindringtiefe des Sensors auf c eingestellt. Zunächst wird der Sensor auf die durch die anatomisch vorgegebene Position gesetzt, diese wird für diesen Muskel als Position 0 festgelegt. Anschließend werden je ein Ruhesignal und ein Signal im angespannten Zustand des Muskels aufgenommen. Nun wird der Sensor um die Hälfte seiner Breite (7,5 mm) versetzt und erneut gemessen. Eine 1-, 2-, 3-, n -fache Verschiebung in radialer Richtung bedeutet eine Platzierung des Sensors auf Position 1, 2, 3, n , eine 1-, 2-, 3-, n -fache Verschiebung in ulnarer Richtung bedeutet eine Platzierung des Sensors auf Position -1, -2, -3, $-n$.

Zum Vergleich der Signale wird nun für jeden Muskel in einem genau definierten Zeitintervall der Absolutwert der Daten berechnet und anschließend aufsummiert (Abb. 10). Die Gesamtamplitude ist umso höher, je größer die Muskelaktivität ist. Daraus lässt sich ablesen, wo ein bei der jeweiligen Bewegung aktivierter Muskel liegt, und man erhält ein Bild über die benachbarten Muskeln, die ebenfalls dabei unbewusst mit angespannt werden. Ein Peak der Kurve stellt daher einen (Teil-) Muskel dar, und das höchste dieser Maxima bestimmt die Position, an dem der Sensor diesen Muskel am besten erfasst. Außerdem lässt sich aus dem Vergleich mit der Amplitude des Ruhesignals differenzieren, inwieweit die Muskelaktivität von Artefakten überlagert ist.

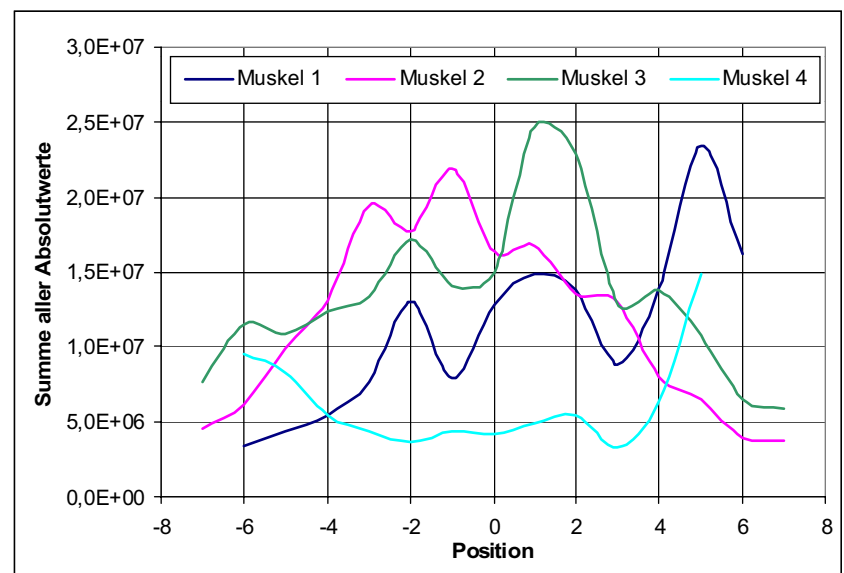


Abb. 10: Abhängigkeit der Signalamplitude von der Positionierung des Sensors für vier verschiedene Muskeln

Zunächst zur Positionsgenauigkeit von Muskel 1: Offensichtlich grenzen zwei Muskeln im Abstand von -1,50 cm (-2) und +3,75 cm (+5) an den gemessenen Muskel. Alle drei sind bei der entsprechenden Bewegung beansprucht. Der Sensor selbst befindet sich bei Position 0 nicht an der Stelle der maximal messbaren Aktivität von Muskel 1, aufgrund der ähnlichen Amplitudenhöhe wird er aber noch ausreichend erfasst. Allerdings ist es ersichtlich, dass eine Verschiebung um eine halbe Sensorlänge die Signalqualität entscheidend beeinflussen kann.

Dies wird auch in der Auswertung der Positionsgenauigkeit von Muskel 3 deutlich. Position 1 besitzt hier eine wesentlich höhere Amplitude als Position 0. Demnach ist der Sensor zu weit in ulnare Richtung verschoben. Das Signal, das hier gemessen wird, ist zwar aufgrund der großen Differenz zum Ruhesignal

immer noch durch Muskelaktivität bestimmt, da aber durch einen weiteren Peak an Position -2 ($-1,5$ cm) ein anliegender Muskel angedeutet wird, ist hier eine sehr genaue Positionierung erforderlich, um Irritationen von anderen Muskeln auszuschließen.

Bei Muskel 2 gibt es keine solch großen Amplitudendifferenzen zwischen den Positionen nahe Position 0. Drei weniger ausgeprägte Maxima an Position -3 , -1 und 1 bei einem insgesamt breiten Peak über die gesamte gemessene Breite lassen darauf schließen, dass es sich hier um einen breiten Muskel mit drei Teilsträngen handelt. Eine genaue Positionierung des Sensors nimmt bei diesem Muskel einen geringeren Stellenwert ein.

Muskel 4 muss gesondert behandelt werden, da dieser relativ weit unter der Hautoberfläche liegt. Festzuhalten ist, dass in den äußeren Bereichen andere aktivierte Muskeln anliegen und dass der Sensor etwa in der Mitte zwischen den anliegenden Muskeln platziert wurde. Dies deutet auf eine sinnvolle Positionierung hin. Ansonsten greift hier die Methode der Aufsummierung der Werte weniger gut, da die Signalstärke dieses Muskels dem Ruhesignal ähnelt.

Insgesamt hängt die erforderliche Positionsgenauigkeit also von der Breite des entsprechenden Muskels ab. Da diese bei Muskel 1 und 3 offensichtlich relativ gering zur Breite des Sensors ausfällt, muss hier besonders exakt gearbeitet werden. Gerade bei geringeren Eindringtiefen ist die falsche Positionierung als Fehlerquelle nicht auszuschließen.

7.3. Zuverlässigkeit der Fourieranalyse

Um nachzuweisen, dass die Ergebnisse verlässlich sind, muss geprüft werden, ob die verwendete Messsoftware eine genügend zuverlässige Fourieranalyse liefert. Dazu wird an Muskel 2 eine Messung unter immer gleichen Bedingungen fünfmal wiederholt und ein jeweils gleich langer Abschnitt des Signals analysiert. Muskel 2 bietet sich an, da man durch die spezielle Aktivierung eine bei jeder Messung gleich hohe Anspannung erzeugen kann. Das Signal wird jedes Mal über eine Dauer von 2 Sekunden aufgenommen und nach jeder Messung wird eine Pause von mindestens 2 Minuten gemacht, damit sich der Muskel erholen kann.

Da es ca. $0,2 - 0,3$ s dauert, bis sich das Signal nach Anspannung des Muskels stabilisiert, wird aus der 2 s langen Messung ein Intervall von genau 1 s Länge ausgeschnitten, dessen Beginn auf den Zeitpunkt $0,5$ s nach Start der Aufzeichnung festgelegt ist. Die Rohdaten dieses Intervalls werden nach dem bekannten Datenflusssystem analysiert. Legt man alle entstehenden Ausgleichskurven der Frequenzspektren übereinander, so kann man erkennen, dass alle Werte nur gering voneinander abweichen.

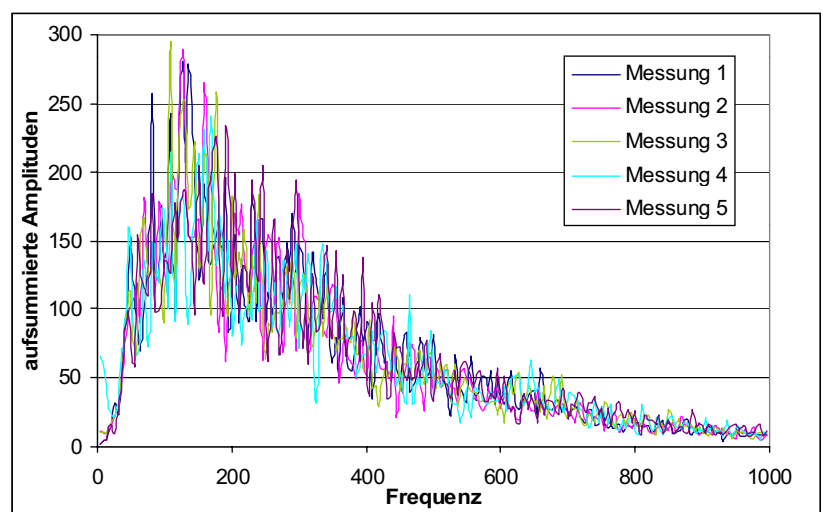


Abb. 11: Überprüfung der Zuverlässigkeit der Fourieranalyse bei Muskel 2 mit Intervallbreite 5 Hz und Eindringtiefe c

Zusätzlich wird diese Messung an einem weiteren Probanden durchgeführt, damit ausgeschlossen werden kann, dass es sich um ein einmaliges Ergebnis handelt.

Da sich die Graphen in beiden Fällen ausreichend gut überlagern, kann man durchaus von einer zuverlässigen Fourieranalyse sprechen.

Bei der Analyse werden die mit der Messsoftware ermittelten Amplituden der Frequenzen jeweils innerhalb eines Intervalls von 5 Hz aufsummiert, weil bei kleineren Intervallen Artefakte stärker zum Tragen kommen, bei größeren Intervallen zu viel Information verloren geht. Um eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu garantieren, wird diese Intervallbreite bei der Auswertung aller weiteren Messungen verwendet.

7.4. Der Einfluss der Eindringtiefe auf das Messergebnis

Einen Vergleich der Frequenzspektren bei verschiedenen Eindringtiefen erhält man, indem deren Graphen für jeweils einen Muskel der verschiedenen Probanden übereinandergelegt werden (Abb. 12).

Grundsätzlich ist festzustellen, dass sich die einzelnen Kurven sehr ähneln und nur in der Amplitude unterscheiden. Die kleinste Eindringtiefe (a) weist auch die kleinste Amplitude auf, die größte Eindringtiefe (c) die größte Amplitude, und die Amplitude der mittleren Eindringtiefe (b) liegt dementsprechend immer zwischen den beiden.

Da eine größere Eindringtiefe die Nervenimpulse in einem größeren Bereich des Muskelgewebes erfasst, treten bei der größten Eindringtiefe c die

einzelnen Frequenzen in der Summe lediglich mit größerer Amplitude auf. Dies spiegelt sich in der Amplitude der Frequenzen wieder, weil die Fourieranalyse deren Häufigkeit untersucht, die Form des Spektrums dagegen ändert sich nicht.

Der M. flexor digitorum superficialis (Muskel 4) stellt hier eine Besonderheit dar. Wie schon mehrmals erwähnt wurde, liegt er tiefer unter der Hautoberfläche als die anderen Muskeln. Mit Eindringtiefe a und b ist er demnach kaum zu erreichen.

So ist es nicht verwunderlich, dass sich das Maximum des Frequenzspektrums bei Messungen an Muskel 4 erst mit der Eindringtiefe c vollständig ausbildet. Bei Untersuchungen mit den beiden flacheren Eindringtiefen weicht das Signal kaum von den Ruhesignalen ab, wenn man von den Artefakten absieht.

Wie ausgeprägt dieser Effekt ist, hängt von dem Probanden ab. Handelt es sich um eine Person, deren subkutane Fettschicht stark ausgeprägt ist, erhält man auch bei Eindringtiefe c kein ausgeprägtes Maximum im Gegensatz zu Probanden, die subkutan eine dünnere Fettschicht aufweisen.

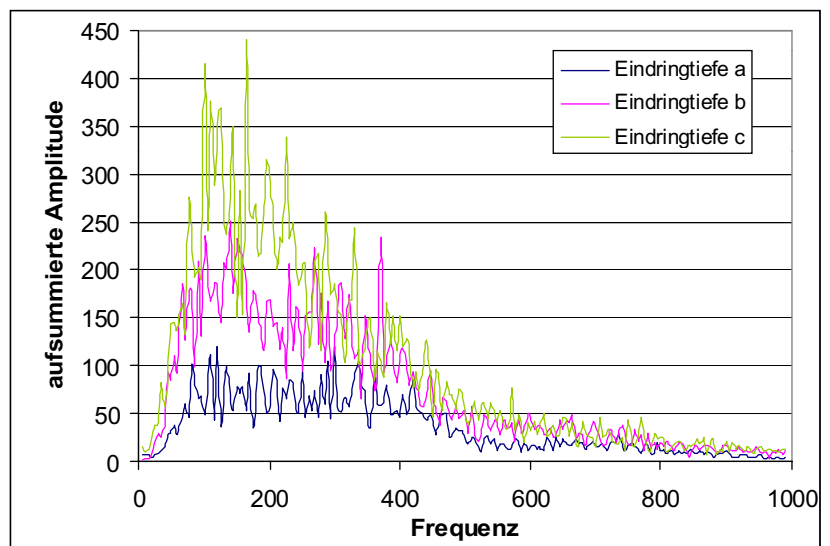


Abb. 12: Vergleich der drei Eindringtiefen a bis c bei Muskel 3 mit Intervallbreite 5 Hz

Demnach hängt die Qualität der Signale von der Dicke der Fettschichten ab, die im Gewebe eingelagert sind. Weil Fett eine hohe Impedanz besitzt und daher als Tiefpass fungiert, werden kleine Signale und solche mit höheren Frequenzen so sehr abgeschwächt, dass sie kaum mehr an der Hautoberfläche erfasst werden können.

7.5. Verschiedene Muskeln im Vergleich

Aus dem Vergleich der Frequenzspektren von verschiedenen Muskeln mit gleicher Eindringtiefe bei den jeweiligen Probanden erhält man verschiedene Aussagen über die Eigenheiten der Muskeln (Abb. 13).

Bei dem Probanden, der durchgehend die besten Signale hatte, konnte man das Signal von Muskel 2 in allen Eindringtiefen am besten messen. Er ist nach eigenen Angaben sehr gut trainiert und weist, wie man durch den Hautfaltentest überprüfen kann, eine geringe subkutane Fettschicht auf. Muskel 4 bleibt auch bei ihm gemäß den Erwartungen hinter den anderen zurück, dessen Signal ist nur bei Eindringtiefe c mit den anderen vergleichbar.

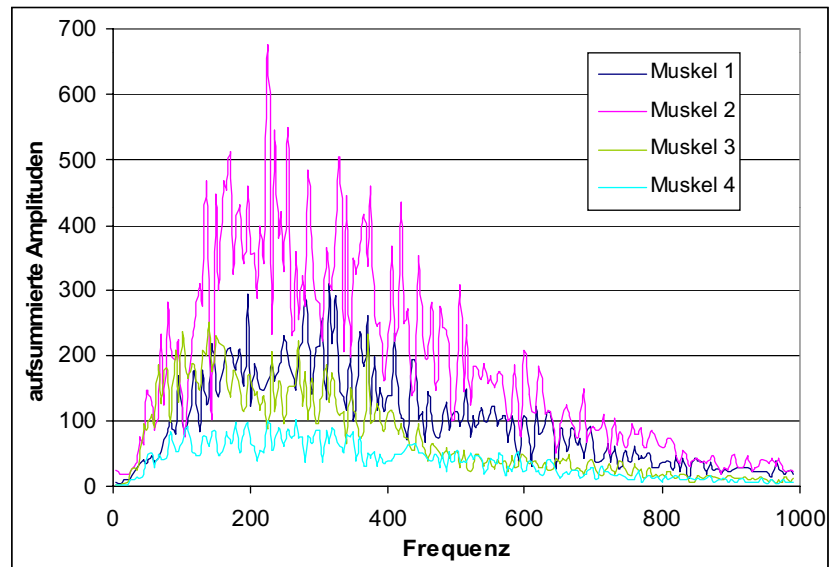


Abb. 13: Vergleich der Frequenzspektren eines Probanden bei verschiedenen Muskeln mit der Intervallbreite 5 Hz und Eindringtiefe b

Anders fiel das Ergebnis aus bei einer Probandin, deren subkutane Fettschicht mit der eben genannten Person nahezu übereinstimmt, jedoch weniger trainiert ist. Hier ist das Signal von Muskel 4 besonders gut ausgeprägt, nur bei Eindringtiefe c ist das Signal von Muskel 2 noch besser. Die Probandin spielt Klavier und beansprucht bei diesen Bewegungsabläufen Muskel 4 besonders häufig, außerdem hat sie von allen Probanden den geringsten Armumfang, was dazu beiträgt, dass die sonst schwachen Signale hier am deutlichsten ausgeprägt sind, weil der Abstand der Muskeln zur Hautoberfläche geringer ist.

Die beiden weiteren Probanden mit einer dickeren Fettschicht liefern zusätzliche Auffälligkeiten. Die Ergebnisse von Muskel 4 sind kaum verwertbar, allerdings ist auch Muskel 2 schwach ausgeprägt gegenüber Muskel 1 und Muskel 3. Bei diesen Probanden sind die Signale von Muskel 3 am deutlichsten ausgeprägt. Dieser Muskel liegt an einer Stelle am Arm, wo generell wenig Fett zu finden ist, folglich ist dieser bei Probanden mit dickerer Fettschicht am Besten zu messen, während es bei anderen Probanden darauf ankommt, wie trainiert die einzelnen Muskeln sind.

Insgesamt muss man beim Vergleich der einzelnen Muskeln immer probandenspezifische Faktoren wie subkutane Fettschicht, allgemeiner Körperbau oder auch Trainingsstand berücksichtigen, um eine vollständige Auswertung zu erhalten.

7.6. Vergleich der Probanden

Legt man die Frequenzspektren des gleichen Muskels und der gleichen Eindringtiefe von verschiedenen Probanden übereinander (Abb. 14), so lassen sich probandenspezifische Eigenheiten beobachten, die sich in vielen Diagrammen wiederfinden. Besonders augenfällig ist dies bei dem durchtrainierten Probanden: Es ist zu beobachten, dass die Graphen dieses Probanden oft im hochfrequenten Bereich in Bezug auf die Amplitude des Maximums die der anderen übertreffen. Durch den Vergleich der Maxima der unterschiedlichen Kurven ist erkennbar, dass sich diese zu den höheren Frequenzen hin auch verlagert haben. Sie enden meist im Bereich zwischen 700 Hz und 800 Hz, während die der anderen meist zwischen 400 Hz und 500 Hz enden.

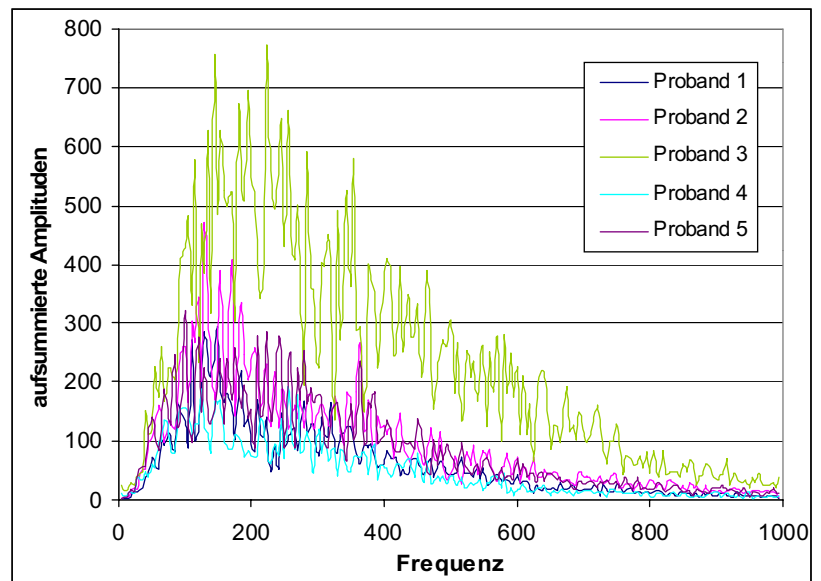


Abb. 14: Vergleich der Frequenzspektren aller Probanden bei Muskel 1 mit der Intervallbreite 5 Hz und Eindringtiefe c

Bei den anderen Probanden kann man keine Regelmäßigkeit über die Rangfolge der Amplituden feststellen. Je nach Veranlagung und Ausprägung des entsprechenden Muskels bei einer Person sind manche Muskeln eines Probanden ausgeprägter als die der anderen, andere nicht. Das einzig auffällige bleibt, dass die Amplituden immer weit unter der des oben benannten Probanden zurückbleiben.

Dieses Phänomen ist auf dem Hintergrund erklärbar, dass jener Proband männlich ist und zudem sportlich aktiv, unter anderem mit Armmuskeltraining. Männer haben ohnehin eine geringere Fettschicht als Frauen, die durch gezieltes Training noch weiter reduziert und durch erbliche Veranlagung begünstigt werden kann. Wie bereits erläutert, wirkt die Fettschicht als Tiefpassfilter. Der Umkehrschluss erklärt nun, dass bei geringerer Fettschicht die höherfrequenten Signale die Hautoberfläche besser erreichen und damit besser messbar sind. Die relativ hohe Amplitude kann nun zum einen darin begründet sein, dass die Feuerungsrate der Nervensignale bei trainierten Muskeln höher ist. Es ist zum anderen auch anzunehmen, dass mehr Muskelfasern vorhanden sind und daher auch mehr Nerven an dem Muskel enden.

7.7. Ermüdung

Um eine Ermüdung des Muskels nachweisen zu können, muss man die Messmethode etwas verändern. Statt über einen kurzen Zeitraum wird nun eine Minute lang unter Belastung gemessen, da sonst die Ermüdung des Muskels zu gering wäre, um sie nachweisen zu können. Anschließend wird am Anfang und am Ende der Messung je eine Sekunde des Signals herausgeschnitten und ausgewertet.

Muskel 4 wurde bei dieser Untersuchung ausgespart, da er tiefer unter der Haut liegt als die anderen Muskeln und so ohnehin schwieriger zu erreichen ist. Als Proband wurde der durchtrainierte Proband ausgewählt, weil er die klarsten Muskelsignale liefert.

Um die Ergebnisse auswerten zu können, werden die Frequenzspektren jeweils von Beginn und Ende der Messung übereinander gelegt (vergl. Abb. 15).

Es lässt sich bei allen Versuchen eine Verschiebung des Frequenzspektrums in den niederfrequenten Bereich feststellen. Diese Verschiebung ist in manchen Fällen sogar bei der akustischen Kontrolle hörbar.

Dieses Phänomen ist folgendermaßen zu erklären: Die Frequenz eines Endplattenpotentials wird über die Anzahl der aufeinander folgenden Aktionspotentiale pro Zeiteinheit bestimmt. Je größer die Anspannung ist, desto größer ist die Frequenz. Da der Muskel mit der Zeit ermüdet, nimmt die Anspannung ab. Es werden weniger Aktionspotentiale pro Zeiteinheit gebildet und infolgedessen verschiebt sich das Frequenzspektrum zu niedrigeren Frequenzen.

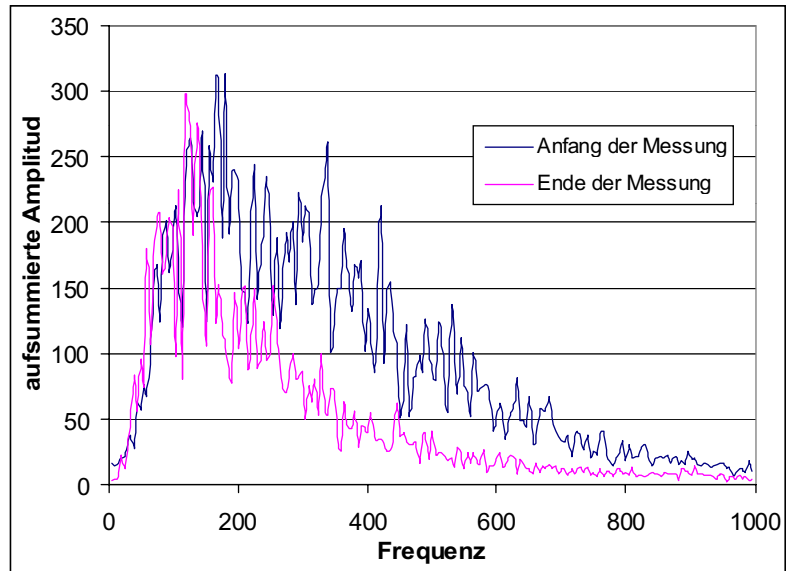


Abb. 15: Ermüdung bei einer Messung über eine Minute von Muskel 2 bei Intervallbreite 5 Hz und Eindringtiefe c , die beiden Messabschnitte erfassen jeweils 1 s

8. Diskussion

8.1. Probandenwahl

Wie man in der Auswertung sehen kann, hängen die Versuchsergebnisse immer von probandenspezifischen Faktoren ab. Da für diese Untersuchung nur einige wenige Probanden analysiert worden sind, deckt diese lediglich einen schmalen Bereich aller möglichen Faktoren ab. Es ist jedoch anzunehmen, dass die Faktoren, die hier die Messung beeinflussen, auch bei anderen Probanden zu berücksichtigen sind. Eine Ausweitung der Untersuchung auf mehr Probanden würde die Zuverlässigkeit der Aussagen weiter erhöhen.

Interessant wäre es, wenn bei der Probandenwahl ein großes Altersspektrum abgedeckt würde und diese Probanden gezielt auf altersbedingte Auffälligkeiten untersucht würden. Gleiches gilt für Probanden, bei denen eine Muskelerkrankung diagnostiziert wurde, um auch dort Besonderheiten herauszustellen. Besonders wichtig wäre es aber auch, festzustellen, ob auch bei Probanden mit fehlenden Gliedmaßen diese Endplattenpotentiale zu messen sind, weil nur dann eine Chance besteht, entsprechende Prothesen damit ansteuern zu können.

8.2. Messtechnik

Da die Messgeräte empfindlich sind, sind sie sehr anfällig für Störungen. Diese Anfälligkeit kann durch Herstellung des Sensors in SMD-Technik herabgesetzt werden, was allerdings durch die Verwendung von kleinsten Bauteilchen sehr zeitaufwändig ist. Dies hätte den Vorteil, dass sich der Sensor durch eine Umhüllung leichter vor Störsignalen abschirmen lässt und einfacher und zuverlässiger auf der Hautoberfläche positioniert werden kann.

9. Zusammenfassende Abschlussbemerkung

Insgesamt gestaltet sich die Auswertung der Untersuchung als komplex, da mit einer großen Menge von Daten gearbeitet wird und diese in vielen Einzelheiten verglichen werden. Trotzdem werden die Daten durch die vielen Arbeitsschritte kaum verfälscht. Die Graphen, die in den einzelnen Zwischenschritten entstehen, sind einander immer sehr ähnlich.

Ein sehr interessanter Aspekt dieser Untersuchung ist die Tatsache, dass Nervensignale hörbar gemacht werden können. Diese Erkenntnis könnte in Therapiebereichen, die Biofeedback einsetzen, nützlich sein, da auch unsere Probanden mithilfe des Gehörs die Koordination der Anspannung der Muskeln mit jeder Messung verbesserten. Zusammengefasst wird außerdem deutlich, dass mithilfe der Oberflächen-EMG Muskelaktivitäten analysiert werden können, die Rückschlüsse auf probandenspezifische Eigenheiten wie deren Trainingszustand zulassen. Teilweise kann die Oberflächen-EMG daher als eine schmerzfreie Alternative zur Nadel-EMG betrachtet werden. Auf jeden Fall lässt sich mittels Oberflächen-EMG feststellen, ob ein Muskel angespannt ist oder nicht. Die Methode der Kartierung des Unterarms erlaubt es auch Laien, Muskeln schnell und einfach zu finden.

Erstaunlich ist auch, dass eine Ermüdung der Muskeln bereits nach einer Minute festzustellen ist. Dies widerlegt die Annahme, dass eine tatsächliche Ermüdung erst nach einer längeren Dauer beginnt, da z.B. beim Sport oft einige Zeit vergeht, bis sich das Gefühl der Ermüdung einstellt.

Mit dieser Untersuchung ist das Thema der Elektromyographie noch längst nicht erschöpft. Man könnte noch in viele Einzelbereiche weiter vordringen, was den Rahmen dieser Arbeit jedoch sprengen würde. Trotzdem zeigt diese Arbeit, dass man die in der Medizin eingesetzte EMG-Technik selbst als Schüler mit relativ einfachen Mitteln nachempfinden und anwenden kann.

10. Literaturverzeichnis

- [1] Steve R. Geiringer, „Elektromyographie - Atlas zur präzisen Muskellokalisation“, Urban & Fischer Verlag, München 2002; S.60-63, S.74/75, S.78/79
- [2] Renate Huch (Hrsg.); Mensch Körper Krankheit; Urban & Fischer Verlag; München 2003; 4. Auflage; S.110-115, S.140, Abb. 8.50
- [3] Peter Kitzenmaier, „Entwicklung ... myoelektrischer Signale“, Fachverlag Schiele und Schön GmbH, Berlin 1995, S. 106/107
- [4] Carlo J. De Luca, „Surface Elektromyography - What's new?“, C.L.U.T. Editrice, Torino 1992; S.8, S.63
- [5] Todd R. Olson, „A.D.A.M.“, Verlag Lippincott, Williams & Wilkins, Baltimore, 1996; S.272/273
- [6] M. A. Hemingway, H. J. Biedermann und J. Inglis: Electromyographic recordings of paraspinal muscles: variations related to subcutaneous tissue thickness. *Biofeedback Self Regul.* **20**, 39–49, Plenum Verlag, 1995, abstract

11. Internetquellen

- [7] <http://www.elektronik-kompodium.de/public/schaerer/emg1.htm>; (Stand: 28.12.2006; 20:18 Uhr)

12. Danksagung

Unser größter Dank gilt unserem Betreuungslehrer Thomas Biedermann, der uns bei unseren Fragen immer viel Aufmerksamkeit geschenkt hat. Ohne seine Hilfe wären wir an dieser Arbeit wahrscheinlich verzweifelt.

Bedanken möchten wir uns auch bei Frau Biedermann für die Verköstigung während wir gearbeitet haben.

Ein besonderer Dank gilt auch Katja Miller, die uns mit ihrer Hilfe und ihren Kenntnissen sehr unterstützt hat.

Wird danken auch Jan-Christoph Wrogemann und Prof. Dr. Matthias Reich, die sich bereitwillig als Probanden für uns zur Verfügung gestellt haben und uns so die Grundlage für unsere Untersuchung geliefert haben.

Des Weiteren möchten wir ein Dankeschön an Christian Vogel aussprechen, der uns mit Isopropanol und Zellstoff versorgt hat, sowie an Rolf Eggersgluß dafür, dass er uns Laptops zur Verfügung gestellt hat.

Nicht zuletzt geht ein großes Dankeschön an unsere Familien, die uns immer unterstützt haben und geholfen haben, wo sie nur konnten.