

Seminar – „Der künstliche Mensch“

Prof. Dr. R. Rojas

WS 05/06

Das menschliche Ohr

Die Ohrmuschel „fängt“ die Schallwellen auf und leitet diese weiter zum Gehörgang. Die Schallwellen gelangen durch den Gehörgang zum Trommelfell, das sich zwischen dem Gehörgang und dem Mittelohr befindet. Die auf das Trommelfell treffenden Schallwellen versetzen das Trommelfell in Schwingungen, die das Trommelfell dann mit Hilfe der drei kleinsten Knochen des menschlichen Körpers (Hammer, Amboß und Steigbügel) in das Innenohr weiterleitet. Das Innenohr besteht aus der Ohrschnecke (Cochlea). Die Cochlea ist eine mit Flüssigkeit gefüllte spiralförmig gewundene Röhre, die durch zwei Membrane in drei „Schläuche“ aufgeteilt wird. Die Schallwellen wandern einmal komplett durch die Cochlea, ähnlich wie bei einer Wendeltreppe. In der Mitte der Cochlea auf der Basilarmembran befindet sich das Cortische Organ. Es besteht aus ca. 20.000 Haarzellen, die in einer inneren und drei äußeren Reihen angeordnet sind. Die sich durch die Cochlea bewegenden Schallwellen setzen den Basilarmembran in Schwingung. Jeder Ton löst an seiner bestimmten Stelle diese Schwingungen aus, so dass die Töne unterschieden werden können. Töne hoher Frequenz werden am Anfang der Cochlea wahrgenommen und Töne tiefer Frequenz am Ende. Durch die Schallwellen werden die Haarzellen auf der Basilarmembran in Bewegung gesetzt. Durch diese Bewegung werden die Schallwellen in bio-elektrische Impulse umgewandelt. Diese bio-elektrischen Impulse werden dann mit Hilfe der Nervenbahnen des Hörnervs in das Hörzentrum im Gehirn transportiert. Erst im Hörzentrum entstehen die Geräusche, die wir „hören“.

Im Ohr befindet sich auch der Gleichgewichtsapparat. Dieser besteht aus den beiden Bläschen Sacculus und Utriculus, sowie drei mit Flüssigkeit gefüllten Bögen. Sacculus und Utriculus beinhalten winzige Kalksteinchen, mit deren Hilfe die Lage des Kopfes bestimmt werden kann, da sich die Lage der Steinchen wegen der Schwerkraft auch verändert. Die drei Bögen registrieren mit Hilfe der Trägheit die Drehbewegungen des Kopfes.

Silicon Cochlea

Die ersten Forschungen an der künstlichen Cochlea gehen auf die 60er Jahre des vergangenen Jahrhunderts zurück. Dabei werden die ersten elektrischen Stimulationen des Hörnervs Fritz Zöllner (Freiburg) und Dieter Keidel (Erlangen) zugeschrieben.

Das erste Implantat wurde 1978 an der Universität von Melbourne von Prof. Graeme Clark eingepflanzt.

Der Grundlegende Aufbau der Implantate hat sich dabei bis heute nur wenig geändert. Dies gilt jedoch nicht für die verwendete Technik. So sind heutige Implantate deutlich leistungsfähiger, benötigen weniger Energie und sind natürlich auch kompakter in ihrer Bauweise.

Eins der Hauptprobleme ist es, dass auch heute der Hörprozess noch nicht vollständig verstanden ist. Erste Stimulationsversuche des Hörnervs zeigten, dass dieser sich nicht durch eine direkt anliegende Spannung oder einen Strom stimulieren lässt. Zwar können Effekte auftreten, diese sind jedoch eher schädlich und führen nicht zu einem Vorgang, der dem Hören entspricht.

Es zeigte sich, dass die Stimulation durch elektrische Felder sehr viel geeigneter ist. Wann jedoch welcher Teil des Nervs wie lange stimuliert werden muss, ist immer noch unklar. So muss die Stimulation der Silicon Cochlea sehr stark an ein einzelnes Individuum angepasst werden. Es scheint hier keine Methode zu geben, die bei deutlich mehr Patienten Erfolg zeigt als ein Konkurrent.

Die eigentliche Stimulation entspricht dabei nicht der einer gesunden Cochlea. Somit kann das Gehirn die vom Hörnerv empfangenen Signale nicht richtig interpretieren. Der Hörprozess muss vom Gehirn völlig neu erlernt werden.

Dies ist auch bei älteren Patienten ohne weiteres möglich, es müssen jedoch ein paar Voraussetzungen erfüllt sein. So kommen keine Patienten in Frage, die taub geboren wurden oder unter zwei Jahre alt sind. Zwar lernt das Gehirn das Hören neu, es müssen jedoch grundlegende Verknüpfungen für das Hören vorhanden sein, die sich andernfalls nicht gebildet haben können.

Desweiteren muss der Hörnerv noch vollständig intakt sein. Er kann nicht ersetzt werden und ist für die Übertragung der Signale ans Gehirn unabdingbar.

Als letzte wichtige Voraussetzung, die ein Patient erfüllen muss ist die beidseitige Taubheit zu nennen. Wäre die Taubheit einseitig, so würde dies zu unterschiedlichen Signalen der intakten Cochlea und des Implantats führen, worauf sich das Gehirn nicht anpassen kann.

Die Implantate bestehen dabei aus einem Teil, der extern getragen wird und dem eigentlichen Cochlea-Implantat. Der externe Teil besteht aus einer Spannungsquelle, einem Mikrofon, dem Sprachprozessor und einem Sender. Das Mikrofon nimmt die empfangenen Signale auf und leitet sie an den Sprachprozessor weiter. Dieser bereitet die Signale auf und leitet sie an den Sender, eine dem Radiofunk ähnelnde Sendespule weiter.

An der implantierten Silicon Cochlea befindet sich ein Empfänger für die so übertragenen Signale, sowie einem Elektrodenträger, die durch das Signal den Hörnerv stimulieren.

Wird ein Signal empfangen, so wird dessen Kodierung auf Richtigkeit überprüft. Sollte das Signal von einem fremden Sender kommen oder durch Interferenzen gestört sein, so wird es verworfen.

Die Elektroden des Elektrodenträgers müssen Tonotopie getreu in der Cochlea angeordnet sein. Dazu müssen die Elektroden sich vollständig in der Cochlea befinden, da sie das Cortische Organ mit den Haarzellen simulieren.

Je nach Bauart, werden die Elektroden als Bipolar, Unipolar oder im Common Ground Modus gesetzt. Bei den letzten beiden Schaltungen wird ein elektrisches Feld zwischen einer Elektrode und einer Referenz erzeugt. Während Unipolare Implantate nur eine Elektrode und eine Referenz enthalten, kommen bei dem Common Ground Modus mehrere Elektroden zum Einsatz, aber es wird immer nur eine Elektrode stimuliert, der Rest wird geerdet. Auch bei der bipolaren Schaltung von Elektroden kommen mehrere Elektroden zum Einsatz. Dabei wird ein Feld immer zwischen zwei dieser Elektroden erzeugt. Dies führt dazu, dass man den Hörnerv sehr gezielt an einzelnen Stellen stimulieren kann.

Die Kodierung der Signale

Die Kodierung wie lange welche Elektrode unter welcher Spannung steht, kommt aus dem Signal, welches wiederum im externen Implantat durch den Sprachprozessor erzeugt wurde. Dabei gibt es mehr als eine Möglichkeit der Kodierung.

Die ersten Verfahren waren rein Analog. Man benutzte eine direkt Proportionalität zwischen Eingangssignal und Stärke der Stimulation. Dies führte allerdings zu keinem nennenswerten Erfolg. Ohne Lippenlesen war kaum ein Wort zu verstehen (und selbst hier wurde Verständnis eher dem Zufall zugesprochen).

Heute wird deutlich mehr auf Digital Technik und algorithmische Codierung gesetzt. Zudem unterstützt jeder Sprachprozessor i.d.R. mehr als eine Strategie, da es nicht vorhersehbar ist, mit welcher Codierung ein Patient am Besten zurecht kommt.

Ein großes Problem bei der Verwendung von Feldern besteht in den Wechselwirkungen benachbarter Felder. Heutige Strategien erzeugen deswegen bevorzugt einzelne Felder sequentiell (nicht simultane Strategien) oder versuchen Felder mit möglichst großen Abstand zu erzeugen, wobei immer nur 2 bzw. 4 Felder gleichzeitig aktiv sind (teil-simultan).

Zu den Momentan wichtigsten Verfahren gehören drei Strategien, SPEAK, CIS und ACE.

Diese drei Strategien gehören alle zu den nicht-Simultanen. SPEAK basiert auf dem Extrahieren der gewünschten Information. Das klare Ziel heutiger Implantate liegt darin, das Hören von Sprache zu ermöglichen. Genau auf diesen Aspekt ist SPEAK optimiert. So werden die gehörten Frequenzen in 20 Frequenzbänder zerteilt. Aus diesen werden dann bis zu 8 (Anzahl der Elektroden) Spektrale Maxima extrahiert und nur diese werden dann kodiert an das Implantat geschickt. Die Auflösung der einzelnen Frequenzen ist dabei sehr hoch, die Stimulationsrate liegt bei ca. 230 Hz, die Rate ist jedoch flexibel.

Anders als SPEAK versucht CIS (Continuous Interleaved Sampler) eine sehr hohe (fixe) Stimulationsrate zu erreichen. Auch hier wird das Eingangssignal in Frequenzbänder zerlegt, wobei die Anzahl der Frequenzbänder jedoch exakt der Anzahl der Elektroden entspricht. Nun wird sequentiell für jedes Frequenzband die entsprechende Elektrode stimuliert. Hier kommen somit deutlich breitere Frequenzbänder zum Einsatz und aus diesen wird keine Information vorgefiltert. Die Stimulationsraten liegen deutlich über denen von SPEAK, es wird jedoch nicht die Frequenzauflösung erreicht. ACE (Advanced Combination Encoders) schließt diese Lücke. Bei dieser Strategie werden beide Vorteile zu einer neuen Strategie. Hierbei wird die Stimulation wie bei CIS in hohen fixen Frequenzen vorgenommen. Zudem werden Signale wie bei SPEAK gefiltert und es wird versucht nur relevante Information zu codieren.

Es existieren noch andere Strategien, mit neuen Zielsetzungen. So versucht die HiRes-Codierung sogar das Musikhören möglich zu machen und filtert Störgeräusche schon sehr erfolgreich, jedoch sind die oberen drei deutlich verbreiteter und Alternativen für den momentanen Markt weniger relevant.

Dabei gibt es im Moment nur vier Firmen, die Cochlea-Implantate produzieren. Diese kommen von Advanced Bionics, Cochlear Implant AG, Med-EL, MXM. Bis ins Jahr 2003 wurden ca. 70.000 Implantate eingesetzt, von denen rund 60% von der Cochlear Implantat AG stammen. In Deutschland werden dabei ca. 700-800 Implantationen pro Jahr durchgeführt. Die meisten dieser Implantationen finden dabei an den Universitätskliniken der Uni Hannover (MHH, ca 200 Stück), Freiburg (ca 80 Stück) und Würzburg (ca 80 Stück).

Ausblick

Trotz den Erfolgen und Fortschritten, sind die Implantate noch weit von ihrem biologischen Vorbild entfernt. Das Hauptproblem und damit auch eins der wichtigsten Forschungsgebiete bleibt weiterhin die Erforschung des menschlichen Gehirns. Solange der Hörprozess nicht vollständig verstanden ist, wird kein „perfektes“ Hören möglich sein.

Ansonsten ist ein wichtiges Ziel das komplette Implantat. Hierbei wird auch das Mikrophon, der Sprachprozessor und die Spannungsversorgung implantiert. Neben der Minimierung der Strukturen wird dabei versucht, den Energiebedarf

weiter zu senken. Zudem wird versucht mit einem Prozessor zwei Implantate zu steuern. Desweiteren wird natürlich auch an verbesserten Kodierungsstrategien gearbeitet um den Patienten ein besseres Sprachverständnis zu ermöglichen. So wird schon an der automatischen Anpassung der Signale an verschieden laute Umgebungen gearbeitet.

Quellen

Improved Implementation Of The Silicon Cochlea –

<http://www.lloydwatts.com/WattsSiliconCochlea1992.pdf>

A Bidirectional analog VLSI Cochlea Model –

<http://www.lloydwatts.com/WattsBidirectional1991.pdf>

Cochlear Mechanics –

<http://www.lloydwatts.com/thesis.html>

A Statistical Approach To Automatic Speech Recognition Using The Atomic Speech Units Constructed From Overlapping Articulatory Features – X. Sun

Non Stationary Hidden Markov Models For Speech Recognition – X. Sun

Energy-Efficient Adaptive Signal Decomposition the Silicon And Biological Cochlea –

http://www.rle.mit.edu/avbs/publications/conference_proceedings/conf_proc_16.pdf

Improved Silicon Cochlea using Compatible Lateral Bipolar Transistors -

<http://diwww.epfl.ch/lami/team/vschaik/publications/nips95.ps>

Chochlea Implantat Systeme –

http://www.kestner.de/n/verschiedenes/presse/2005/ImplKat_Cochlea_2005.pdf

Brain-Computer-Interfaces –

<http://www.fichter.ch/papers/BCI.pdf>

Univ.-HNO-Klinik Heidelberg –

<http://www.hyg.uni-heidelberg.de/hno/klinik/klinik.htm>

www.ci-kids.de

www.cochlea.de

www.medel.com

www.kinderwelt.org