

Eye Robot

Implantierbare elektronische Sehhilfe für Blinde

„Blinde werden wieder sehen und Lahme wieder gehen.“ So die Überschrift eines Artikels vom 7. August 1995 in der Tageszeitung DIE WELT. In einem Interview stellte damals Professor Dr. Rolf Eckmiller von der Uni Bonn seine Zukunftsvisionen von lernfähigen Prothesen für blinde oder (querschnitts-)gelähmte Menschen vor. Denn die Neurotechnologie setzt heute die technischen Fortschritte der Informationstechnik – insbesondere der Mikrosystemtechnik – erfolgreich in der Medizintechnik ein. Eine besondere Herausforderung stellen Augenimplantate dar, die erblindeten Menschen ein gewisses Sehvermögen zurückgeben sollen. In diesem Bereich gehört die Universität Duisburg-Essen zu den Pionieren der Forschung.

Die deutsche Gesetzgebung definiert Blindheit mit einer Sehschärfe von nicht mehr als 2% und/oder einem Gesichtsfeld von nicht mehr als 5°. Hochgradige Sehbehinderung besteht bei einer Sehschärfe von 2 bis 5%. Im Schärfbereich von 5 bis 33 Prozent spricht man von einer Sehbehinderung. Das statistische Bundes-

vorderen Augenabschnitts, insbesondere der Hornhaut (Abb. 1). Durch die meist irreversible Trübung wird das einfallende Licht gestreut und absorbiert. Eine scharfe Abbildung über den optischen Apparat des Auges auf die noch intakte Netzhaut ist nun nicht mehr möglich.



Abbildung 1: Schädigungen des vorderen Augenabschnitts nach (links) Explosion und (rechts) Verätzung. (Quelle: Universitäts-Augenklinik Köln).

amt zählte 1993 fast 250.000 sehbehinderte Personen, davon mehr als 40.000 hochgradig Sehbehinderte und ca. 130.000 Blinde. Pro Jahr kommen etwa 17.000 Erblindungen und 50.000 Sehbehinderungen dazu, wobei 40% der Betroffenen jünger als 65 Jahre sind. Furchtbar für die Betroffenen, teuer für die Gemeinschaft: Die Folgekosten für Blindengeld, Frühberentung und Rehabilitation summieren sich pro Jahr auf rund eine Milliarde Euro.

Die häufigsten Ursachen für eine Erblindung sind nach einer Studie aus dem Jahr 1992 Makuladegeneration (15,4%), Grüner Star (15,2%), extreme Kurzsichtigkeit (11,9%) und Retinitis pigmentosa (10,3%). Zum Vergleich macht die Netzhautablösung lediglich 2,1% aus, der Graue Star 4,5%. Zusätzlich zu den zuvor beschriebenen Augenerkrankungen erblinden jährlich allein in Deutschland mehrere tausend Personen durch Unfälle. Hauptursache sind hier explosions- oder verätzungsbedingte Schädigungen des

In Deutschland liegt die Zahl der Betroffenen bei etwa 4.000, weltweit zwischen sechs und sieben Millionen Menschen, wobei die Ursachen neben den bereits erwähnten unfallbedingten Schädigungen auch in einer chronischen intraokularen Entzündung oder in einer Hornhautentzündung (Trachom) liegen. Solche Krankheitsfälle treten zum Beispiel in den weniger entwickelten Ländern Afrikas und Lateinamerikas, aber auch im Mittleren Osten und in Südostasien auf. Weltweit ist das Trachom immer noch eine der Haupterblindungsursachen.

Tasten im Nebel

Die Schwere der Erblindung für die Betroffenen soll Abbildung 2 illustrieren. Hier ist die optische Wahrnehmung einer normalsichtigen und einer sehbehinderten Person beim Überqueren einer Straße dargestellt. Der Seheindruck im rechts dargestellten Fall beschränkt sich auf das kontrastarme Empfinden von hellen und

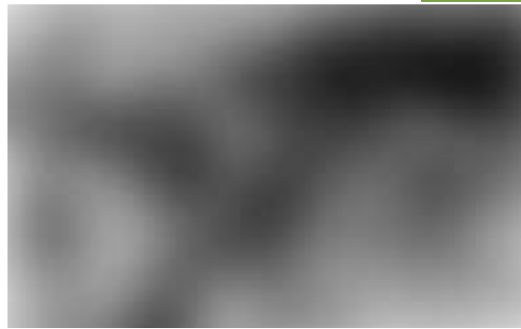


Abbildung 2: Optische Wahrnehmung bei **(links)** normalsichtigen Personen, **(rechts)** Personen mit getrübter Hornhaut.

(Quelle: Deutsche Retinitis Pigmentosa Vereinigung e. V.)

dunklen Flecken; Konturen sind kaum zu erkennen. Bei noch schwereren Verletzungen kann teilweise nicht einmal mehr zwischen Tag und Nacht unterschieden werden, die Personen sind absolut blind.

Die moderne Augenheilkunde hat viele Fortschritte bei der Transplantation sowohl von Spender-Hornhäuten als auch von künstlichen Hornhäuten gemacht. Trotzdem ist in vielen Fällen diese klassische Behandlungsmethode nicht anwendbar, weil Spenderhornhäute vielfach innerhalb weniger Wochen nach der Transplantation erneut eintrüben, künstliche Hornhäute nach heutigem Kenntnisstand nicht dauerhaft transplantierbar sind und in besonders schweren Fällen oft keine mechanische Fixierung eines Transplantates möglich ist.

Um Menschen mit getrübter Hornhaut zumindest einen gewissen Seheindruck zurückzugeben, wird zurzeit in einem interdisziplinären Projekt eine so genannte intraokulare Sehhilfe (IOS) entwickelt. Beteiligt an den Arbeiten sind neben den Wissenschaftlern am Zentrum für Halbleitertechnik und Optoelektronik (ZHO) der Universität Duisburg-Essen auch Mediziner der Universitäts-Augenkliniken Tübingen und Aachen sowie Physiker und Ingenieure des Fraunhofer-Instituts (FhG-IMS, vgl. auch den Beitrag „Bitte recht freundlich ... Smarte Kamerasysteme in der Medizintechnik“) in Duisburg und Forscher der Universität in Karlsruhe.

Anatomische Grundlagen

Für die Entwicklung einer intraokularen Sehhilfe ist zunächst das prinzipielle Verständnis der Funktionsweise des menschlichen Auges wichtig. Abbildung 3 zeigt hierzu schematisch den horizontalen Meridionalschnitt des rechten menschlichen Auges.

Am Beispiel der Wahrnehmung des Buchstaben A kann der optische Weg durch das Auge leicht nachvollzogen werden: Das ins Auge ein-

fallende Licht wird im Normalfall durch die konstante Brechkraft der Hornhaut und die variable Brechkraft der Linse auf der Netzhaut gebündelt. Im Zentrum der Netzhaut auf der Sehachse gelegen, befindet sich die so genannte macula lutea (gelber Fleck), ein kreisförmiger, etwa 2,5 bis 3 Millimeter großer, grubenförmiger Punkt. Innerhalb dieser Grube, der so genannten fovea centralis, sind die meisten Photorezeptoren – insbesondere die für das Farbsehen verantwortlichen Zapfen – vorhanden. Zum Rand hin nimmt die Konzentration von Zapfen stark ab, während die der Stäbchen, deren Zuständigkeit im Kontrastsehen und in der Bewegungswahrnehmung liegt, wächst.

Das menschliche Auge kann also lediglich im Bereich der Macula in einem Sehwinkel von etwa 3 Grad scharf sehen, während die Peripherie vornehmlich der Erkennung von Bewegungen und der Orientierung im Raum dient. Der so genannte „blinde Fleck“ liegt peripher bei etwa 15° in Richtung Nase und wird durch die Axone, also die Ausgänge der neuralen Ganglienzellschicht, gebildet. Dort befinden sich aber keinerlei Photorezeptoren. Die Unfähigkeit des Auges, an diesem Ort etwas zu erkennen, wird durch höhere Funktionen des visuellen Kortex im Gehirn ausgeglichen.

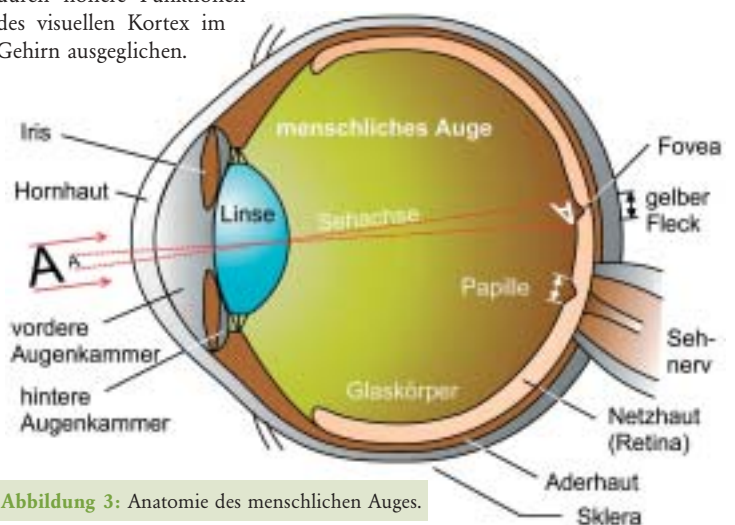


Abbildung 3: Anatomie des menschlichen Auges.



Biochemische Kaskade

Wie entsteht nun der Seheindruck? Licht fällt (zum Beispiel in Form des Buchstabens „A“) auf die Netzhaut, die aus mehreren Schichten besteht. Die Photonen durchdringen die transparenten Nervenzellschichten und werden im hinteren Teil der Netzhaut durch das Sehpigment Rhodopsin in den Photorezeptoren – also den Stäbchen und Zapfen – absorbiert. Dies löst eine Kaskade biochemischer Prozesse aus mit dem Resultat einer Änderung der Membranspannung in der Rezeptorzelle. Von hier findet über eine komplex vernetzte neurale Struktur die weitere Signalverarbeitung bis zu den Ganglienzellen statt, deren Ausgänge den Sehnerv bilden und somit die Verbindung zum visuellen Kortex im Gehirn darstellen.

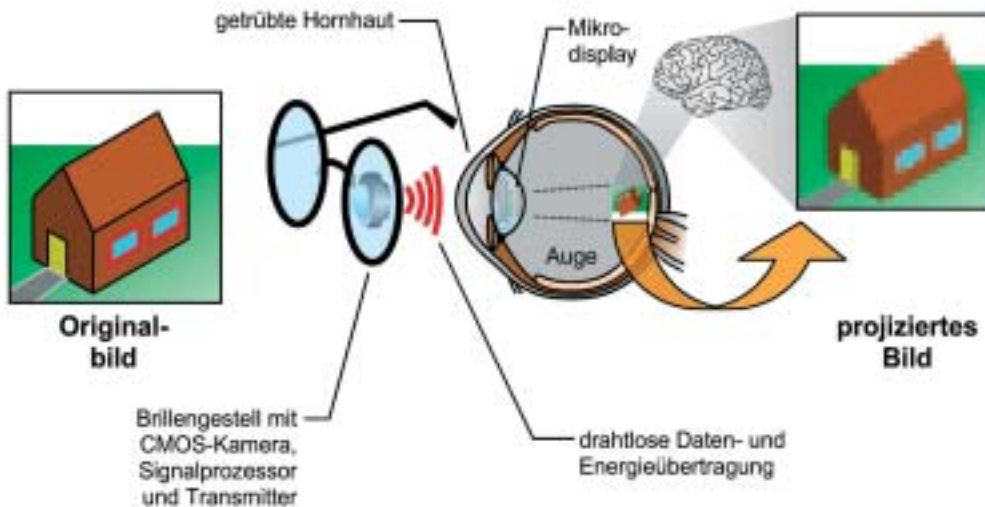


Abbildung 4: Systemkonzept der intraokularen Sehhilfe (IOS).

Das menschliche Auge ist in der Lage, einen Helligkeitsbereich von etwa 100 Dezibel abzudecken – das entspricht in etwa dem Unterschied zwischen einer mondlosen sternklaren Nacht und gleißendem Sonnenlicht im Sommer. Man unterscheidet dabei abhängig von der vorliegenden Beleuchtungsstärke zwischen zwei Zuständen: Dem Tages- oder Farbsehen (photopisch) und dem Schwarzweiß- oder Nachtsehen (skotopisch). Beim photopischen Sehen sind vornehmlich die Zapfen aktiv, während beim skotopischen Sehen die Stäbchen dominieren.

Für die Erzeugung eines künstlichen Bildes auf der Netzhaut sollte die Beleuchtungsstärke im Bereich von einigen hundert Lux liegen, was den natürlichen Beleuchtungsverhältnissen am Tag bei bedecktem Himmel im Winter entspricht. Die Auswahl der Farbe des zu erzeugenden künstlichen Bildes sollte ebenso nach

physiologischen Gesichtspunkten erfolgen. Zwar ist die spektrale Empfindlichkeit des menschlichen Auges im Grünbereich bei einer Wellenlänge von 555 Nanometer am höchsten; jedoch zeigen Untersuchungen bei nachtblinden Personen, dass orangefarbene Filter zu einer Kontrasterhöhung führen. Bei niedrigen Beleuchtungsstärken, bei denen ein hohes Kontrastempfinden anzustreben ist, bietet sich also Licht im orangefarbenen Bereich des optischen Spektrums (etwa bei 590 Nanometer) für eine künstliche Sehprothese an.

Praktische Umsetzung

Einen Ansatz für die technische Umsetzung dieser Anforderungen in ein implantierbares Mikrosystem zeigt Abbildung 4. Eine hochdynamische CMOS-Miniaturkamera, platziert auf einem Brillengestell, nimmt Bilder der Umgebung mit einer Wiederholrate von mindestens 25 Hertz auf. Diese Bilder werden mit Hilfe eines Signalprozessors in Echtzeit digitalisiert und kodiert. Anschließend erfolgt die drahtlose, hier infrarote Übertragung der digitalen Bildinformationen zu einem Implantat, das sich in einer Kunstlinse im Auge befindet. Die Energieversorgung des Implantates wird ebenfalls drahtlos – zum Beispiel mit elektromagnetischer Induktion – realisiert. Das Implantat beinhaltet neben dem Signal- und Energieempfänger auch ein Miniaturdisplay, welches über eine geeignete Mikrooptik das empfangene Kamerabild auf die Netzhaut projiziert.

In enger Kooperation zwischen dem Zentrum für Halbleitertechnik und Optoelektronik und dem Duisburger Fraunhofer-Institut wurde das in Abbildung 5 dargestellte unverkapselte Implantat realisiert. Es besteht aus einer keramischen Trägerplatine, auf deren Vorder- und Rückseite verschiedene optoelektronische Bauelemente und integrierte Silizium-Schaltungen untergebracht sind.

Die der getrübbten Hornhaut zugewandte Vorderseite des Implantats beinhaltet eine am äußeren Rand erkennbare Empfangsspule, die

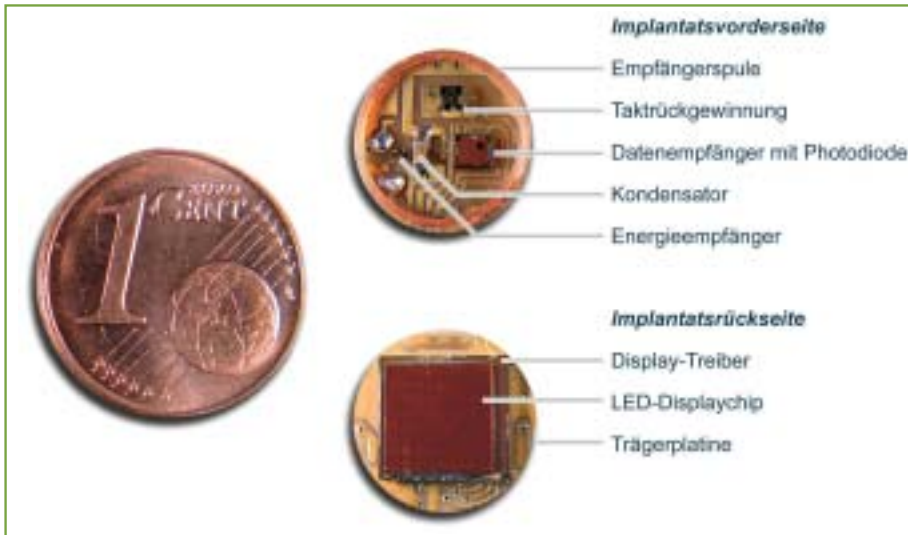


Abbildung 5: Vorderseite und Rückseite des realisierten unverkapselten Implantats im Größenvergleich mit einer 1-Eurocent-Münze.

zusammen mit dem Kondensator und dem Energieempfängerchip eine konstante Versorgungsspannung von 3,3 Volt bei einer Ausgangsleistung von 10 Milliwatt liefert. Der Datenempfängerchip mit integrierter Photodiode ist zusammen mit dem Chip für die Taktückgewinnung (PLL) verantwortlich für den Empfang der infrarot übertragenen digitalen Bildinformationen. Zurzeit ist das System ausgelegt für Datenübertragungsraten bis 2 Megabit pro Sekunde.

Der PLL-Chip erzeugt aus dem empfangenen Datensignal einen entsprechenden Takt zum Betrieb sämtlicher Digitalbausteine im Implantat. So kann auf einen sonst üblichen, jedoch stromhungrigen Quarz-Baustein als Taktgenerator verzichtet werden. Die der Netzhaut zugewandte Rückseite des Implantats beinhaltet den in CMOS-Technik realisierten Display-Treiber und das darauf montierte 32x32-Leuchtdioden-Array (LED-Display). Der Display-Treiber dekodiert die vom Datenempfänger gelieferten Signale und generiert die elektrischen Ströme zum Betrieb der einzelnen Leuchtdioden im Display. Das LED-Display besteht aus insgesamt 1024 Leuchtdioden mit einer Größe von jeweils einem hundertstel Quadratmillimeter. Jede einzelne Diode zeigt bei einem eingepprägten Strom von 80 Mikroampere eine Lichtstärke von 0,6 Candela pro Quadratmeter, woraus sich eine ausreichende Helligkeit ergibt.

Blinde werden sehen ...

Der Einsatz eines solchen IOS-Systems lässt einen Seheindruck erwarten, wie er in Abbildung 6 gezeigt ist. Man erkennt, dass ein solches Display schon heute prinzipiell in der Lage ist, den

Seheindruck entscheidend zu verbessern, so dass Konturen und auch größere Objekte erkannt werden können. Dies ist ein wichtiger Schritt zur Erhöhung der Lebensqualität sehbehinderter Menschen.

Der Test der Einzelkomponenten ist inzwischen abgeschlossen. In naher Zukunft steht nun als primäres Ziel die erfolgreiche Demonstration der gesamten Funktionskette innerhalb des Implantates an. Anschließend werden von den medizinischen Partnern in Tübingen und Aachen mit technischer Unterstützung aus Duisburg entsprechende tierexperimentelle Untersuchungen vorgenommen, bevor eine klinische Studie an freiwilligen Betroffenen beginnen kann. Weitere geplante Arbeiten zur technischen Verbesserung des Systems betreffen insbesondere die Erhöhung der Auflösung des Displays und den Einsatz von mehrfarbigen, zum Beispiel organischen Leuchtdioden. Damit ließen sich dann nicht nur orange eingefärbte Graustufenbilder, sondern auch kontrastreiche Farbbilder auf die Netzhaut projizieren.



Abbildung 6: Originalbild (oben) und zu erwartender Seheindruck unter Verwendung des 32x32-LED-basierten Mikro-Displays (unten).

Kontakt

Dr. Rüdiger Buß
Dr. Andreas Stöhr
Prof. Dr. Dieter Jäger

ZHO/Optoelektronik

Tel.: 02 03/3 79-23 41 oder -11 80

Fax: 02 03/3 79-24 09

EyeRobot@oe.uni-duisburg.de

<http://www.oe.uni-duisburg.de>

Weiterführende Informationen:
<http://www.iova.net>