

Ersatzarbeit Bionik

Thema: Konstruktion eines kraftunterstützenden Systems für den Bizeps mit Hilfe eines fluidischen Muskels



Jannes Arnold, 198099
Sophia Scholz, 193951
SS03

Inhaltsverzeichnis:

	Seite
1. Einleitung	3
1.1 Aufgabenstellung	3
1.2 Vorüberlegung	3
2. Mechanische Auslegung	4
2.1 Funktionsprinzip des fluidischen Muskels	4
2.2 Auslegung	4
2.3 Befestigung	6
3 Steuerung	7
3.1 Vorüberlegung	7
3.2 Anordnung der Steuerungseinheiten	8
3.3 Entstehung der Myosignale	8
3.4 Signalabnahme	9
3.5 Signalverarbeitung	11
3.6 Signalfluss	13
3.7 Steuerung der Ventile	13
4 Schlussfolgerung	13
5 Anhang	14
6 Quellenverzeichnis	15

1. Einleitung:

1.1 Aufgabenstellung:

Ziel der Ersatzarbeit ist es, ein System zur Kraftunterstützung für den Bizeps mit Hilfe eines fluidischen Muskels zu entwickeln.

Mit Hilfe des fluidischen Muskels soll ein gesunder Arm zum Heben von schweren Gewichten unterstützt werden. Dadurch sind vom eigenen Muskel weniger Kräfte aufzuwenden.

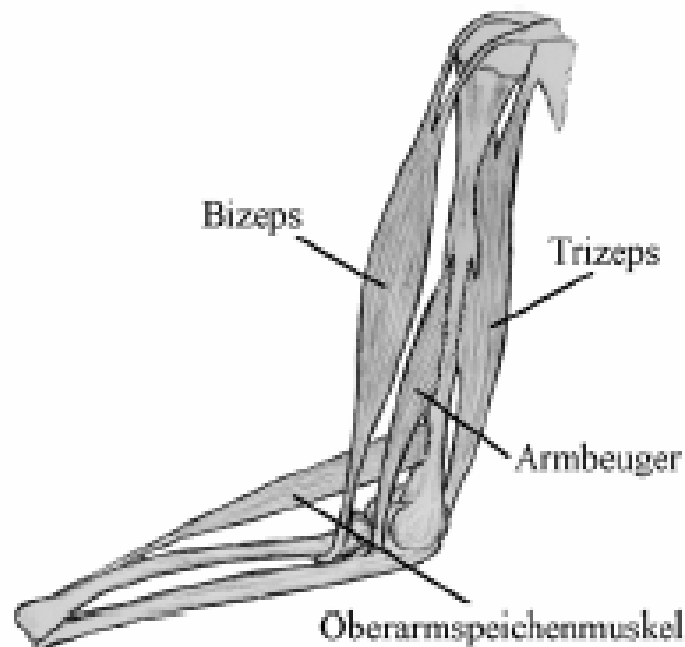


Abbildung 1 Anatomie des menschlichen Arms

1.2 Vorüberlegung:

Für die Nutzung des fluidischen Muskels sind noch weitere Baugruppen erforderlich. Es wird für den Betrieb des Muskels ein Flasche mit Pressluft benötigt. Um die Druckluft zu- oder abzuführen, sind zwei 3-Wege Ventile notwendig. Zur Steuerung der Ventile, werden myoelektrische Signale mittels Oberflächenelektroden aufgenommen und durch entsprechende Steuerungselektronik weiterverarbeitet.

2. Mechanische Auslegung

2.1 Funktionsprinzip des fluidischen Muskels:

Der fluidische Muskel ist ein reiner Zugaktuator. Er besteht aus einem Kontraktionsschlauch und den zugehörigen Anbindungsstücken. Der Kontraktionsschlauch ist ein druckdichter Gummischlauch mit einer festen Umspannung aus hochfesten Fasern. Diese Fasern bilden ein Rautenmuster, weshalb es bei Anlegen eines Innendrucks zur Verkürzung in Längsrichtung des Muskels kommt. Die maximale Verkürzung beträgt 20% der Nennlänge. In dem Fall der konstanten Last erreicht der Muskel seinen optimalen Betriebszustand. Der nutzbare Hub ist dabei maximal. Der Arbeitsbereich ist aus der untenstehenden Grafik zu entnehmen.

2.2 Auslegung:

Für einen gesunden Menschen sind bei einer regelmäßigen Beanspruchung über mehrere Stunden täglich nicht mehr als 20kg = 200N pro Arm zu empfehlen. Höhere Belastungen sind aufgrund der extremen Belastung für Wirbelsäule und Gelenke nicht ratsam. Zur Bestimmung des benötigten fluidischen Muskels wurde folgendes Modell verwendet.

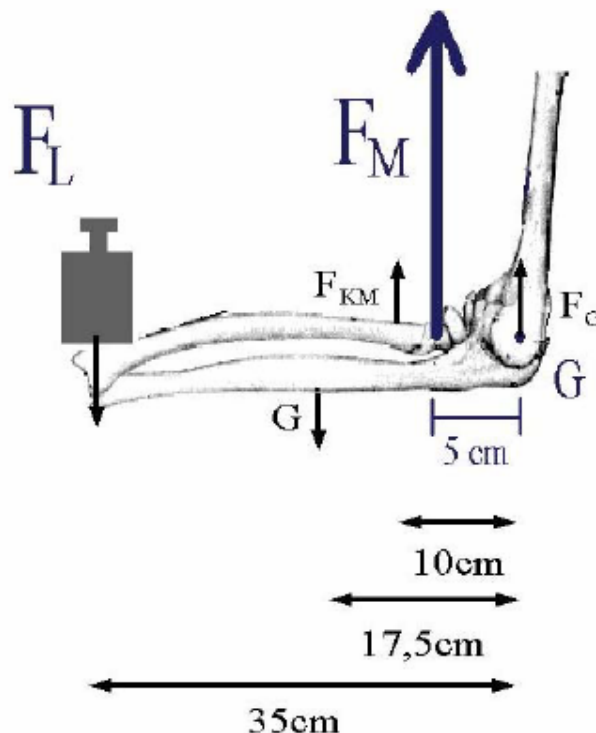


Abbildung 2 Kräfte am Unterarm, mit gemessenen Längenangaben

Zur Vereinfachung wurde angenommen, dass alle Kräfte senkrecht zum Hebelarm angreifen. Diese Vereinfachung ist sinnvoll, da in diesem Fall die Kräfte maximal sind. Daraus ergibt sich mit dem Hebelgesetz folgende Berechnung:

$$\sum M_G=0=F_M \cdot 50\text{mm} + F_{KM} \cdot 100\text{mm} - G \cdot 175\text{mm} - F_L \cdot 350\text{mm}$$

$$\sum F_z=0=F_L + G - F_{KM} - F_M - F_G$$

um die benötigte Kraft auf den Kunstmuskel auszurechnen, wird die Kraft im natürlichen Muskel $F_M=0$ gesetzt

$$F_{KM}=G \cdot 1,75 + F_L \cdot 3,5 \text{ mit Gewichtskraft } G = 2\text{Kg} = 20\text{ N}$$

$$F_{KM}=20\text{N} \cdot 1,75 + 200\text{N} \cdot 3,5$$

$$F_{KM}=735\text{N}$$

die Belastung auf das Ellbogengelenk F_G

$$F_G=F_L + G - F_{KM}=200\text{N} + 20\text{N} - 735\text{N}=- 515\text{N}$$

zum Vergleich die Kraft auf den Ellbogen ohne Kraftunterstützung:

$$F_G=- 1250\text{N}$$

Für die Kräfte an der Schulter gilt folgendes Ersatzbild:

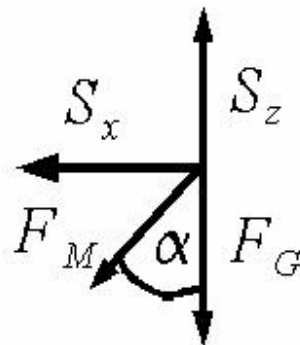


Abbildung 3 Kräfte an der Schulter

Wobei S_x und S_z Haltekräfte an der Schulter sind

$$\sum K_x=0=S_x + F_{KM} \cdot \sin \alpha$$

$$S_x=- F_{KM} \cdot \sin \alpha$$

$$\tan \alpha = 100\text{mm} / 300\text{mm} = 0,33 \Rightarrow \alpha = 18,4^\circ (\text{Oberarmlänge} = 300\text{ mm})$$

$$S_x=- 232,4\text{N}$$

$$\sum K_z=0=- S_z + F_G + F_{KM} \cdot \cos \alpha$$

$$S_z=F_G + F_{KM} \cdot \cos \alpha = 1212,4\text{N}$$

zum Vergleich die Werte ohne künstlichen Muskel:

$$S_z=1975\text{N}$$

$$S_x=121\text{N}$$

Es ergibt sich, dass durch die künstlichen Muskeln keine Überbelastungen in den Körper gebracht werden. Die größeren Kräfte in x-Richtung in der Schulter werden durch ein Sicherungsband über den Rücken, zwischen den Schulteraufsätzen aufgefangen. Aus der Kraft $F_{KM} = 735 \text{ N}$ wurde der Muskel vom Typ MAS-20 ausgewählt. Dieser kann bis zu 1200 N belastet werden und bringt damit die benötigte Kraft auf. Der Betriebsdruck liegt bei maximal 6 bar, der genaue Arbeitsbereich dieses Typs kann aus folgender Grafik entnommen werden. Die Länge des fluidischen Muskels ergibt sich aus der Analogie des Muskels zum natürlichen Bizeps zu einer Länge von $L=30 \text{ cm}$.

Arbeitsbereich des MAS-20-...

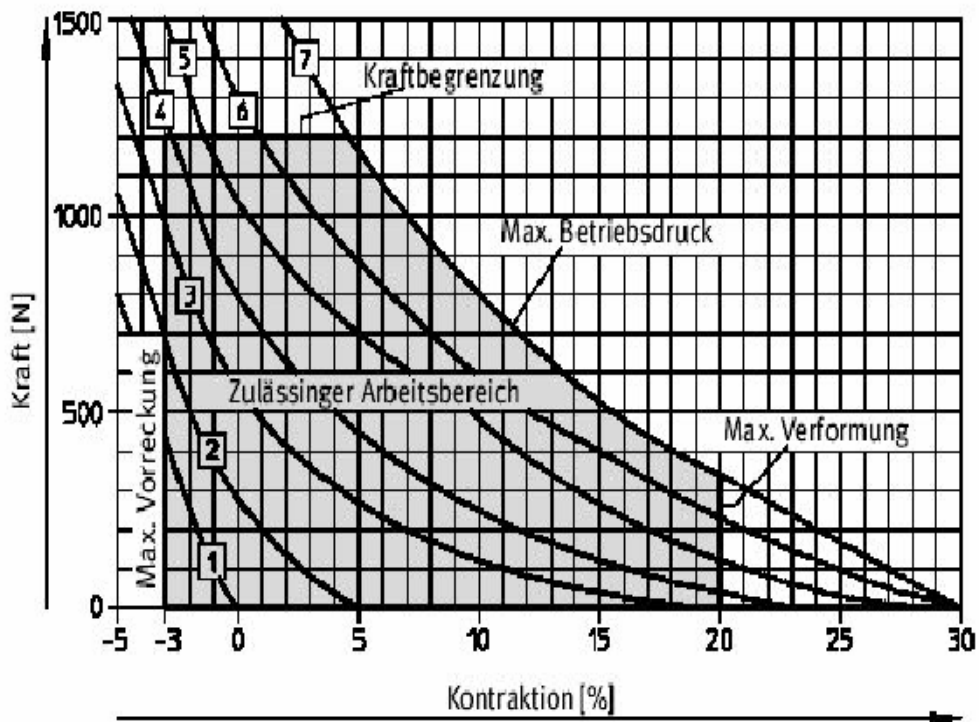


Abbildung 4 Arbeitsbereich des MAS-20

2.3 Befestigung:

Durch den fluidischen Muskel wirken große Kräfte auf Arm und Schulter. Darum muss bei der Anbringung darauf geachtet werden, dass der Kraftangriffspunkt des fluidischen Muskels mit dem des natürlichen übereinstimmt. Dadurch wird gewährleistet, dass es zu keinen unphysiologischen Bewegungen kommt.

Der Muskel wird am Unterarm mit einer Manschette/Epicondylitisspange im Abstand von ca. 5 cm befestigt. Wichtig ist, dass die Manschette (Abbildung 5) sehr fest anliegt, damit ein konstanter Abstand zum Drehpunkt (Gelenk) vorliegt. Die Befestigung erfolgt mittels eines speziell für den Muskel vorliegenden Flansches der Firma Festo.

An der Schulter gibt es zum einen die Möglichkeit, den Muskel an einem speziell für jede Person angefertigten Schulteraufsatz zu befestigen oder über eine so genannte Schulterfixationsbandage der Firma PUSH (Abbildung 6). Es muss darauf geachtet werden, dass der Schulteraufsatz unter Belastung nicht verrutscht um keine unphysiologischen Bewegungen in den Oberarm zu bekommen. Bei dem speziellen Schulteraufsatz muss zusätzlich zwischen den 2 Schulterteilen ein Band quer befestigt werden, damit die Schultern zurückgehalten werden und es nicht zu einer Verkrümmung der Wirbelsäule kommt. Die Möglichkeit, den Muskel direkt am Oberarm zu befestigen, entfällt, da nicht gewährleistet werden kann, dass diese Form der Befestigung hält.

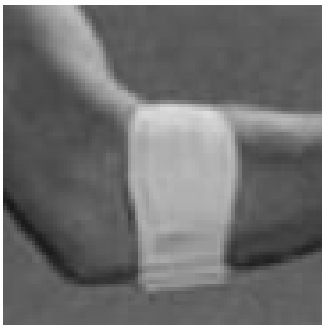


Abbildung 5 Epicondylitisspange



Abbildung 6 Schulterfixationsbandage der Firma PUSH

3 Steuerung:

3.1 Vorüberlegung:

Die Dosierung der Kraft des fluidischen Muskels wird über die Zu/Abfuhr der Pressluft über 2 3-Wegeventile gesteuert. Dabei ist jeweils ein Weg komplett gesperrt. Während der Zufuhr der Pressluft ist das Ablaufventil vollständig geschlossen, während der Abfuhr der Luft dagegen das Zulaufventil. Die Steuersignale der Ventile werden mit EMG-Elektroden am Bizeps (Zufuhr) und am Trizeps (Abfuhr) aufgenommen.

3.2 Anordnung der Steuerungseinheiten:

Die Elektroden werden auf der Haut über dem Bizeps und Trizeps befestigt. Die dort aufgenommenen Signale werden über Kabel an die Steuerungselektronik die sich im Rucksack befindet geleitet, verarbeitet und an das Ventil (im Rucksack) weitergeleitet. Öffnet sich das Zulaufventil strömt Pressluft (Pressluftflasche im Rucksack) in den Muskel. Öffnet sich das Ablaufventil wird die Druckluft in die Umgebung abgegeben.

3.3 Entstehung der Myosignale:

Die Entstehung myoelektrischer Signale ist auf die kurzzeitigen elektrochemischen Veränderung der beteiligten Nerven, motorischen Endplatten und Muskelfasern zurückzuführen. Die Ionenkonzentrationsgradienten stellen entlang der Zellmembran wandernde elektrische Dipole dar, deren Feldlinien sich im Körper bis an die Körperoberfläche hin ausbreiten und dort als Spannungen messbar sind. Die Impulse gehen von den Nerven in die motorischen Einheiten (ME), zu einer funktionalen Einheit zusammen geschlossene Muskelfasern, und lassen diese kontrahieren. Da an Kontraktionen meist zahlreiche MEs beteiligt sind, ergibt sich mit der Oberflächenelektrodenableitung das Summensignal über die rekrutierten MEs. Je mehr Kraft eingesetzt wird umso mehr MEs werden kontrahiert woraus eine Vergrößerung der Amplitude resultiert.

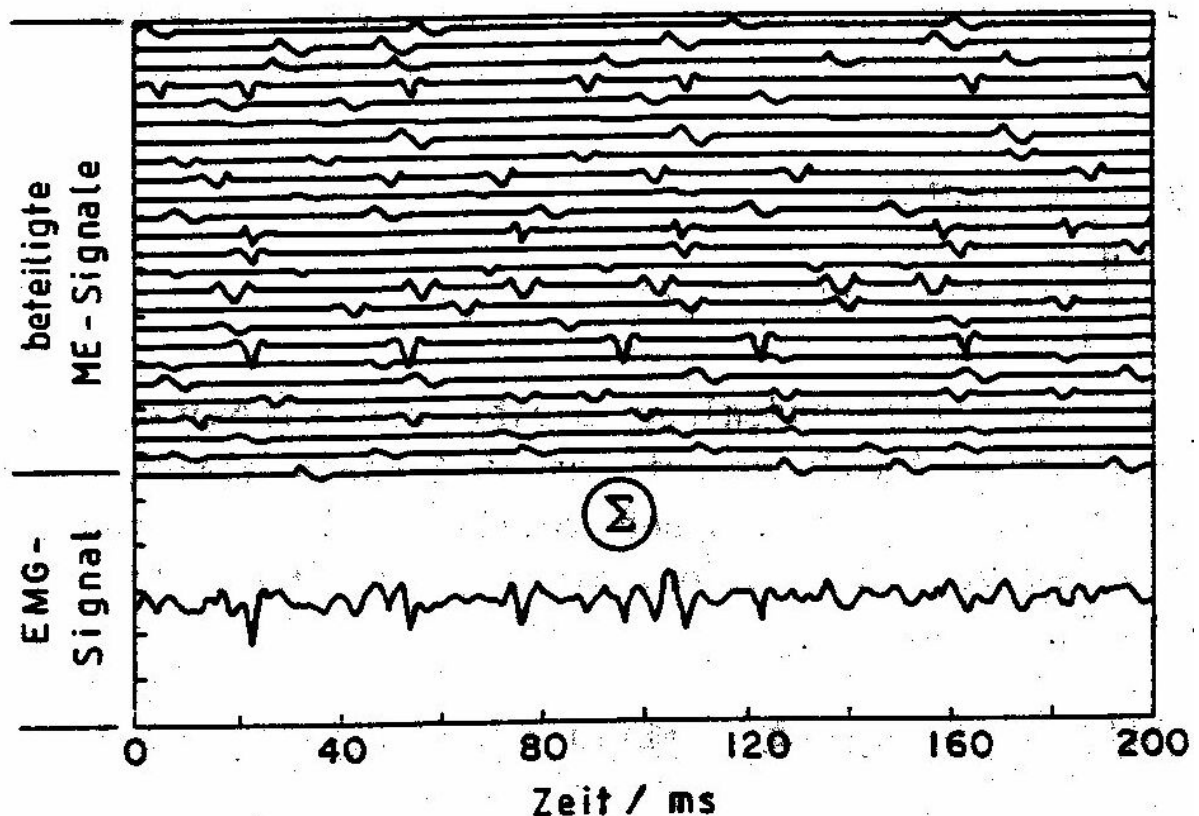


Abbildung 7 EMG-Summensignal

3.4 Signalabnahme:

Vor allem die dominanten, niederfrequenten Störungen sind meist über den Körper konstante Spannungen (n in Abb.8). Das EMG dagegen verursacht lokale Spannungsunterschiede (m_1 und m_2), die sich den konstanten Spannungen überlagern. So kann man durch einen Differenzverstärker, der nur die lokalen Spannungsunterschiede misst, das EMG von den Störungen trennen. Dabei werden vom Differenzverstärker die beiden verstärkten Signale der Differenzeingänge.

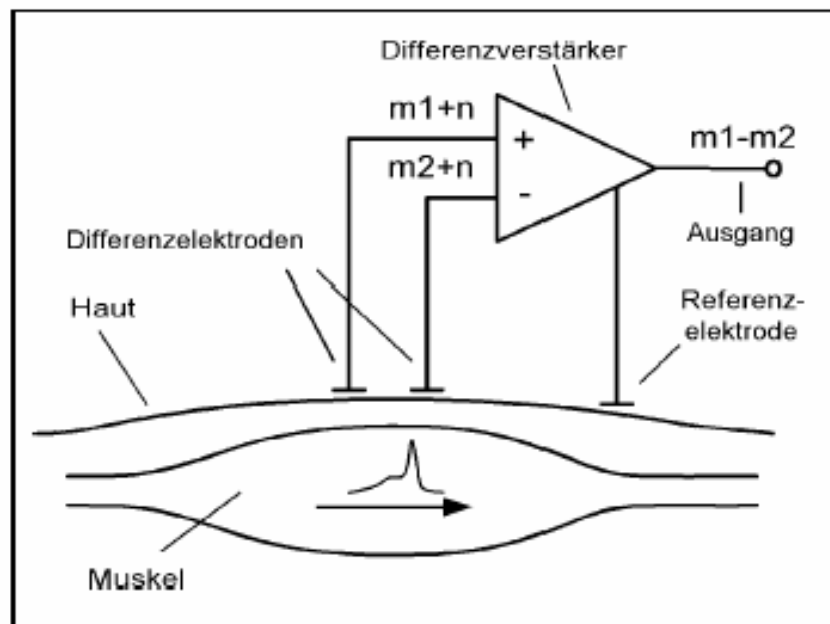


Abbildung 8 Differenzverstärker (schematisch)

Die folgende Schaltung zeigt eine Vorverstärkerelektrode.

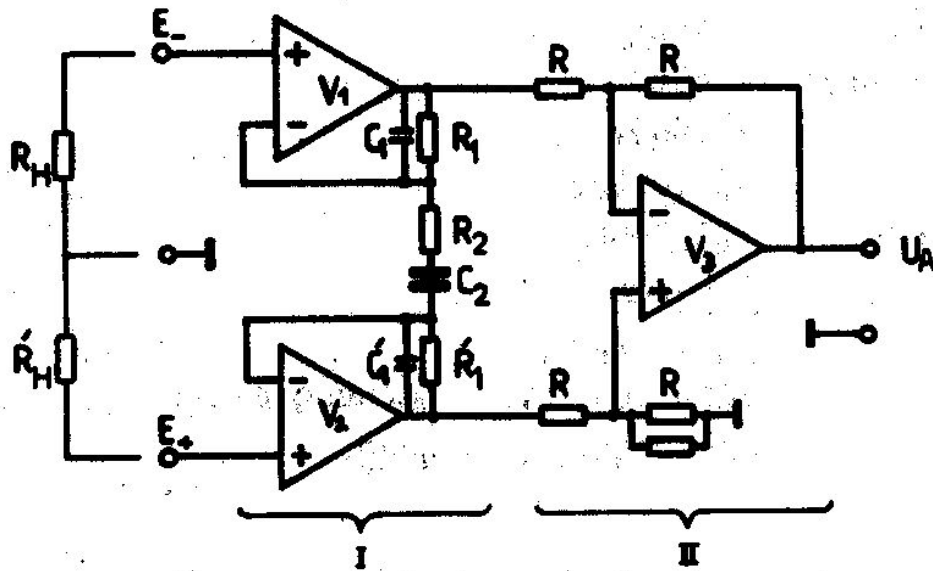


Abbildung 9 Vorverstärker-Elektrode

- R_H : Hautübergangswiderstand
- E: Elektroden
- v_1, v_2 : Impedanzwandler- und Verstärkerstufe (I)
- v_3 : Differenzverstärkerstufe (II)

Das erste für die Signalqualität entscheidende Glied der Kette der EMG-Signalmessung ist der Vorverstärker in Verbindung mit den Elektroden. Hier entscheidet sich, wie sehr das EMG-Nutzsignal von Störsignalen, wie Rauschen, Elektrodendruckartefakten, Verzerrungen und Brummsignalen begleitet ist und ob auch geringe Muskelaktivitäten bestimmt werden können. Die Eingänge werden mit den Ableitelektroden, die Masse mit der Bezugelektrode verbunden. In der 1. Verstärkerstufe ist eine hohe Verstärkung von $v_1=1000$ möglich, der Differenzverstärker ist mit einer Verstärkung von $v_2=1$ ausgelegt. (technische Daten einer Elektrode im Anhang)

3.5 Signalverarbeitung:

Das Verstärkte Differenzsignal wird gleichgerichtet, tiefpassgefiltert und dann so verstärkt, dass der Controller mit dem Signal arbeiten kann. Folgende Schaltung dient zur Gleichrichtung:

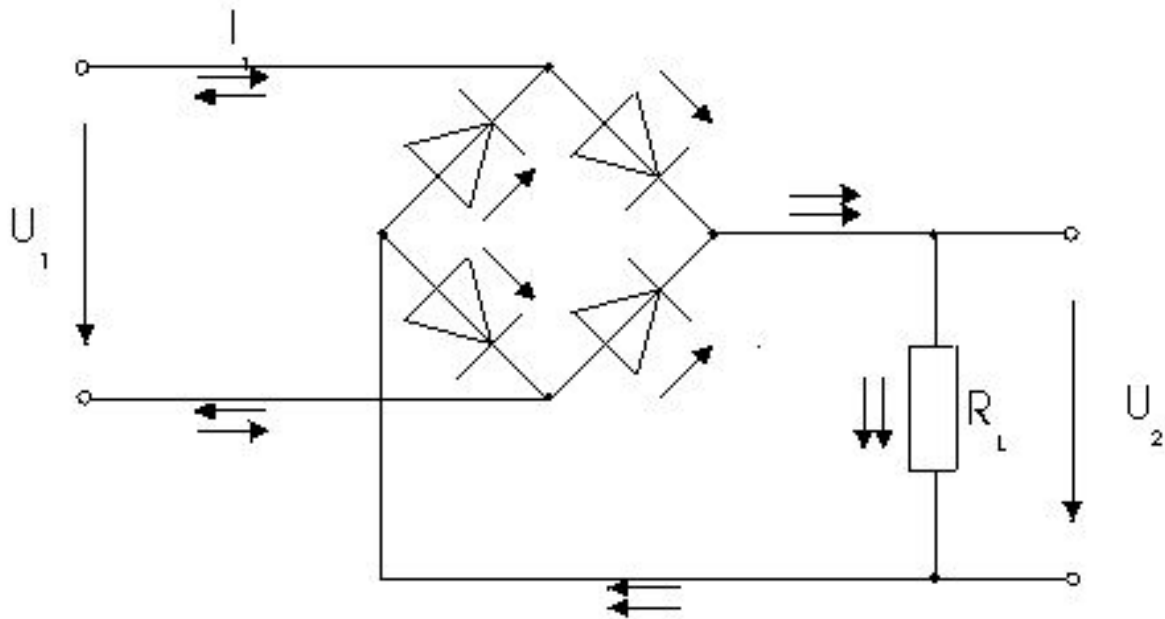


Abbildung 10 Brückenschaltung

Am Beispiel einer Sinusfunktion ist das Wirken der Brückenschaltung dargestellt.

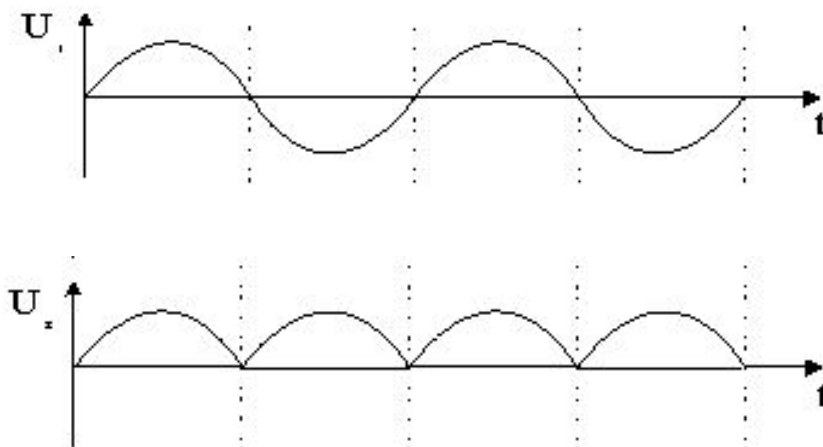


Abbildung 11 Gleichrichtung

In Abbildung 12 ist der gesamte Signalverlauf nach Gleichrichtung und Tiefpassfilterung dargestellt.

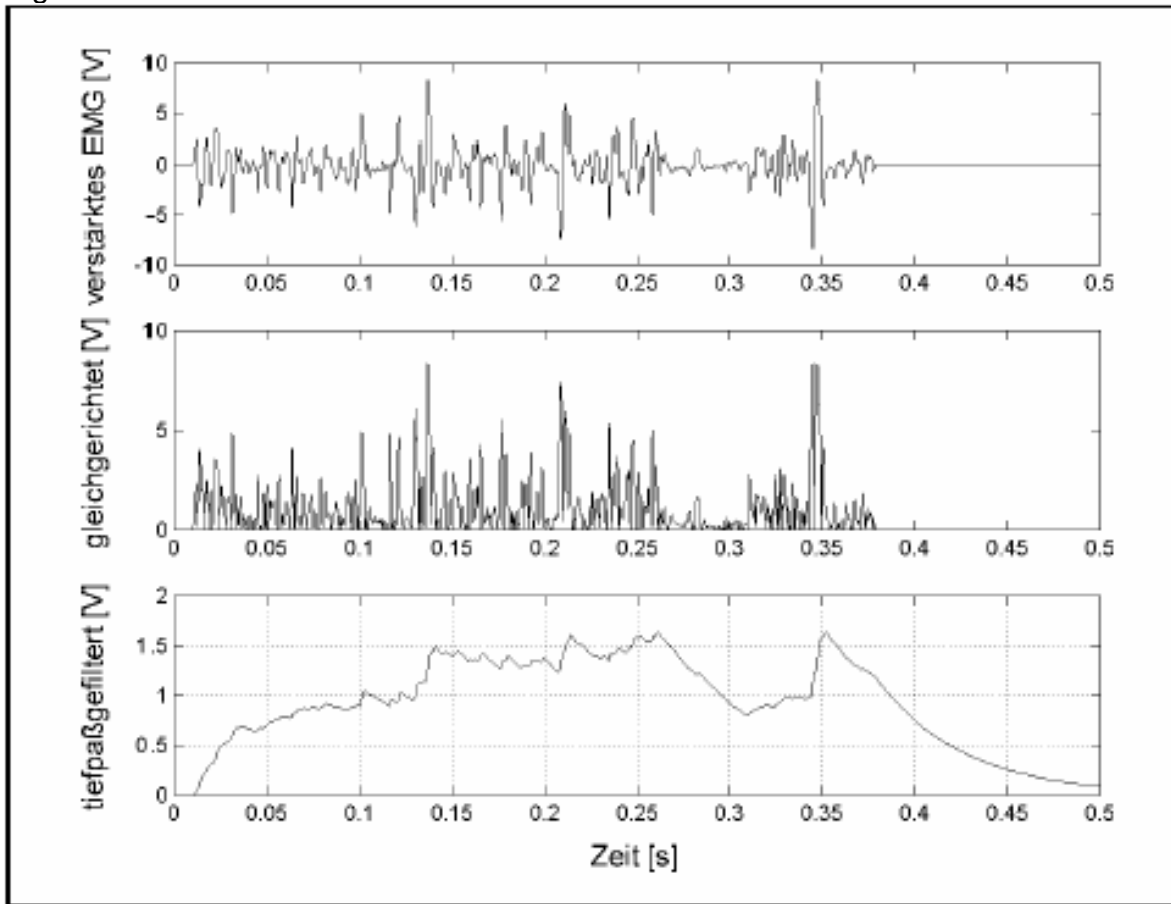
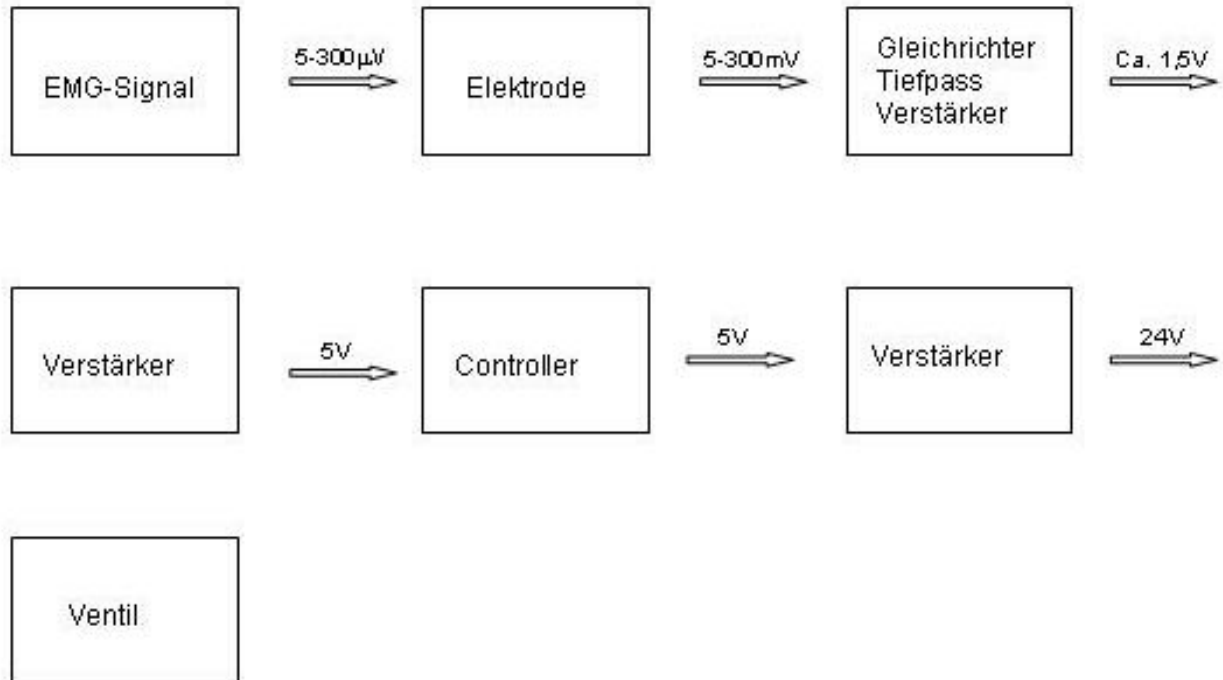


Abbildung 12 EMG – Rohsignal, gleichgerichtet und tiefpaßgefiltert

Das tiefpassgefilterte Signal wird anschließend in einem Controller weiterverarbeitet. Es muss ein Schwellwert definiert werden, bei dessen Überschreitung das Ventil geöffnet wird. Fällt das Signal unter den Schwellwert, schließt sich das Ventil.

3.6 Signalfluss:



3.7 Steuerung der Ventile:

Die Pressluft wird dem fluidischen Muskel durch ein Ventil zugeführt und durch das zweite Ventil abgeführt. Für jedes Ventil wird zur Steuerung eine Elektrode und oben genannte Schaltung benötigt. Die Elektrode für das Zulaufventil wird auf der Haut über dem Bizeps (Beuger) befestigt und die Elektrode für das Ablaufventil auf der Haut über dem Trizeps (Strecker). Die Kraft des fluidischen Muskels wird durch den pneumatischen Druck im Muskel geregelt. Dieser ist abhängig von der Öffnungsdauer der Ventile, die wiederum vom EMG-Signal und damit vom Anwender abhängt.

4 Schlussfolgerung:

Die genaue Einstellung der Steuerelektronik ist auf jeden Anwender individuell einzustellen, da die EMG-Signale bei jedem Menschen anders verlaufen. Dies kann durch eine geeignete Änderung der Schaltung oder durch eine Änderung der Schaltschwelle im Controller geschehen.

5 Anhang:

Technische Anforderungen der Vorverstärkerelektrode:

Der Vorverstärker soll als Instrumentenverstärker möglichst kompakt und allseitig geschirmt aufgebaut sein. Leiterplattenkriechströme sind durch Masseschleifen (guarding) und kapazitive Kopplungen der Eingänge durch entsprechende Bauteilanordnung so gering wie möglich zu halten.

Signalspannung:	AC: 3mV; DC: 500mV
Eingangsimpedanz:	> 1GΩ, <5pF
Eingangsstrom i_e :	< 5nA (möglichst 1pA)
Gleichtaktunterdrückung ($R_H=0$):	>100 dB
Gleichtaktunterdrückung ($R_H=100k\Omega$):	>60 dB
Eingangsschutz:	>1000V
Bandbreite Messverstärker:	10- 1000 Hz
Rauschen an 100 kΩ:	< 0,5-2 μ V _{eff}
Gleichstromfreiheit:	auch bei Unterbrechung einer Versorgungsspannung

Verstärkung: $v = U_a / E_+ - E_- = 1 + 2Z_1 / Z_2$

Für $w \ll 1 / R_2 C_2$: $v=1$ (DC-Signale)

Für $1 / R_2 C_2 \ll w \ll 1 / R_1 C_1$: $v = 1 + 2R_1 / R_2$ (EMG-Signal)

6 Quellenverzeichnis:

www.festo.de

www.otto-bock.de

www.ofa.de

www.ubicampus.uni-hannover.de

BMT-Skript zur Vorlesung

Skript zur Vorlesung Rehabilitationshilfen

Kitzenmaier, Boenick Entwicklung verbesserter Verfahren für die Ableitung und
Verarbeitung myoelektrischer Signale zur Steuerung von
Rehabilitationshilfen

Dr. Dipl-Ing W. Rossdeutscher

