



Imaginología Cerebral usando NIR

Dr. Carlos G. Treviño Palacios

Grupo de Ciencia e Ingeniería Optoelectrónica

Coordinación Óptica

INAOE

Plan de la platica

- fNIRS
- Señal Óptica Rápida (SOR)
- Propuesta INAOE
- Conclusiones

fNIRS

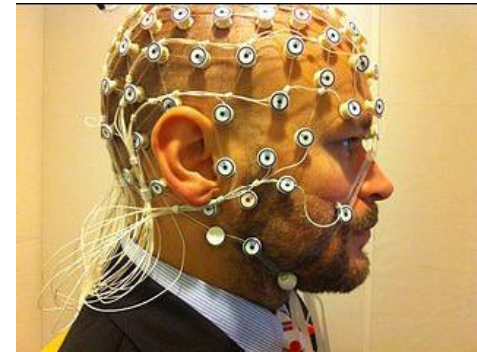
Actualmente hay varias técnicas para el estudio funcional del cerebro no invasivo *in vivo*:

- EEG

- fMRI

- PET

- MEG

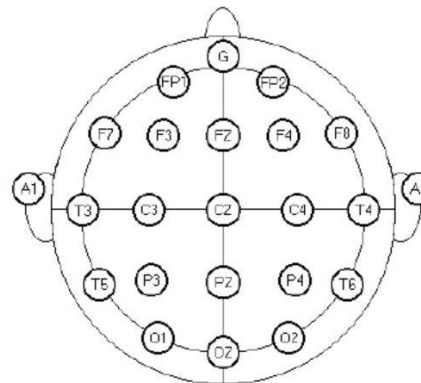


EEG

- La electroencefalografía (EEG) es una exploración neurofisiológica que se basa en el registro de la actividad bioeléctrica cerebral en condiciones basales de reposo, en vigilia o sueño, y durante diversas activaciones (habitualmente hiperpnea y estimulación luminosa intermitente) mediante un equipo de electroencefalografía.

- Mide la señal post-sináptica

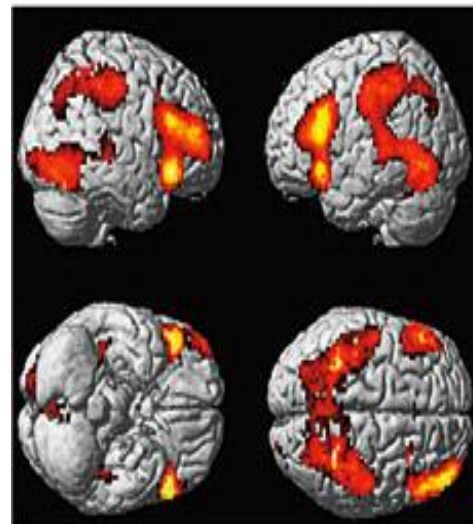
Sistema 10-20



- Fp: Frontal anterior
- F: Frontal
- T: Temporal
- C: Central
- P: Parietal
- O: Occipital.
- A: Oreja o apófisis mastoides.
- IMPAR: hemisferio izquierdo
- PAR: Hemisferio derecho
- Z: Línea media.

Resonancia magnética funcional fMRI- BOLD

- La resonancia magnética funcional (fMRI) es un procedimiento que mide la actividad neuronal detectando cambios asociados al flujo sanguíneo (BOLD – Blood oxygen level dependent).
- Esta técnica se basa en el hecho de que la actividad neuronal y el flujo sanguíneo cerebral están acoplados. Cuando un área del cerebro está en uso, el flujo sanguíneo de esta región también incrementa.
- La hemoglobina deoxigenada es paramagnética mientras que la hemoglobina oxigenada es diamagnética por lo que la señal puede distinguir ambas.



fMRI

- El cambio en la señal de resonancia magnética debida a la actividad neuronal se llama respuesta hemodinámica (HDR).
- Existe un retraso de 1 a 2 segundos después de los eventos neuronales para poder detectar esta señal.
- Esto debido a que el Sistema vascular tarda en responder al requerimiento cerebral de glucosa. Posteriormente típicamente la señal alcanza su máximo 5 segundos después del estímulo.
- Cuando después de un estímulo continuo la actividad cesa, la señal baja aún por debajo de su nivel original, fenómeno conocido como sobretiro y se cree que esta relacionado con los requerimientos metabólicos tras el estímulo.

© Dr. John Dineley - University of Chicago

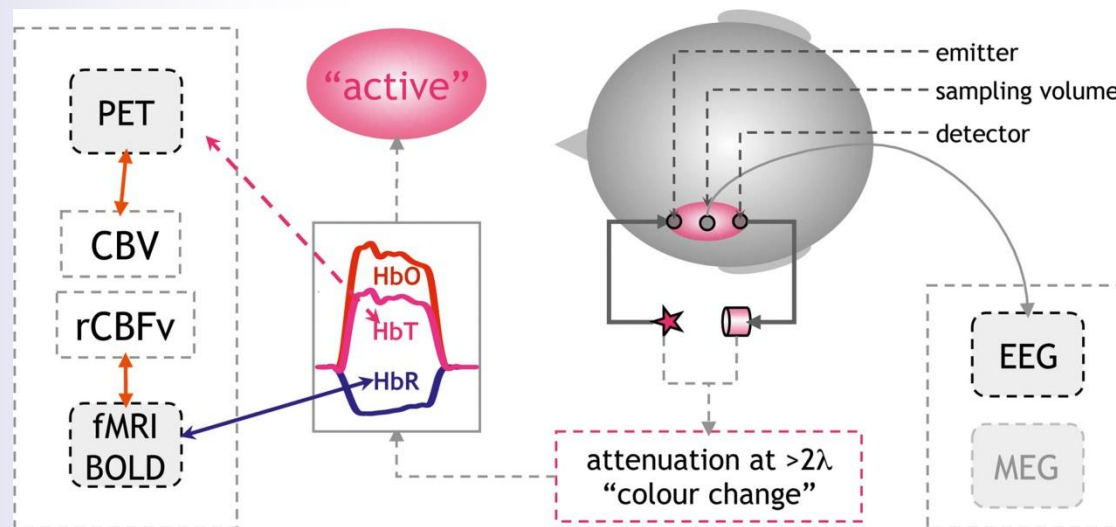
fMRI

- El mecanismo mediante el cual el sistema neural se comunica con el sistema vascular para dar a conocer sus requerimientos de mayor glucosa es parcialmente mediante la liberación de glutamato que ocurre como parte del disparo neuronal.
- Este glutamato afecta las células de soporte cercanas, astrocitos, causando un cambio en la concentración de iones de calcio. A su vez esto provoca la liberación de óxido nítrico en el punto de contacto entre los astrocitos y vasos sanguíneos de tamaño medio o arteriolas.
- El óxido nítrico es un vasodilatador que causa que las arteriolas se expandan para aumentar el flujo sanguíneo.

fNIRS

fNIRS: functional Near Infrared Spectroscopy Espectroscopia infrarroja funcional

Recientemente fNIRS surge como una alternativa a las técnicas convencionales de imaginología funcional con una buena combinación de parámetros espacio-temporales

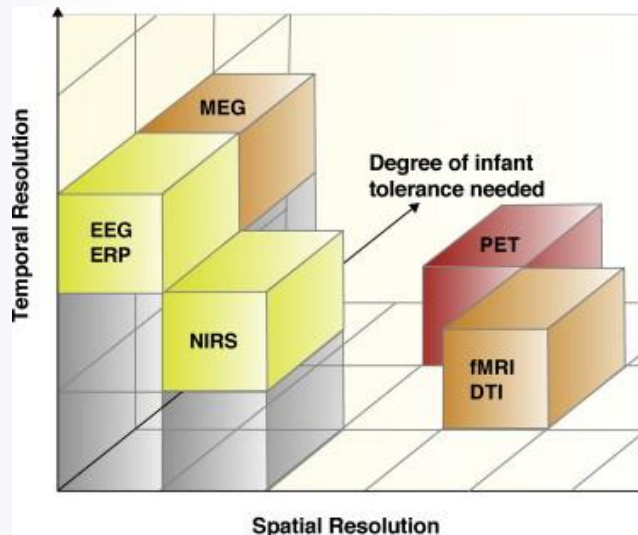


"Assessment of the cerebral cortex during motor task behaviours in adults: A systematic review of functional near infrared spectroscopy (fNIRS) studies, *NeuroImage*," Daniel Richard Leff, Felipe Orihuela-Espina, Clare E. Elwell, Thanos Athanasiou, David T. Delpy, Ara W. Darzi, Guang-Zhong Yang, 54, (2011) 2922-2936, <http://dx.doi.org/10.1016/j.neuroimage.2010.10.058>.

fNIRS

fNIRS: functional Near Infrared Spectroscopy Espectroscopia infrarroja funcional

Recientemente fNIRS surge como una alternativa a las técnicas convencionales de imaginología funcional con una buena combinación de parámetros espacio-temporales



"Illuminating the developing brain: The past, present and future of functional near infrared spectroscopy," Hellmuth Obrig, Sonja Rossi, Silke Telkemeyer and Isabell Wartenburger, *Frontiers in Neuroenergetics* 2, 13 (2010) Doi: 10.3389/fnene.2010.00013

Ventajas de fNIRS

- Buena compromiso en resolución espacio/temporal
- Uso en pacientes no aptos
incluidos niños o personas con parálisis
- Diferentes modalidades de imágenes permiten diferentes mediciones (directas o indirectas)
- Bajo Costo
- Portable



Oxímetro

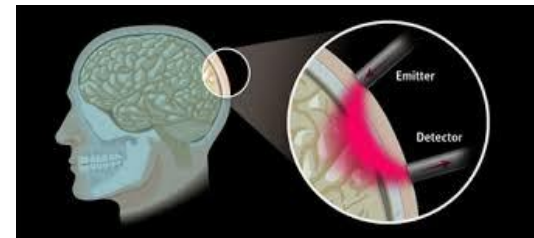
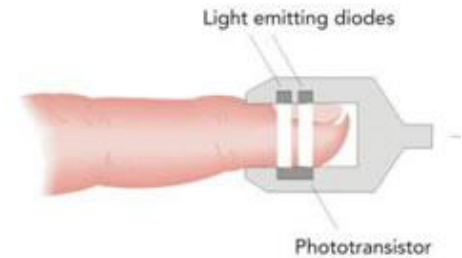
- La luz de dos longitudes de onda pasa a través del paciente hasta un fotodetector (comercialmente 632 y 840 nm)
- El cambio en absorbancia entre ambas longitudes de onda se mide permitiendo la determinación de la absorbancia debido a la sangre arterial únicamente, excluyendo la sangre venosa, piel, hueso, músculo, grasa, y en la mayoría de los casos esmalte de uñas.
- Con esto es posible medir tanto la hemoglobina oxigenada como la deoxigenada a nivel periférico (cerebro y músculo)



Derrames cerebrales

La detección se puede hacer

- Transmisión (oxímetro de pulso)
- Reflexión



Es en reflexión donde las cosas son interesantes

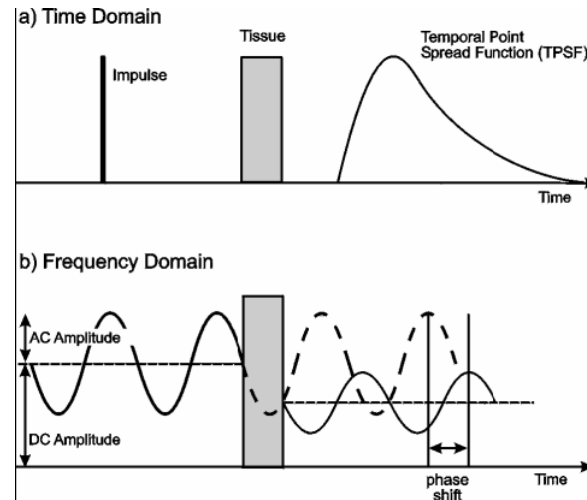


<http://www.infrascanner.com/solutions/the-infrascanner-model-1000/>

fNIRS

Existen tres modalidades reconocidas para fNIRS:

- Dominio de tiempo
- Dominio de frecuencia
- Onda continua (CW)



Non-invasive neuroimaging using near-infrared light,
Gary Strangman, David A Boas, Jeffrey P Sutton
Biological Psychiatry, Volume 52, Issue 7, 1 October
2002, Pages 679–693

fNIRS

Existen tres modalidades reconocidas para fNIRS:

Table 1. Characteristics of the Three Main Types of Diffuse Optical Measurements

Measurement Type	Advantages	Disadvantages	Example Uses
Time domain	Spatial resolution Penetration depth Most accurate separation of absorption and scattering	Sampling rate Instrument size/weight Stabilization/cooling Cost	Imaging cerebral oxygenation and hemorrhage in neonates, breast imaging
Frequency domain	Sampling rate Relatively accurate separation of absorption and scattering	Penetration depth	Cerebral and muscle oximetry, breast imaging
Continuous wave	Sampling rate Instrument size, weight and simplicity Cost	Penetration depth Difficult to separate absorption and scattering	Finger pulse oximeter Functional brain experiments (as per fMRI)

fNIRS

Existen varios sistemas comerciales

Table 3 Main commercial near-infrared clinical instrumentation.

Instrument	Technique	Number of channels	Company	Web site		
Photometers	BOM-L1 TR	Single-distance CW	1	Omegawave, Japan	www.omegawave.co.jp	
	HEO-200 ^{a,b}	Single-distance CW	1	OMRON, Japan	n.a.	
	Micro-RunMan ^c	Single-distance CW	1	NIM, Inc., USA	n.a.	
	OXYMON Mkill	Single-distance CW	1 to 96	Artinis, The Netherlands	www.artinis.com	
Oximeters	FORE-SIGHT ^c	Multidistance	1	Casmed, USA	www.casmed.com	
	INVOS 5100C ^c	Multidistance	2 or 4	Somanetics, USA	www.somanetics.com	
	InSpectra 325 ^c	Multidistance	1	Hutchinson, USA	www.htbiomeasurement.com	
	NIMO	Multidistance	1	NIROX, Italy	www.nirox.it	
	NIRO-100	Multidistance	2	Hamamatsu, Japan	www.hamamatsu.com	
	NIRO-200	Multidistance	2	Hamamatsu, Japan	www.hamamatsu.com	
	O2C	Broadband	2	LEA, Germany	www.lea.de	
	ODISsey ^d	Multidistance	2	Vioptix, Inc., USA	www.vioptix.com	
	OM-220	Multidistance	2	Shimadzu, Japan	www.med.shimadzu.co.jp	
	OxplexTS	Multidistance PMS	1 or 2	ISS, USA	www.iss.com	
	TRS-20	Multidistance TRS	2	Hamamatsu, Japan	www.hamamatsu.com	
	Imagers	Dynot	CW	up to 32	NIRx, USA	www.nirx.net
		ETG-4000 ^e	CW	44	Hitachi, Japan	www.hitachimed.com
ETG-7000 ^e		CW	72	Hitachi, Japan	www.hitachimed.com	
Imagent		PMS	up to 128	ISS, USA	www.iss.com	
LED IMAGER		CW	16	NIM, Inc., USA	n.a.	
nScan D1200		CW	16 to 32	Arquatts, Switzerland	www.arquatts.com	
nScan W1200		Wireless CW	16	Arquatts, Switzerland	www.arquatts.com	
NIRO-200		CW	8	Hamamatsu, Japan	www.hamamatsu.com	
NIRS 4/58		CW	4 or 58	TechEn, Inc, USA	www.nirsopptx.com	
OMM-2001		CW	42	Shimadzu, Japan	www.med.shimadzu.co.jp	
OMM-3000		CW	64	Shimadzu, Japan	www.med.shimadzu.co.jp	



[<http://www.miyuki-net.co.jp/jp/product/etg7000.htm>]

^aWearable instrument.

^bNo longer commercially available.

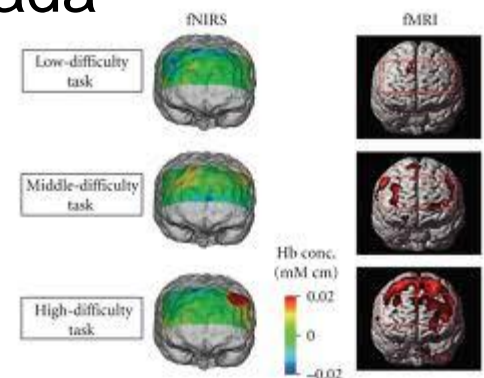
^cUSA Food and Drug Administration's approval.

^d30-min battery backup.

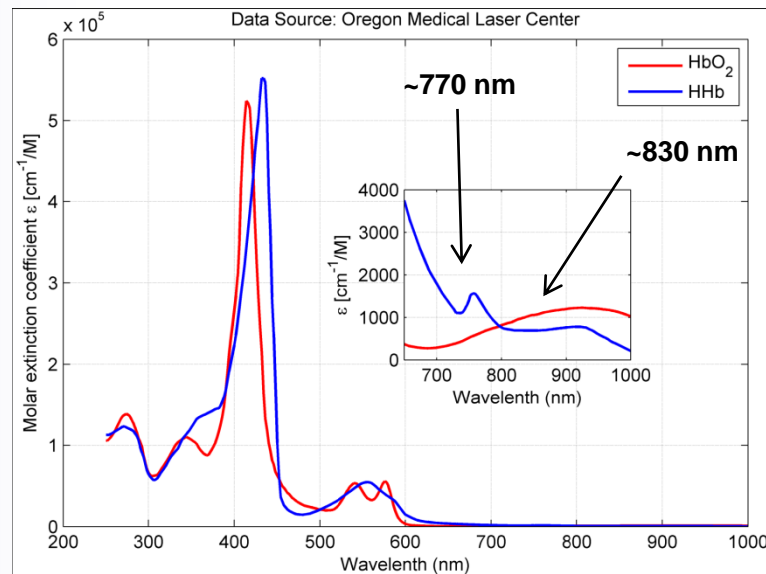
CW=continuous wave, n.a.=not available, PMS=phase modulation spectroscopy, SRS=spatially resolved spectroscopy, TRS=time resolved spectroscopy.

Hipótesis

1. Al activarse una neurona o red de neuronas existe un requerimiento de energía
2. Este incremento energético implica una mayor alimentación a las neuronas activas
3. La alimentación de las neuronas implica un mayor consumo de oxígeno
4. Podemos diferenciar la diferencia entre la sangre (hemoglobina:HHb) y la sangre oxigenada (Oxihemoglobina:HbO₂)

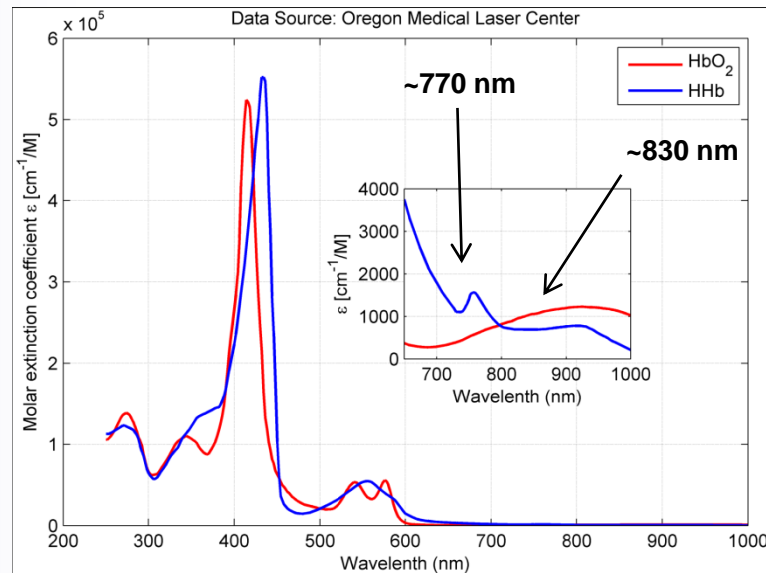


Hipótesis



4. Podemos diferenciar la diferencia entre la sangre (hemoglobina:HHb) y la sangre oxigenada (Oxihemoglobina:HbO₂)

Hipótesis



4. Podemos diferenciar la diferencia entre la sangre (hemoglobina:HHb) y la sangre oxigenada (Oxihemoglobina:HbO₂)

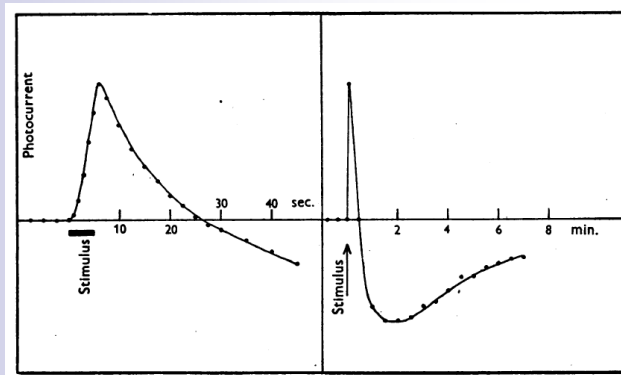
Esto puede ser usado para estudiar varios procesos neurológicos

Plan de la platica

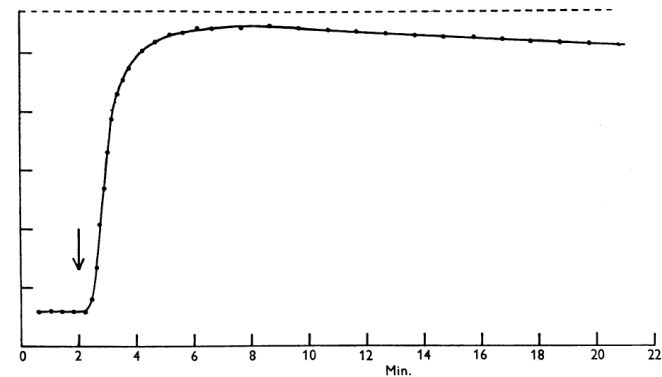
- fNIRS
- Señal Óptica Rápida (SOR)
- Propuesta INAOE
- Conclusiones

Detección de la SOR

La primera manifestación de que cambios en la actividad neuronal genere cambios en las propiedades ópticas se dio hace 60 años



Hill & Keynes *J Physiol* **108** (1949) 278-281

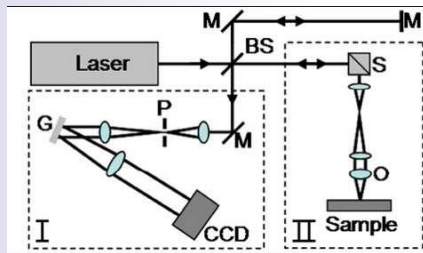


Hill *J Physiol* **111** (1950) 283-303

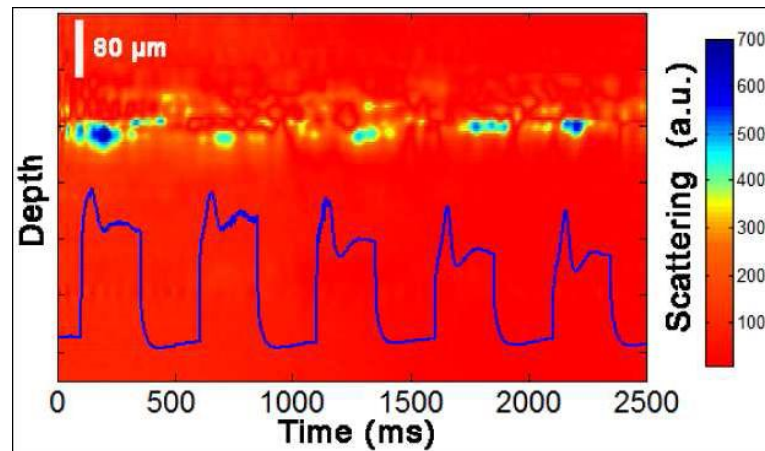
Observaron cambios en el esparcimiento de la luz por neuronas de cangrejos

Detección de la SOR

Recientemente se ha detectado con mayor resolución la existencia de cambios tanto en esparcimiento, transparencia, birrefringencia, ... manifestando un cambio medible de las propiedades ópticas asociadas a actividad neuronal



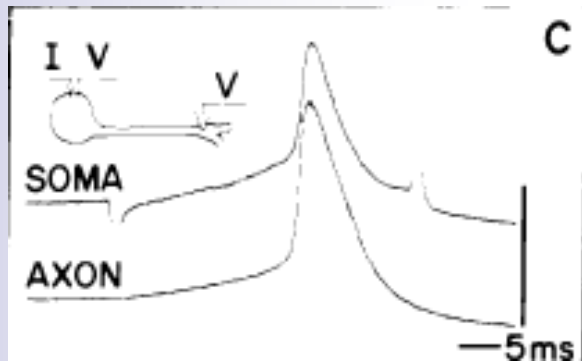
OCT
Babosa de mar
(*Aplysia californica*)



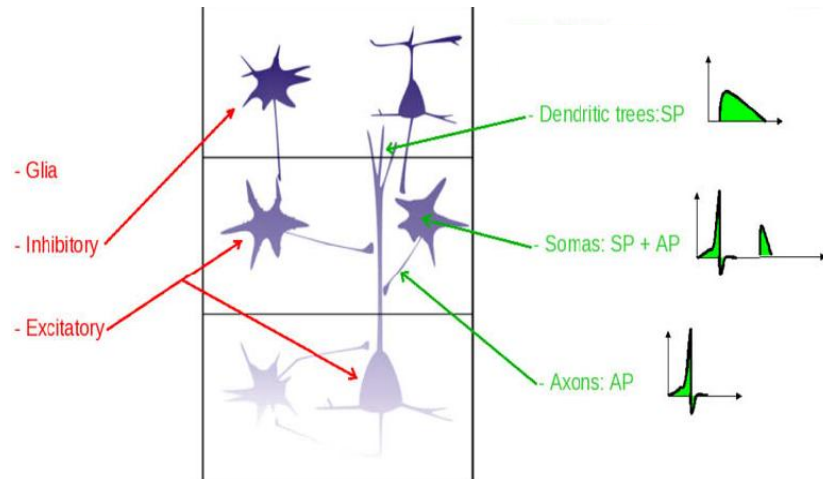
"Detecting intrinsic scattering changes correlated to neuron action potentials using optical coherence imaging," Graf, Ralston, and Boppart *Opt Express* 17 (2009) 13447-13457

fNIRS: SOR

La señal óptica rápida es un cambio en el espectro que precede a la activación neuronal por la señal por activación de la membrana celular



R A Stepnoski, A LaPorta, et al" Noninvasive detection of changes in membrane potential in cultured neurons by light scattering," Proc Natl Acad Sci U S A. 1991 88(21): 9382–9386.



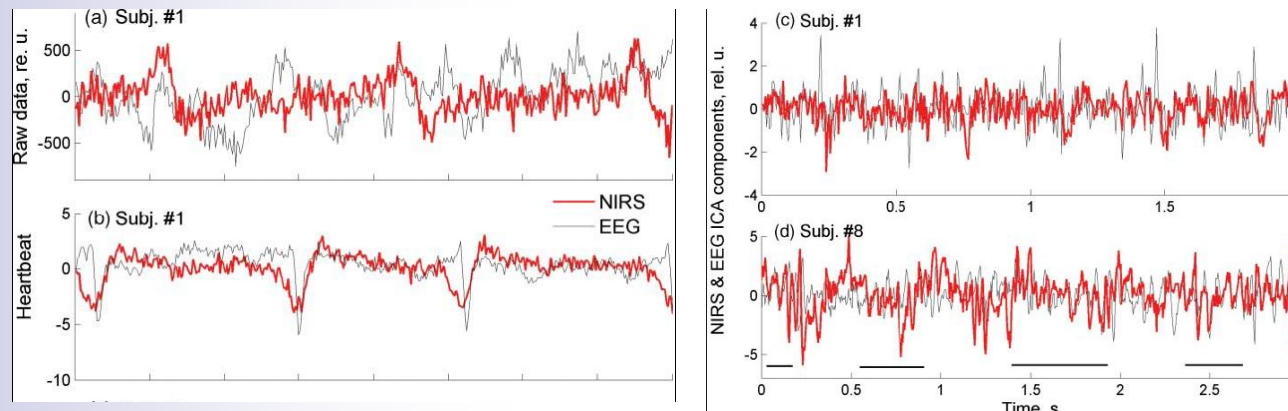
S. Chemla, F. Chavane "Voltage-sensitive dye imaging: Technique review and models" Journal of Physiology-Paris Volume 104, Issues 1–2, January–March 2010, Pages 40–50

dada la baja SNR ha sido complicado detectarla *in vivo*

fNIRS: SOR

fNIRS que mide la señal óptica causada por cambio hemodinámicos (lenta)

La SOR esta es una medición de actividad neuronal que acompaña a la actividad neuronal



Evidencia de EROS correlacionada con ERP

“Seeing” electroencephalogram through the skull: imaging prefrontal cortex with fast optical signal,” Medvedev, Kainerstorfer, Borisov, Gandjbakhche & VanMeter J. Biomed. Opt. 15(6), 061702 (2010) 061702

Hipótesis del origen de la SOR

- Deoxigenación rápida. Similar a lo reportado en fMRI. La actividad cortical induce un incremento rápido en el consumo de oxígeno en uná área particular y la hemoglobina se vuelve más deoxigenalda. Recientemente a sido refutada experimentalmente.
- Cambios en el flujo o volumen sanguíneo. Como su latencia es mayor que la señal observada esta hipótesis a sido descartada.
- Dispersión. Cambios en la transparencia membranal o en el flujo de agua entre los compartimentos intra o extra-celulares que ocurren durante la depolarización neuronal. Es la hipótesis más aceptada.

Plan de la platica

- fNIRS
- Señal Óptica Rápida (SOR)
- **Propuesta INAOE**
- Conclusiones

Objetivo

Desarrollar un sistema de espectroscopía infrarroja funcional en modo de frecuencia (fNIRS-FD) multicanal detectando la señal óptica rápida (SOR) y usarlo para capturar aspectos de la plasticidad cerebral en pacientes de infarto cerebral en terapia de rehabilitación.

Proyecto CONACyT-CB-2011-169558
Espectroscopia infrarroja funcional;
observando el cerebro in-vivo in-situ



Antecedentes

Previamente ya ha habido un acercamiento entre el INAOE y el INNN desarrollando instrumentación

“Imaginología del cerebro usando láseres de terahertz.”

SALUD-2005-01-14012

Responsable: Dr. Carlos Gerardo Treviño Palacios

2006-2010



“Sistema de bajo costo para la rehabilitación de extremidades superiores después de una enfermedad vascular cerebral.”

SALUD-2007-01-70074

Responsable: Dr. Luis Enrique Sucar Succar

2008-2010

Antecedentes

Previamente ya ha habido un acercamiento entre el INAOE y el INNN desarrollando instrumentación

“Imaginología del cerebro usando láseres de terahertz.”

SALUD-2005-01-14012

Responsable: Dr. Carlos Gerardo Treviño

2006-2010



“Sistema de bajo costo para la rehabilitación de extremidades superiores después de una enfermedad vascular cerebral.”

SALUD-2007-01-70074

Responsable: Dr. Luis Enrique Sucar Succar

2008-2010

***ambos proyectos produjeron estudiantes,
publicaciones y patentes***

Rehabilitación

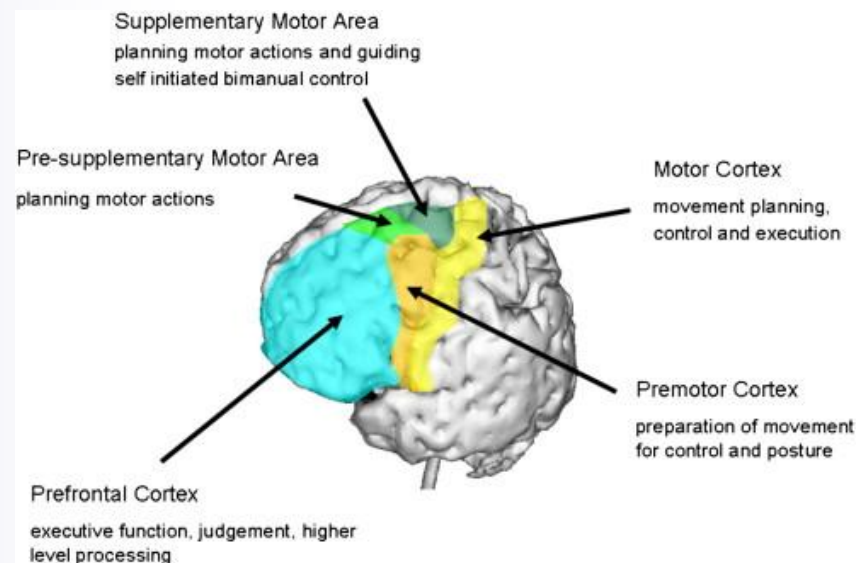


- Después de un infarto o embolia cerebral existe una reorganización de funciones para la recuperación de las funciones perdidas
- La reorganización se lleva a cabo a través de terapias a base de ejercicios repetitivos
- La terapia induce cambios funcionales neuroplásticos

El desarrollo de un prototipo de tomografía óptica basada en un estudio multicanal en el espacio de frecuencias ayudará a monitorear el cambio funcional – y puede extenderse a otros campos de la imaginología cerebral

Rehabilitación

Tras un periodo de reajuste funcional donde las funciones cerebrales de una zona dañada por un infarto (EVC) se reasignan a otras áreas del cerebro, la frenética actividad inicial manifestada por un sobre-reclutamiento de las nuevas zonas que asumen las funciones motoras.



"Illuminating the developing brain: The past, present and future of functional near infrared spectroscopy," Hellmuth Obrig, Sonja Rossi, Silke Telkemeyer and Isabell Wartenburger, *Frontiers in Neuroenergetics* 2, 13 (2010) Doi: 10.3389/fnene.2010.00013

Rehabilitación

Tras un periodo de reajuste funcional donde las funciones cerebrales de una zona dañada por un infarto (EVC) se reasignan a otras áreas del cerebro, la frenética actividad inicial manifestada por un sobre-reclutamiento de las nuevas zonas que asumen las funciones motoras.



Terapia por gestos - INAOE



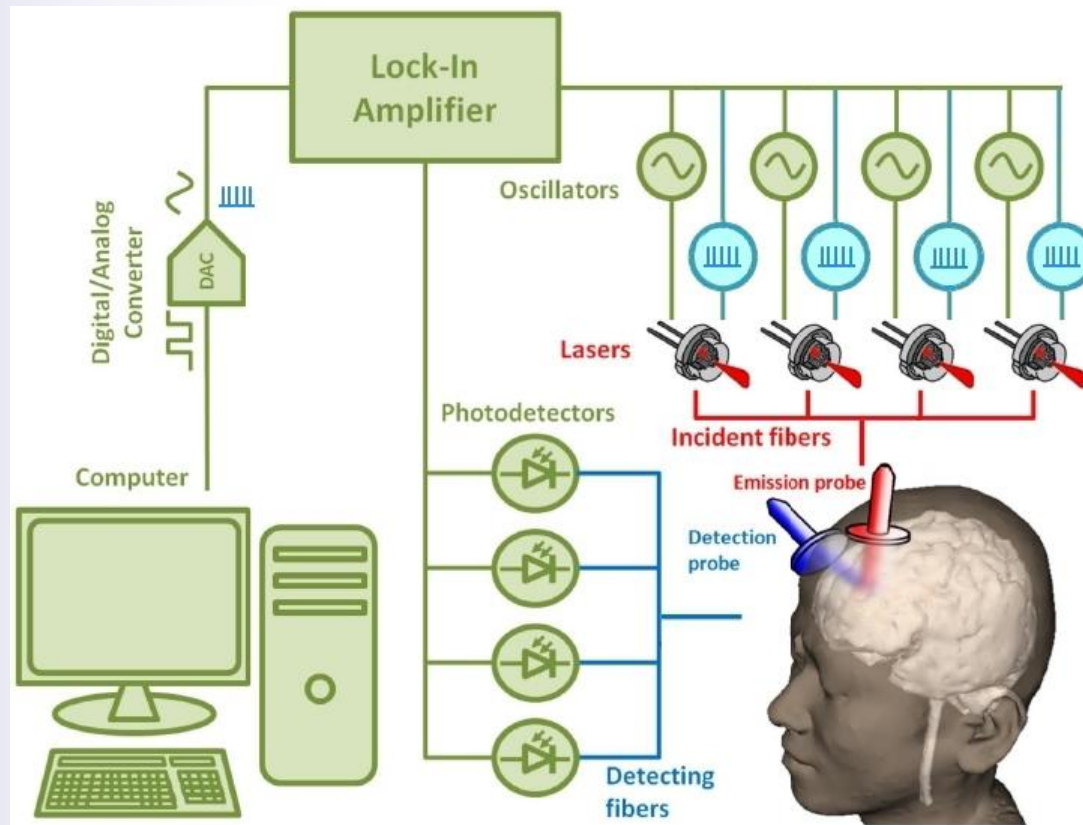
<http://k3ki.densi.kansai-u.ac.jp/aim/research/fNIRS/fNIRS.html>



????

fNIRS-SOR: nuestra propuesta

En la parte instrumental planteamos usar el sistema de detección “común”



fNIRS-SOR: nuestra propuesta

En la parte instrumental planteamos usar el sistema de detección “común”

la diferencia es el método de detección: **optical gating**

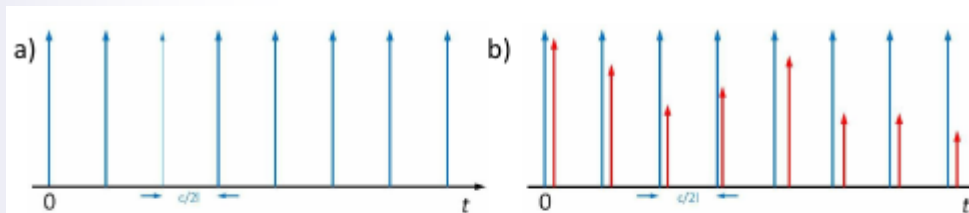


Figure. a) Representation of the optical comb to illuminate the tissue (blue).
b) The detected light (red) is compared to the reference signal for detecting phase differences.

The detected signal will be delayed in phase. By comparing the resulting signal with the initial signal such phase differences will be found. The differential measurement is performed by comparing both signals, the reference and the resulting signal after interaction with the tissue by classical convolution

$$(f \star g)(x) = \int f^*(t)g(x - t)dt$$

a partir de las diferencias entre la señal de entrada y salida buscamos detectar la SOR (~10's mseg)

Metodología

- **Desarrollo del sistema de topografía óptica y arnés de sujeción**
- **Desarrollo del software de apoyo para reconstrucción de la imagen, pre-procesamiento y visualización.**
- **Experimentos contra modelos sintéticos de propiedades ópticas conocidas: Caracterización de la respuesta**
- **Experimento en animales de laboratorio: Validación del aparato. Detección de la respuesta cerebral en sujeto sanos**
- **Experimento en humanos: Aplicación real. Reorganización funcional en pacientes en rehabilitación motora.**



Metodología

- **Desarrollo del sistema de topografía óptica y arnés de sujeción**
- **Desarrollo del software de apoyo para reconstrucción de la imagen, pre-procesamiento y visualización.**
- **Experimentos contra modelos sintéticos de propiedades ópticas conocidas: Caracterización de la respuesta**
- **Experimento en animales de laboratorio: Validación del aparato. Detección de la respuesta cerebral en sujeto sanos**
- **Experimento en humanos: Aplicación real. Reorganización funcional en pacientes en rehabilitación motora.**

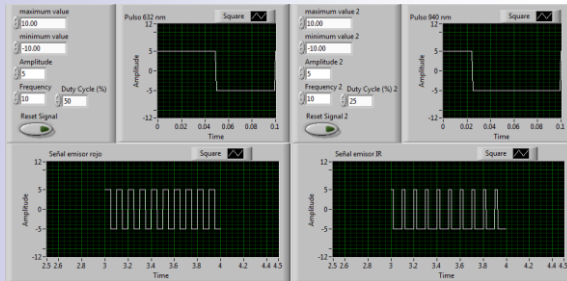
Ya contamos con la autorización de los
Comité Científico y de Bioética del INNN
para trabajar en humanos

Plan de la platica

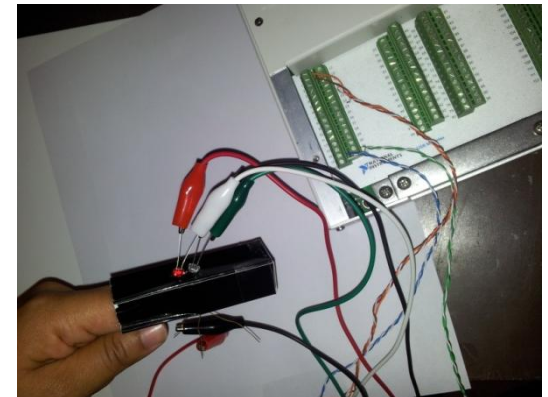
- fNIRS
- Señal Óptica Rápida (SOR)
- **Propuesta INAOE - Avances**
- Conclusiones

Nuestro Oxímetro

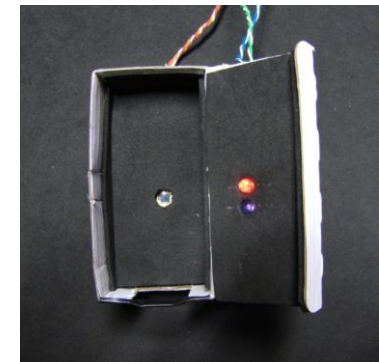
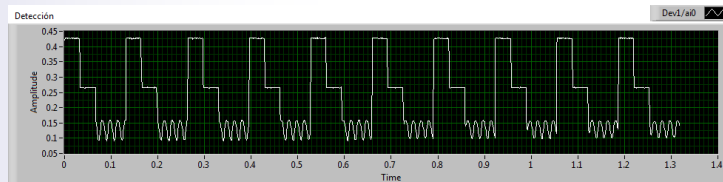
Ya contamos con un primer prototipo de oxímetro muy rudimentario



Emisor

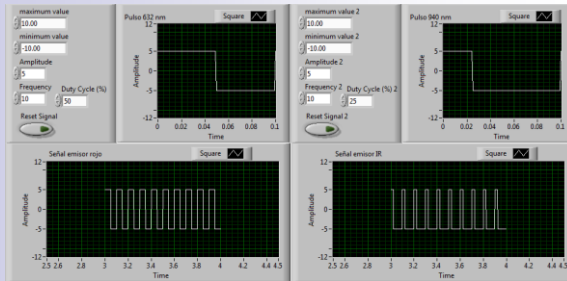


Receptor

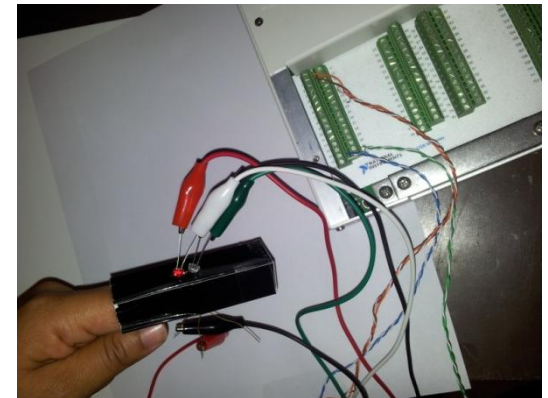


Nuestro Oxímetro

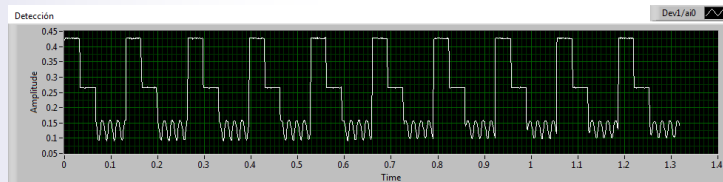
Ya contamos con un primer prototipo de oxímetro muy rudimentario



Emisor



Receptor



más adelante la idea es replicarlo para tener cuatro canales y formar imágenes

Nuestro Oxímetro

Development and construction of an oximeter

Karla J. Sánchez-Pérez, Javier Herrera-Vega, Enrique Sucar-Sucarr, Felipe Orihuela-Espina, and Carlos G. Treviño-Palacios.

Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica
 Luis Enrique Erro No 1 Sta Maria Tonantzintla Puebla 72840, Mexico

kjaneth279@inaoep.mx, vega@ccc.inaoep.mx, esucar@inaoep.mx, f.orihuela-espina@ccc.inaoep.mx, carlost@inaoep.mx

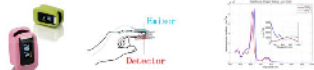


Abstract

We present a single-channel device for monitoring noninvasively oxygen saturation in blood using near infrared light. The amount of oxygen present in the blood can be detected due to changes in the deoxygenated hemoglobin blood component and the oxygenated hemoglobin. This device measures the differential absorption of both ox-hemoglobin and deox-hemoglobin concentrations using wavelengths within the biophotonic window ($\lambda_1 = 632 \text{ nm}$ and $\lambda_2 = 940 \text{ nm}$). It works on either continuous wave (CW) or frequency domain (FD) modalities to illuminate the tissue simultaneously. Pulses from infrared (IR) source illuminate the tissue with a frequency of 10 Hz with a 20 % fill factor. The CW signal provides information related to the arterial pulse, whereas both CW and pulsed signal provide information about blood oxygenation.

Introduction

Oximetry is a rapid and noninvasive technique for estimating arterial hemoglobin saturation with oxygen [1]. The pulse oximeter has revolutionized modern medicine with its ability to continuously and transcutaneously monitor the functional oxygen saturation of hemoglobin in arterial blood (SaO₂). O₂Hb absorbs greater amounts of IR light and lower amounts of red light than does Hb [2].

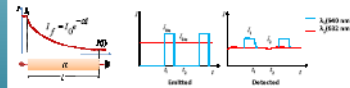


Objectives

Design a system that allows the determination of oxygen present in blood. From measurement of light absorption levels at two wavelengths determine the oxygen saturation in blood.

Methodology

We perform differential absorption measurement between ox-hemoglobin (HbO₂) and deox-hemoglobin (Hb) concentrations using wavelengths, preferable within the biophotonic window (700 nm - 1100 nm)[3, 4]. The light illuminated and attenuation through living tissue at two particular wavelengths allow the calculation of the HbO₂ and Hb concentrations using the modified Beer-Lambert Law [3].



The device

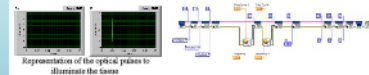
Our oximeter is operating with both visible ($\lambda_1 = 632 \text{ nm}$) and infrared ($\lambda_2 = 940 \text{ nm}$) wavelength sources to obtain a system with two equations for two variables of interest. It works on either continuous wave (CW) or frequency domain (FD) modalities to illuminate the tissue simultaneously. Pulses from infrared (IR) source illuminate the tissue with a frequency of 10 Hz with a 20 % fill factor. The CW signal provides information related to the arterial pulse, whereas both CW and pulsed signal provide information about blood oxygenation. At this stage the detection is performed by transmission.



(a) Inner part of the device showing the two emitting sources at the right and the photodetector at the left, positioned just below the source when the device is closed. (b) Top view of the device during the detection process.

Input signal

To control the emission-detection system of our oximeter we use LabVIEW™ programming language, connected using a National Instruments USB 6229 data acquisition (DAQ) interface. The software simulates a CW signal for the red source. Simultaneously, for the IR source, the software simulates and sends to the source a pulsed signal at a frequency of 10 Hz and a fill factor of 20%.



Output signal

The intensity of the light passing through the fingers decreases due to absorption (caused by HbO₂ and Hb) and scattering by the tissue, according to the Beer-Lambert Law. The attenuation change can be calculated from the detected intensity values of two different states of the tissue, and is proportional to the change of absorption [4].

$$\Delta A = A \left(\frac{I(t_2)}{I(t_1)} \right) = L A \alpha$$

Here A is the attenuation, $I(t)$ is the detected light intensity at time t , L is the total mean path length of detected photons, α is the absorption coefficient of the tissue. Using the selected dual CW-pulsed operation as described, the light detected at time t_1 (both λ_1 and λ_2 present) and t_2 (only λ_1 present) are given as follows:

$$I_1 = I_0 \lambda_1 e^{-\alpha \lambda_1 L} + I_0 \lambda_2 e^{-\alpha \lambda_2 L}, \quad I_2 = I_0 \lambda_1 e^{-\alpha \lambda_1 L}$$

Results

Measurements of blood oxygenation measured in transmission on fingers tips are comparable to commercial devices. The values obtained are above 90.0% blood oxygenation in healthy test subjects with 0.1% accuracy in the measurements.

Conclusions

The combination of both continuous signal and pulsed signal allow us to obtain information about the oxygen saturation in blood and information on the arterial pulse.

References

- [1] Vincent Thawley, Lori S. Woodall, Topics in Comparative Animal Medicine, 28 (3) 124-128, 2013.
- [2] Chen SHY, Chen MHL, Chou KH, Respir Med., 107(9):786-99, 2013.
- [3] B. J. Tromberg, N. Sha, R. Lenzing, A. Carnus, J. Epstein, V. Pilon, L. Sroogman, and J. Butler-Hopfe, 2(1)2040, 2000.
- [4] Michael S. Patterson, B. Chance, and B. C. Wilson, Appl Opt., 28(12):2331-2336, Jan 1989.
- [5] L. Kovacs, F. Hennessy and A. Iltis, Physics in Medicine and Biology, 51: N91-N98, 2006.

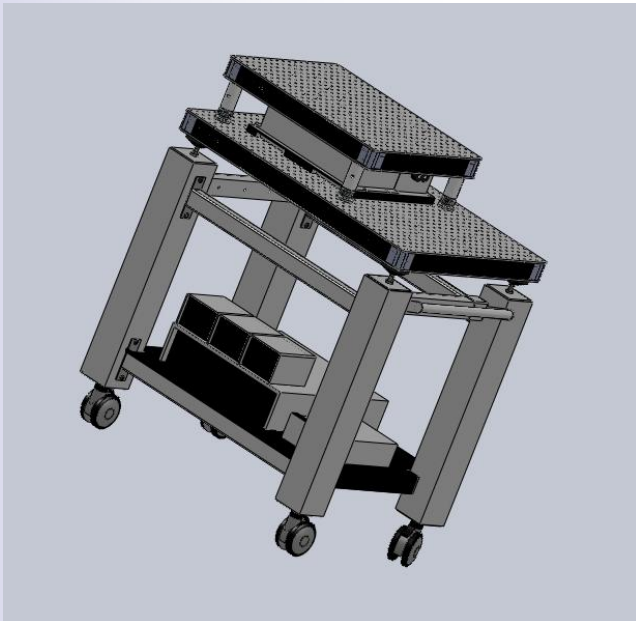
Acknowledgments

This work was supported by CONACYT grant CB-2011-01-169558.

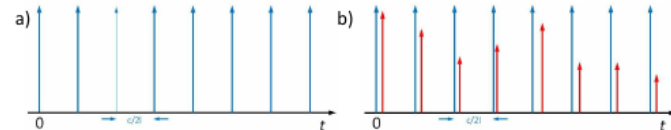
Poster 67

Fuente para estudiar la SOR

Se transporta al hospital en un sistema portátil para realizar estudios clínicos en ratas

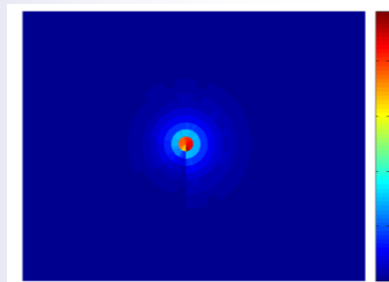
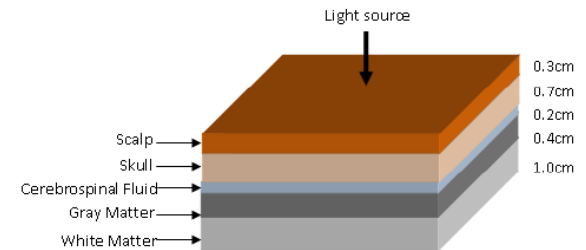
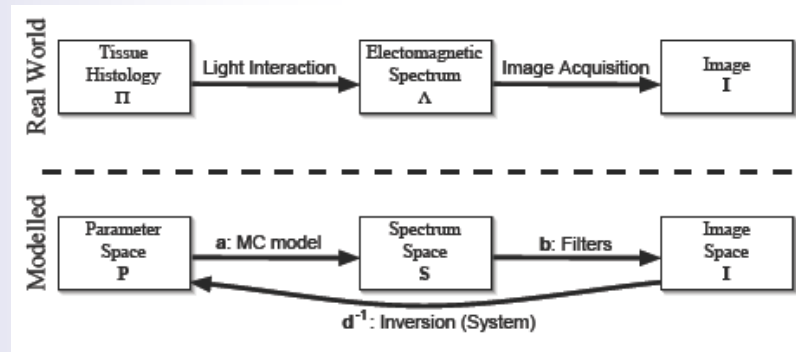


El estudio se validará con EEG usando potenciales evocados

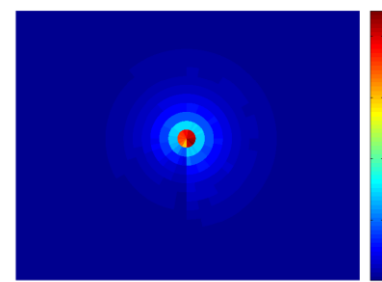


Problema Inverso

Para conocer como se propaga la señal se esta modelando el problema inverso de esparcimiento usando modelos de Monte Carlo



633 nm



800 nm

Metas



Médicas

Prototipo de dispositivo de topografía óptica funcional multicanal para imágenes neuronales

Ciencia

Detección de la SOR

Metodología

- **Desarrollo del sistema de topografía óptica y arnés de sujeción**
- **Desarrollo del software de apoyo para reconstrucción de la imagen, pre-procesamiento y visualización.**
- **Experimentos contra modelos sintéticos de propiedades ópticas conocidas: Caracterización de la respuesta**
- **Experimento en animales de laboratorio: Validación del aparato. Detección de la respuesta cerebral (SOR) en sujeto sanos**
- **Experimento en humanos: Aplicación real. Reorganización funcional en pacientes en rehabilitación motora.**



Metodología

- **Desarrollo del sistema de topografía óptica y arnés de sujeción**
- **Desarrollo del software de apoyo para reconstrucción de la imagen, pre-procesamiento y visualización.**
- **Experimentos contra modelos sintéticos de propiedades ópticas conocidas: Caracterización de la respuesta**
- **Experimento en animales de laboratorio: Validación del aparato. Detección de la respuesta cerebral (SOR) en sujeto sanos**
- **Experimento en humanos: Aplicación real. Reorganización funcional en pacientes en rehabilitación motora.**

Actualmente en desarrollo



Equipo de Trabajo

INAOE

Dr. Carlos G Treviño Palacios – responsable técnico

Dr. Felipe Orihuela Espina

Dr. Enrique Sucar Succar

Dr. Miguel Ángel González Galicia (postdoc)

MC Karla Janeth Sánchez Pérez (estudiante doctoral)

MC Javier Herrera Vega (estudiante doctoral)

Ing. Luis Alerto Rendón Delgado (estudiante optomecatrónica, CIO)

Ana Isabel Rua Graciano (estudiante licenciatura, Antioquia Colombia)



INNN

Dr. Miguel Ángel Celis López – responsable clínico

Dr. Jorge Hernández – responsable rehabilitación

Dr. Javier Franco Pérez

Dra. Paola Ballesteros Zebadúa (físico médico)

MC José Manuel Lárraga (físico médico)

MC Amanda García (físico médico)





MUCHAS GRACIAS !!