



Franz Lange *1989
Wilhelm Guber *1989

Unternehmen:
E.ON Avacon AG,
Ausbildungszentrum Krottorf, Gröningen

Eingang der Arbeit:
Juni 2010

Zur Veröffentlichung angenommen:
Juli 2010

Wieder aufrecht gehen lernen

Der Beugungsmelder – ein Trainingsgerät für Morbus Parkinson Patienten

Typisch für Parkinson-Kranke ist oftmals ein Gang, bei dem der Körper nach vorne gebeugt ist. Durch gezieltes, kontinuierliches Bewegungstraining kann dieser Einschränkung entgegen gewirkt werden. Aus diesem Grunde haben wir einen Beugungsmelder entwickelt, der dem Patienten seine Fehlhaltung anzeigt und es so ermöglicht, effektiv zu trainieren.

1. Einleitung

In Deutschland leben etwa 250.000 Menschen mit Morbus Parkinson, im Volksmund auch Schüttellähmung genannt. Jährlich kommen etwa 13.000 Neuerkrankungen hinzu, wobei die Häufigkeit der Erkrankung mit dem Alter zunimmt. Die Krankheit ist zwar nicht lebensbedrohlich und hat in der Regel auch keinerlei Einfluss auf die Lebenserwartung. Dennoch sind die Betroffenen in ihrer Lebensqualität erheblich eingeschränkt.

Morbus Parkinson ist eine Krankheit, bei der es zu einem fortschreitenden Verlust dopaminproduzierender Zellen im Gehirn kommt. Dadurch kann der Neurotransmitter Dopamin nicht mehr in ausreichender Menge produziert werden. Ohne die richtige Menge an Dopamin kann der Mensch allerdings seine Bewegungen nicht mehr koordinieren. Im

schlimmsten Fall kommt es durch Dopaminmangel zu einer Steifheit der Muskeln. Die Folge ist, dass die Betroffenen in ihrer Bewegungsfähigkeit erheblich eingeschränkt sind. Die Symptome sind immer gleich: Zittern, Muskelsteifheit und Bewegungsarmut.

Die Vorneigung, beziehungsweise der gebeugte Gang, ist eine der am häufigsten auftretenden Fehlhaltungen bei Parkinson-Patienten (siehe Abb. 1). Sie geht einher mit zahlreichen weiteren Einschränkungen, die den Alltag der Patienten erschweren. Dies sind beispielsweise:

- Eingeschränkte Kommunikation durch mangelnden Blickkontakt
- Eingeschränkte Atmung
- Schlechte Nahrungsaufnahme sowie
- Erhöhte Sturzgefahr durch Verlagerung des Körperschwerpunktes.

Durch ein gezieltes, effektives Bewegungstraining unter Aufsicht und Unterstützung von Physiotherapeuten können die Patienten diesen Einschränkungen entgegenwirken. Allerdings reicht ein Training ein- oder zweimal pro Woche nicht aus, um die Körperhaltung zu verbessern. Ohne kontinuierliches Eigentraining kommt es sehr schnell wieder zu einer Verschlechterung der Symptome.

Zudem haben die Patienten eine mangelnde körperliche Selbstwahrnehmung. Bei Bewegungsübungen lässt nach einer gewissen Zeit ihre Konzentration nach, und der Körper fällt nach vorne. Die Patienten selbst bemerken dies nicht und sind demzufolge auch nicht in der Lage, diese Haltung selbst zu korrigieren. Es ist ihnen durch ihre Krankheit nahezu unmöglich zu erkennen, ob sie aufrecht oder gebeugt gehen. Aus diesem Grunde benötigen sie für ihre

Bewegungsübungen entweder einen Spiegel zur Selbstbeobachtung oder eine zweite Person, die Hinweise zur Korrektur der Körperhaltung gibt. Hier setzt unsere Erfindung an. Wir haben ein Trainingsgerät entwickelt, das es den Patienten ermöglicht, jederzeit ihre Körperhaltung zu kontrollieren und gegebenenfalls zu korrigieren. Das beugt einer Verschlechterung der Körperhaltung und seiner Folgen vor.

2. Erste Ideen zur praktischen Umsetzung

Unsere erste Idee, die Änderung der Körperhaltung mithilfe eines Dehnungsmessstreifens (DMS) festzustellen, also einem Widerstand, der bei Beugung oder Streckung seinen Widerstandwert ändert, verwarfen wir nach einem Gespräch mit unseren Ausbildern. Der DMS war einfach aufgrund seiner mangelnden Einstellbarkeit zu ungenau.

Auch die Idee Sensoren zu verwenden, ließen wir wieder fallen. Sensoren haben den Nachteil, dass sie entweder eine zu hohe Betriebsspannung benötigen (10 – 30 V) oder ein analoges Ausgangssignal haben, das bei möglichst geringer Größe des Trainingsgerätes nur schwer ausgewertet werden kann. Eine dritte Möglichkeit war die Verwendung von Neigungsschaltern. Diese benötigen geringere Betriebsspannungen und lassen sich sehr leicht montieren. Ihr Funktionsprinzip beruht darauf, dass eine Kugel bei einem bestimmten Winkel über eine Rampe rollt und so einen Kontakt schließt. Dadurch kann die Körperneigung auf einfache Art und Weise in ein elektrisches Signal umgewandelt werden.

3. Erste Testversuche

Bei ersten Tests mit den Neigungsschaltern untersuchten wir zunächst das Auslöseverhalten. Für diesen Versuch löteten wir eine Testplatine (siehe Abb. 2), auf der sich vier Schalter (S1 – S4) befanden, um die jeweiligen Messbereiche einzuschalten. Außerdem brachten wir auf der Platine vier Neigungsschalter unter (B1 – B4), die bei unterschiedlichen Winkeln schalten. Zur Signalisierung der eingestellten Messbereiche und der Schaltzustände der Neigungsschalter verwendeten wir LED's.

Die Testplatine neigten wir dann manuell, um die unterschiedlichen Körperkrümmungen zu simulieren und das entsprechende Auslöse- und Schaltverhalten der Neigungsschalter zu prüfen und zu testen. Anfangs gab es noch einige Mängel und Probleme. So reagierten die Neigungsschalter sehr empfindlich auf Erschütterungen, da die Kugel im Inneren des Schalters stark ausschlug und somit der Kontakt nicht richtig geschlossen wurde. Außerdem hatten wir das Problem, dass, wenn wir den Messbereich 2 einstellten (Schalter S2 z. B. 30°) und der Neigungsschalter B2 den Kontakt schloss, auch B1 den Kontakt schloss, da dieser einen Auslöswinkel von 15° hatte. Dadurch leuchteten immer wieder LED 1 und LED 2, obwohl nur LED 2 hätte leuchten sollen. Dies konnten wir durch den Einbau der Sperrdioden D1 bis D4 verhindern.



Abb. 1: Typische Körperhaltung eines Parkinsonpatienten (Quelle: Wikipedia).

Wir entwickelten eine weitere Versuchsschaltung. Die Schaltung wollten wir mit 3,3 V betreiben, also über eine Knopfzelle. Zur Verfügung standen acht Messbereiche: 2°, 7,5°, 10°, 15°, 25°, 35°, 40° und 45°. Der jeweils eingeschaltete Messbereich wurde erneut über eine LED signalisiert. Löst der gewählte Neigungsschalter aus, so wird dieses Signal an die Schaltung und zum Pieper weitergeleitet und dort verarbeitet.

4. Das Problem der Zeitverzögerung

Nachdem wir das Schaltverhalten der Neigungsschalter erprobt hatten, dachten wir über das Problem der Zeitverzögerung nach. Für die Patienten ist es wichtig, dass sich die Zeit einstellen lässt, nach der das Signal ertönt. Das bedeutet, die Körperfehlstellung muss erst einige Zeit vorhanden sein, bevor sie akustisch angezeigt wird. Dies verhindert, dass das Gerät auslöst, nur weil sich der Patient gerade vorbeugt, um einen Gegenstand aufzuheben oder sich die Schuhe zu zubinden.

Das Kernstück dieser Zeitverzögerungsschaltung ist ein integrierter Schaltkreis, der über Widerstände und Kondensatoren angesteuert wird (siehe Abb. 3).

Wir legten einen Elektrolytkondensator mit einer Kapazität von 220 µF als Basis fest (Kondensator C3), da dieser bei relativ geringer Größe eine hohe Kapazität hat. Wir veränderten lediglich

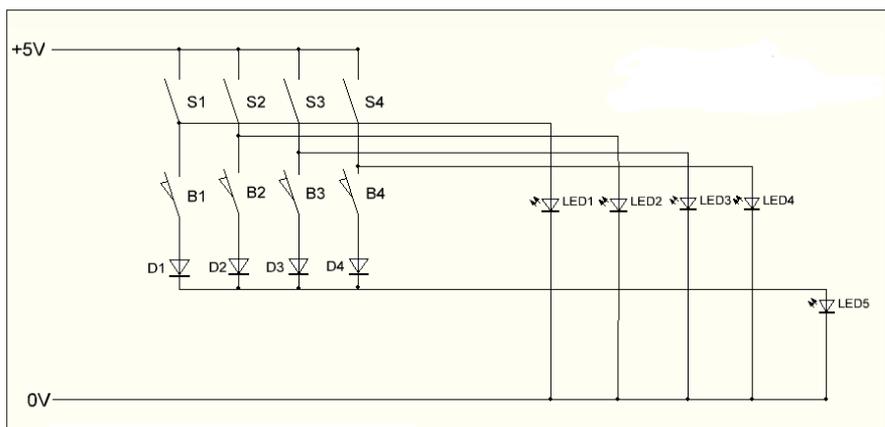


Abb. 2: Schaltplan: „Messbereiche und Neigungsschalter“ zum Testen des Schaltverhaltens der unterschiedlichen Neigungsschalter (B1-B4 Neigungsschalter, S1-S4 Messbereichsschalter, D1-D4 Sperrdioden).

Kondensator C3 [μF]	220	220	220	220
Widerstand R3 [$\text{M}\Omega$]	0,25	0,5	1	2
t gemessen [s]	54	108	222	437
t rechnerisch [s]	55	110	220	440

Tab. 1: Einfluss des Widerstandes R3 auf die Zeitverzögerung bei gleichbleibender Kondensatorkapazität

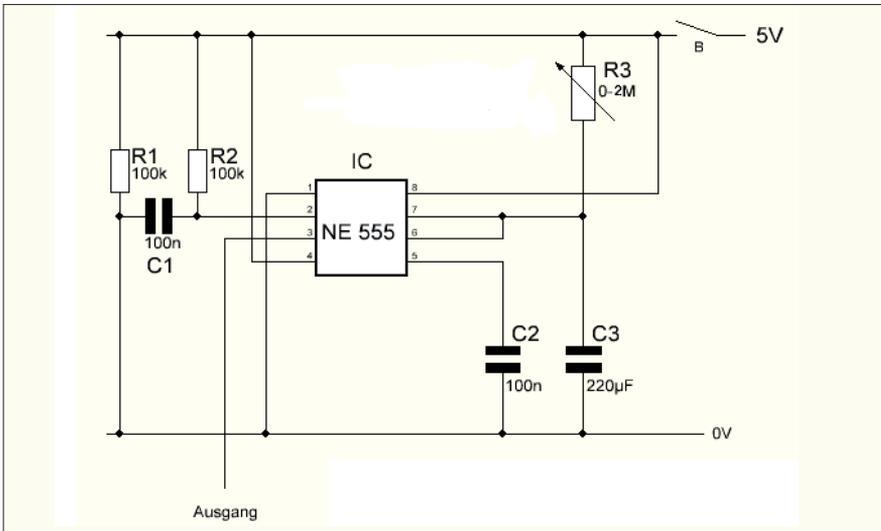


Abb. 3: Schaltplan für die Zeitverzögerung. Durch Veränderung von R3 läßt die Verzögerung beeinflussen.

die Widerstandswerte des Widerstandes R3, um die Zeit zu beeinflussen. Nach Anlegen einer Spannung an die Versuchsschaltungen nahmen wir eine Reihe von Messwerten auf (siehe Tabelle 1).

Es stellte sich heraus, dass sich die Zeitdauer wie folgt ändert: $T=R \cdot C$. Die Zeitdauer ergibt sich also aus dem Widerstandswert multipliziert mit dem Wert der Kapazität.

Durch Verwendung eines Potentiometers können wir somit die Zeit einstellen. Ein Problem gab es allerdings noch. Der Signalgeber leuchtete nicht erst nach Ablauf der eingestellten Zeit, sondern während der gesamten eingestellten Zeit. Deshalb invertierten wir das Signal, das es nur für eine bestimmte Zeit gibt. Problematisch war auch, dass die ICs bei 3,3 V äußerst unzuverlässig schalteten. Deshalb stellten wir die Spannungsver-

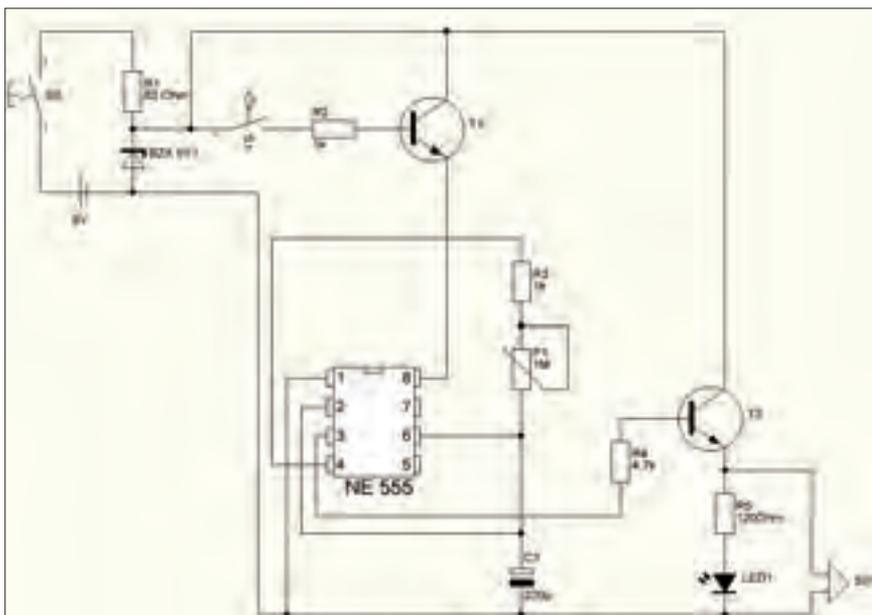


Abb. 4: Schaltplan mit der neuen Zeitverzögerungsschaltung und Messbereichswahl

sorgung auf 5 V um und verwendeten dazu einen 9V-Batterieblock. 4V ließen wir über geeignete Widerstände abfallen.

5. Das Funktionsmodell

Bei der Konstruktion des Prototypen wollten wir möglichst platzsparend arbeiten, denn das Trainingsgerät soll nach Angaben der Fachärzte möglichst klein und leicht sein. Dazu musste auch die Schaltung minimiert werden. Die einzige Möglichkeit dafür sahen wir in der Minimierung der Zeitverzögerungsschaltung. Im Internet fanden wir eine Schaltung [4], die wir ausprobierten und modifizierten. Dafür löteten wir einige Testplatinen. Es entstand eine neue Prinzipschaltung (siehe Abb. 4).

Eine weitere Neuerung bei dieser Schaltung war, dass wir zum Einstellen des jeweiligen Messbereiches einen Drehschalter verwendeten, der ebenfalls Platz spart, da wir anstelle von vier Schaltern lediglich einen Schalter benötigen.

Nachdem unser Prototyp (siehe Abb. 5) soweit fertig war, bekamen wir die Möglichkeit, in der Parkinsonfachklinik Beelitz/Heilstätten mit einer Ärztin und einer Physiotherapeutin zu sprechen. Sie vermittelten uns den Kontakt zu einer Patientin und zeigten uns Studien, wie aktives Training Bewegungsstörungen entgegenwirken kann. Auch die technische Realisierung unseres Prototypen konnten wir besprechen und diskutieren. Als Ergebnis stellten wir fest, dass das Gerät von den Patienten am günstigsten an der Brust getragen werden sollte. Die Einstellung der Zeit ist unbedingt erforderlich und muss beibehalten werden.

6. Entwicklung eines Zählers

Nach dem Gespräch in der Fachklinik setzten wir uns das Ziel, unsere Erfindung weiter zu verbessern. Das Gerät sollte einerseits zum aktiven Training während der ärztlichen Behandlung dienen. Es sollte den Patienten aber auch ermöglichen, selbständig im Alltag zu trainieren. Unsere Idee war es daher, einen Zähler zu integrieren. So sollten die Patienten die Möglichkeit erhalten, über den Tag hinweg die Anzahl der Auslösungen einsehen zu können. Durch Eigenkontrolle können sie dann versuchen, die Zahl der Auslösungen möglichst niedrig zu halten.

In der technischen Umsetzung wollten



Abb. 5: Erster Prototyp mit Zeitverzögerung und Messbereichswahl

wir dies über zwei 7-Segmentanzeigen realisieren, sodass unser Gerät in der Lage ist Zahlen von 0 bis 99 anzuzeigen. Wir suchten zunächst nach Schaltungen, welche aufgrund eines elektrischen Impulses einen Zähler ansteuern. Wir entschieden uns für eine Schaltung mit nur zwei IC's. Nach einigem Herumexperimentieren hatten wir eine funktionierende und einfache Schaltung zum Zählen der Sensorimpulse gefunden (siehe Abb. 6).

7. Probleme und ein neuer Ansatz

Wir hatten nun also einen Sensor (den Neigungsschalter), einen Timer und einen Zähler entwickelt. Die Betriebsspannung ergab sich aus den einzelnen Baugruppen, nämlich 5 Volt. Nachdem wir die Schaltungen zusammengefügt hatten und testeten, stellten sich verschiedene Probleme ein: Die stark prellenden Neigungsschalter offenbarten vor allem bei starken Vi-

brationen ihre Schwächen. Dann bereitete der Einbau eines Piepers Probleme, der das akustische Signal gibt, wenn sich der Oberkörper des Patienten nach vorn beugt. Der Pieper sorgte dafür, dass sich innerhalb unserer Testschaltung ein Schwingkreis aufbaute.

Dadurch wurde unsere Gleichspannung von einer Frequenz überlagert, die dafür sorgte, dass andere Bauteile, wie beispielsweise die Timer-Schaltung und die LED's nicht mehr richtig arbeiteten. Der Pieper selbst erzeugte keinen klaren Ton mehr.

Bei dem Versuch, dieses Problem zu beheben, fanden wir einen Timer-Bausatz, der uns die Möglichkeit bot, ein Relais einzubauen. Bei diesem Bausatz kamen auch neue Neigungsschalter zum Einsatz, die nicht so anfällig für Vibrationen waren. Nachdem wir den Timer mit einem neuen Neigungsschalter und der restlichen Schaltung zusammengefügt hatten, funktionierte alles wie erhofft. Die Schaltung erweiterten wir noch um eine Z-Diode zur Stabilisierung der Spannung.

Dafür mussten wir allerdings Abstriche bei anderen Dingen machen. So benötigten wir eine größere Betriebsspannung

von 12 Volt, die wir über zwei 9-Volt-Blöcke realisierten. Auch die Größe der Gesamtschaltung nahm erheblich zu.

Beim Einbau der neuen Schaltung in ein Gehäuse offenbarten sich erneut Schwächen. Während der erste Prototyp einwandfrei gearbeitet hatte, nachdem wir ihn mithilfe von Hosenträgern an der Brust des Patienten befestigt hatten, funktionierte die neue Schaltung nun nicht mehr. Deshalb suchten wir erneut nach einem Lösungsansatz. Aufgrund des mechanischen Ausschlagens der Kugel, das auch bei den neuen Neigungsschaltern der Fall war, ergaben sich jedoch auch hier Probleme. Die Zähler zählten nicht zuverlässig. Es kam vor, dass sie manchmal ganz schnell von 0 bis 99 durchzählten, obwohl der Oberkörper nur einmal vorgebeugt wurde. Deshalb mussten wir die Idee mit dem Zähler vorerst verwerfen.

8. Das endgültige Gerät

Wir konzentrierten uns auf die wesentlichen Funktionen des Geräts und entwickelten eine kleine, kompakte Bauweise. Dafür lagerten wir einen einzigen Neigungsschalter drehbar auf einer Achse, so dass der gewünschte Auslösewinkel beliebig durch Drehung der Achse einstellbar wurde. Somit konnte der Nullpunkt neu justiert werden (siehe Abb. 7).

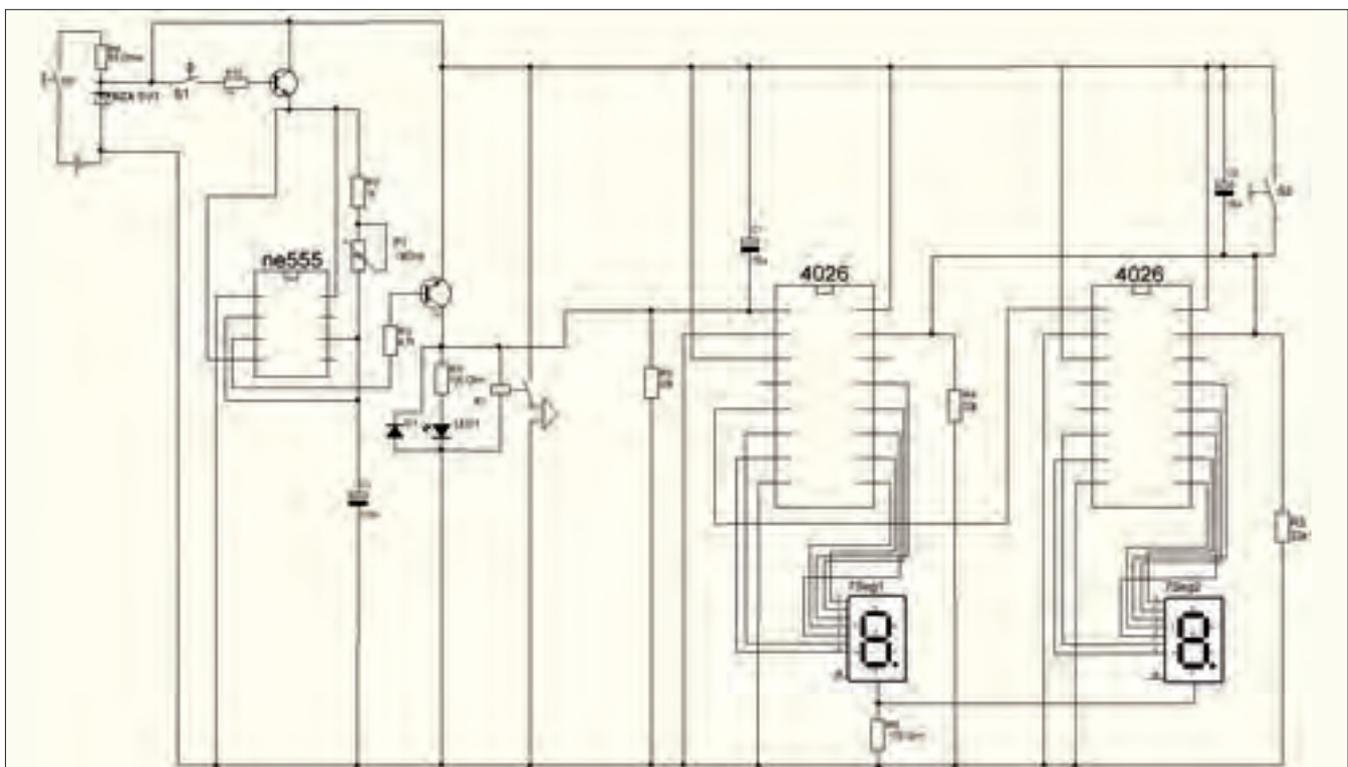


Abb. 6: Schaltplan des Beugungsmelders mit Zählerschaltung.