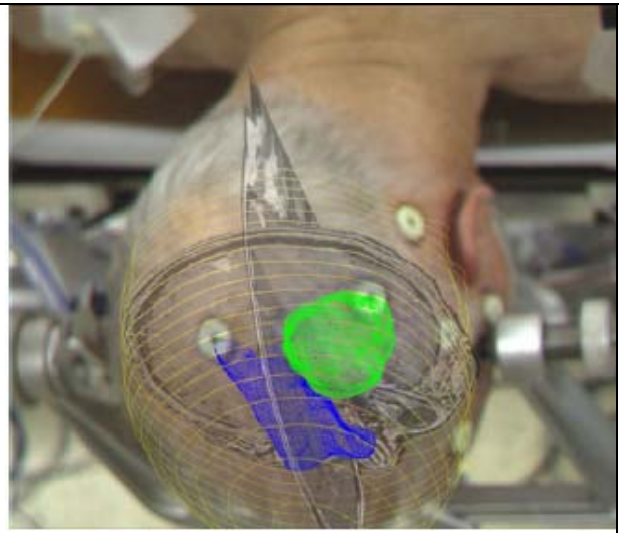
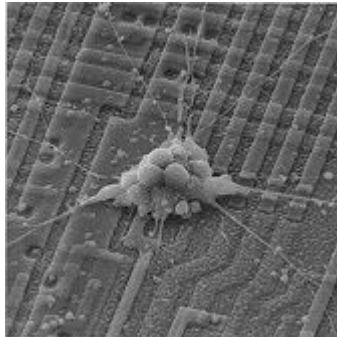
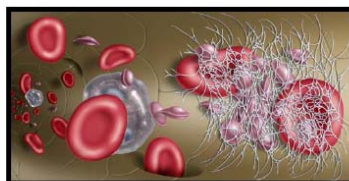
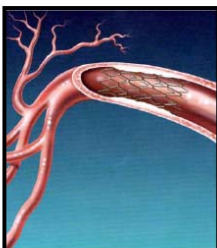


✚ Νέες τάσεις στην Ιατρική Φυσική, την Κλινική Μηχανική και τη Βιοϊατρική Τεχνολογία

1. Γενετική διάγνωση (Genetic diagnostics)
2. Συσκευές μικροσκοπικών διαστάσεων (Microminiaturized devices)
3. Ιατρική απεικόνιση (Medical imaging)
4. Γενετική θεραπεία (Genetic therapy)
5. Τεχνητά όργανα (Artificial organs)
6. Διάγνωση και θεραπεία με laser (Laser diagnosis and therapy)
7. Ελάχιστα επεμβατικές διατάξεις (Minimally invasive devices)
8. Διατάξεις ιστομηχανικής (Tissue engineered devices)
9. Διάγνωση υποβοηθούμενη από υπολογιστές (Computer-aided diagnostics)
10. Νέες συσκευές/φάρμακα/βιολογικά προϊόντα (Device/drug/biological products)



- implantation of prosthetic devices
- transplantation of natural organs



BIONΙΚΗ

Το θέμα της αντιγραφής, της μίμησης, και της εκμάθησης από τη βιολογία ονομάστηκε **BIONΙΚΗ** από τον Jack Steele, της Πολεμικής Αεροπορίας των Η.Π.Α. το 1960 σε μια συνεδρίαση στη βάση Πολεμικής Αεροπορίας Wright-Patterson στο Dayton του Ohio. Το 1969, ο Otto H. Schmitt έπλασε τον όρο **BIOMIMΗΤΙΚΗ**, για να περιγράψει τα παραπάνω. Ο τομέας αυτός προσδιορίζεται όλο και περισσότερο καθώς αναδύονται νέα θέματα της επιστήμης και της εφαρμοσμένης μηχανικής. **Η νέα σχετικά επιστήμη της Βιονικής και της Βιομιμητικής αντιπροσωπεύει τη μελέτη και τη μίμηση των μεθόδων, των σχεδίων και των διαδικασιών της φύσης.** Ενώ μερικές από τις βασικές διαδικασίες και σχέδια της φύσης μπορούν να αντιγραφούν, υπάρχουν πολλές ιδέες από τη φύση που προσαρμόζονται καλύτερα εάν πρόκειται να χρησιμεύσουν απλά ως έμπνευση, χρησιμοποιώντας τις ανθρωπογενείς ικανότητες.

Η Βιονική (που σήμερα αποκαλείται επίσης Υβριδικά Συστήματα) μπορεί να οριστεί επίσης ως η αύξηση ή η αντικατάσταση διαδικασιών και λειτουργιών των ανθρώπινων άκρων μέσω μηχανών που ελέγχονται από τα ανθρώπινα νευρικά συστήματα (συμπόσιο Βιονικής, 1960). Η Βιονική έρχεται επίσης να σημάνει την εφαρμογή της γνώσης των ζωντανών οργανισμών στη λύση προβλημάτων εφαρμοσμένης μηχανικής. Η ουσιαστική πτυχή της Βιονικής, τουλάχιστον σε κάποια περίοδο, αφορούσε στρατιωτικές εφαρμογές, για ανάπτυξη προηγμένου εξοπλισμού που θα συνδύαζε τις δυνάμεις των τεχνητών μηχανικών συστημάτων με εκείνες του ανθρώπινου εγκέφαλου.

Η έμφαση και στις δύο προσεγγίσεις (**Βιονική και Βιομιμητική**) είναι να εφαρμοστεί η γνώση των βιολογικών οργανισμών για να λύσει τα προβλήματα εφαρμοσμένης μηχανικής που δεν περιλαμβάνουν απαραίτητα κάποια πτυχή της βιολογίας.

Biomimetics: mimicking and inspired-by biology

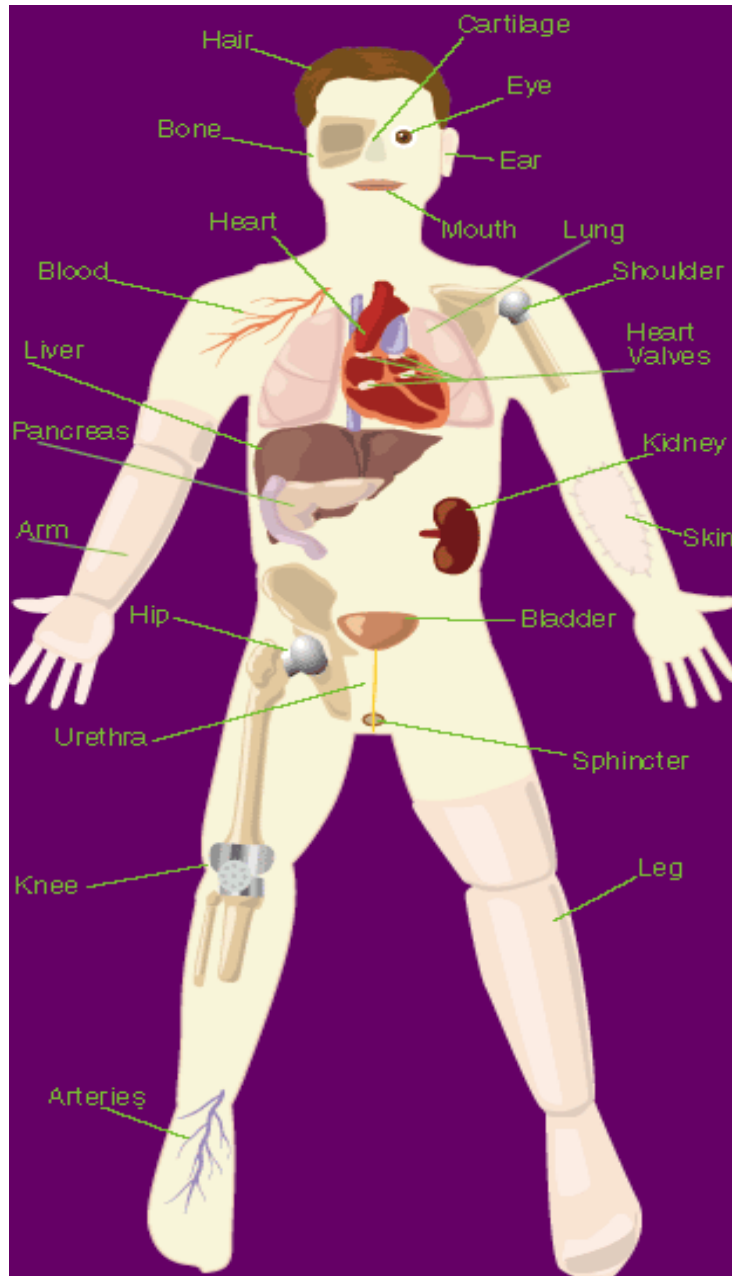
Yoseph Bar-Cohen,
Jet Propulsion Lab, California Institute of Technology
4800 Oak Grove Drive, Pasadena, CA 91109-8099,
yosi@jpl.nasa.gov, web: <http://ndea.jpl.nasa.gov>

ABSTRACT

The evolution of nature led to the introduction of highly effective and power efficient biological mechanisms. Imitating these mechanisms offers enormous potentials for the improvement of our life and the tools we use. Humans have always made efforts to imitate nature and we are increasingly reaching levels of advancement that it becomes significantly easier to imitate, copy, and adapt biological methods, processes and systems. Advances in science and technology are leading to knowledge and capabilities that are multiplying every year. This brought us to act beyond the simple mimicking of nature. Having better tools to understand and to implement nature's principles we are now equipped like never before to be inspired by nature and to employ our tools in far superior ways. Effectively, by bio-inspiration we can have a better view and value of nature capability while studying its models to learn what can be extracted, copied or adapted. EAP as artificial muscles are adding an important element in the development of biologically inspired technologies. This paper reviews the various aspects of the field of biomimetics and the role that EAP play and the outlook for its evolution.

✚ Τεχνητά όργανα

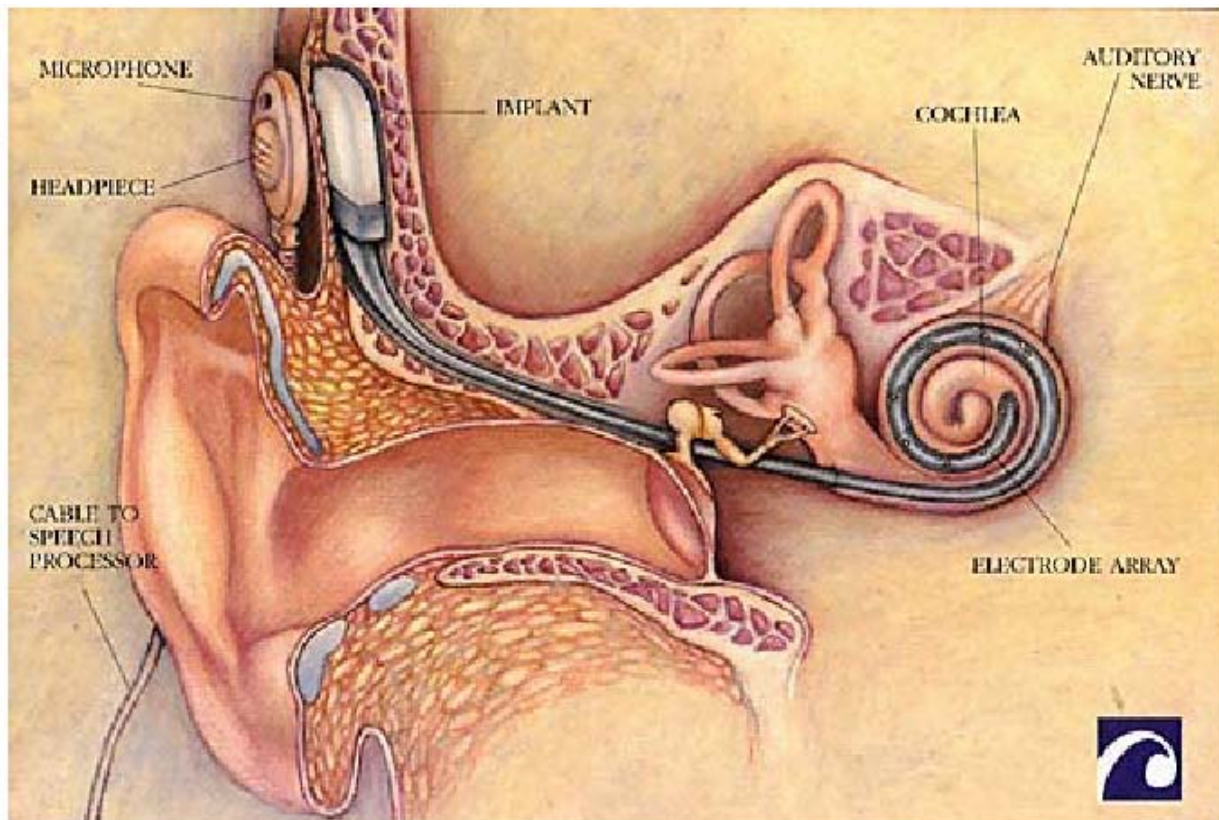
Ένα **τεχνητό όργανο** είναι ένα όργανο που κατασκευάζεται από τον άνθρωπο και το οποίο εμφυτεύεται σε έναν άνθρωπο για να αντικαταστήσει ένα **φυσικό όργανο**. Μερικά όργανα που έχουν εμφυτευθεί επιτυχώς στους ανθρώπους είναι το **τεχνητό μάτι** (στην πράξη είναι μια φωτογραφική μηχανή με ένα εμφύτευμα στο οπτικό νεύρο που παρέχει μόνο πολύ μερική λειτουργικότητα), η **τεχνητή καρδιά**, ο **τεχνητός νεφρός** κ.ά.



✚ Μικρές εμφυτεύσιμες συσκευές: κοχλιακά εμφυτεύματα

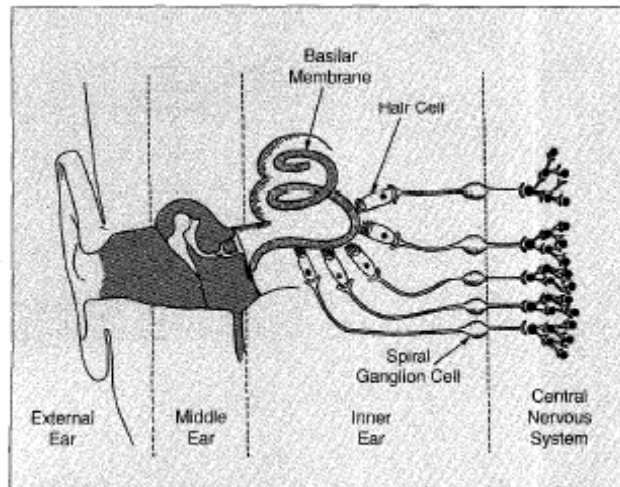
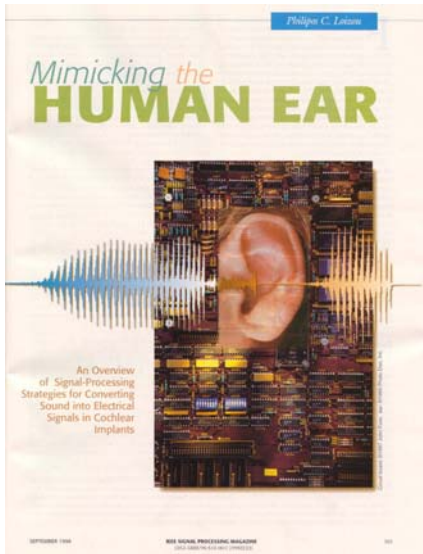
Τα **κοχλιακά εμφυτεύματα** περιλαμβάνουν συνήθως τα εξής:

- Ένα μικρόφωνο, το οποίο παίρνει τον ήχο από το περιβάλλον.
- Ένα επεξεργαστή φωνής, ο οποίος επιλέγει και τακτοποιεί τους ήχους που λαμβάνονται από το μικρόφωνο.
- Ένα πομπό και ένα δέκτη/διεγέρτη, οι οποίοι λαμβάνουν τα σήματα από το επεξεργαστή φωνής και τα μετατρέπουν σε ηλεκτρικές ωθήσεις.
- Μια συστοιχία ηλεκτροδίων, η οποία είναι ομάδα ηλεκτροδίων που συλλέγει τις ωθήσεις από το διεγέρτη και τις στέλνει στις διαφορετικές περιοχές του ακουστικού νεύρου.

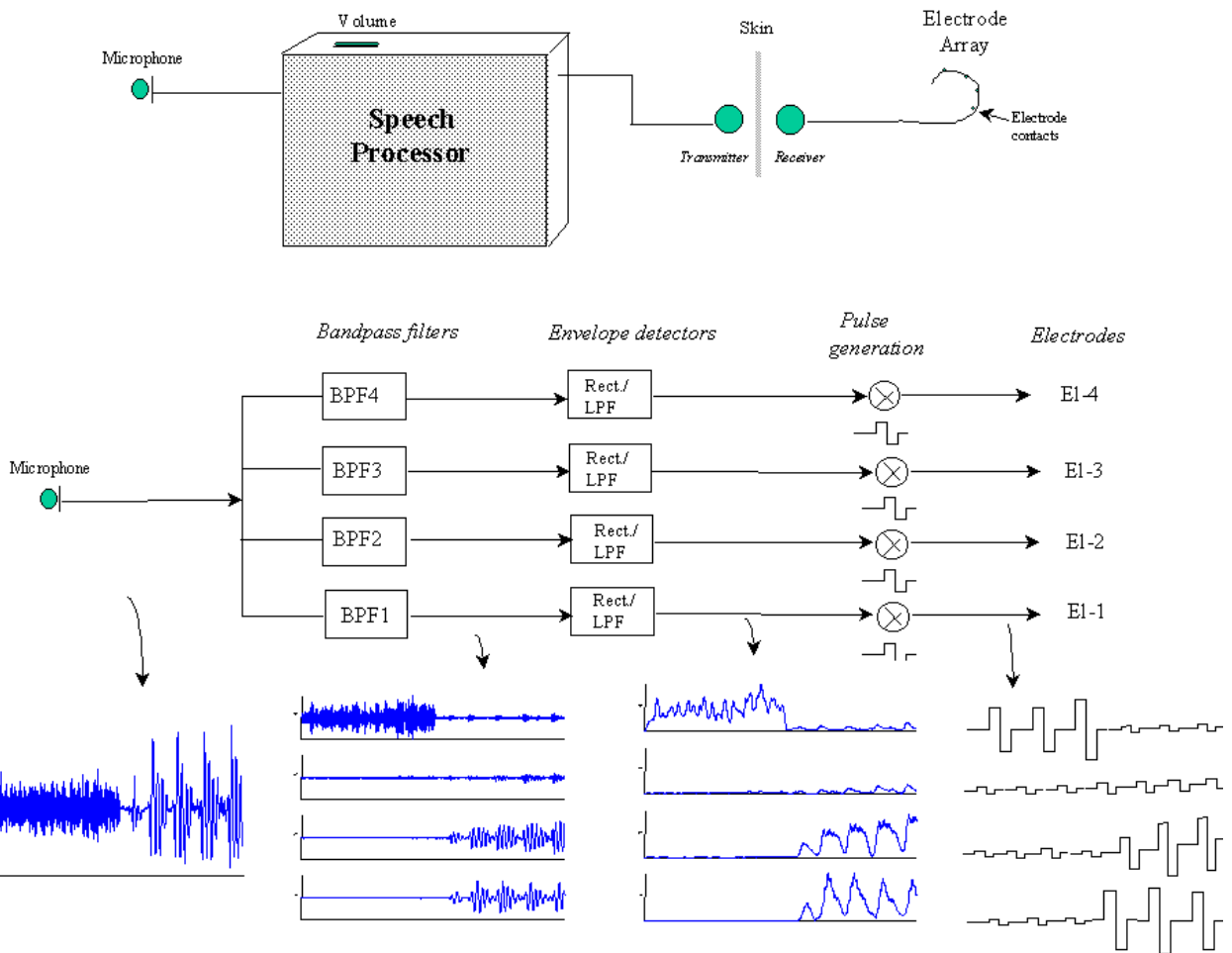


Το κοχλιακό εμφύτευμα Clarion. Ο ήχος λαμβάνεται από ένα μικρόφωνο, το οποίο ελέγχεται από ένα μικρο-υπολογιστή (δεν φαίνεται στην εικόνα), και έτσι μεταδίδονται ηλεκτρικά σήματα στο εμφύτευμα μέσω μετάδοσης με ραδιοσυχνότητα. Μετά την αποκρυπτογράφηση του σήματος, τα σύνθετα ηλεκτρόδια ενεργοποιούν κατ' ευθείαν τα νευρικά κύτταρα που μεταδίδουν τις ηχητικές πληροφορίες στον εγκέφαλο

“Introduction to cochlear implants”, by Philipos C. Loizou
 Tutorial article on cochlear implants that appeared in the *IEEE Signal Processing Magazine*, pages 101-130, September 1998.



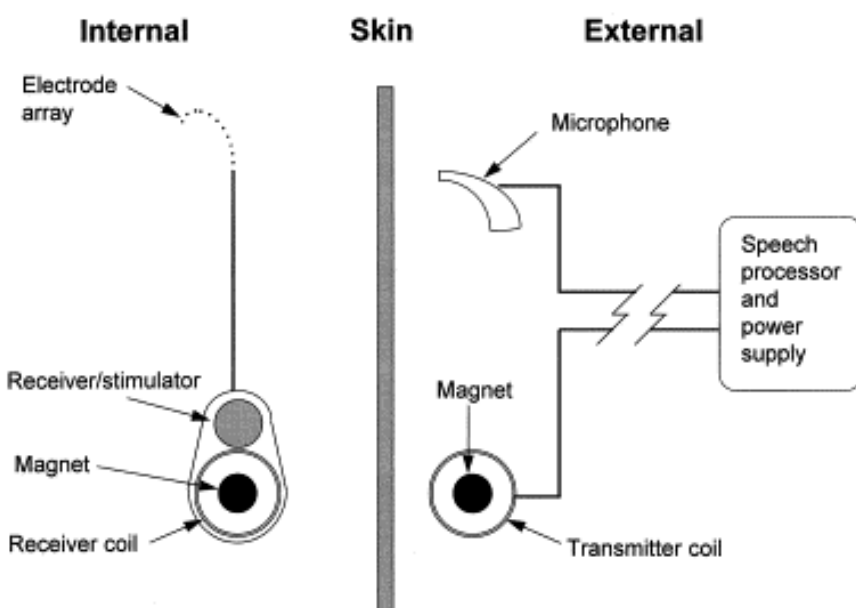
▲ 2. A diagram (not to scale) of the human ear (reprinted with permission from [85]).



4. Diagram showing the operation of a four-channel cochlear implant. Sound is picked up by a microphone and sent to a speech processor box worn by the patient. The sound is then processed, and electrical stimuli are delivered to the electrodes through a radio-frequency link. Bottom figure shows a simplified implementation of the CIS signal processing strategy using the syllable "sa" as an input signal. The signal first goes through a set of four bandpass filters that divide the acoustic waveform into four channels. The envelopes of the bandpassed waveforms are then detected by rectification and low-pass filtering. Current pulses are generated with amplitudes proportional to the envelopes of each channel and transmitted to the four electrodes through a radio-frequency link. Note that in the actual implementation the envelopes are compressed to fit the patient's electrical dynamic range.

Figure 4 shows, as an example, the operation of a four-channel implant. Sound is picked up by a microphone and sent to a speech processor box (the size of a pager) worn by the patient. The sound is then processed through a set of four bandpass filters which divide the acoustic waveform into four channels. Current pulses are generated with amplitudes proportional to the energy of each channel, and transmitted to the four electrodes through a radio-frequency link. The relative amplitudes of the current pulses delivered to the electrodes reflect the spectral content of the input signal (Figure 4). For instance, if the speech signal contains mostly high frequency information (e.g., /s/), then the pulse amplitude of the fourth channel will be large relative to the pulse amplitudes of channels 1-3. Similarly, if the speech signal contains mostly low frequency information (e.g., vowel /a/) then the pulse amplitude of the first and second channels will be large relative to the amplitudes of channels 3 and 4 (Figure 4). The electrodes are therefore stimulated according to the energy level of each frequency channel.

The cochlear implant is based on the idea that there are enough auditory nerve fibers left for stimulation in the vicinity of the electrodes. Once the nerve fibers are stimulated, they fire and propagate neural impulses to the brain. The brain interprets them as sounds. The perceived loudness of the sound may depend on the number of nerve fibers activated and their rates of firing. If a large number of nerve fibers is activated, then the sound is perceived as loud. Likewise, if a small number of nerve fibers is activated, then the sound is perceived as soft. The number of fibers activated is a function of the amplitude of the stimulus current. The loudness of the sound can therefore be controlled by varying the amplitude of the stimulus current. The pitch on the other hand is related to the place in the cochlea that is being stimulated. Low pitch sensations are elicited when electrodes near the apex are stimulated, while high pitch sensations are elicited when electrodes near the base are stimulated. In summary, the implant can effectively transmit information to the brain about the loudness of the sound, which is a function of the amplitude of the stimulus current, and the pitch, which is a function of the place in the cochlea being stimulated.



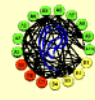
Schematic diagram of cochlear implant system components.



Discrimination of musical pitch with cochlear implants

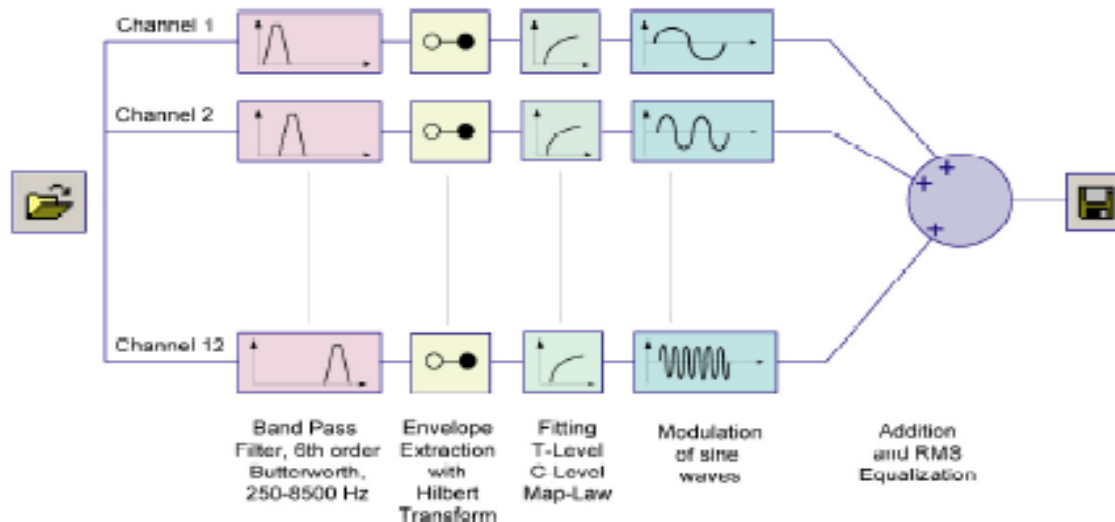
Sabine Haumann, Roland Mühler, Michael Ziese and Hellmut von Specht

Otto-von-Guericke-University Magdeburg, Germany, Department of Experimental Audiology and Medical Physics



- **Experiment 1:** The stimuli were presented to CI subjects and a normal hearing control group.
- **Experiment 2:** Here the stimuli were processed with a simulator of the MED-EL C40+ system and presented to normal hearing subjects.

CI Simulation



For the simulations a sine wave vocoder which represents the MED-EL CIS+ coding strategy was used. Its function is shown above. First the wav file was bandpass filtered into 12 bands. Then the envelopes were extracted for each band by Hilbert transforms. With a nonlinear maplaw the acoustic stimuli were converted to their electrical representation and scaled for each channel with typical fitting parameters between the threshold level and the maximum comfortable level. Then sine waves with the center frequency of each channel were modulated with the signal. Last the signals of all channels were added, loudness equalized by scaling them to the same rms value and saved as wav file.

Paradigm

The paradigm is illustrated on the right. The stimuli consisted of a twice played randomized reference tone and a higher target tone which should be identified by the subjects.

In **Experiment 1** the unprocessed stimuli were presented to CI subjects and a normal hearing control group. The frequency range laid between G3 (196 Hz) and D5 (587 Hz). Reference tones were G3 (196 Hz), G#3 (208 Hz), A3 (220 Hz), A#3 (233 Hz) and H3 (247 Hz). The range of values for the interval laid between one semitone (minor second) and 15 semitones (minor decime).

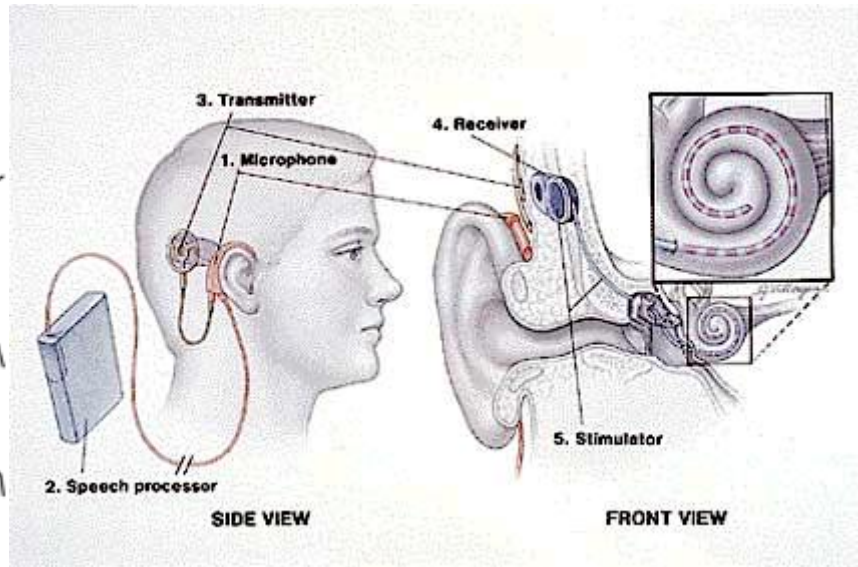
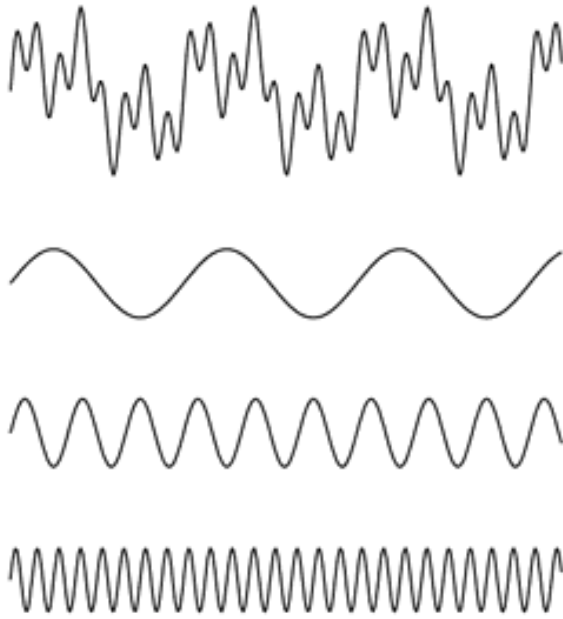
In **Experiment 2** the processed stimuli were presented to normal hearing subjects. Here the frequency range was raised and covered C4 (262 Hz) to G5 (784 Hz), and the reference tones were C4 (262 Hz), C#4 (277 Hz), D4 (294 Hz), D#3 (311 Hz) and E4 (327 Hz). Here the value range for the interval covered one semitone to 17 semitones (undecime).

Frequency Range Experiment 1



Frequency Range Experiment 2





Fourier Analysis: the complex wave at the top can be decomposed into the sum of the three simple waves shown below.

🚦 The silicon cochlea, a good bionics example

There is a famous project, which combine the microelectronics and biology technologies closely. The aim of this project is to construct a cochlear implant processor for the deaf that has the potential to reduce the current power consumption of such processors by more than an order of magnitude via low power analog VLSI processing.

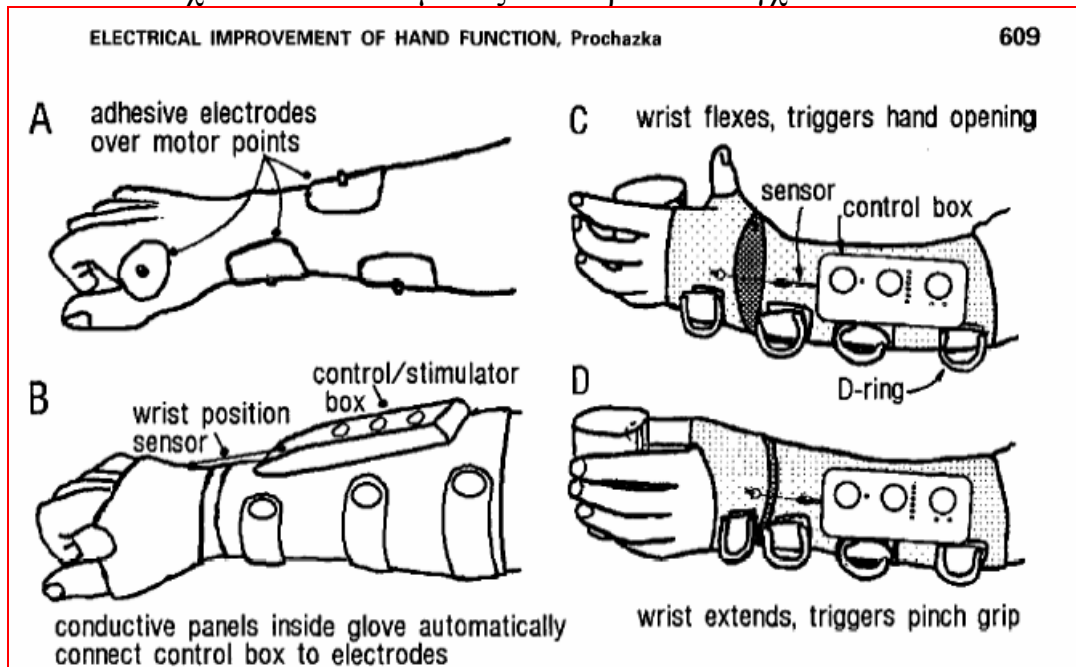
Table 2. Parameters of the human ear

Dynamic Range	120 dB at input
Power Dissipation	~14mW (Estimated)
Power Voltage supply	~150 mV
Volume	~35mm x 1cm x 1 cm
Det. Thr. at 3 kHz	0.05 Angstroms at eardrum
Frequency Range	20Hz--20kHz
Outlet Taps	~35,000
Filter Bandwidths	~1/3 Octave
Phase locking threshold	~5kHz

The Bionic Glove: An Electrical Stimulator Garment That Provides Controlled Grasp and Hand Opening in Quadriplegia

Arthur Prochazka, PhD, Michel Gauthier, BEng, Marguerite Wieler, BABSc, PT, Zoltan Kenwell, DipI Eng, *Arch Phys Med Rehabil Vol78, June 1997*

Το γάντι αποτελείται από το ελαστικό υλικό νεοπρένιο με διατρήσεις διαμέτρου 1 mm για εξαερισμό. Το πλέγμα από Lycra συνδέει τα τμήματα του γαντιού στο χέρι και στον πήχυ πέρα από την πτυχή του καρπού. Τα τμήματα από Lycra και νάυλον πολυεστέρα, στη προς τον πήχυ μεριά του γαντιού, βελτιώνουν περαιτέρω τον εξαερισμό. Μαξιλαράκια τύπου μπάλας του μπέιζμπολ στη μεριά της παλάμης μεγιστοποιούν την έλξη σε περίπτωση χρήσης αναπηρικής καρέκλας. Σε μερικά γάντια περιλαμβάνεται ένα κλασσικό περιτύλιγμα παλάμης ως τμήμα του μαξιλαριού της παλάμης. Το γάντι έχει τέσσερα λουριά Velcro με D-δαχτυλίδια που χρησιμοποιούνται για να κλείσουν και να σφίξουν το γάντι επάνω στον πήχυ και το χέρι. Τα δαχτυλίδια είναι αρκετά μεγάλα ώστε να επιτρέπουν στο χρήστη να παρεμβάλει ένα δάχτυλο για να τραβήξει σφιχτά το λουρί. Ο αισθητήρας καρπού-θέσης είναι ένας επαγωγικός γραμμικός μεταβλητός μετατροπέας μετατοπίσεων. Περιλαμβάνει έναν γυάλινο σωλήνα που βρίσκεται μέσα στο κιβώτιο ελέγχου και τις σπείρες του καλωδίου που τυλίγεται επάνω σε αυτόν. Ένας πολυπλεγμένος μεταλλικός στυλεός (καλώδιο φρένων ποδηλάτου) κινείται μέσα και έξω από το σωλήνα, καθώς αλλάζει η γωνία του καρπικού συνδέσμου, αλλάζοντας την αυτεπαγωγή της σπείρας του καλωδίου. Αυτή η αλλαγή μετατρέπεται σε ένα σήμα ελέγχου από τα στοιχεία του κυκλώματος στο κιβώτιο ελέγχου.

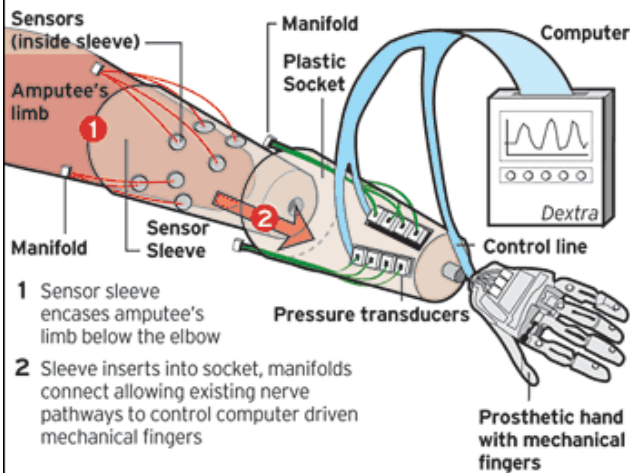


The Bionic Glove. (A) Self-adhesive electrodes are placed over motor points of the muscles to be stimulated. (B) The glove is donned and tightened onto the electrodes, making electrical contact with them. (C) Voluntary flexion of the wrist to a preset trigger angle initiates stimulation of the muscles that open the hand. (D) Extending the wrist to another trigger angle directs stimulation to the muscles that produce grasp.

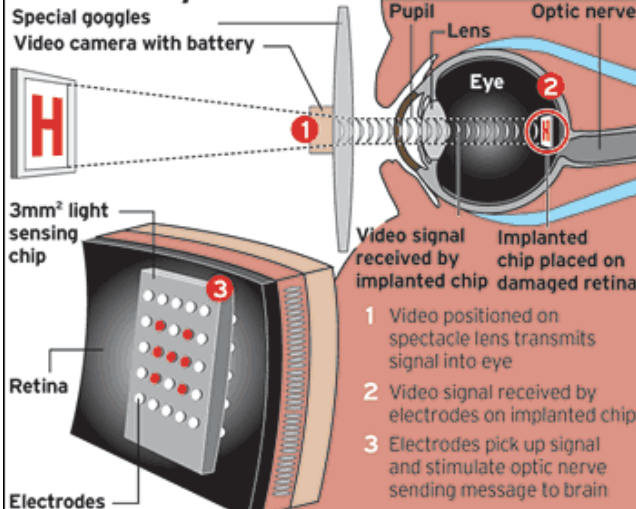
✚ Τεχνητοί μύες – ενεργοποιητές – ηλεκτροενεργά πολυμερή



The Bionic Hand

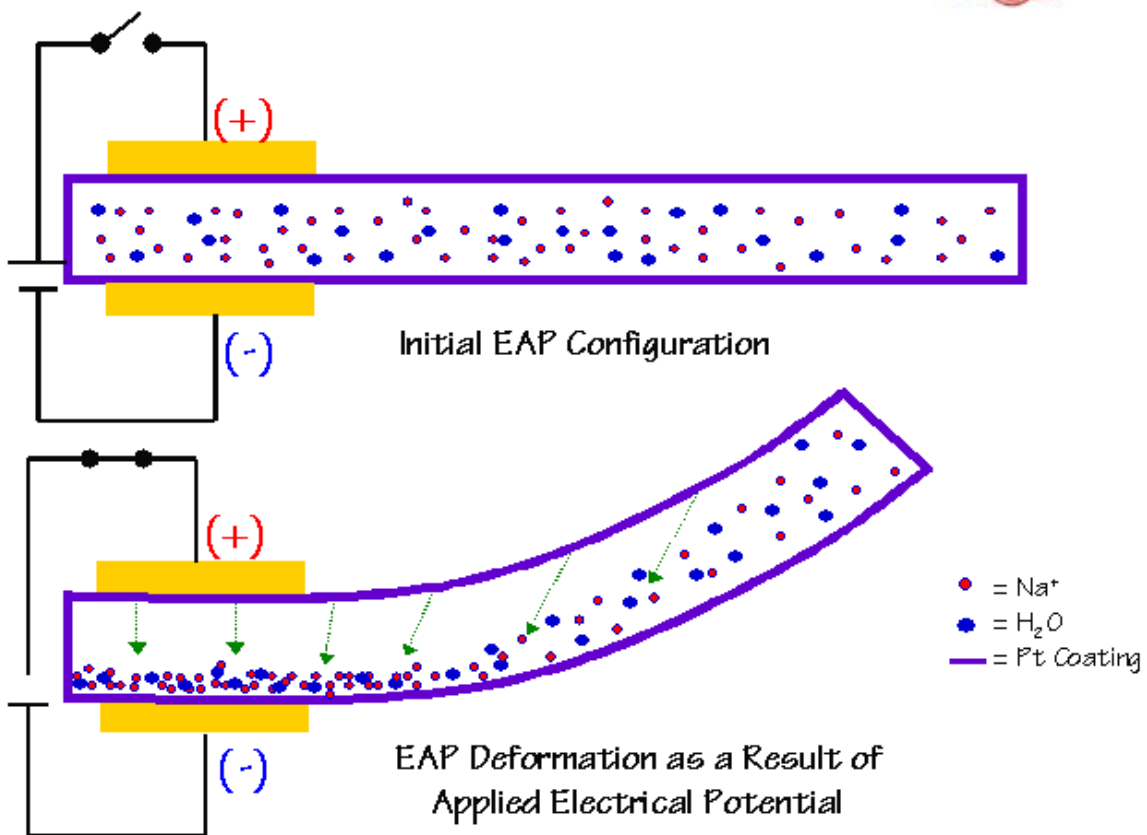
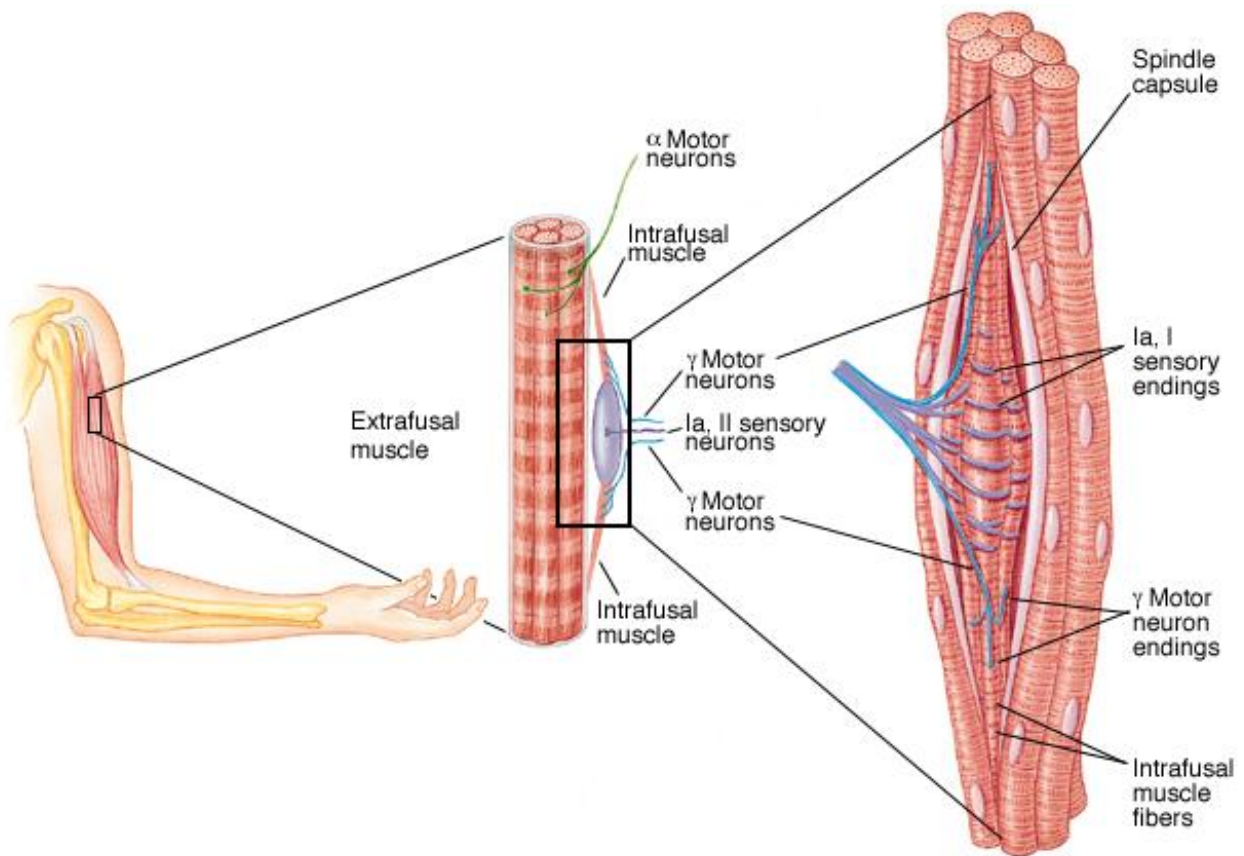


The Bionic Eye



Electroactive Polymers as Artificial Muscles - A Primer (J. Y. Cohen)

Electroactive polymers (EAPs) are touted as the basis for future artificial muscles. EAPs can be deformed repetitively by applying external voltage across the EAP, and they can quickly recover their original configuration upon reversing the polarity of the applied voltage. To explore the potential use of EAP's as artificial muscles, a brief evaluation is presented of an ionic-based EAP composite as a candidate artificial muscle material. The electromechanical properties of the EAP under dry and moist conditions are presented along with the EAP's performance under load conditions. AS shown through a series of simple tests, the EAP has a high load bearing capacity to mass ratio, short response time, and nearly linear deformation response with respect to applied voltage.



✚ Actuators based on electroactive polymers

Hemantkumar Sahoo, Tej Pavor and Sreekanth Vancheeswaran

Conducting polymers and *ionic polymer-metal composites (IPMCs)* are among those *electro-active polymer materials* that have shown tremendous potential to make efficient *actuators*. The volume change that a conducting polymer undergoes upon electrochemical oxidation and reduction is used to make microactuators, which find various *biomedical applications* and can be used for manipulation of particles of micrometre dimensions. IPMCs undergo strong bending on application of an electric field. Actuators using IPMCs have *space applications*. Further development of IPMCs is being done to make it overcome the present obstacles. Conducting polymers and IPMCs have gained recognition due to their low cost, low operating potential and high efficiency.

Sealable microvials: There is an increasing need for confinement of small sample

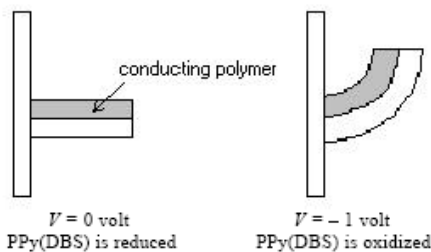


Figure 1. Au/PPy bilayer.

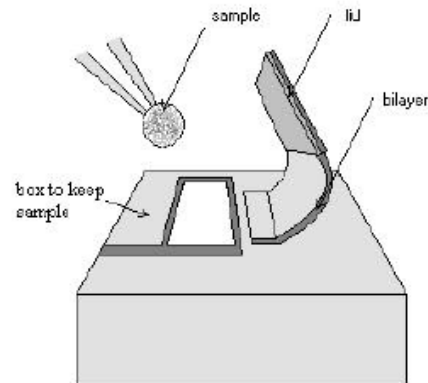


Figure 3. Sealable microvial.

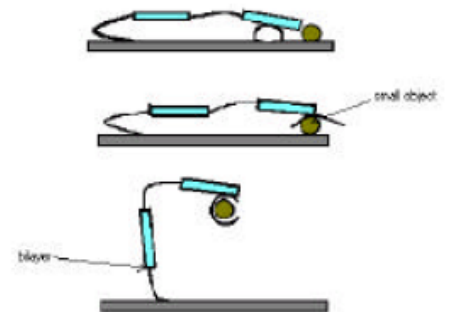
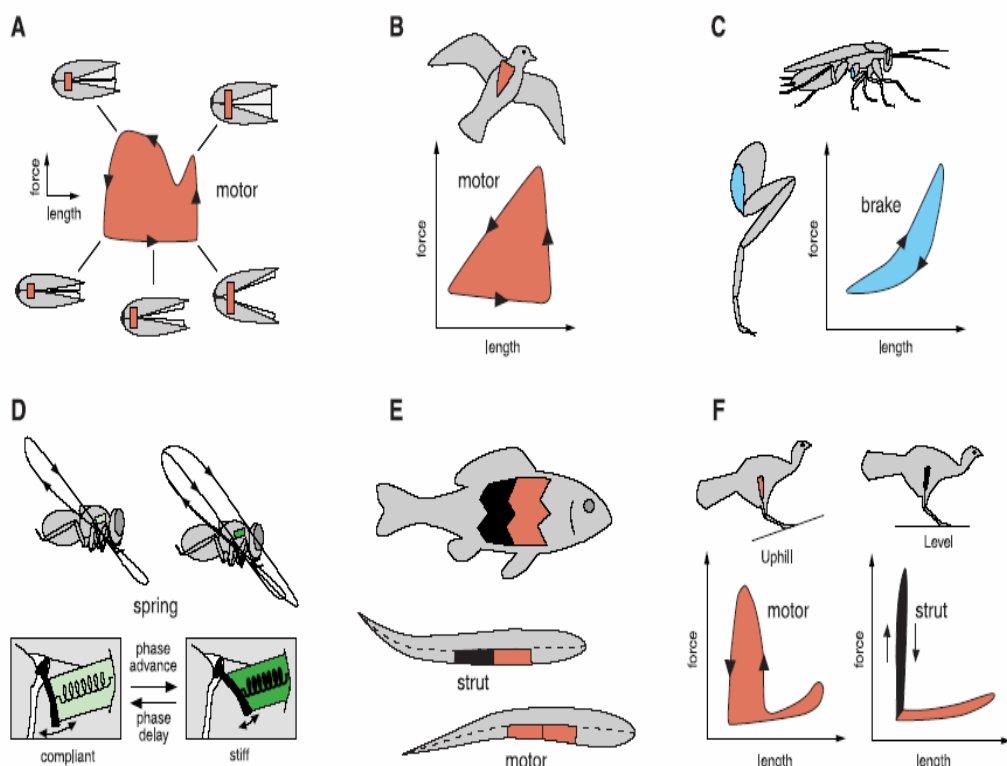


Figure 4. Schematic representation of the robot lifting a glass bead.

Muscle: More than a Motor!

✚ **Motors:** Generate Force, **Brakes:** They absorb energy and damp vibrations, **Springs:** Store and Release Energy, **Struts:** Resists longitudinal compression

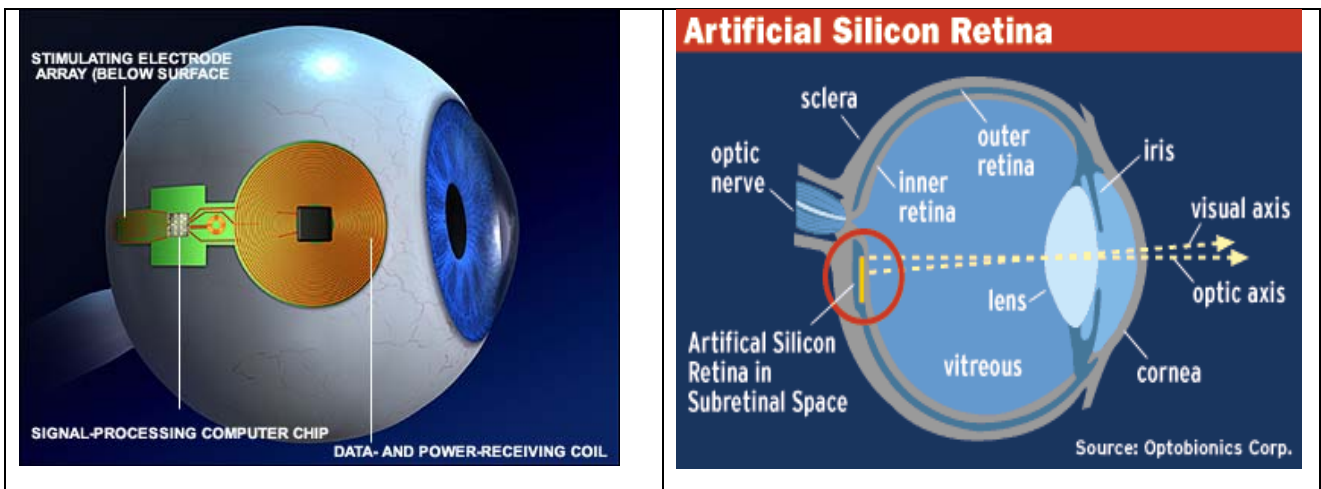


ΟΠΤΟΒΙΟΝΙΚΗ

Από το μάθημα της ΣΕΜΦΕ «ΣΕΜΙΝΑΡΙΟ ΦΥΣΙΚΗΣ 2005»,
εργασία του κ. Γκουβέλη Αλέξανδρου.

Αντικείμενο μελέτης της είναι:

Το βιονικό μάτι, η λειτουργία του οποίου βασίζεται στη διέγερση των οπτικών νεύρων ενός προβληματικού οφθαλμού, με ηλεκτρικούς παλμούς από εμφυτευμένο microchip στο μπροστινό ή στο πίσω μέρος του αμφιβληστροειδούς.



1. Εμφύτευμα στον οφθαλμό με βοηθητικό εξωτερικό εξοπλισμό
2. Εμφύτευμα εξ ολοκλήρου μέσα στον οφθαλμό
3. Ενσωματωμένη κάμερα πάνω σε γυαλιά

• Ο ασθενής σχηματίζει τελικά εικόνα για το προς παρατήρηση αντικείμενο με τη συνένωση εικόνων, από διάφορες οπτικές γωνίες, με ασαφή περιγράμματα και χρώματα..

• Γίνεται προσπάθεια εκμετάλλευσης, εκτός του οπτικού φάσματος, και του υπερύθρου, με χρήση διόδων υπερύθρου, αφού είναι γνωστό ότι κάθε σώμα ανάλογα με τη θερμοκρασία του εκπέμπει στην υπέρυθη περιοχή του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος. Η δίοδος τοποθετείται στην κόρη του ματιού και η αποστολή του λαμβανομένου σήματος σε κατάλληλη ηλεκτρονική διάταξη στον αμφιβληστροειδή γίνεται με πολυμερές νημάτιο μήκους ~3cm και πάχους 1μm. Αυτό θα έδινε τη δυνατότητα αναγνώρισης αντικειμένων ακόμα και στο σκοτάδι. Απαραίτητη προϋπόθεση είναι η δημιουργία κατάλληλου λογισμικού, που θα οργανώνει τις πληροφορίες από το υπέρυθρο και ορατό φάσμα.

• Όσο μικραίνει η κλίμακα των διαστάσεων του εμφυτεύματος, τόσο περισσότερα ηλεκτρόδια ανά μονάδα τετραγωνικής επιφάνειας μπορούν να 'επέμβουν' σε 'λεπτότερα' σημεία του νευρικού ιστού και συνεπώς να δώσουν καλύτερη ανάλυση εικόνας.

Optoelectronic retinal prosthesis: system design and performance

J D Loudin¹, D M Simanovskii¹, K Vijayraghavan^{1,2}, C K Sramek^{1,2},
A F Butterwick^{1,2}, P Huie^{1,2}, G Y McLean³ and D V Palanker^{1,2}

¹ Hansen Experimental Physics Laboratory, Stanford University, 445 Via Palou, Stanford, CA 94305, USA

² Department of Ophthalmology, Stanford University School of Medicine, 300 Pasteur Drive, Stanford, CA 94305, USA

³ Optobionics, Corp. 2462 Embarcadero Way, Palo Alto, CA 94303, USA

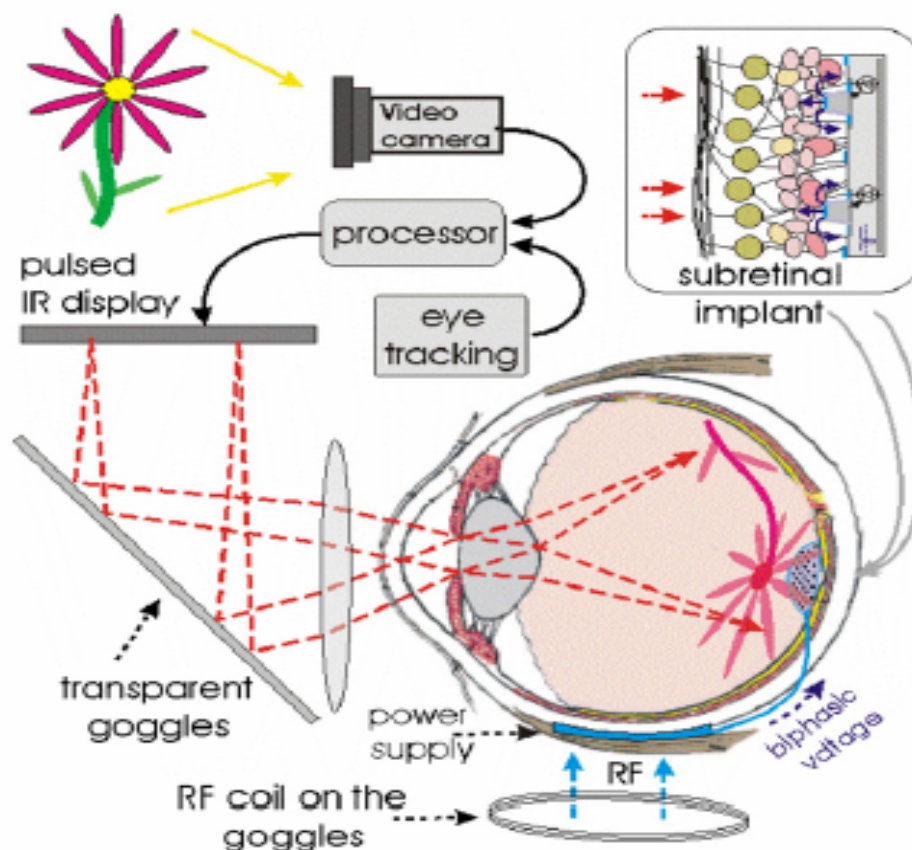


Figure 1. A simplified layout of the general system design including the goggles-mounted video camera, image processor and NIR display. Internally, an extraocular power supply is connected to the subretinal implant. The inset shows a magnified view of a small area of the retinal implant.

In our system design (figure 1), a video camera transmits 640 X 480 pixel images at 25–50 Hz to a pocket PC. The computer processes the data and displays the resulting video on an LCD matrix mounted on goggles worn by the patient. The LCD screen is illuminated with pulsed near-infrared (NIR, 800–900 nm) light, projecting each video image through the eye optics onto the retina. The NIR light is then received by a photodiode array on a ~ 3 mm implanted chip. Each photodiode converts the NIR signal into an electric current, which is injected to the retina from an electrode placed in its center. Charge injection is maximized by biasing the photodiodes using a common pulsed biphasic power supply. Since the projected NIR image is superimposed onto electrode in its center. Based on the stimulation thresholds cited above we plan to provide 0.5 ms stimulation pulses with currents up to 20 μ A per pixel, which is five times lower than the retinal damage threshold for electrodes smaller than 100 μ m in diameter [18]. This stimulation current corresponds to 10 nC injected per pulse and a maximum electrode charge density of 0.8 mC cm⁻². Since this charge density exceeds the safe limit for platinum electrodes (0.4 mC cm⁻² [19, 20]), we use activated iridium oxide film (AIROF) electrodes, which have a safe charge-injection limit of 1–9 mC cm⁻² [21].

Abstract

The design of high-resolution retinal prostheses presents many unique engineering and biological challenges. Ever smaller electrodes must inject enough charge to stimulate nerve cells, within electrochemically safe voltage limits. Stimulation sites should be placed within an electrode diameter from the target cells to prevent ‘blurring’ and minimize current. Signals must be delivered wirelessly from an external source to a large number of electrodes, and visual information should, ideally, maintain its natural link to eye movements. Finally, a good system must have a wide range of stimulation currents, external control of image processing and the option of either anodic-first or cathodic-first pulses. This paper discusses these challenges and presents solutions to them for a system based on a photodiode array implant. Video frames are processed and imaged onto the retinal implant by a head-mounted near-to-eye projection system operating at near-infrared wavelengths. Photodiodes convert light into pulsed electric current, with charge injection maximized by applying a common biphasic bias waveform. The resulting prosthesis will provide stimulation with a frame rate of up to 50 Hz in a central 10° visual field, with a full 30° field accessible via eye movements. Pixel sizes are scalable from 100 to 25 μ m, corresponding to 640–10 000 pixels on an implant 3 mm in diameter.

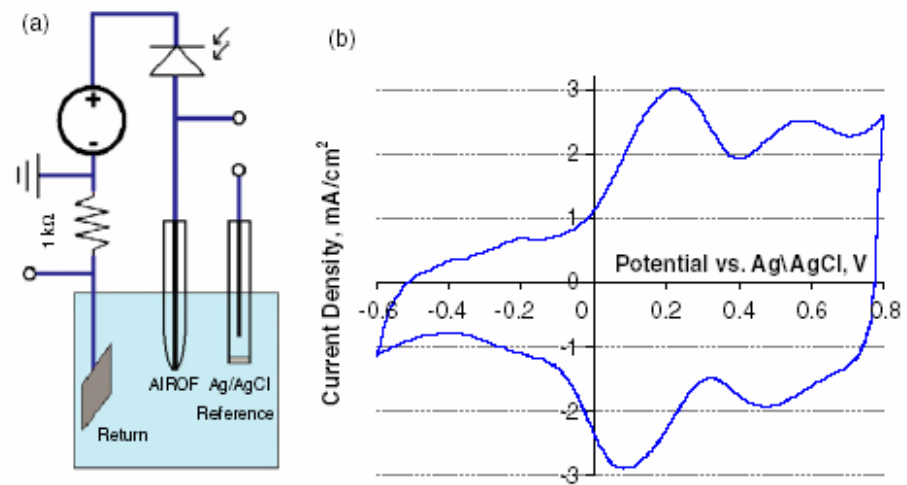


Figure 2. (a) Schematic of the experimental setup for measuring single pixel optoelectronic characteristics. The left terminal is used for monitoring current and the right terminals for monitoring electrode potential. (b) Cyclic voltammogram of a 75 μm AIROF disc electrode.

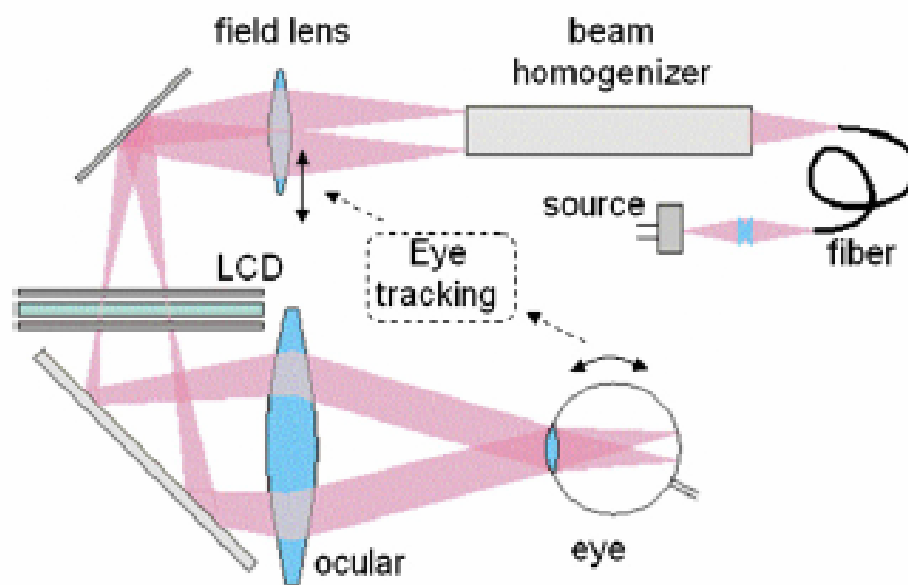
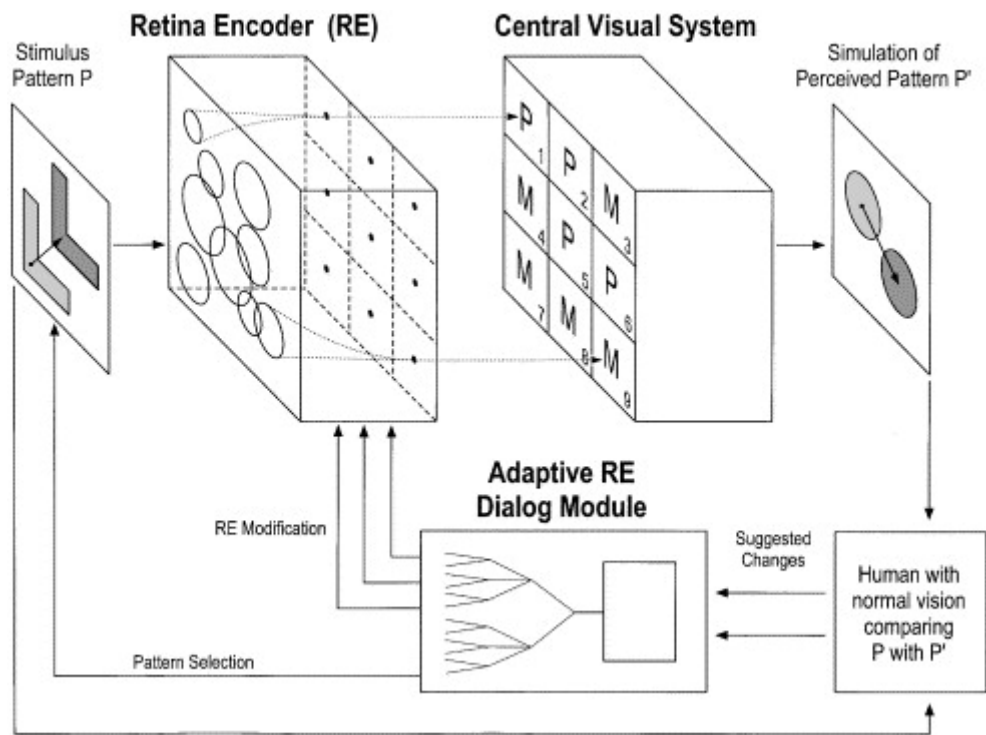


Figure 11. Near-to-eye projection system design. It is folded to decrease the size of the goggles. The eye tracking component is optional.



Dialog schema for a learning retina encoder with a human visual system. The resulting RE and dialog module following an extensive dialog phase in case (1) have to be sufficiently pre-trained to allow a successful tuning during a dialog phase in case (2). The implant-carrying, initially blind subject will provide the input to the dialog module based on a comparison between the actually perceived pattern P' and the desired pattern P , which is not visible but made known to the subject via another sensory system. Accordingly, the envisioned dialog in case (2) may be thought of as a combination of 'tuning' a multi-dial radio to a station and producing desired visual patterns with a functionally cryptic visual pattern generator.

MECHANICS OF BIOMATERIALS: EYE PROSTHETIC DEVICES (OPHTHALMIC TANTALUM CLIP/ CONFORMER, ARTIFICIAL EYE, ABSORBABLE IMPLANT, EYE SPHERE, EXTRAOCULAR ORBITAL IMPLANT, KERATOPROSTHESIS, INTRAOCULAR LENS, SCLERAL SHELL, AQUEOUS SHUNT)¹

Ivaniss Burgos, Daniel Nieves, Erick Rodriguez and Veronica Sanchez³

Abstract - Today in order for materials to be implanted inside the human eye, the material has to follow a set of regulations set by the FDA. For example these materials must not react with bodily fluids in a manner that it could prevent the human body from functioning properly. With time, new biomaterials have been developed that follow these requirements. Some of these materials are: PMMA, Silicon, Hydroxyapatite, Tantalum, Polyethylene and Medpor.

Key Words - Tantalum, Silicone, PMMA, eye, stress, strain, Hydroxyapatite and Enucleation.

INTRODUCTION

In this article we will explain different types of Eye Medical Devices: Ophthalmic Tantalum Clip, Conformer Artificial Eye, Absorbable Implant, Eye Sphere, Extra Ocular Orbital Implant, Keratoprosthesis, Intraocular Lens, Scleral Shell, and Aqueous Shunt. We shall present biomaterials for each of these devices: PMMA, hidroxyapatite, silicon, glass and etc.

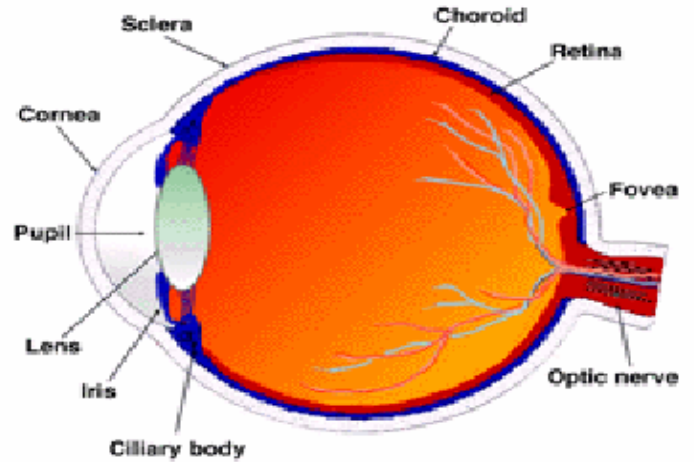


Figure 1. Parts of the eye [2].

intraocular pressure and the distribution of the nutrients and drugs to the other tissue within the globe [1].

Table 2. Mechanical properties of biomaterials [7; 15; 20]

Properties	Units	Tantalum	Hydroxyapatite	Silicon	PMMA
Poisson's Ratio		0.35	0.28	0.2152	0.29
Hardness	Vickers	Annealed - 90 Cold worked-210	3-7	10-80	400
Young's Modulus	GPa	Tension - 186 Torsion - ----	17.53	155.8	66.9
Shear Modulus	GPa	69	48.88	64.1	25.5
Yield Tensile Strength	MPa	170	38-300	4.83	59
Ultimate Tensile Strength	MPa	Annealed - 285 Cold worked-650	38-48	4-12	69
Elongation at break	%	Annealed - 30+ Cold worked - 5	0.08-3	1000	4.7
Heat Capacity	J/g-C	0.153	0.88	1.26	1.5
Thermal Conductivity	W/m-K	54.4	NA	1.412	0.17
Thermal Expansion	10 ⁻⁶ /C	6.5	NA	2.6	67.4
Density	kg/m ³	16654	3160	2330	1200

NA = Not Available

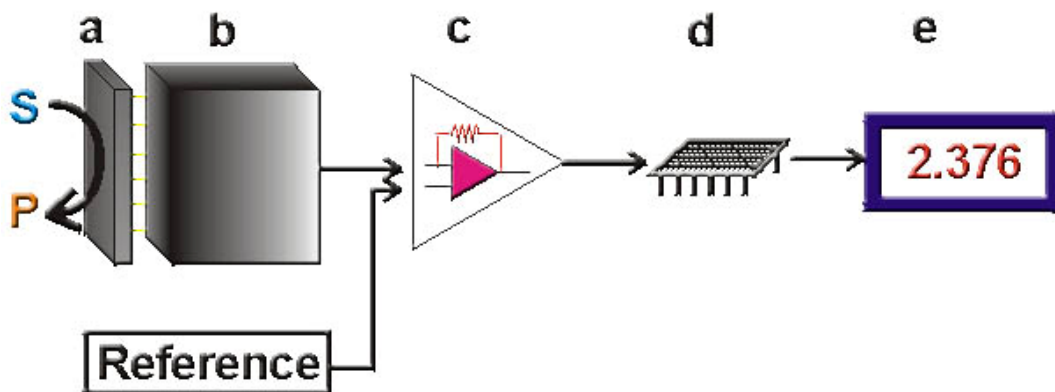
✚ ΒΙΟΑΙΣΘΗΤΗΡΕΣ

ΟΡΙΣΜΟΙ

1. Μια αναλυτική συσκευή ευαίσθητη σε ένα φυσικό ή χημικό ερέθισμα, η οποία μετατρέπει μια βιολογική απόκριση σε ηλεκτρικό σήμα μεταδίδοντας πληροφορίες για μια ζωτική διαδικασία.
2. Ο όρος χρησιμοποιείται συχνά και για συσκευές ανίχνευσης που προσδιορίζουν την συγκέντρωση ουσιών και άλλες παραμέτρους βιολογικού ενδιαφέροντος χωρίς άμεση χρήση βιολογικών συστημάτων, π.χ. στη βιομηχανία τροφίμων.

■ Ένας βιοαισθητήρας αποτελείται από:

- 1.βιοκαταλύτη
- 2.μετατροπέα
- 3.ενισχυτή
- 4.επεξεργαστή
- 5.έξοδο-οθόνη



Ένας λειτουργικός βιοαισθητήρας πρέπει να έχει την πλειοψηφία των παρακάτω ιδιοτήτων.

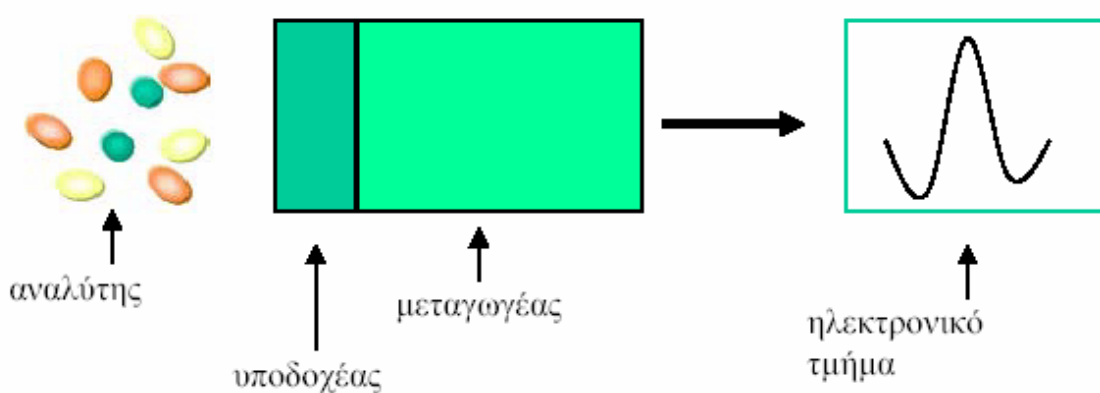
- 1) Ευαισθησία και δυνατότητα διαχωρισμού
- 2) Επιλεκτικότητα και επαναληπτική ικανότητα
- 3) Ταχύτητα απόκρισης
- 4) Αξιοπιστία και ικανότητα αυτοελέγχου
- 5) Δυναμικό εύρος
- 6) Να μην επηρεάζεται από ηλεκτρικές ή περιβαλλοντικές παρεμβάσεις
- 7) Να έχει συνάφεια το σήμα εξόδου με το περιβάλλον της μέτρησης
- 8) Διάρκεια ζωής και δυνατότητα επισκευής και επαναχρησιμοποίησης
- 9) Τιμή

Η ταξινόμηση γίνεται βάσει της αισθητήριας αρχής με την οποία ανιχνεύεται η μετρήσιμη ποσότητα και περιλαμβάνει τους εξής τύπους βιοαισθητήρων:

- 1.Αγωγιμομετρικοί
- 2.Ποτενσιομετρικοί
- 3.Χωρητικοί
- 4.Αμπερομετρικοί
- 5.Θερμιδομετρικοί
- 6.Σταθμικοί
- 7.Οπτικοί
- 8.Ακουστικοί-Συντονισμού
- 9.Φθορισμού

✚ Βιοαισθητήρες

Ο βιοαισθητήρας είναι μία αναλυτική συσκευή, η οποία μετατρέπει μία βιολογική απόκριση σε ηλεκτρικό σήμα. Αποτελείται από τον **υποδοχέα**, δηλαδή το βιολογικό υλικό που ακινητοποιείται στην επιφάνεια του αισθητήρα και αντιδρά με τον **αναλύτη**, ο οποίος είναι κάποιο άλλο μόριο που προστίθεται στο διάλυμα, τον **μεταγωγέα**, ο οποίος μετράει τη φυσικοχημική μεταβολή και μπορεί να είναι ακουστικός, οπτικός ή ηλεκτροχημικός και από το **ηλεκτρικό τμήμα**, το οποίο λαμβάνει το σήμα από το μεταγωγέα, το καταγράφει και το εκφράζει υπό μορφή μετρήσεων (Εικόνα 13). Ανάλογα με την προς μελέτη αντίδραση οι βιοαισθητήρες κατατάσσονται σε βιοκαταλυτικούς, στους οποίους ο υποδοχέας μπορεί να είναι ένζυμο, κύτταρο ή ιστός και σε βιοσυγγενικούς, όπου ο υποδοχέας μπορεί να είναι DNA, RNA, ή αντίσωμα.



Εικόνα 13: Διάταξη Βιοαισθητήρα.

[Από: ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ ΤΗΣ ΘΕΟΔΩΡΑΣ ΑΥΧΟΥΔΙΑ, με τίτλο «Μελέτη σχηματισμού υποστηριζόμενης λιπιδικής διπλοστιβάδας με χρήση ακουστικού βιοαισθητήρα και μικροσκοπίας φθορισμού»].



Από: «Βιοαισθητήρες -Ανοσοαισθητήρες -Αισθητήρες DNA», του Δρ. Χρίστου Μαστιχιάδη, Ινστιτούτο Ραδιοϊσοτόπων-Ραδιοδιαγνωστικών προϊόντων, Εργαστήριο ανοσοαναλύσεων, ΕΚΕΦΕ «ΔΗΜΟΚΡΙΤΟΣ»



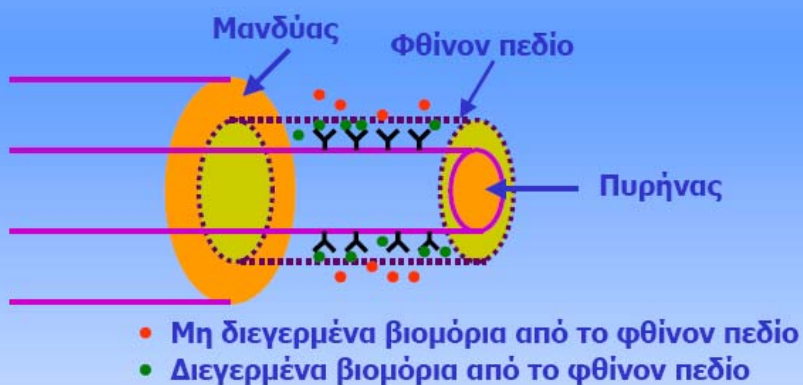
Φθορισμοανοσοαισθητήρες οπτικών ινών I



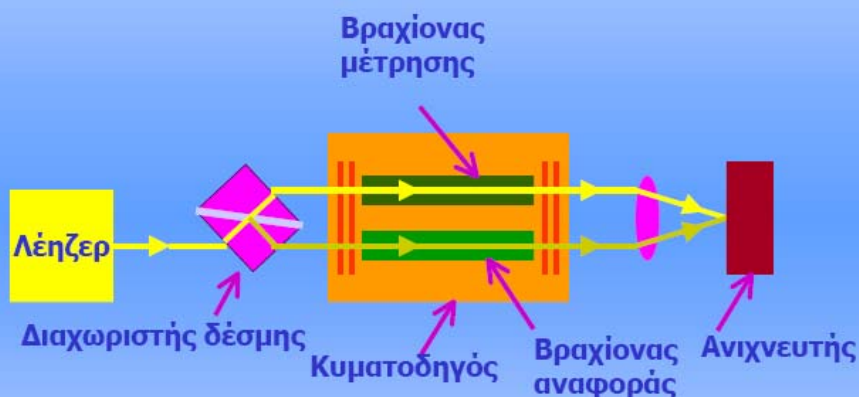
Κατηγορίες φθορισμοανοσοαισθητήρων οπτικών ινών

- ❖ Φθίνοντος κύματος
- ❖ Οπτρόδια

A. Ανοσοαισθητήρες οπτικών ινών φθίνοντος κύματος



Συμβολομετρικοί οπτικοί ανοσοαισθητήρες

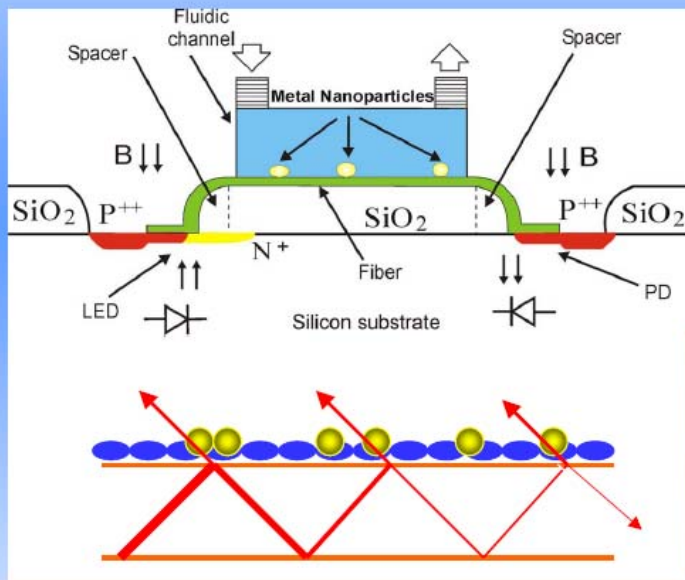


Από: «Βιοαισθητήρες -Ανοσοαισθητήρες -Αισθητήρες DNA», του Δρ. Χρίστου Μαστιχιάδη, Ινστιτούτο Ραδιοϊσοτόπων-Ραδιοδιαγνωστικών προϊόντων, Εργαστήριο ανοσοαναλύσεων, ΕΚΕΦΕ «ΔΗΜΟΚΡΙΤΟΣ»

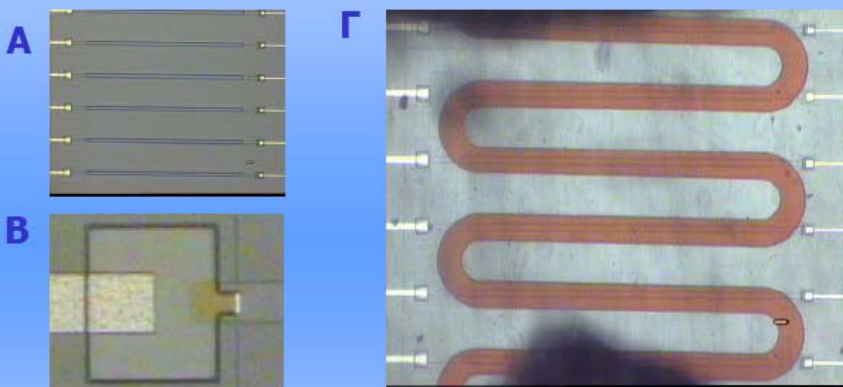


Οπτοηλεκτρονικός βιοαισθητήρας I

Αρχή λειτουργίας του οπτοηλεκτρονικού βιοαισθητήρα μονολιθικά ολοκληρωμένου σε ψηφίδες πυριτίου



Οπτοηλεκτρονικός βιοαισθητήρας II



Μικροφωτογραφίες:
(Α) των οπτικών ινών,
(Β) της πηγής φωτός (LED) και
(Γ) της μικρορευστομηχανικής κυψελίδας.

Biochip-compatible packaging and micro-fluidics for a silicon opto-electronic biosensor

H.H. Ruf^{a,b}, T. Knoll^b, K. Misiakos^{c,*}, R.B. Haupt^d, M. Denninger^d, L.B. Larsen^e,
P.S. Petrou^f, S.E. Kakabakos^f, E. Ehrentreich-Förster^g, F.F. Bier^g

^a Fraunhofer Institute für Biomedizinische Technik (IBMT), 66386 St. Ingbert, Germany

^b Universität des Saarlandes, 66386 St. Ingbert, Germany

^c Microelectronics Institute, NCSR "Demokritos", 15310 Aghia Paraskevi, Attiki, Greece

^d SMB APS, Research Department, 3520 Farum, Denmark

^e Nunc AIS, 4000 Roskilde, Denmark

^f Immunoassay Laboratory, HR-RP, NCSR "Demokritos", 15310 Athens, Greece

^g Department of Molecular Bioanalytics and Bioelectronics, Fraunhofer Institute for Biomedical Engineering (IBMT), D-14558 Nuthetal, Germany

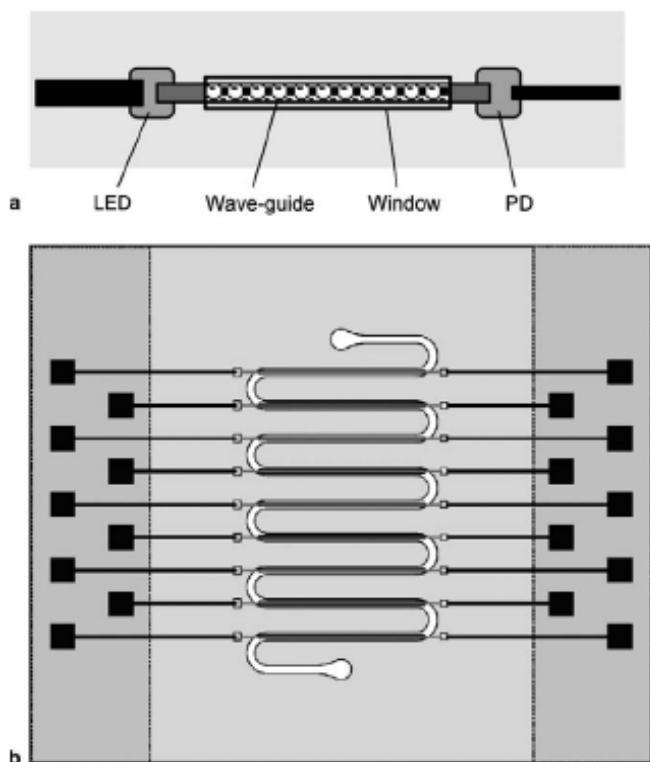


Fig. 1. Schematic of an opto-coupler: (a) and of the opto-coupler array chip with the footprint of the micro-fluidic module. The integrated optical wave-guides connects the LEDs (on the left) with the photodiodes (on the right). The pitch is 400 μm . Windows of 2000 $\mu\text{m} \times 45 \mu\text{m}$ in the passivating SiO_2 layer expose the wave-guides to bio-affinity coating and to analyte solutions. These windows define the active biosensor areas of the wave-guides to which the micro-channel supplies the fluids. The bonding pads and Al interconnects are drawn in black. The micro-fluidic module exhibits a single meandering micro-channel 100 μm in height and width which supplies sample and reagents along all nine fibers.

... results in a precise alignment of the micro-channel on the sensing fibers, a permeable micro-channel, no denaturing and interference with the bio-affinity coated fibers and a reliable seal between fluid and electrical compartment in the package. Under-fill gluing [5,6] can satisfy the requirements set above as a result of its self-aligned nature. After dispensing a suitable volume of glue with low-viscosity, the capillary forces will pull the glue in the capillary gap between the module and the silicon chip (Fig. 2).

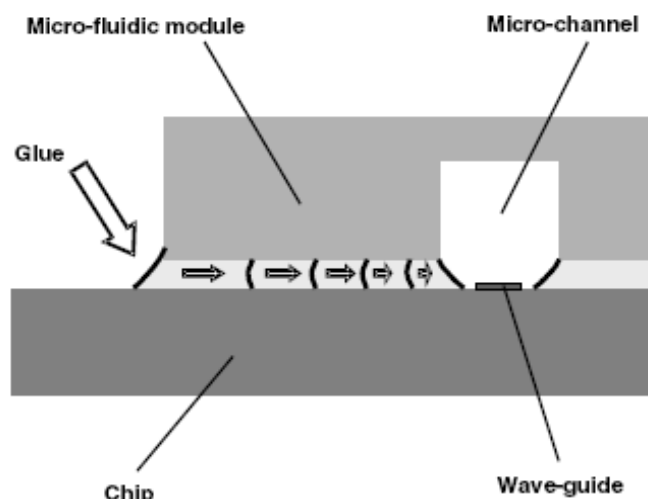
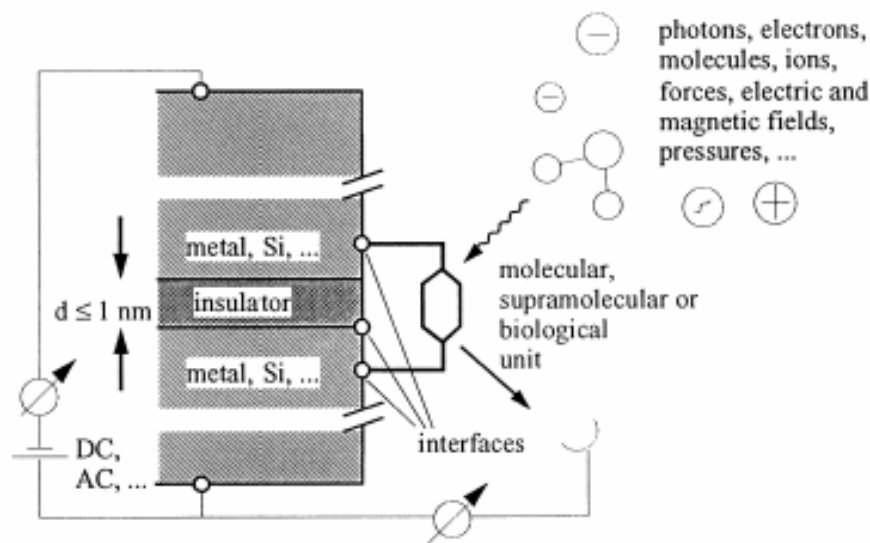


Fig. 2. Principle of the under-fill gluing technique. A glue with low-viscosity is used, so the capillary force pulls the glue in between the micro-fluidic module and the chip. After dispensing glue at the fillet between chip and fluidic module, the glue front spreads in the capillary gap and stops at the edges of the micro-channels without touching the wave-guides.

✚ Βιοαισθητήρες και βιοενεργοποιητές

Βιοηλεκτρονικά συστήματα με σκοπό τη μεταφορά σημάτων από βιολογικές λειτουργικές μονάδες σε «συμβατικές» ηλεκτρονικές συσκευές (**βιοαισθητήρες**) και αντίστροφα (**βιοενεργοποιητές**).

Ένας **βιοαισθητήρας** ορίζεται ως μία ανεξάρτητη ολοκληρωμένη συσκευή η οποία είναι ικανή να παρέχει συγκεκριμένη ποσοτική ή ημι-ποσοτική αναλυτική πληροφορία χρησιμοποιώντας ένα βιολογικό στοιχείο αναγνώρισης (βιοχημικός υποδοχέας) το οποίο βρίσκεται σε άμεση επαφή με ένα στοιχείο μετατροπέα (**IUPAC, 1999**).



Σχηματική παρουσίαση μιας συσκευής (βιο)μοριακού αισθητήρα. Σύζευξη μεταξύ μικροηλεκτρονικών δομών και χημικών συνθετικών ή βιολογικών δομών.

✚ *Microelectromechanical Systems (MEMS) Actuators, by Dr. Lynn Fuller*

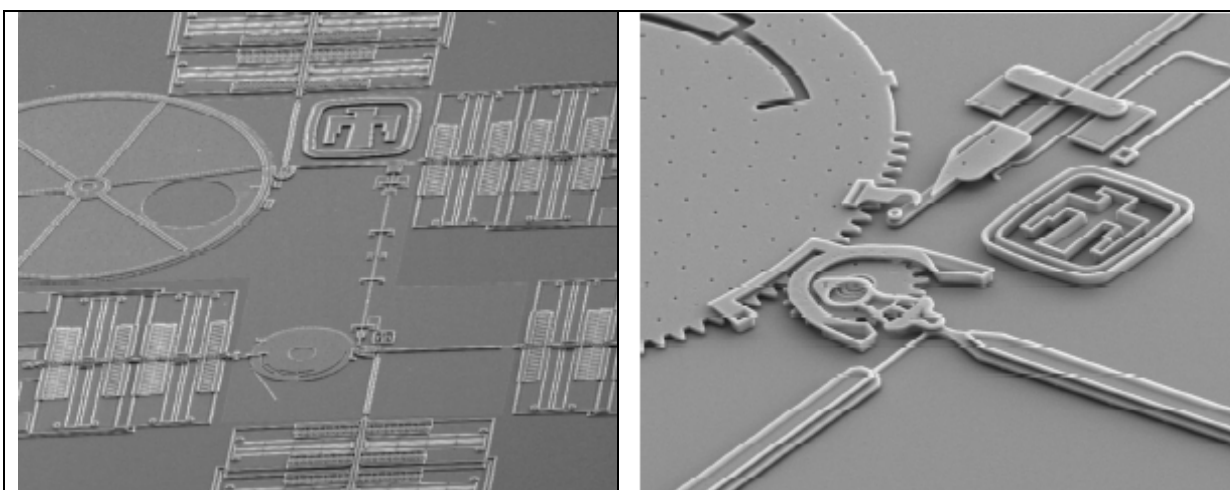


Figure 2. (a), (c) Fundus photographs taken at one-month and (b), (d) three months postoperative for cats 349 and 351, showing that the implant maintains a stable position over the two-month period that separates these images.

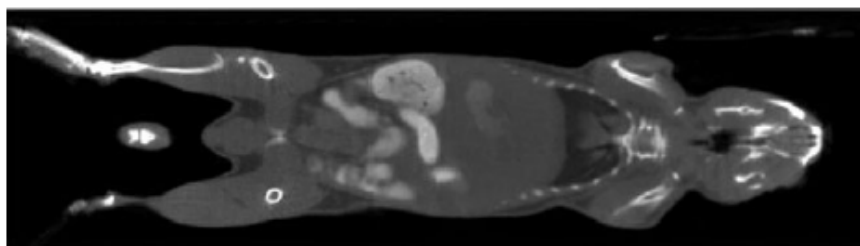


Figure 7. *In vivo* microCT image showing coronal section of mouse after administration of gastrointestinal contrast media. Image resolution is 120 microns. (Image courtesy of Dan Schimel, NIH Mouse Imaging Facility.)

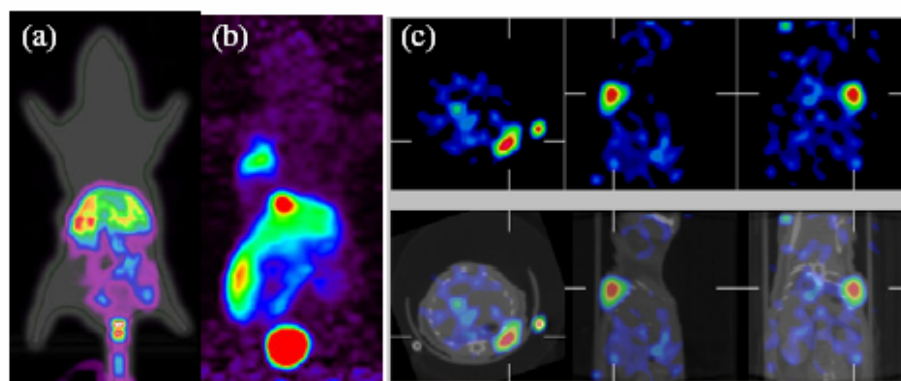


Figure 8. Examples of nuclear imaging studies: (a): microPET imaging of adenoviral directed delivery of a reporter gene to the liver of a mouse (courtesy of Sam Gambhir, Stanford University); (b): Biodistribution of a ^{18}F -labelled RGD peptide in a mouse imaged with microPET (courtesy of Julie Sutcliffe-Goulden, UC Davis); (c): Tumour targeting using a ^{125}I -labelled antibody imaged with a microSPECT system. In the bottom row, the images have been registered with a separately acquired microCT scan (courtesy of Anna Wu, UCLA Crump Institute for Molecular Imaging, and Gamma Medica Inc.).

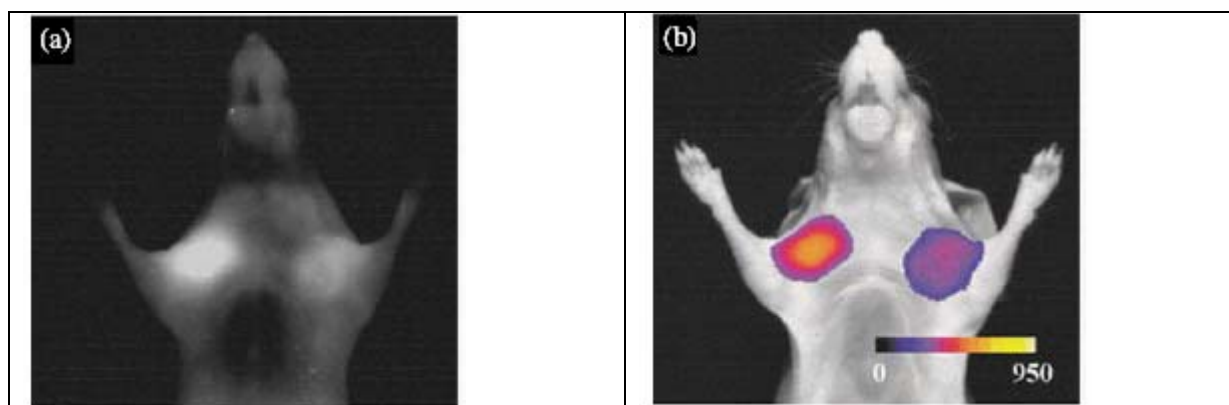
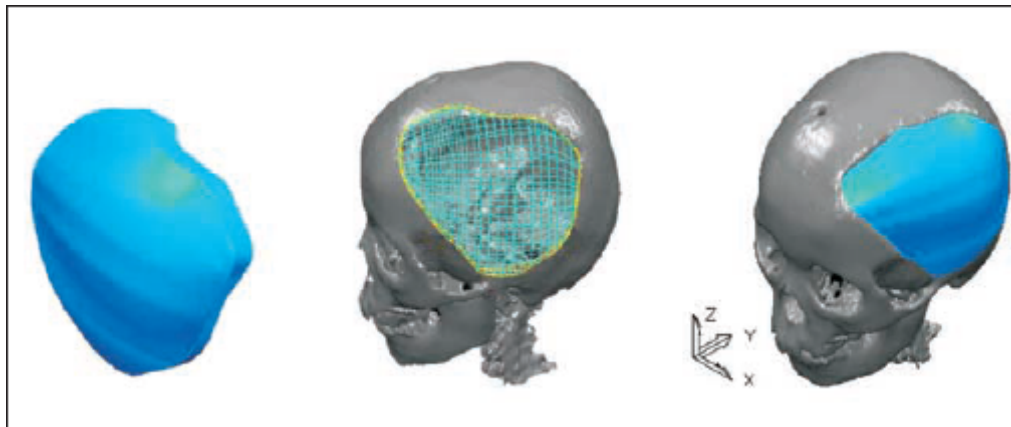


Figure 9. Fluorescence imaging of tumours in a mouse using near infrared probes activated by cathepsin-B, an enzyme found at high levels in many tumours. (a) Fluorescence image. (b) Colour-coded and thresholded fluorescence image superimposed on white light image of mouse. The tumour on the left is a highly invasive breast adenocarcinoma and the one on the right is a well-differentiated adenocarcinoma which is expected to have lower cathepsin-B levels than the invasive tumour. (Reproduced with permission from Bremer *et al* (2002 *Radiology* 222 814–8).)

Custom Implant Design for Patients with Cranial Defects

Ming-Yih Lee¹, Chong-Ching Chang³, Chao-Chun Lin¹, Lun-Jou Lo², Yu-Ray Chen²

¹Graduate Institute of Mechanical Engineering, Chang Gung University, ² Department of Plastic and Reconstructive Surgery, Chang Gung Memorial Hospital, ³ Department of Mechanical Engineering, Kou-Shan Technical University



The position of the replaced implant segments was judged by comparing the symmetry between the lesion and the contra lateral sides. When satisfaction was achieved, the implant image was used as a blueprint for the operation and used to produce a solid model.

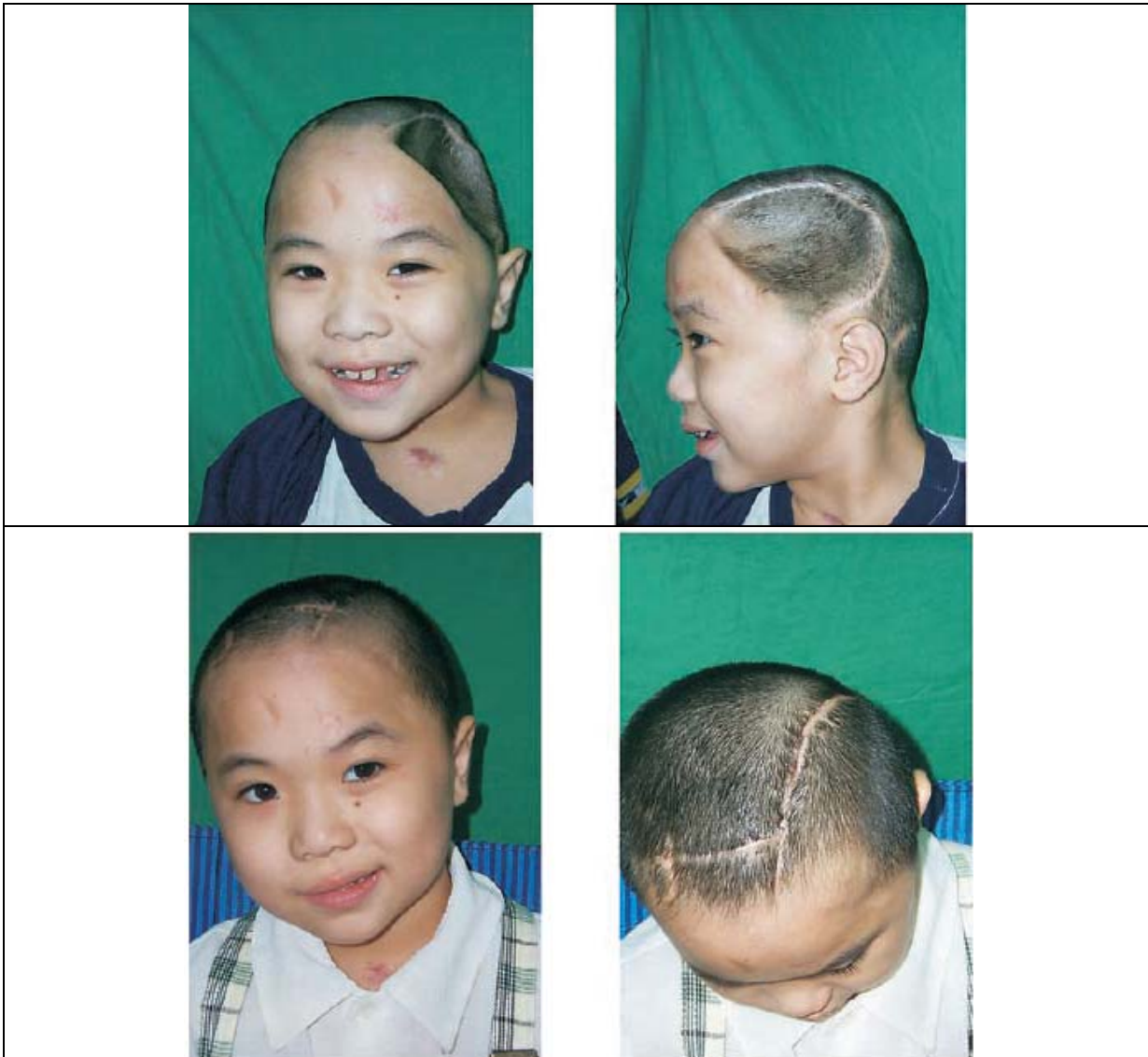


The CT data was translated into a stereolithography (STL) format and then read by a rapid prototyping machine to produce stereolithographic skull models and customized implants using light-sensitive resin.



Negative and positive castings for the custom implant were produced. During the surgery, PMMA material was prepared and poured into the sterilized negative casting for shaping the cranioplasty implant.

An 8-year-old boy was presented to the Department of Plastic and Reconstructive Surgery with a **large defect over left side of the skull after a trauma** two months previous. His clinical and neurological condition was stable, and he was receiving physical therapy for ambulation. Surgical reconstruction to cover the defect was indicated for both **protection and cosmetic reasons**. It was decided to use **PMMA as the cranioplasty implant** through a **rapid prototyping stereolithographic** technique. The defect was large and located on the left frontal, parietal, and temporal areas.



The postoperative recovery was smooth. No infections occurred during six months of follow up. The patient was happy with the reconstructed contour.