

Applied Instrumentation

Student works

2015-2016 academic year

Editors: José E. García
Trinitat Pradell
Oscar Casas



ÍNDICE

| | |
|--|-----------|
| Prólogo | 1 |
| Trabajos | 2 |
| <i>TG 1. Viendo lo que no ve (I): Instrumentación electrónica en arqueología</i> | 3 |
| Adrià Barja Romero, Felipe Cano Córdoba, Marc Felipe Alsina, Daniel Fojo Alvarez, Joan Marco Rimmek | |
| <i>TG2. Viendo lo que no se ve (II): Instrumentación astronómica avanzada</i> | 6 |
| Ricard Cuervo Saliné, Álvaro Gómez Iñesta, Araceli Navarro Fernández, Lara Scavuzzo Montaña, Guillem Cano Bergadà, Julio Quintela | |
| <i>TG 3. Instrumentación avanzada en el diseño de sistemas BCI</i> | 10 |
| Daniel Moreno García, Bernat Puig Camps, Borja Requena Pozo, Jordi Sans Milà, Júlia Tomàs Rojas | |
| <i>TG 4. Biometría: nuevos métodos instrumentales para la detección de personas</i> | 14 |
| Gemma Canet Tarrés, Conrad Corbella Bagot, Maria Guasch Morgades, Irene Melgarejo Lernas, Marc Santigosa Pinilla | |
| <i>TG 5. Biosensores: midiendo parámetros biológicos</i> | 18 |
| María Ballesta García, Luis Martin De Pablo, David Paez Margarit, Raül Perea Causín, Natàlia Salvat Lozano | |
| <i>TG 6. Espectroscopía de impedancia aplicada a la determinación de transiciones de fase en dieléctricos polares</i> | 22 |
| Oriol Abril Pla, Salim Benadouda Ivars, Sergi Castella Sapé, Laura Rodriguez Suñé, Ignasi Traver Tarrés | |
| <i>TG 7. Instrumentación en medicina nuclear (I): utilización de un activímetro para medidas de radiación</i> | 25 |
| Pablo García Gómez, Alejandro López Vernet, Fernando Martínez Murillo, Albert Ripoll Oliveras, Pere Taulé Flores | |
| <i>TG 8. Instrumentación en medicina nuclear (II): utilización de una gammacámara tomográfica para la adquisición de imágenes</i> | 29 |
| Adrià Amell Tosas, Darío De La Fuente García, Didac Martí Ballesté, Eloi Ros Costals, Yago Nel Vila Gracia | |
| <i>TG 9. Instrumentación en medicina nuclear (III): utilización de un equipo de adquisición de imágenes (Tomógrafo PET/TC)</i> | 32 |
| Xavier Cabanes Bosacoma, David Cirauqui García, Marc De Cea Falco, Alex Nowak Vila, Marta Raventós Moreno | |
| Anexos | 36 |
| TG2. Material complementario a Instrumentación astronómica avanzada | 37 |

“El futuro es incierto...pero esa incertidumbre está
en el corazón mismo de la creatividad humana”

Ilya Prigogine (Físico y químico. 1917-2003)

Prólogo

La instrumentación es una rama científico-técnica cuyo objetivo es mejorar la capacidad de percepción de la realidad mediante el uso de cualquier tipo de técnica y sistema. Esta percepción de la realidad hace referencia a la extracción de la información del entorno mediante la identificación y cuantificación de sus variables características. Desde la antigüedad, la instrumentación y la medida han sido una necesidad vital para el hombre, pero es con la aparición de los primeros dispositivos electrónicos, a inicios del siglo XX, que la instrumentación electrónica ha empezado a desarrollarse exponencialmente y ha permitido que los avances hayan llegado a cualquier ámbito de aplicación. Equipos e instrumentos que diferencian e identifican automáticamente a las personas por la nube de partículas biológicas que les rodean, u otros que permiten transducir los pensamientos en acciones de control ya no son únicamente un efecto utilizado en películas de ciencia ficción, sino una realidad cada vez más presente en cualquier aplicación de nuestro entorno. Por eso, el futuro de la instrumentación no sólo está ligado a los desarrollos físicos y electrónicos, muy importante, sino también a la creatividad de los ingenieros actuales y futuros.

Este libro recoge los trabajos realizados por los alumnos de Ingeniería Física de la Universitat Politècnica de Catalunya dentro de la asignatura de Instrumentación en el curso académico 2015-2016, y presentan el uso de modernas técnicas instrumentales en muy diferentes ámbitos de aplicación. Esperamos que su lectura sea una motivación que permita, en un futuro no muy lejano, el desarrollo por alguno de vosotros de alguna técnica instrumental que supere el estado del arte presentado en este libro.

Barcelona, Enero de 2016

José E. García

Trinitat Pradell

Oscar Casas

Profesores de la asignatura de Instrumentación

Trabajos

Seeing the Unseen: Electronic Instrumentation in Archaeology

Adrià Barja, Felipe Cano, Marc Felipe, Daniel Fojo, Joan Marco
Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya.
Campus Nord, 08034 Barcelona

Human perception of the world is limited by physical reasons, and because of that, instrumentation is needed to let us see what remained unseen. In this article, different kinds of instrumentation are shown, which are used in archaeology and allow us to see underwater, underground and inside the jungle without being actually there. Thus, searching man-made structures is easier and faster using the instrumentation described.

Keywords: Archaeology, instrumentation, underwater, underground, LIDAR.

I. INTRODUCTION

Human knowledge is acquired through experience. However, there are some things on Earth that escape our perception. For this reason, a way to see beyond our physical limitations is needed. Microscopes and telescopes are some examples of instrumentation that allows us to see things that are very small or very far away, and are extremely useful in biology and astronomy.

Some other branches of science, such as archaeology, need other kinds of instrumentation. It could be useful to be able to tell whether some man-made structures are hidden in a certain inaccessible place. Because of that, such instrumentation was created for different areas of exploration. The next chapters show some instrumentation that is used in these areas, mainly underwater, underground and deep inside a jungle.

II. INSTRUMENTATION FOR UNDERWATER ARCHAEOLOGY

1. Acoustic Imaging

Since underwater there is very little light it is difficult to take pictures straight ahead. Therefore, this technique “illuminates” the seafloor with sound waves and measures the reflections.

Visible light or other frequency waves are not used because sound travels considerably further in water than the aforementioned. Nonetheless sound has also its limitations, thus though at lower frequencies sound waves reach

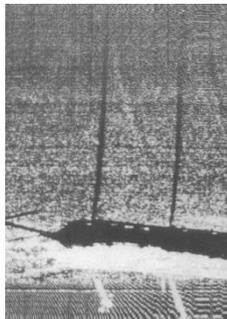


FIG. 1.[1] A side-scan resulting image.

farther away its resolution is diminished; on the other hand, you can get a higher resolution but lose range by using higher frequencies.

Frequencies used in archaeology range from 10 kHz to 1 MHz with a reach of several kilometers down to 10m respectively and corresponding resolutions of tens of meters down to less than cm.

One example is the side-scan sonar (figure 1), which consists of two sonar transducers with fan-shape beams at each side of the vessel.

2. Optical Imaging

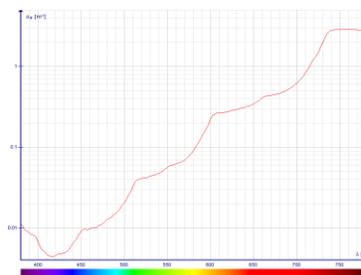


FIG. 2. (Made from data in [13])
 Pure water light absorption coefficient graph

Another option is to use optical sensing: film, analog video and digital imagery. Optical sensing has a considerable higher resolution than sonar but it has many drawbacks too, which are: the low contrast nature of the images and the non-

homogeneous attenuation of the visible spectrum (figure 2), which makes most images look bluish. In addition, one of the biggest limitations is the inability to get a picture of big objects because of the rapid attenuation of electromagnetic radiation underwater.

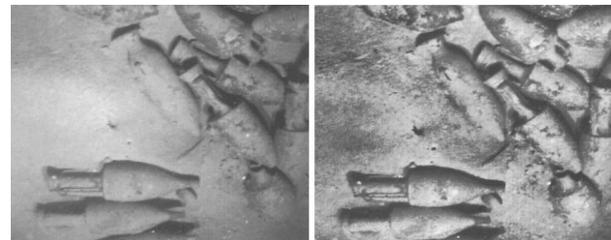


FIG. 3.[1] The image on the left is low contrast; the one on the right is processed.

Therefore, optical sensing methods need of image enhancement. One example (figure 3) is the adaptive histogram specification and equalization algorithm (Zuiderveld 1994).

3. Micro-bathymetric Measurements

Bathymetric (the equivalent to topography in land, figure 4) measurements give quantitative images that clearly show depressions and hills.

Bathymetric measurements use a sonar pointed downward and measure the time it takes for the sound/light to travel from the sounder to the seafloor and back.



FIG. 4.[4] (Coloronline)
A bathymetric resulting image.

III. INSTRUMENTATION FOR UNDERGROUND ARCHAEOLOGY

As well as it is rather clear that being able to observe underwater is a must when it comes to archaeology, the need of seeing what is under the ground without excavations has arisen. A remarkable example would be, for instance, the exploration beyond the sands of Egypt. There exists diverse methods to explore inside the earth, but there is one that needs to be highlighted over the others: the ground penetrating radar.

1. Ground penetrating radar (GPR)

This device developed by the NASA, was first designed to explore the lunar ground. Nowadays, it has become one of the most important methods in the underground archaeology. Even the fact that it has a high computational cost, it allows to depict the exact shapes of what is underground, in a non-invasive way (unlike excavations).

The main physical field in which this system is based is electromagnetism. Even though the method is difficult to apply, the theory is quite simple:

1. First of all, an electromagnetic wave is emitted through the soil.
2. Every time the wave reaches an intersection of two different materials, it produces a reflected wave which comes back. This effect is caused by the difference of permittivity between the two materials.
3. The reflected wave is detected by the device and analyzed. Since we know the speed of the emitted waves, it is possible to deduce the distance of the intersection, by calculating the time between the emission and the reception.

With this system we can record all the radiances in different bands of the infrared range of the electromagnetic

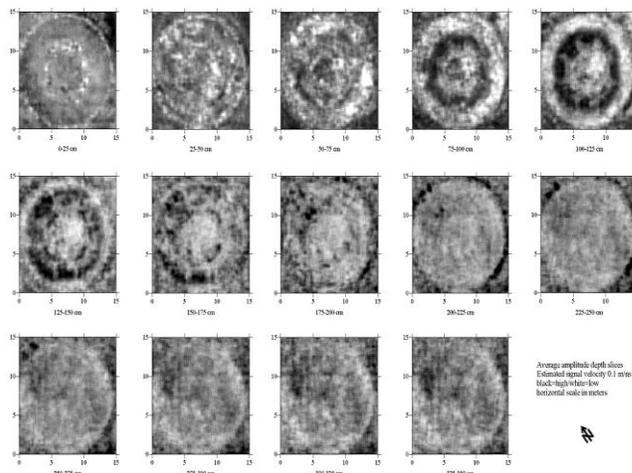


FIG. 5.[7] 2D slices of a crypt in Minnesota.

spectrum. Arranging all the incoming information is possible to generate 2D images of the underground generating pictures of the different levels of depth (figure 5). Then applying advanced systems of data processing it is possible to obtain a 3D map of the underground structures (figure 6).

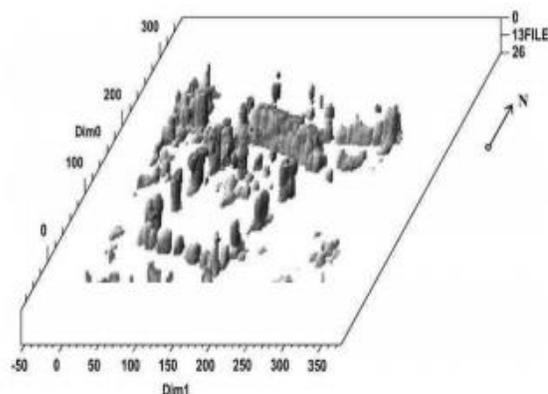


FIG. 6.[6] 3D map of possibly a Roman water line.

In the case of Egypt, new pyramids, which were buried in sand, have been discovered after using these infrared methods. The transition between the sand and the ancient buildings enables us to map what there is under the sand, and figure out how it is without even removing a simple grain of sand.

IV. LIDAR AND FOREST ARCHAEOLOGY

The best instrumentation for dealing with structures hidden in a forest is LIDAR, which stands for Light Detection and Ranging. It is a remote sensing technology

that measures distance by illuminating a target with a laser and analysing the reflected light. LIDAR is popularly used as a technology to make high-resolution maps, with applications in geodesy, archaeology, geology, seismology, forestry, remote sensing, atmospheric physics, contour mapping...

There are two classes of remote sensing technologies that are differentiated by the source of energy used to detect a target: passive systems and active systems. Passive systems detect radiation that is generated by an external source of energy, such as the sun, while active systems generate and direct energy toward a target and subsequently detect the radiation. LIDAR systems are active systems because they emit pulses of light (i.e. the laser beams) and detect the reflected light. This characteristic allows LIDAR data to be collected at night when the air is usually clearer and the sky contains less air traffic than in the daytime. In fact, most LIDAR data are collected at night. Unlike radar, LIDAR cannot penetrate clouds, rain, or dense haze and must be flown during fair weather.

LIDAR has many applications in the field of archeology including aiding in the planning of field campaigns, mapping features beneath forest canopy, and providing an overview of broad, continuous features that may be indistinguishable on the ground. LIDAR can also provide archaeologists with the ability to create high-resolution

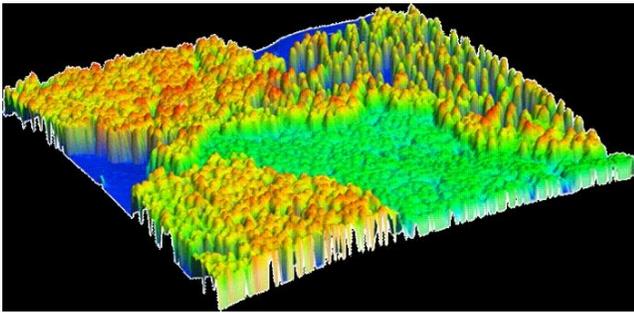


FIG. 8. (Color online) An image made by LIDAR.

digital elevation models of archaeological sites that can reveal microtopography that are otherwise hidden by vegetation.

LIDAR offers several advantages. It is quick, relatively cheap and can be used to map large areas very quickly, particularly those covered in dense vegetation. With LIDAR, the ability to produce high-resolution data sets quickly and relatively cheaply can be an advantage. Beyond efficiency, its ability to penetrate forest canopy has led to the discovery of features that were not distinguishable through traditional geo-spatial methods and are difficult to reach through field surveys. For example, in 2012, LIDAR was used by a team attempting to find the legendary city of La Ciudad Blanca in the Honduran jungle. During a seven-day mapping period, they found evidence of extensive man-made structures that had eluded ground searches for hundreds of years.

V. CONCLUSIONS

- Advanced electronic instrumentation is nowadays a very useful tool to archaeology. The methods that have been presented are just significant examples of the vast extension of techniques available today for the study of archaeology. These methods focus on being able to have information about a particular archaeological remain without touching it or even getting close to it.
- This new approach, in contrast with the classical approach of looking directly at the remain, can provide fast, accurate and non-invasive techniques to study remains of ancient cultures that may have been hidden by time. As they are non-invasive, it is possible to use these techniques to study objects that are forbidden to modify, such as the inside of Egyptian Pyramids, that otherwise would be impossible to study.
- These techniques are also less risky for the lives of investigators. For example, it may be very dangerous to descend several hundreds of meters in the sea to look for wrecked ships.

[1] Journal of Field Archaeology, Vol. 27, No. 3. (Autumn, 2000), pp. 319-328.

[2]https://en.wikipedia.org/wiki/Underwater_archaeology

[3]https://en.wikipedia.org/wiki/Underwater_photography

y

[4] <http://www.geo-matching.com/products/id2946-sonarwiz-post-processing-bathymetry.html>

[5]

<http://arxiv.org/ftp/arxiv/papers/1105/1105.6315.pdf>

df

[6]

<http://arxiv.org/ftp/arxiv/papers/0909/0909.1528.pdf>

df

[7] <https://es.wikipedia.org/wiki/Georradar>

[8] <http://www.bbc.com/future/story/20120827-the-laser-archaeologists>

[9]http://www.dlr.de/pa/en/desktopdefault.aspx/tabid-2510/3981_read-5895/

[10][http://web.physik.uni-](http://web.physik.uni-rostock.de/cluster/students/fp3/LIDAR_E.pdf)

[rostock.de/cluster/students/fp3/LIDAR_E.pdf](http://web.physik.uni-rostock.de/cluster/students/fp3/LIDAR_E.pdf)

[11]<http://home.iitk.ac.in/~blohani/LIDARSchool2008/Downloads/Kanpur-Baltsavias.pdf>

[12]<https://coast.noaa.gov/digitalcoast/ /pdf/lidar101.pdf>

[13]Pope R. M., Fry E. S. 1997. Absorption spectrum (380-700 nm) of pure water. II. Integrating cavity measurements. Appl. Opt. 36, 8710-8723

Viendo lo que no se ve (II): Instrumentación astronómica avanzada

G. Cano, R. Cuervo, Á. Gómez Iñesta, A. Navarro Fernández, J. Quintela, L. Scavuzzo
Instrumentación. Grado en Ingeniería Física. Universitat Politècnica de Catalunya.
 Campus Nord, 08034 Barcelona
 e-mail: alvarogomezinesta@hotmail.com, lascavuzzo@gmail.com

En el estudio de un objeto astronómico es de gran interés tener un conocimiento detallado sobre el tipo de radiación que emite. Por este motivo, uno de los análisis de mayor relevancia en el campo de la astrofísica es la espectroscopia. El instrumento que realiza esta clase de mediciones se denomina espectroscopio o espectrómetro. Basado en un principio físico bastante elemental, el nivel de sofisticación de un espectrómetro va en concordancia con el tipo de observaciones que debe realizar. Para mejorar los resultados y evitar interferencias, estos dispositivos suelen ir a bordo de satélites que orbitan la Tierra, donde su capacidad de detección es mucho mayor. En este artículo se desarrollarán los fundamentos de los espectrómetros astronómicos.

Keywords: espectrómetro, radiación, astronomía, óptica, espectro, emisión, absorción, difracción

I. INTRODUCCIÓN

El estudio de los espectros de emisión y absorción de una cierta región del espacio es una de las herramientas fundamentales de la astrofísica a la hora de determinar los parámetros característicos de un cuerpo celeste: temperatura, composición, velocidad, etc. De ahí la importancia de los espectrómetros, instrumentos diseñados para dispersar la radiación electromagnética procedente del espacio exterior en función de su longitud de onda, que además son capaces de detectar la intensidad incidente para cada componente frecuencial.

Los espectrómetros tienen un diseño muy diferente dependiendo del rango del espectro para el cual pueden operar. Las principales bandas de radiación que presentan interés son la óptica, radiofrecuencias y rayos X. En este artículo se desarrollará con más detalle el funcionamiento de espectrómetros ópticos (que también operan en las bandas colindantes: infrarrojo y UV). El motivo es que las líneas de absorción de los elementos químicos más abundantes en el universo recaen dentro de este rango. Además, por la ley de Wien, podemos predecir que el máximo de emisión de los cuerpos celestes más relevantes se producirá dentro de este margen de longitudes de onda.

II. PRINCIPIO FÍSICO

A pesar de las diferencias en instrumentación, todas las técnicas de espectroscopia, a saber de absorción y de emisión, presentan algunas características comunes.

En la espectroscopia por absorción, un fotón es absorbido por una molécula y ello provoca una transición desde un estado energético inferior a un estado energético superior o estado excitado. El tipo de transición dependerá de la energía

del fotón incidente. Este fenómeno produce líneas negras en los espectros continuos en las frecuencias a las cuales se ha absorbido la radiación.

Sin embargo, en la espectroscopia de emisión, un átomo o molécula en un estado excitado decae a un estado con menor energía, de manera que el exceso de energía es liberado en forma de fotón. Existen muchas formas de tener una molécula en un estado excitado, incluyendo energía térmica, absorción de fotones o una reacción química. De esta manera se da lugar a un espectro discontinuo, con líneas de emisión a determinadas longitudes de onda.

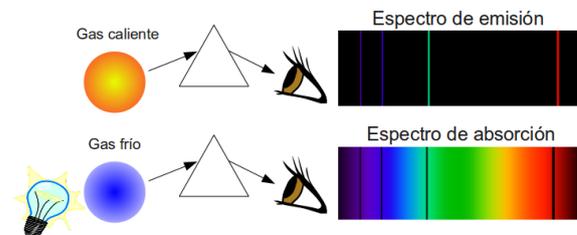


Fig. 1 – Espectros de emisión y absorción esquematizados [1].

Cada elemento químico tiene una distribución única de los niveles de energía de sus electrones y estados vibracionales, por lo tanto puede emitir o absorber luz con determinadas longitudes de onda de forma también única. En espectroscopia astronómica no se emplean los espectros en sí, sino gráficas que representan la intensidad de radiación o el flujo de fotones frente a la longitud de onda. Un pico indica la posición de una línea de emisión y un valle, de absorción.

Con el objetivo de extraer esta información de la radiación procedente de un cuerpo celeste, se ha de conseguir que la luz llegue a un elemento capaz de procesarla, el detector. En la siguiente sección se explicará cuáles son las partes de un

instrumento astronómico que cumpla estas funciones y cómo consiguen que la luz llegue nuestro detector para ser medida.

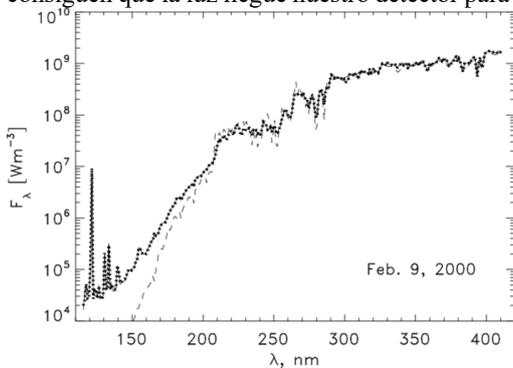


Fig. 2 – Espectro ultravioleta del Sol. 9 de Febrero, 2000, observado por UARS SUSIM. Crédito: [The sloan digital Sky Survey](#).

III. ESPECTRÓMETRO

El espectrómetro es el aparato que permite analizar la señal luminosa recibida para poder obtener información útil de ella. De este modo, ha de ser capaz de procesar y analizar las distintas frecuencias del espectro por separado.

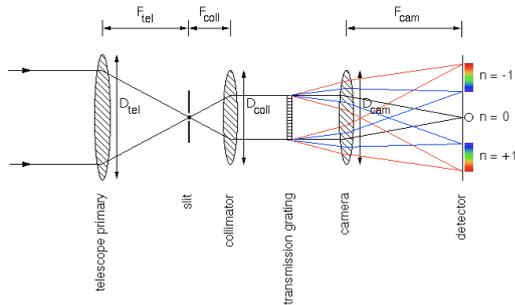


Fig. 3 – Esquema general de un espectrómetro mostrando sus partes principales [1].

Existen múltiples diseños de espectrómetros, con lo que en esta sección se presentará la estructura básica y distintas soluciones en función de cada propósito, i.e. de la región del espectro a estudiar. Podemos separar el espectrómetro en cinco partes bien diferenciadas: las ranuras, el colimador, la red de difracción, la cámara y el detector [1] (ver Fig. 3 y 5).

Las ranuras. Existen dos: una de ellas limita la luz que entra en el instrumento y otra, la parte del espectro que sale. La primera de ellas está ubicada en el plano focal del telescopio y evita que al formarse la imagen los espectros de distintos objetos se solapen. Además, su ancho limita la resolución máxima que podemos conseguir, puesto que sin ella la resolución se vería limitada al ancho del objeto observado, es decir, cuando se utiliza la ranura, el ancho de la imagen que entra se ve reducido, evitando así el solapamiento de distintas longitudes de onda (ver Fig. 4).

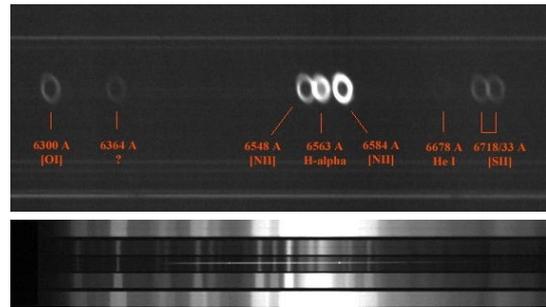


Fig. 4 – (Arriba) Espectro de la Nebulosa del Anillo (M57) tomado sin ranura, mostrando como el espectro toma la imagen del cuerpo celeste. (Abajo) Espectro de emisión del cielo nocturno con distintas ranuras (400μm, 100μm, 50μm, 200μm, 400μm). Puede observarse la dependencia de la resolución e intensidad con el ancho de la ranura. Se determina con mayor facilidad la longitud de onda de la radiación al obtener una línea espectral que una forma [1].

Cabría suponer que lo más deseable es tener siempre ranuras lo más estrechas posibles para maximizar la resolución del instrumento. Sin embargo, a medida que se reduce el ancho de la apertura decrece la intensidad luminosa, por tanto habrá que encontrar un compromiso entre resolución e intensidad necesarias.

La segunda ranura se ubica antes del sensor y tiene como función permitir el paso de una longitud de onda mientras bloquea las demás, para poder seleccionar una parte concreta del espectro. Cabe destacar que esta ranura no es imprescindible y muchas veces se emplea un *array* lineal o 2D de sensores para analizar todo el espectro simultáneamente.

El colimador y la cámara. Ambos elementos tienen funciones complementarias: el colimador se encarga de redirigir los rayos que le llegan en dispersión de la ranura para enviarlos a la red de difracción paralelos entre sí, mientras que la cámara hace converger los rayos procedentes de la red sobre el sensor. El colimador ha de tener su plano focal en la ranura, donde el telescopio también tiene situada su focal (ver fig. 4). El plano focal de la cámara, por su parte, debe coincidir con el sensor para que se forme una imagen nítida.

En general se emplean espejos cóncavos como colimador y cámara en lugar de lentes, evitándose así problemas de atenuación al atravesar la lente y aberraciones fundamentalmente cromáticas.

La red de difracción (ver Apéndice I). Es el elemento encargado de descomponer la señal en función de su longitud

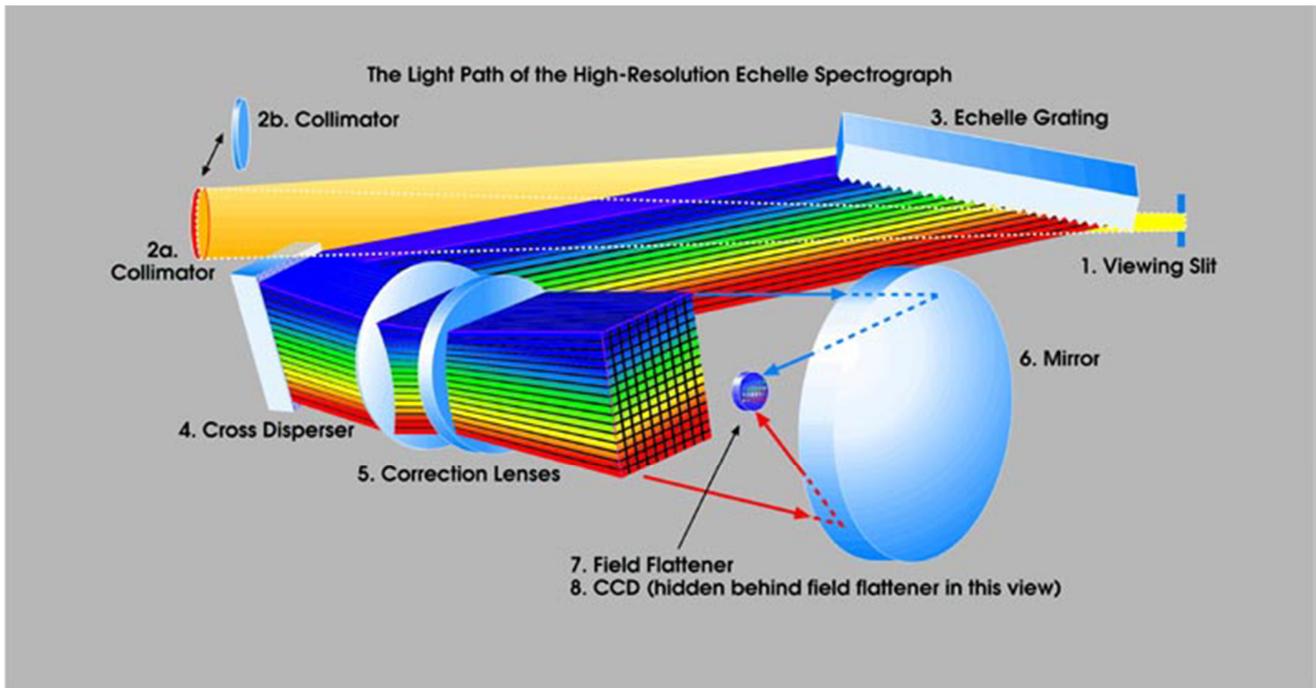


Fig. 6 – Esquema de la descomposición del espectro en un espectrómetro astronómico [1].

de onda, es por ello el que caracterizara en gran medida el instrumento.

Existe gran número de instrumentos capaces de separar el espectro de una señal luminosa, a saber prismas, grismas¹, redes de difracción de transmisión o de reflexión o incluso interferómetros. Los prismas y grismas descomponen el espectro haciendo pasar la radiación por un medio de índice de refracción conocido. Sin embargo, son raramente empleados puesto que presentan los mismos problemas de absorción de luz por parte que las lentes en el caso anterior. Las redes de difracción son por tanto la opción más empleada.

El ángulo de difracción en función de la longitud de onda viene dado por la expresión (ver demostración en el Apéndice II):

$$\frac{d\theta}{d\lambda} = \frac{n}{d \cdot \cos(\theta)} \quad (1)$$

Podemos ver que la dispersión angular del espectro aumenta a medida que se incrementa el orden de difracción (n) y se disminuye la distancia entre ranuras (d), obteniéndose así una mayor resolución, pese a que la intensidad observada se reduce a medida que aumentamos el orden de difracción. Al emplear redes de difracción de reflexión se puede modificar la intensidad que recibe cada orden de difracción mediante la variación del ángulo de incidencia de la luz. El problema que surge entonces es que

al intentar aumentar la intensidad para órdenes de difracción altos mediante este sistema aparece solape parcial de distintos órdenes. De nuevo habrá que buscar la solución óptima en un compromiso entre intensidad y resolución. Para solucionar esto se emplea una configuración que da nombre a los espectrómetros más usados en astronomía: el espectrómetro de *echelle*.

Dicha configuración emplea una red de difracción *echelle* cuya baja densidad de líneas y su elevado ángulo de incidencia optimiza la eficiencia, reduce los efectos de polarización y permite ser empleada en un rango mayor de longitudes de onda. Las redes *echelle* están especialmente diseñadas para que los distintos órdenes se solapen entre ellos [1]. Este efecto, originalmente indeseado, se compensa mediante el uso de una red de difracción estándar, optimizada para órdenes bajos. Esta se posiciona en serie con la *echelle*, con sus ejes de difracción perpendiculares entres sí, de manera que las componentes espectrales que se habían solapado previamente en un eje se separan ahora en la dirección perpendicular, obteniéndose una imagen espectral 2D que puede ser analizada con un CCD [1].

El detector. Es el elemento final, encargado de procesar la radiación incidente. A día de hoy los detectores ópticos e infrarrojos son muy eficientes, con poco ruido y un rango dinámico considerable. Su estructura se basa en una capa de material fotosensible formada por transistores MOS en una ordenación bidimensional.

¹ Un grisma se obtiene al crear un perfil escalonado en la hipotenusa de un prisma de ángulo recto, lo cual crea un efecto combinado como el que

produciría el prisma con el perfil plano y una red de difracción de transmisión. Por este motivo la dispersión es no lineal.

IV. RESOLUCIÓN Y CONFIGURACIÓN

En el campo de la espectroscopía, el parámetro de trabajo con el que se relaciona la capacidad de muestrear el espectro electromagnético es el *poder de resolución* del sistema, que se define como $R = \frac{\lambda}{\Delta\lambda}$, donde $\Delta\lambda$ es la resolución del sistema, definida como la mínima diferencia que puede ser apreciada a la frecuencia λ^2 .

Las técnicas de investigación astronómica requieren una resolución de un mínimo de 10 Å para extraer resultados cuantitativos. Por tanto, se deben utilizar sistemas que en conjunto proporcionen una buena resolución, en general redes de difracción que, acompañadas de la tecnología CCD, permiten obtener resoluciones de 0.1 a 10 Å en un espectro óptico de 1000 a 2000 Å.

Un satélite de observación debe integrar un amplio rango de posibilidades científicas así como sistemas para asegurar el control del sistema y la capacidad de resolver averías telemáticamente. A continuación se utilizará como ejemplo el experimento STIS del Hubble.

El STIS presenta seis modos operacionales diferentes, cada uno con un sistema de instrumentación adaptado. Las especificaciones de cada uno vienen dadas en el *Handbook for Instrumentation*. E.g. si se desea un gran margen dinámico se puede seleccionar un *long-slit* (método que consiste en una primera rendija alargada) que permite hacer un barrido del UV al Near-IR, a costa de sacrificar resolución. En cambio, si se desea una gran precisión, se seleccionará el espectroscopio Échelle que permite llegar a máximos de resolución de $R \sim 200000$. Cada una de las opciones incluye diversos parámetros que seleccionar y adaptar, desde el tamaño de la red de difracción o el sistema detector (CCDs o *Microchannel Arrays*) hasta parámetros 'fotográficos' como el tiempo de exposición o la apertura del diafragma del telescopio.

Dejando a un margen la resolución, es importante reducir los errores e interferencias al máximo. Un sistema tan complejo presenta decenas de factores a tener en cuenta. Se presenta aquí como ejemplo ilustrativo la calibración en saturación de los CCD. Estos dispositivos permiten en el caso del STIS un margen dinámico de 1640 a 10300 Å con un ruido muy reducido, aunque al ser una tecnología con más de 10 años los niveles de saturación y otros parámetros se ven afectados por el uso³. Por tanto, en regiones centrales del CCD la saturación se da a 130000 e⁻/píxel y en los bordes, a 120000 e⁻/píxel. Este parámetro es importante porque la información de un píxel saturado no es recuperable en el post-procesado, con lo cual habrá que escoger un valor de tiempo de obturación adecuado que permita obtener un buen SNR sin saturar ningún píxel.

² A menudo se considera como la semialtura del pico central de la distribución de longitudes de onda a una λ dada, que en muy buena aproximación se puede considerar una función sinc.

V. CONCLUSIONES

Gran parte de los conocimientos acerca del Universo han sido obtenidos mediante mediciones espectroscópicas. De ahí que se haya puesto mucho empeño en mejorar las prestaciones de los espectrómetros, que resultan ser cada vez más sofisticados y específicos. En este artículo se han presentado los rasgos comunes del funcionamiento, manejo y utilidad de dicho dispositivo (ver el Apéndice III para información sobre el control a distancia). También se han puesto de manifiesto las limitaciones a la hora de mejorar la resolución y precisión de la medida. Se deja como tarea al lector interesado profundizar en lo relevante a aparatos espectroscópicos más específicos, como los que se han citado en estas páginas.

APÉNDICES

Apéndice I: Física de las redes de difracción.

Apéndice II: Dispersión angular del espectro en redes de difracción.

Apéndice III: Control a distancia.

-
- [1] <http://elfisicoloco.blogspot.com.es/2012/11/espectros-atomicos-emision-y-absorcion.html>, última fecha de consulta: 9/12/2015.
 - [2] D. Harvey, *Analytical Chemistry 2.0*, McGraw-Hill (2000)
 - [3] http://www.vikdhillon.staff.shef.ac.uk/teaching/phy217/instruments/phy217_inst_basicspect.html, última fecha de consulta: 10/12/2015.
 - [4] S. G. Djorgovski, *Spectrographs and Spectroscopy (UV/visible/IR)* [Presentación], extraído de: http://www.astro.caltech.edu/%7EGeorge/ay122/Ay122_a_Spectroscopy.pdf
 - [5] Richardson Gratings, Nota Técnica 6, extraído de: http://www.gratinglab.com/Information/Technical_Notes/TechNote6.aspx
 - [6] ANDOR, *Echelle Spectrographs - A Flexible Tool for Spectroscopy*, extraído de: <http://www.andor.com/learning-academy/echelle-spectrographs-a-flexible-tool-for-spectroscopy-raman-and-libs-spectroscopy>

³ La saturación se ve además afectada por la no uniformidad de la deposición de Boro durante la fabricación, debido a las limitaciones técnicas actuales.

Instrumentació avançada en el disseny de sistemes BCI (Brain Computer Interface)

D. Moreno, B. Puig, B. Requena, J. Sans, A. Silva, J. Tomàs

*Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya.
Campus Nord, 08034 Barcelona*

En aquesta ressenya es pretén donar una visió global sobre *Brain Computer Interface* (BCI), la qual permet connectar cervell i màquina, tractant-ne diversos aspectes. Essent els senyals cerebrals la base d'aquesta tecnologia, cal conèixer-ne l'origen i els diferents tipus. Seguidament, es tracten les tècniques de detecció d'aquests senyals i el processament i tractament necessari per l'obtenció de dades útils. Finalment, s'exposen diverses aplicacions actuals i la direcció que segueix la recerca en aquest àmbit.

Paraules clau: BCI, ones cerebrals, EGG, rehabilitació

I. INTRODUCCIÓ

Per qualsevol acció que realitza un individu, tant activa com passiva, es generen al cervell una sèrie de senyals la freqüència dels quals depèn de dita acció i, per tant, els fa classificables. Aquests senyals es poden detectar per diversos mètodes, ja siguin bé invasius (requereixen cirurgia) o no invasius, i, amb el processament adient, s'obté l'estat mental de l'individu al qual se li assigna una acció determinada. La versatilitat d'aquesta tecnologia obre un ampli ventall d'aplicacions que comprèn des de les aplicacions mèdiques i d'adaptació, fins l'estudi de màrqueting, la robòtica i l'evolució de videojocs.

II. GENERACIÓ D'ONES CEREBRALS

Brodman [1] va diferenciar 52 àrees del cervell, cadascuna especialitzada en processar una informació específica, i quan són activades produeixen impulsos elèctrics (potencials d'acció). Aquests es produeixen a diferents ritmes, d'aquesta manera, es poden classificar per les seves freqüències i amplituds en diferents tipus:

Ones Beta (entre 12 i 30 Hz). Són ones de baixa amplitud (5-30 μV) i es produeixen quan el cervell està despert i implicat en activitats mentals intenses, tals com: estudiar o durant una exposició oral.

Ones Alfa (*entre 7.5 i 12.5 Hz* [2]). Són ones de major amplitud (30-50 μV) i estan associades a la relaxació i al descans. Aquestes són reduïdes quan s'obren els ulls o durant moments d'ansietat o tensió mental.

Ones Theta (entre 4 i 8 Hz). Tenen amplituds de 20 μV i es generen amb tensions emocionals, estrès i frustració. Tot i que també s'alliberen durant la realització de tasques de manera automàtica, quan no es necessita un control atent i conscient per a la seva execució.

Ones Delta (entre 0.5 i 4 Hz). Aquestes són les ones amb menor freqüència, ja que mai es pot arribar a 0 Hz (significaria la mort cerebral). Son pròpies d'un estat de somni profund.

Ones Gamma (35 Hz o més). Es creu que estan relacionades amb la *percepció conscient* [3].

Ones Mu (entre 8 i 12 Hz). Són generades amb reaccions espontànies. Tot i que estiguin al mateix rang que les ones alfa, les mu són generades al còrtex motor i les alfa al còrtex occipital.

Quan aquestes ones siguin detectades, seran processades i classificades per tal d'esbrinar quin tipus d'activitat mental està realitzant el subjecte.

III. OBTENCIÓ DEL SENYAL

S'ha treballat amb diversos mètodes per l'obtenció dels senyals generats per dites ones. Les característiques de l'usuari i l'objectiu de l'aplicació del sistema BCI són les que determinen quin és el més adient. Les metodologies es poden dividir en dos grups:

Tècniques invasives: els mètodes invasius implanten elèctrodes dins el crani. Mesuren l'activitat neuronal tant dins el còrtex, on s'implanta un o diversos elèctrodes dins el cervell (molt a prop de font del senyal [4]), com en la seva superfície mitjançant l'electrocorticografia (ECoG), en la que s'aplica una xarxa d'elèctrodes cobrint directament tot o part del cervell. El principal avantatge és que proporcionen una millor resolució espacial i temporal, millorant la qualitat del senyal obtingut i la seva relació soroll – senyal.

D'altra banda, tenen els seus punts negatius. A part de la complexitat de la implementació de sistemes d'aquestes característiques, els quals requereixen cirurgia, també hi ha la possibilitat de no adaptació del cos a l'objecte extern i

complicacions de salut. A més, cal tenir en compte les implicacions ètiques.

Tècniques no invasives: busquen obtenir els senyals sense necessitat de cirurgia ni implants permanents. S'utilitzen diverses metodologies entre les quals es troben la Magnetoencefalografia (MEG), que es basa en la lectura de senyals magnètics generats pel cervell, i la ressonància magnètica funcional (fMRI) i l'espectroscòpia funcional de l'infraroig proper (fNIRS), les quals es basen en la detecció de canvis en fluxos de sang dins el cervell, els quals estan directament relacionats amb l'activitat neuronal d'aquest [6].

En qualsevol cas però, l'Electroencefalograma (EGG) és el mètode per obtenció de senyals cerebrals per excel·lència. L'electroencefalografia és l'enregistrament d'activitat elèctrica sobre el cuir cabellut mesurant fluctuacions de voltatge provocades per activitat neuronal dins el cervell.[7] Els elèctrodes es col·loquen sobre el cap. Normalment es fa ús d'un casquet que ja té els elèctrodes connectats. La distribució s'ha estandarditzat amb el que s'anomena Internacional 20/10.[5]

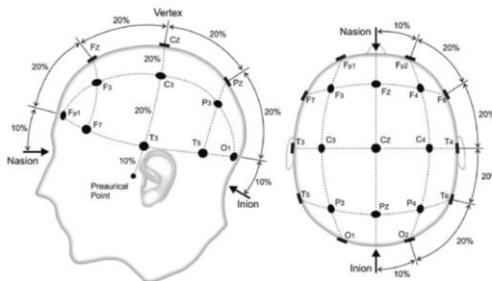


FIG.1. Distribució d'elèctrodes estandarditzada per a EEG Internacional 20/10

Aquest és el mètode més estès per a sistemes BCI. La seva portabilitat, facilitat d'ús i baix cost el fan el candidat més idoni per les aplicacions comercials. Tot i que té una alta resolució temporal, la seva relació senyal – soroll i la baixa resolució espacial representen limitacions respecte altres mètodes.

IV. PROCESSAMENT DEL SENYAL

Les mostres obtingudes a partir del EEG són processades per obtenir certs patrons provocats per un estat mental, el qual el BCI assignarà a una acció a partir d'estimacions. Per aquest motiu és necessària una fase de pre-processament del senyal per tal d'adequar-lo als requeriments dels sistemes digitals. El problema principal és amplificar la senyal cerebral que típicament té una amplitud de pocs microvolts ($10\text{-}200\mu\text{V}$), controlant el soroll degut a interferències amb els equips de mesura; de forma que el disseny i tria de la instrumentació utilitzada és bàsica per tal d'aconseguir una bona detecció del EEG. A

continuació es mostra una proposta sobre el disseny i components utilitzats. S'han donat preferència a aquestes especificacions degut al preu dels components i al fet que s'han trobat múltiples referències amb aquests dissenys en publicacions recents [8][13].

En la fase d'amplificació s'ha utilitzat l'amplificador diferencial AD620. Per tant només s'amplia la diferència entre els senyals d'entrada rebutjant part del soroll que és pràcticament el mateix en els senyals d'entrada. Aquest amplificador ofereix una gran precisió, amb un baix *offset* $50\mu\text{V}$ i una baixa deriva tèrmica de voltatge $0.6\mu\text{V}/^\circ\text{C}$. A continuació és necessari un filtre que seleccioni freqüències entre 0.16 Hz i 47 Hz , d'aquesta manera s'evita el soroll degut a la instrumentació. Es proposa l'amplificador operacional TLC274 degut al poc soroll que introdueix. S'utilitzen dos filtres de segon ordre en cascada: un filtre passiu passa altes (HPF), per eliminar l'*offset* DC; i un filtre actiu passa baixes (LPF). A la figura 1 es mostra el disseny complet dels filtres. Amb un bon disseny de resistències es pot aconseguir fins a un guany de 15548 passant $100\mu\text{V}$ d'entrada a una sortida de 1.5V [13]. Amb aquest filtre també es controlen les interferències degudes a la xarxa elèctrica (50 Hz).

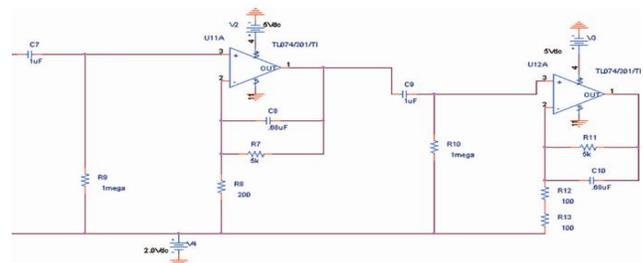


FIG.2. Disseny de l'etapa de filtratge utilitzat en [13]. Es poden veure dues etapes en cascada iguals amb el HPF i LPF en cadascuna d'elles.

Existeixen un altre tipus d'interferències provocades elements independents a la mesura: interferències degudes a altres senyals biològics (electromiograma); i interferències provocades per potencials d'acció muscular (coneguts com artefactes) degut al moviment de la llengua o parpelleig entre d'altres. (Interferències provocades pel moviment de l'ull han servit també com a patró, ja que provoquen una alteració detectable en l'amplitud dels pics de les ones *alfa* [8]). Aquestes interferències no tenen el mateix ample de banda que les senyals que volem detectar i són variants en el temps de forma que no es poden aplicar filtres estàtics [9]. Es proposen dues solucions: i) Aplicació de filtres adaptatius a les freqüències de treball dels artefactes; ii) Aplicació de models paramètrics que permetin la detecció de patrons. Aquesta revisió es centrarà en la segona proposta degut a l'èxit obtingut en [12] amb el qual una persona tetraplègica va aconseguir servir-se una beguda fent ús d'un braç robot (figura 2). Els models paramètrics més comuns provenen de filtres de *Kalman* o filtres lineals predictius [10]. Aquests filtres utilitzen la

minimització de l'error quadràtic mitjà en l'estimació d'una senyal a partir d'altres mostres passades conegudes.



FIG.3. Imatges del control d'un braç robòtic per una persona tetraplègica.

Nicolelis et al [11] han proposat un filtre de *Kalman* d'ordre n -èsim (*Unscented Kalman Filter UKF*) que permet la modelització no lineal de models neuronals i augmenta l'exactitud. Aquest model va ser utilitzat al 2012 per [12]. El UKF es calibrava demanant als participants que s'imaginessin que controlaven el braç robòtic mentre veien una sèrie de moviments regulars. Durant tot el procés (4 min.) es processava l'activitat neuronal. El filtre obtingut es va actualitzar de forma iterada utilitzant l'activitat neuronal dels subjectes quan controlaven el braç robòtic activament.

Cal destacar que el principal problema en l'actualitat és la repetibilitat de la lectura dels patrons. Petites variacions com la posició dels elèctrodes fan necessària la calibració cada cop que es col·loquen de nou.

V. APLICACIONS

Llegir i interpretar ones cerebrals obre un ventall de possibilitats. Existeixen aplicacions tant en el camp de la medicina com en els de l'educació, el màrqueting, la seguretat i d'altres. Tot i que també s'utilitzen interfícies BCI per a diagnòstic i prevenció de diverses patologies en el cervell, en aquest document es farà especial èmfasi en les aplicacions mèdiques relacionades amb la rehabilitació.

S'han estudiat les característiques de diverses discapacitats així com les seqüeles de vessaments cerebrals per tal de trobar solucions a partir de les ones cerebrals. Entendre com s'han modificat les estructures del cervell permetria remeiar-les mitjançant la neuroplasticitat [6]. En aquesta línia, s'han desenvolupat robots mòbils que, controlats mitjançant una interfície BCI permeten que gent amb mobilitat reduïda pugui realitzar tasques comunes, controlant extremitats prostètiques o altres elements robòtics [12]. Aquests robots són útils tant per a la rehabilitació com per a aquelles persones amb discapacitat permanent. Això no tan sols és aplicable a la mobilitat, sinó també a la comunicació. Cal esmentar les possibilitats de realitat virtual, que ajuda pacients a modificar la seva manera de pensar i entrenar les zones sanes del cervell perquè s'ocupin de les funcions danyades. [6][14]

Altres aplicacions inclouen la neuroergonomia, tot allò relacionat amb utilitzar senyals del cervell per tal de portar

una vida més còmode. Existeixen aplicacions també en el màrqueting, tant comercial com polític, on es mesuren les reaccions i la memorització d'anuncis, per exemple. Una altra possibilitat es troba en l'educació, on amb el neurofeedback es pot quantificar l'efectivitat d'un estil d'ensenyament o un altre. En el camp de la seguretat, es tenen aplicacions en l'autenticació i la biometria. [6]

VI. FUTURES DIRECCIONS DEL BCI

Actualment les investigacions més importants en el camp del BCI es troben a Estats Units, Europa, la Xina i Japó.

Pel què fa a Estats Units, s'estan duent a terme programes per desenvolupar pròtesis neuronals.

La Xina ha invertit recentment en programes de ciències biològiques i a l'enginyeria, mentre que al Japó s'estan enfocant més en la robòtica [15].

A Europa es va iniciar l'any 2013 un projecte on hi participen 12 associacions europees amb un pressupost total de 50,6 milions d'euros. La investigació està centrada en la millora d'aplicacions com ara evitar situacions perilloses als llocs de treball, millorar la interacció humà-ordinador mesurant implícitament la informació codificada en els processos de percepció o produir dispositius per diferents sectors del mercat com podrien ser la salut, l'educació o l'entreteniment, entre d'altres [16].

Algunes de les aplicacions del BCI que aquests grups estan investigant són les següents:

Pel què fa a l'entreteniment, a partir del BCI es podrien avaluar els estats cognitiu i emocional dels usuaris per diverses aplicacions o es podrien fer servir dispositius per jugar a videojocs.

Com a eina de recerca: Donat que els BCIs poden descodificar l'activitat cerebral i retransmetre-la en temps real, els neurocientífics podrien estudiar diverses funcions del cervell.

En aplicacions clíniques en general: La recerca avança en exploracions de senyals cerebrals útils, tècniques d'enregistrament de senyal, millores dels mètodes d'extracció i traducció, etc. Això permet el progrés en la personalització dels BCIs per compensar funcions motores perdudes d'individus amb incapacitats, l'avaluació abans de la cirurgia en malalties com l'epilèpsia, l'avaluació del coneixement en desordres de la consciència [16][17] o, posant un exemple més concret, la rehabilitació de les extremitats després d'un accident vascular cerebral.

VII. CONCLUSIONS

La classificació de les ones produïdes pel cervell en realitzar qualsevol acció permet diferenciar diferents estats mentals als quals se'ls pot assignar una acció determinada.

Malgrat l'existència de diverses tècniques de detecció funcionals, les més esteses són les de caire no invasiu, i entre les quals destaca l'electroencefalograma (EEG) degut

a la seva portabilitat, ja que facilita la seva aplicació en productes comercials. Però el tractament d'aquest senyal es veu dificultat per la baixa intensitat d'aquest, el soroll i l'alta susceptibilitat de tenir interferències de, fins i tot, el propi equip.

Tot i això, la remarcable versatilitat d'aquesta tecnologia fa que tingui aplicacions en una gran quantitat de camps i obre tot un marc de noves possibilitats dins d'aquests, sobretot en les relacionades amb les interaccions de les persona-màquina. Les aplicacions mèdiques que ofereix tenen una gran rellevància a l'hora d'estudiar malalties cerebrals, prevenir accidents, millorar condicions de treball, etc. També permeten la rehabilitació i integració de persones amb diferents discapacitats, com l'exemple vist

de la dona amb tetraplegia essent capaç de servir-se una beguda.

És una tecnologia relativament moderna en la qual s'ha avançat molt, però encara té molt espai per evolucionar i aportar noves possibilitats que encara ningú ha arribat a imaginar.

AGRAÏMENTS

Els autors agraeixen l'ajuda rebuda durant la realització d'aquest estudi, prestada pels professors de l'assignatura d'instrumentació.

-
- [1] Laurence J Garey. Brodmann's Localisation in the Cerebral Cortex: The Principles of Comparative Localisation in the Cerebral Cortex Based on Cytoarchitectonics. (2005)
- [2] Klimesch W. EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis. *Brain Res Brain Res Rev.* 1999;29:169–95.
- [3] Ian Gold. "Does 40-Hz oscillation play a role in visual consciousness?". *Consciousness and Cognition.* 1999; 2:186–195
- [4] John P. Donoghue. Connecting cortex to Machines: recent advances in brain interfaces. Nature Publishing Group. [DOI:10.1038/nm947] (2002)
- [5] B. Graimann, B. Allison. *Brain-Computer Interfaces: Revolutionizing Human-Computer Interaction.* Springer-Verlag Berlin Heidelberg (2010)
- [6] Sarah N. Abdulkader, Ayman Atia, Mostafa-Sami M. Mostafa, *Brain computer interfacing: Applications, Real-World Applications for Brain-Computer Interface Technology,* Egyptian Informatics Journal (2015) 16, 213–230
- [7] E. Niedermeyer and F.L.D. Silva, *Electroencephalography: Basic principles, clinical applications, and related fields,* Lippincott Williams & Wilkins. (2004).
- [8] Rohan Hundia. *Brain Computer Interface Controlling Devices Utilizing The Alpha Brain Waves.* International journal of scientific & technology research. [ISSN: 2277-8616]. (2015)
- [9] T. Kameswara Rao. M. Rajyalakshmi. Dr. T.V.Prasad. *An Exploration on Brain Computer Interface and Its Recent Trends.* IJARAI Vol 1, No.8, (2012)
- [10] Xavier Majem Cabra. *Tesi: Análisi Automático del Electroencefalograma mediante Reconocimiento de Formas.* (1983)
- [11] A. L. Nicolelis. Zheng Li. Joseph E. O'Doherty. Timothy L. Hanson. Mikkhail A. Lebedev. Craig S. Henriquez. *Unscented Kalman Filter for Brain-Machine Interfaces.* PLoS One. Vol. 4, Issue 7, e6243. (2009)
- [12] Leigh R. Hochberg. Daniel Bacher. Beata Jarosiewicz. Nicolas Y. Masse. John D. Simeral. Joern Vogel. Sami Haddadin. Jie Liu. Sydney S. Cash. Patrick van der Smagt. John P Donoghue. *Reach and grasp by people with tetraplegia using a neurally controlled robotic arm.* Nature. [DOI: 10.1038] (2012)
- [13] N. Agarwal. J. Santhosh. A. Sengupta. S. Anand. *Portable cost-effective EEG data acquisition system.* Journal of medical engineering & Technology. [DOI: 10.3109/03091902.2011.560701] (2011)
- [14] Melody M. Moore, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering,* vol. 11, No. 2. (2003)
- [15] Javier Mínguez. *Tecnología de Interfaz Cerebro-Computador.* (2010)
- [16] Clemens Brunner, Niels Birbaumer, Benjamin Blankertz, Christoph Guger, Andrea Kübler, Donatella Mattia, José del R. Millán, Felip Miralles, Anton Nijholt, Eloy Opisso, Nick Ramsey, Patric Salomon & Gernot R. Müller-Putz *BNCI Horizon 2020: towards a roadmap for the BCI community,* Brain-Computer Interfaces, 2:1, 1-10. [ISSN: 2326-2621] (2015)
- [17] Joseph N. Mak, Jonathan R. Wolpaw *Clinical Applications of Brain-Computer Interfaces: Current State and Future Prospects,* IEEE Rev Biomed Eng. 2, 187–199. [DOI: 10.1109] (2009)

Biometría: nuevos métodos instrumentales para la identificación de personas

Conrad Corbella, Maria Guasch, Irene Melgarejo, Gemma Canet, Marc Santigosa.
Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya.
 Campus Nord, 08034 Barcelona
 e-mail: marc.santigosa@gmail.com

La aparición de nuevas técnicas instrumentales de todo tipo y la mejora de las ya existentes han revolucionado en los últimos años el campo de la biometría, dando lugar a nuevos procedimientos más rápidos y seguros. En este artículo se presentan algunas de las más utilizadas y también algunas de las más nuevas, haciendo hincapié en la técnica de reconocimiento del habla. Otras técnicas presentadas son el reconocimiento facial o del iris, la firma dinámica o la recién publicada técnica de detección de personas a través de la nube de partículas biológicas que emiten.

Palabras clave: Biometría, identificación de personas, reconocimiento facial, iris, firma dinámica, patrones del habla, nube de partículas biológicas.

I. INTRODUCCIÓN

En 2001, la biometría fue nombrada por la MIT Technology Review como “una de las ’top diez tecnologías emergentes que cambiarán el mundo” (Woodward et al. 2013). [1]

La biometría es el uso de métodos automatizados para reconocer a un individuo basado en características biológicas o de conducta medibles. Estas características deben ser universales, únicas y permanentes. También es importante considerar la aceptación de la sociedad a someterse a un examen de dicho rasgo y la facilidad de burlar el método biométrico.

Esta tecnología tuvo un mayor impulso en la segunda mitad del siglo XX coincidiendo con el desarrollo de ordenadores. Sin embargo, las primeras evidencias del uso de la biometría se remontan mucho atrás. En Babilonia, alrededor del año 500 a.C. y en la cultura china se utilizaban huellas digitales grabadas en arcilla como marca personal en el ámbito de los negocios. [2]

Además de las transacciones económicas y las actividades artísticas, la justicia es uno de los campos en que la biometría tuvo y sigue teniendo una destacada importancia. Uno ejemplo clásico de método de biometría para identificar criminales fue el ideado por Bertillo en 1870, llamado antropometría o “Bertillonage”, basado en ciertas medidas del cuerpo humano que identificaban, en principio inequívocamente, a un individuo. Tuvo vigencia durante tres décadas, hasta que el caso de los “hermanos West” demostró que estas medidas no eran únicas en cada individuo.[3]

En la actualidad, el uso de métodos de identificación tiene un destacado papel en la seguridad y justicia debido a

las amenazas terroristas. Un ejemplo de ello es la gran densidad de cámaras en Nueva York : en aproximadamente un sexto de la ciudad hay 4176 cámaras de vigilancia. [4] Otro caso destacado del uso gubernamental de la biometría es el de la Autoridad de Identificación Única de India. El objetivo de esta agencia es recolectar datos demográficos y biométricos de los residentes , almacenarlos en una base de datos centralizada y utilizar un número de identidad único de 12 dígitos llamado *Aadhaar* para cada residente. La información biométrica viene dada por una fotografía, diez huellas digitales y dos escáneres de iris. El objetivo inicial de este proyecto era identificar fácilmente a inmigrantes ilegales.

Sin embargo, el uso de estas tecnologías por el gobierno puede conllevar grandes riesgos. La utilización incorrecta de los datos, debido a un fallo voluntario o involuntario, puede llevar a la incriminación falsa de un individuo. La propia existencia de una base de datos es una fuente de información que podrían obtener individuos que deseen perjudicar a otras personas.

Dejando de lado estas consideraciones, a continuación se presentarán algunas de las técnicas más habituales de identificación de individuos.

II. TECNOLOGÍAS BIOMÉTRICAS UTILIZADAS

En esta primera sección se abordan algunas de las técnicas biométricas más utilizadas: reconocimiento facial, firma dinámica y reconocimiento del iris. Se concluye con una aplicación muy novedosa pero todavía no llevada ampliamente a la práctica: la detección de personas a través de la nube de partículas biológicas que las rodea.

RECONOCIMIENTO FACIAL

La raza humana ha utilizado siempre el rostro como una característica fundamental a la hora de identificar un individuo concreto entre otros, y es por eso, que al querer reconocer personas mediante algoritmos, se ha trabajado mucho en el desarrollo del reconocimiento facial a lo largo de los años, convirtiéndose finalmente en una de las mejores herramientas para reconocer individuos en lugares públicos.

En la primera versión existente de este tipo de reconocimiento, creada en los años 60, el usuario debía primeramente localizar manualmente ojos, orejas, nariz y boca en la imagen del individuo a identificar, para que posteriormente el algoritmo pudiera estudiar las distancias entre dichos rasgos y consiguiera, por lo tanto, descubrir de quién se trataba.

Al largo de los años, se fueron añadiendo mejoras varias, hasta construir las técnicas usadas hoy en día, que se dividen en dos grandes grupos: las geométricas, que se centran en la forma y posición de los rasgos principales; y las fotométricas, que consisten en aproximaciones aritméticas a partir de los valores asignados a la imagen a estudiar y comparando con imágenes base para eliminar la variancia.

De entre los múltiples algoritmos desarrollados a lo largo del tiempo, destacan tres en especial. Primeramente, el PCA (Principal Component Analysis) [5], conocido comúnmente como *Eigenfaces*, que requiere, previamente al estudio, una normalización de las imágenes para que todas sean del mismo tamaño y los sujetos a analizar tengan ojos y bocas alineados, para seguidamente eliminar los datos irrelevantes con tal de reducir la dimensión de los datos. A continuación, el algoritmo descompone la estructura facial en componentes ortogonales no correlativos (denominados *Eigenfaces*), y la imagen es, entonces, representada como una suma ponderada de los *eigenfaces*, conocida como vector de rasgo. Así, finalmente, la imagen es comparada con toda la galería disponible, midiendo las distancias entre los vectores de rasgos correspondientes.

Otra técnica importante es el LDA (Linear Discriminant Analysis), que parte de diferentes imágenes del mismo usuario y de otros distintos, y consiste en, mediante una aproximación estadística, intentar maximizar la variancia entre imágenes con distintos usuarios y minimizarla entre las del mismo individuo.

La tercera técnica a comentar es conocida como EBGM (Elastic Bunch Graph Matching) y da especial importancia al tratado de características no lineales como las diferentes posturas, luces, o expresiones en cada una de las imágenes presentadas. La base de su algoritmo consiste en la proyección del rostro sobre una malla elástica equivalente a un grafo con nodos en los rasgos principales (ojos, nariz...) a través de la convulsión de la imagen con un filtro que

detecta formas y extrae características a partir del procesamiento de imagen.

RECONOCIMIENTO DEL IRIS

Esta técnica para la identificación de personas nace de la unicidad de los patrones presentes en el iris de cada ser humano, formados antes de nacer durante la creación de dicho músculo.

Con tal de poder diferenciar dos personas por su iris, es fundamental, en primer lugar, localizarlo y encuadrarlo correctamente, eliminando los píxeles no influyentes de la imagen mediante técnicas de acotación, para minimizar así el ruido producido por reflejos, pestañeos u otras posibles molestias. Luz infrarroja debe ser utilizada para no dañar el ojo al iluminarlo.

Seguidamente, una vez localizado, es necesario estudiar los matices de la imagen obtenida, [6] por lo que se interpolan linealmente todos los puntos del iris con una malla uniforme que asigna a cada punto del músculo unos valores r y θ pertenecientes a un sistema normalizado de coordenadas. [7]

A partir de dichos valores, y mediante procesos de demodulación y extracción de fases, la información obtenida es codificada en los llamados *IrisCodes*.

Una vez obtenido dicho código perteneciente al sujeto de estudio, se compara con los *IrisCodes* de los individuos conocidos, definiendo una nueva magnitud: la "Hamming distance", que corresponde al número de bits que difieren entre las dos muestras a comparar.

Si esta es menor que un tercio de los bytes que conforman dichos *IrisCodes*, se obtiene una concordancia entre los dos códigos, y se identifica finalmente al individuo.

FIRMA DINÁMICA

Esta modalidad de la biometría se basa en el estudio de la escritura de cada individuo, y en particular, de su signatura.

Con tal de identificar el individuo que ha signado un documento concreto, el sensor realiza el proceso siguiente: en primer lugar, registra la signatura de la persona con quien se quiere comparar, guardando características estáticas tales como la forma y el tamaño de las letras, y los lugares en que se cruzan los trazados; y características dinámicas como la velocidad, aceleración, el tiempo invertido en escribir, la presión realizada y la dirección de cada trazada.

Para medir estos cambios, se utilizan los ejes X e Y, que permiten estudiar la velocidad y aceleración, y un tercer eje Z, que señala la presión ejercida al escribir, para, finalmente, representar la variación de todos los parámetros dinámicos en un gráfico en función del tiempo.

A continuación, se guardan en una biblioteca todos los gráficos correspondientes a individuos conocidos, y cada vez que se recibe una signatura nueva, se estudia del mismo modo hasta obtener un gráfico, que es comparado con todas

las muestras hasta encontrar un parecido suficientemente grande.

Hay algunos sistemas, además, que tienen incorporada una función que tiene en cuenta la evolución de la escritura de una persona con a lo largo del tiempo.

Algunos de los puntos a favor de este tipo de biometría son su bajo coste, y su gran fiabilidad, ya que es prácticamente imposible imitar una firma hasta tal punto que todos los parámetros coincidan. Por este motivo, son muy utilizados en bancos y para todo tipo de verificación online.

NUBE DE PARTÍCULAS BIOLÓGICAS

Otra forma de identificar personas podría ser a través de las nubes de microbios y otras partículas biológicas que uno genera en llevar a cabo cualquier actividad, y que pueden llegar a ser del orden de 10^6 cada hora. Un nuevo estudio publicado a fecha del 27/09/2015 [8] ha demostrado que una análisis del número relativo de microbios de cada una de las clases que contiene la nube puede llegar a identificar a su emisor, si se dispone previamente de una muestra con que compararlo.

Por ejemplo, en la figura de continuación se señalan las nubes de bacterias que se examinaron durante el estudio – que consistió en exponer diversas habitaciones previamente tratadas de la misma forma a la nube de microbios de diversos individuos-. En la mayoría de casos, se pudieron encontrar diferencias tanto en la cantidad como en las especies de microbios que contenían cada una de ellas.

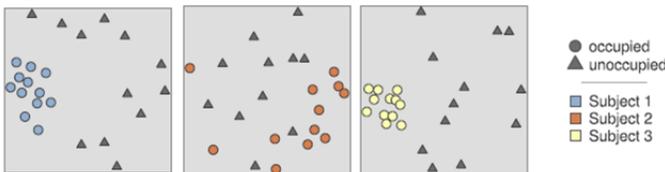


FIG. 1. Se señala con puntos las cantidades relativas de microbios encontradas en el análisis de cada uno de los usuarios. X: NMDS1, Y: NMDS2. [8]

Además, lo más relevante es que se obtienen diferencias suficientes como para detectar el paso de una persona por un sitio horas después de que esta se haya ido.

Por otro lado, estos resultados son solo los primeros pasos de unas investigaciones que aún tienen que dar respuesta a problemas como el hecho de que para algunos individuos no sea posible obtener suficientes datos como para llevar a cabo una análisis o que hasta ahora tales resultados se hayan obtenido solo bajo condiciones de laboratorio.

III. RECONOCIMIENTO DEL HABLA

Por último, se presenta la técnica de reconocimiento de habla, que por su importancia y riqueza teórica merece un tratamiento especial.

El habla es una señal compleja, resultado de diversas transformaciones a distintos niveles – semántico, lingüístico, articulario y acústico - que se ven reflejadas en sus distintas propiedades. Son precisamente estas propiedades las que se pueden explotar como técnica biométrica.

El reconocimiento del hablante es una técnica muy extendida, que se incluye en el procesado del habla. Sin embargo es importante no confundir la técnica biométrica con el reconocimiento del habla, que identifica palabras en lugar de personas.

Dentro del reconocimiento del hablante se encuentran dos grandes modalidades, la identificación (ASI), donde no hay declaración *a priori* de la identidad y se decide quién es la persona dentro de un conjunto fijado de personas, y la verificación (ASV), donde se autentifica (aceptación o rechazo) una identidad declarada *a priori*. En este artículo solo se trata este segundo caso, siendo la identificación del interlocutor un caso similar pero más complejo. [9]

El reconocimiento de voz, además, puede ser “independiente del texto” o no, según si es capaz de identificar al autor por una frase cualquiera o solo por la de muestra. El segundo método puede traer problemas si se usa tal sistema como contraseña, pues permite que una grabación sustituya al usuario. Así pues, se tartará solo el primero.

Hoy en día, las tecnologías básicas usadas para la verificación del interlocutor son dos, los modelos ocultos de Markov, donde se identifica cada usuario con un proceso de Markov, y los modelos gaussianos mixtos (GMM), donde se usa la suma de procesos gaussianos para cada persona [10]. Sin embargo, el segundo modelo se ha demostrado más eficiente que el primero, por lo cual a continuación se presenta únicamente el proceso de verificación adaptado a los GMM.

Proceso de verificación

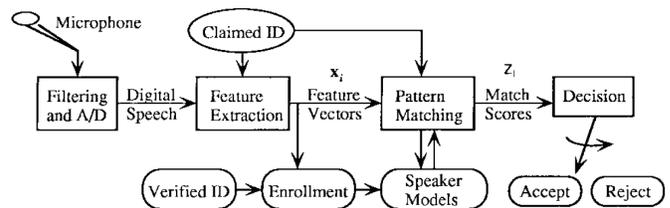


FIG. 2. Esquema de verificación del hablante.

Se puede ver en la figura 2, el esquema de verificación del hablante. En un primer lugar, se obtiene la señal analógica que corresponde a la voz del usuario mediante un micrófono, donde también se recoge cierto ruido, debido a la acústica de la habitación. Otras fuentes de error en esta primera fase pueden ser la mala pronunciación o el estado de salud y emocional del usuario.

Posteriormente, se filtra la señal recibida del micrófono. Dado que la frecuencia de voz a menudo se encuentra entre 0,5 y 3,5 kHz, se utiliza un filtro paso alto de 0,5 kHz y un paso bajo de 8 kHz para evitar cualquier tipo de *aliasing*. La señal se digitaliza, se divide en segmentos de 25-30 ms, superpuestos 15 ms, se pasa al dominio frecuencial (FFT) y se extraen sus características generales.

Estas son obtenidas al pasar la señal a través de un banco de filtros Mel [11], que permiten obtener mayor resolución a frecuencias bajas, que son las más importantes a nivel del oído humano. De cada filtro se obtiene un escalar y el conjunto de todos ellos se recoge en un vector x_i .

Por último, estas propiedades son comparadas con un patrón base, generado anteriormente y en condiciones de control. En última instancia, la intención es determinar si fue S – un posible hablante - quien generó X – la frase obtenida. Así pues, formalmente hablando, si

$$H_0: S \text{ dijo } X \quad H_1: S \text{ no dijo } X$$

y la probabilidad de la hipótesis H_i evaluada para un segmento de voz particular es $P(X|H_i)$, se tiene que para $\frac{P(X|H_0)}{P(X|H_1)}$ mayor que un parámetro α a escoger, se acepta la hipótesis H_0 :

$$\frac{P(X|H_0)}{P(X|H_1)} \begin{cases} > \alpha: \text{acepta } H_0 \\ < \alpha: \text{rechaza } H_0 \end{cases}$$

tomando para α un valor pequeño, reduciendo así el número de falsos positivos y, por lo tanto, de falsas autenticaciones.

Generación del patrón

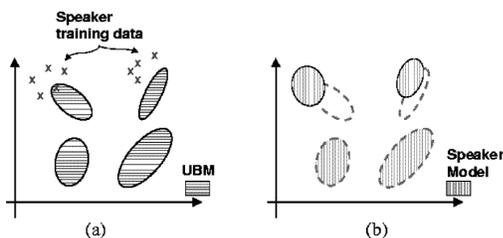


FIG. 3. Ejemplo gráfico de la adaptación del UBM.

La generación del patrón de comparación para cada usuario se lleva a cabo mediante la modificación de un modelo base, el *Universal Background Model* (UBM) [12], que se genera a partir de una muestra grande de población. Utilizando el proceso de máxima adaptación a posteriori, se

modifica el vector de características x_i y se obtiene así el patrón del usuario.

Además, este modelo base universal es el utilizado para calcular la probabilidad de la hipótesis nula H_1 . Así pues, si el vector de características generales es más parecido al modelo general que al del usuario a identificar se rechaza la identidad del interlocutor.

IV. CONCLUSIONES

La biometría es un campo emergente y en constante evolución. Los contenidos aquí presentados son, pues, temporales, puesto que quedarán probablemente obsoletos en el transcurso de la próxima década, en la que se espera que muchas de las técnicas propuestas en este artículo se mejoren e implementen de forma masiva con el objetivo de mejorar la seguridad y la eficiencia de las sociedades desarrolladas.

[1] Pugliese, J. *Biometrics: Bodies, Technologies, Biopolitics*. Surveillance & Society, 2011.
 [2] Jain, A. K.; Bolle, R.; Pankanti, S. *Biometrics: Personal Identification in Networked Society*. Kluwer Academic Publications, 1999.
 [3] http://www.nleomf.org/museum/news/newsletters/o_nli_ne-insider/november-2011/berthillon-system-criminal-identification.html, retrieved 28/11/2015.
 [4] http://www.slate.com/articles/news_and_politics/explainer/2010/05/big_apple_is_watching_you.html, retrieved 28/11/2015.
 [5] Armanadurni Abd Rahman, Mohd Noah A. Rahman, Siti Noorfatimah Safar, Nursuziana Kamarudin. *Human Face Recognition: An Eigenfaces Approach*. International Conference on Advances in Intelligent Systems in Bioinformatics, Chem-Informatics, Business Intelligence, Social Media and Cybernetics.
 [6] Daugman, J. *Probing the Uniqueness and Randomness of IrisCodes: Results From 200 Billion Iris Pair Comparisons*. University of Cambridge, The Computer Laboratory.
 [7] Daugman, J. *How Iris Recognition Works*. University of Cambridge, The Computer Laboratory.
 [8] Meadow, J.F., Altrichter, A.E., *Humans differ in their personal microbial cloud*, PeerJ. Retrieved at <https://peerj.com/articles/1258.pdf>.
 [9] Campbell, Joseph P. *Speaker Recognition: A tutorial*. Proceedings of the IEEE, Vol. 85, No. 9, September 1997.
 [10] Reynolds, Douglas A.; Quarteri, Thomas F.; Dunn, Robert B. *Speaker Verification Using Adapted Gaussian Mixture Models*. MIT Lincoln Laboratory.
 [11] <http://practicalcryptography.com/miscellaneous/machine-learning/guide-mel-frequency-cepstral-coefficients-mfccs/>, retrieved 04/11/2015.
 [12] Douglas A. Reynolds, *An Overview of Automatic Speaker Recognition Technology*, MIT Lincoln Laboratory.

Biosensors: mesurant paràmetres biològics

Luís Martin, Maria Ballesta, Natàlia Salvat, David Páez i Raül Perea
Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya.
Campus Nord, 08034 Barcelona

Des de la seva aparició a mitjans del segle XX, els biosensors han esdevingut una eina elemental en la detecció de substàncies químiques i fenòmens biològics. Actualment, els biosensors tenen aplicacions tan importants com la mesura de glucosa en sang, el control de qualitat en la indústria alimentària o la detecció de partícules contaminants en l'aire o l'aigua.

Paraules clau: Biosensor, enzim, anticòs, àcid nucleic, immobilització, transductor.

I. INTRODUCCIÓ

Un biosensor es pot definir com un dispositiu compost per dos elements fonamentals: un receptor biològic (per exemple proteïnes, ADN, cèl·lules...), preparat per detectar específicament una substància aprofitant l'exquisida especificitat de les interaccions biomoleculares, i un transductor o sensor, capaç d'interpretar la reacció de reconeixement biològic que produeix el receptor i "traduir" en un senyal quantificable. Els dos constituents del biosensor estan integrats conjuntament i és precisament aquesta íntima unió de dos mons oposats (el "viu" i l'"inert") la qual li confereix als dispositius biosensors les especials característiques de sensibilitat i selectivitat. És freqüent confondre el terme "biosensor" amb un dispositiu que mesura molècules biològiques, quan en realitat el nom "biosensor" fa referència a la part receptora biològica que porta incorporada al seu interior. Per exemple, és poc conegut que el famós mesurador de glucosa és un biosensor, ja que al seu interior combina un elèctrode (transductor) amb una capa d'enzims glucosa oxidasa (receptor), encarregades de catalitzar la reacció de descomposició de la glucosa.

Els biosensors, igual que qualsevol altre tipus d'instrument, han evolucionat al llarg de la història. Anecdòticament, els primers biosensors van ser els canaris, ja que aquestes aus s'utilitzaven antigament en les mines de carbó per detectar gasos tòxics. Els canaris moren abans que les persones en presència de monòxid de carboni o metà i, com solen estar cantant la majoria del temps, el fet que no ho fessin es convertia en una alarma sonora.

Al marge d'aquest fet anecdòtic, es pot dir que el pare d'aquests dispositius és Leland C. Clark Jr., que el 1956 va finalitzar els seus treballs amb l'elèctrode d'O₂, però no es va conformar i amb la idea d'ampliar el seu ús al de mesurar més analítis en el cos humà, l'any 1962 va proposar fer sensors "més intel·ligents". El que ell volia dir amb això era que seria una bona idea combinar els enzims i altres materials biològics amb els sensors electroquímics que hi havia fins aquesta època. Amb aquesta idea, i amb l'ajuda de Champ Lyons, va construir el primer biosensor. Aquest consistia en un elèctrode d'O₂ amb l'enzim glucosa oxidasa immobilitzada. Aquest biosensor permetia relacionar directament la concentració de glucosa amb la disminució de la concentració d'oxigen. Posteriorment, George G. Guilbault i Joseph G. Montalvo Jr. van detallar el primer elèctrode enzimàtic potenciomètric basat en la immobilització de l'enzim ureasa sobre

un elèctrode selectiu d'amoni.

Actualment hi ha multitud de biosensors en els quals es combinen l'àmplia diversitat de components biològics (enzims, àcids nucleics, receptors cel·lulars, anticòs i cèl·lules intactes) amb els diferents tipus de transductors (electroquímics, òptics, piezoelèctrics, termomètrica). Aquests es poden utilitzar en nombrosos problemes de l'actualitat com l'anàlisi clínic, d'aliments, begudes, vigilància del medi ambient, defensa, seguretat i moltes més àrees [1–3].

II. MATERIALS BIOLÒGICS

Els enzims són catalitzadors de reaccions biològiques. Actuen rebaixant l'energia d'activació i, per tant, augmentant la velocitat de reacció. Els enzims són molt específics, i això els permet actuar en una reacció determinada sense alterar-ne d'altres. A més, no es consumeixen durant la reacció; per això, quan aquesta acaba, n'hi ha la mateixa quantitat que al principi. Els enzims que s'utilitzen en biosensors tenen una part polipeptídica i una altra part constituïda per metalls i grups fosfat. Un cop l'enzim és fixat al substrat es produeix l'equació de reacció següent, on *E* és l'enzim, *S* el substrat i *P* el producte de la reacció.



Per a aquestes reaccions poden utilitzar-se enzims que hagin estat prèviament aïllats o bé enzims que es trobin en un teixit biològic o microorganismes determinats. Amb enzims aïllats poden tractar-se reaccions determinades i estudiar, per exemple la reducció i oxidació de l'activitat mitjançant un transductor electroquímic. També pot estudiar-se la respiració resultant del metabolisme, on participen els enzims propis d'un microorganisme. Aquesta pot ser detectada per un elèctrode d'oxigen i això permet realitzar un control bioquímic del microorganisme.

Els anticòs són grups proteics capaços d'identificar i neutralitzar elements estranys com ara bacteries, virus o paràsits. Si s'afegeix una quantitat fixa d'antígens a una mostra, després de la reacció es pot conèixer la concentració d'antígens que hi havia inicialment. A aquests anticòs se'ls afegeix normalment un marcador per estudiar el seu comportament. Els anticòs poden portar un marcador fluorescent

de manera que, si arriben a unir-se, per exemple, al microorganisme contra el qual es formaren, podrà observar-se un gran resplendor. Aquesta resposta podrà ser tractada, per exemple, mitjançant un transductor òptic, i, segons la luminescència, es podrà determinar la presència, o no, d'un cert microorganisme.

Els àcids nucleics són biomolècules orgàniques encarregades d'emmagatzemar i difondre informació genètica. Són cadenes de nucleòtids. Els nucleòtids estan formats per una base nitrogenada, una pentosa i un grup fosfat. Al disposar-se en l'espai les bases nitrogenades, poden quedar enfrontades i lligades mitjançant ponts d'hidrogen. L'aparellament entre bases nitrogenades només pot crear-se entre adenina-timina i citosina-guanina. De manera que davant d'un segment d'ADN, que es col·loca en un medi amb nucleòtids lliures, es pot crear un filament complementari i estudiar-lo per detectar una possible malaltia genètica o un càncer.

Per al tractament de la resposta que se'n deriva de la interacció entre el substrat i el material, aquest s'ha de trobar pròpiament adherit al transductor. Entre les diferents tècniques d'immobilització que existeixen es troba:

a. Retenció: Consisteix en immobilitzar el material biològic en les cavitats d'una fibra sintètica o en un gel. Tot i que és un procés que no implica cap alteració en el material, provoca la pèrdua de bioactivitat degut a la creació de barreres que inhibeixen la difusió del substrat i desacceleren les reaccions. Generalment es duu a terme amb materials com la poliacrilamida o el col·lagen [4].

b. Microencapsulació: Consisteix en recobrir el material per membranes que permetin el pas del substrat i no interfereixin en les reaccions. Aquesta tècnica limita la contaminació i la degradació del material. El policarbonat i l'acetat de cel·lulosa són alguns dels principals material utilitzats.

c. Absorció: Hi ha materials que absorbeixen de manera espontània enzims, anticossos o àcids nucleics. Tot i que queden exposat als canvis físico-químics del material, és una tècnica útil per assajos a curt termini.

d. Enllaços covalents: Consisteix en unir el material a una matriu mitjançant enllaços covalents. El problema és que la reactivitat del material pot disminuir [5].

III. TRANSDUCTORS

En un biosensor, el transductor és l'encarregat de transformar la interacció del substrat amb el material biològic (un canvi físic o químic) en un senyal mesurable. En general, el senyal generat pel transductor és proporcional a la concentració d'algun element específic [6].

El principi de detecció del substrat canvia segons el tipus de transductor del biosensor. Per exemple, els biosensors electroquímics utilitzen senyals elèctrics com a dades de sortida. Per tant, la detecció del substrat està relacionada amb els canvis del senyal elèctric, com pot ser un canvi en la intensitat del corrent.

La majoria de biosensors estan basats en l'ús de transductors electroquímics. Tot i que aquests són els més utilitzats, també existeixen altres mètodes de transducció com els òp-

tics, els calorimètrics o els piezoelèctrics, entre d'altres. Com a conseqüència, una possible classificació d'aquests aparells seria segons el seu sistema de transducció [7].

A. Sensors electroquímics

Els sensors electroquímics es basen en la investigació d'una reacció electroquímica. Generalment els compostos biològics (glucosa, urea, colesterol, etc.) no són electroactius, de manera que la combinació de reaccions per produir un element electroactiu és necessària. Aquest element electroactiu induïx un canvi en la cel·la on es produeix la reacció que és proporcional (o es relaciona d'alguna manera coneguda) amb la concentració del substrat.

La reacció electroquímica generaria un corrent mesurable (detecció voltamètrica), una acumulació mesurable de potencial o càrrega (detecció potenciomètrica) o un canvi de conductivitat mesurable en el medi (detecció de conductivitat) entre els elèctrodes. Aquests tipus de detecció es descriuen a continuació [7]:

e. Potenciomètrica: Consisteix en la mesura de la f.e.m (potencial) d'una cel·la amb corrent zero. La f.e.m és proporcional al logaritme de la concentració de la substància que està essent determinada.

f. Voltamètrica: Un potencial creixent (o decreixent) és aplicat a la cel·la fins que l'oxidació (o reducció) de la substància que és analitzada succeeix i hi ha un augment (o disminució) important del corrent en la cel·la que dona un pic de corrent. L'alçada d'aquest pic és directament proporcional a la concentració del material electroactiu.

g. Conductomètrica: Es mesura el canvi de la conductivitat elèctrica de la solució en la cel·la. Les solucions que contenen ions condueixen l'electricitat, i la magnitud d'aquesta conductància pot canviar a causa d'una reacció química. La relació entre la conductància i la concentració depèn de la naturalesa de la reacció i és relativament senzilla de conèixer [8, 9].

B. Transductors òptics

Els transductors òptics es basen en la interacció del substrat amb la radiació electromagnètica, mitjançant l'excitació amb una font lluminosa i la detecció del canvi en les propietats òptiques induïdes per la reacció de reconeixement molecular. Aquests tipus de transductors es poden dividir en dues grans categories. En la primera, la guia d'ona (normalment una fibra òptica) s'utilitza com a simple conductor de la llum i fora hi ha una cel·la on tenen lloc les reaccions i es detecten els canvis en les propietats òptiques deguts a aquestes reaccions. En la segona, d'ona evanescent, es fa ús de la forma particular amb la qual les fibres òptiques transmeten la llum [10].

C. Biosensors piezoelèctrics

Els biosensors piezoelèctrics involucren la generació d'un corrent elèctric a partir de la vibració d'un cristall. Cada cristall té una freqüència natural d'oscil·lació que normalment es troba en el rang dels 10MHz (radio-freqüències). Aquesta freqüència canvia quan té lloc una reacció de reconeixement molecular a causa de l'increment de massa a la superfície, és a dir, la freqüència de vibració canvia si és absorbit algun material a la superfície. La relació entre la variació de massa i la freqüència ressonant, f , ve donada per l'equació de Sauerbery, on Δm (g) és la massa del material absorbit en una àrea A (cm^2) de l'àrea de detecció [11].

$$\Delta f = -2.3 \cdot 10^6 \cdot \frac{\Delta m}{A} \quad (2)$$

D. Transductors calorimètrics

Els transductors calorimètrics (o tèrmics) es basen en la mesura de la calor en l'element de detecció d'una reacció bioquímica. Totes les reaccions químiques involucren la producció o absorció de calor que es relaciona amb el tipus de reacció i els seus reactius. Aquesta calor es pot mesurar amb termistors molt sensibles, la resistència dels quals es mesura amb un pont de Wheatstone amplificat per donar una sortida de l'escala de 100 mV per 0.001°C [11].

Aquests dispositius poden classificar-se d'acord amb la forma en què la calor es transfereix: calorímetres isotèrmics, de conducció de calor i isoperibòlics [12].

IV. EL GLUCÒMETRE

A principis de segle, es va aproximar que al voltant de 171 milions de persones al món eren diabètiques i s'estima que aquesta xifra augmentarà arribarà a 370 milions vora el 2030 [13]. Aquest trastorn metabòlic causa diverses complicacions i afecta sovint als ulls, ronyons, nervis i vasos sanguinis. Les seves complicacions agudes (hipoglucèmia, cetoacidosi, coma hiperosmolar no cetòsic) són conseqüència d'un control inadequat de la malaltia mentre que les seves complicacions cròniques (cardiovasculars, nefropaties, retinopaties, neuropaties i danys microvasculars) són conseqüència del progrés de la malaltia. Segons dades de la OMS, és una de les 10 causes principals de mort en el món [14]. Per tot això és important que els pacients facin un seguiment adequat del nivell de glucosa que tenen a la sang i aquí es posa de manifest la importància dels biosensors de glucosa o glucòmetres.

Un biosensor de glucosa detecta la concentració d'aquesta substància mitjançant la quantificació d'una reacció enzimàtica en la que participa la glucosa com a substrat i converteix la mesura en un senyal elèctric. Els enzims que més s'han utilitzat en el disseny dels biosensors de glucosa contenen grups químics que canvien el seu estat d'oxidació en el transcurs de la reacció bioquímica.

Un enzim d'aquest tipus és la glucosa oxidasa (GO_x), que accepta electrons i passa a un estat reduït inactiu. Aquests enzims normalment retornen al seu estat oxidat actiu transferint aquests electrons en presència d' O_2 , donant com a resultat peròxid d'hidrogen (H_2O_2). La GO_x es pot immobilitzar prop d'un elèctrode que mesuri la reducció d'oxigen, tal com recull la següent imatge.

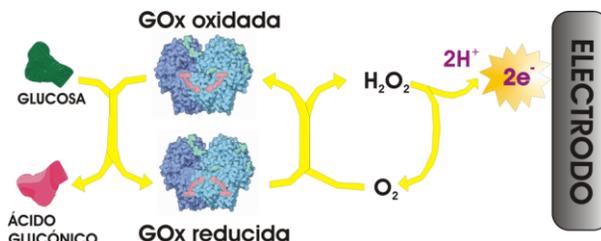


FIG. 1. Immobilització de GO_x i mesura de la reducció d'oxigen amb un elèctrode [15]

Com la producció d' H_2O_2 generada en l'oxidació de la glucosa és directament proporcional a la concentració de glucosa, l' H_2O_2 generat es mesura per amperometria a un potencial de +0.7 V usant un elèctrode de referència i un elèctrode de treball. És a dir, es mesura la quantitat de corrent produïda (els electrons generats, e^-) mitjançant la hidròlisi de l' H_2O_2 generat. Aquest sistema, el funcionament del qual es pot veure en la Fig. 2, va ser ideat l'any 1962 per Leland C. Clark Jr. i Champ Lyons i comercialitzat per primera vegada per la companyia Yellow Springs Instruments en la dècada dels 70 [16].

Els biosensors utilitzats per detectar glucosa tenen la GO_x immobilitzada entre dues membranes. La membrana externa, de policarbonat, reté l'enzim, permet el pas de la glucosa des de l'exterior i evita que entrin molècules més grans, disminuint les interferències. Quan la glucosa passa a la capa on hi ha l'enzim immobilitzat, s'oxida produint H_2O_2 . Aquest passa a través d'una membrana d'acetat de cel·lulosa a un elèctrode de platí on es mesura el corrent elèctric generat. Aquesta membrana interna també serveix de barrera per evitar que altres molècules electroactives i indesitjades arribin a l'elèctrode de mesura, originant interferències.



FIG. 2. (A) Fotografia del YSI 23A, primer biosensor comercial de glucosa, i (B) estructura interna del sistema, on es mostra la capa d'enzim immobilitzat entre dues membranes (Mb) [17]

Des que es va comercialitzar per primera vegada, l'evolució d'aquest biosensor ha estat molt notable. De ser un sensor macroscòpic, car i amb un límit de detecció alt, ha passat a

ser un sensor miniaturitzat, portable, senzill, amb límit de detecció baix, relativament barat i manejable pel mateix pacient passant a proporcionar els avantatges de la tecnologia Point of Care (POC), és a dir, que permet que les mostres dels pacients no s'hagin d'analitzar en un laboratori d'anàlisi clínica, podent-se analitzar fora de l'àmbit hospitalari, en un entorn més proper al pacient. D'aquesta manera, el propi pacient de diabetis pot des de casa, portar un control diari dels seus nivells de glucosa en sang, sense haver de desplaçar-se a cap clínica o ambulatori. Aquest és un clar exemple de com l'ús dels biosensors ha augmentat la qualitat de vida dels pacients, ha permès facilitar el treball de molts metges i ha agilitzat les prestacions sanitàries al ciutadà.

V. CONCLUSIONS

Com s'ha vist, els biosensors són dispositius que detecten fenòmens químics o físics a través d'un material biològic que excita un transductor quan es produeix el fenomen a mesurar, de manera que s'obté un senyal elèctric quantificable.

Amb l'aparició dels biosensors es van millorar diferents aspectes en les anàlisis. Abans s'utilitzaven sensors electroquímics, i substituir-los ha millorat la sensibilitat i la precisió. En els biosensors no cal manipular les mostres, ni utilitzar una gran varietat de reactius, i és possible realitzar centenars o fins i tot milers de mesures amb un únic biosensor. Per tant, s'abarateix el cost dels assajos i s'augmenta la rapidesa del procés. A més, són petits i el seu maneig és més senzill.

A més de la sensibilitat i la selectivitat, una de les caracte-

rístiques fonamentals que fa tan atractius a la majoria dels biosensors és la possibilitat de realitzar l'anàlisi de la substància a determinar en temps real i de forma directa (sense necessitat de marcador) a diferència de qualsevol anàlisi biològic o clínic, que requereix sempre un marcador (ja sigui colorimètric, fluorescent o radioactiu). Aquestes dues característiques li confereixen als biosensors la possibilitat de realitzar no només una anàlisi qualitativa i quantitativa, sinó també la possibilitat d'avaluar la cinètica de la interacció (constant d'afinitat, associació, dissociació, ...) i, per tant, elucidar els mecanismes fonamentals d'aquesta interacció. Poques tècniques biotecnològiques permeten l'avaluació en temps real de les cinètiques d'interacció, de manera que la tecnologia biosensora s'està imposant en totes aquelles àrees on és fonamental conèixer els detalls cinètics de la interacció biomolecular, com per exemple, en l'avaluació de fàrmacs potencials.

Tot i aquests avantatges, els biosensors presenten dos inconvenients o limitacions principals: la primera és la inestabilitat dels compostos biològics (enzims, anticossos ...), aquests poden perdre la seva activitat en hores o dies; això depèn de la naturalesa de la molècula, del pH, la temperatura o la força iònica del compost biològic. La segona limitació es deu al fet que el senyal que pot registrar el biosensor està en un rang molt petit, de mil·límetre a micròmetre. Això es pot millorar substituint els dispositius de transducció fisicoquímics per dispositius de transducció biològics.

Com a reflexió final, una de les idees més interessants del desenvolupament dels biosensors és que ha contribuït a l'increment de col·laboracions multidisciplinàries que aporten solucions innovadores a problemes concrets que la ciència i la societat plantegen actualment.

-
- [1] H.A. Hill and J.J. Davis, *Biosensors: past, present and future*. Biochemical Society Transactions 27, 331-335 (1999).
- [2] H.W. Hellinga and J.S. Marvin, *Protein engineering and the development of generic biosensors*. Trends in Biotechnology 16, 183-189 (1998).
- [3] P.T. Kissinger, *Biosensors - a perspective*. Biosensors and Bioelectronics 20, 2512-2516 (2005).
- [4] <http://farmacia.ugr.es/ars/pdf/125.pdf>, visitat el 02/12/2015.
- [5] A. Jimeno i M. Ballesteros, *Biologia 2n Batxillerat*. Grup Promotor Santillana (2009).
- [6] D.L. Wise, *Bioinstrumentation and Biosensors*, F. Schubert, U. Wollenberger, F.W. Scheller, H.G. Müller Artificially Coupled Reactions with Immobilized Enzymes: Biological Analogs and Technical Consequences, CRC Press (1991).
- [7] http://cdn.intechopen.com/pdfs/37345/InTech-Biosensors_and_their_principles.pdf, visitat el 02/12/2015.
- [8] B. Eggins, *Biosensors: An Introduction*, Chapter 1, Wiley (1996).
- [9] B. Eggins, *Biosensors: An Introduction*, Chapter 4, Wiley (1996).
- [10] <http://digital.csic.es/bitstream/10261/43114/1/Publicaciones%20no%20%2013%20Biosensores.pdf>, visitat el 02/12/2015.
- [11] B. Eggins, *Biosensors: An Introduction*, Chapter 6, Wiley (1996).
- [12] <http://www.crec.ifas.ufl.edu/academics/faculty/reyes/PDF/BiosensorsEAFBE.pdf>, visitat el 02/12/2015.
- [13] S. Wild, G. Roglic, A. Green, R. Sicree, H. King, *Global prevalence of diabetes: estimates for the year 2000 and projections for 2030*. Diabetes Care 27, 1047-1053 (2004).
- [14] Cf. Europa Press, *La diabetes entra en el 'top ten' de las principales causas de muerte en el mundo*, elmundo.es, 27/08/2013
- [15] <http://i0.wp.com/jeda.es/blog/wp-content/uploads/2015/09/4.png>, visitat el 03/12/2015.
- [16] L. Clark Jr. US Patent 33,539,455, (1970).
- [17] <http://i0.wp.com/jeda.es/blog/wp-content/uploads/2015/09/5.jpg>, visitat el 03/12/2015.

Espectroscòpia d'impedància aplicada a la determinació de transicions de fase en dielèctrics polars

Oriol Abril, Salim Benadouda, Sergi Castella, Laura Rodríguez, Ignasi Traver
Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya.
Campus Nord, 08034 Barcelona

L'espectroscòpia d'impedància és una tècnica àmpliament utilitzada en una gran varietat de camps des de la bioelectrònica a la caracterització de plaques solars o piezoceràmics. S'han estudiat les transicions de fase del Titanat de Bari amb aquesta tècnica modelant el material com un sistema capacitat-resistència en paral·lel per tal de poder relacionar impedància i permitivitat i poder observar les transicions de fase com a discontinuïtats en la derivada de la permitivitat.

Paraules clau: Transició de fase, Titanat de Bari, impedància.

I. INTRODUCCIÓ

Les transicions de fase tenen una gran importància en diversos àmbits de la física i la química. És per aquesta raó que s'han desenvolupat diferents tècniques per determinar les temperatures a les quals un material du a terme aquesta transició. En el cas dels dielèctrics polars, en que la permitivitat generalment varia amb la temperatura, un canvi de fase va associat a una discontinuïtat en la permitivitat o en la seva derivada. Amb la mesura de la impedància podem saber la permitivitat del component, i per tant detectar aquestes discontinuïtats; l'estudi de la temperatura a la qual tenen lloc aquestes discontinuïtats permet determinar la temperatura de transició de fase.

Per començar l'estudi de cal la definició de potencial $V(t)$ i de camp de desplaçament elèctric $D(t)$.

$$V(t) = \frac{q(t)}{C} \quad (1)$$

$$q(t) = CV(t) \quad (2)$$

$$D(t) = [\varepsilon'(\omega) - i\varepsilon''(\omega)]E(t) \quad (3)$$

Si el material utilitzat es una làmina, aquest es comporta com un condensador. Per tant, podem aplicar les equacions d'aquest tipus de condensadors que obtenim derivant l'equació (1). Aquesta equació del condensador la podem expressar en forma complexa ja que la tensió $V(t)$ és un senyal harmònic.

$$I(t) = C^* \frac{dV}{dt} = i\omega C^* V(t) = (\omega C'' + i\omega C') V(t) \quad (4)$$

La llei d'Ohm relaciona la tensió aplicada i el corrent segons la següent expressió.

$$I(t) = Y(\omega)V(t) \quad (5)$$

On $Y(\omega)$ és l'admitància i $V(t)$ la tensió. Si es descompon l'admitància en part real ($G(\omega)$) i part imaginària ($iB(\omega)$), i l'igualem a la fórmula (4), trobem dues igualtats (7) que serviran per determinar la permitivitat en funció de la temperatura.

$$Y(\omega) = G(\omega) + iB(\omega) \quad (6)$$

$$G(\omega) = \omega C'' \quad (7)$$

$$B(\omega) = \omega C' \quad (8)$$

La mostra del material en forma de làmina amb elèctrodes pot ser considerat un condensador pla, és per això que la capacitat complexa es pot expressar com:

$$C^* = \varepsilon_0 \varepsilon_r^* \frac{A}{d} \quad (9)$$

La part real imaginària de la permeabilitat complexa es pot obtenir a partir de les equacions (7), (8) i (9). Aquestes són les expressions:

$$\varepsilon' = \frac{1}{\varepsilon_0} \frac{B}{\omega} \frac{d}{A} \quad (10)$$

$$\varepsilon'' = \frac{1}{\varepsilon_0} \frac{G d}{\omega A} \quad (11)$$

Aquesta impedància imaginària es pot interpretar com una resistència en paral·lel a un condensador; això és degut a que les dues plaques del material no estan separades pel buit.

II. MÈTODE EXPERIMENTAL

L'objectiu d'aquest projecte és estudiar les transicions de fase del BaTiO₃ a partir de la variació de la permitivitat elèctrica del material amb la temperatura. Per fer-ho s'ha dissenyat un experiment en el qual la mostra de BaTiO₃, un disc de diàmetre 7,5mm i gruix 1,5 mm, és sotmesa a una variació tèrmica gradual mentre es mesura la seva impedància elèctrica. Tot i que el fonament físic de l'experiment és força bàsic, la instrumentació necessària per dur-lo a terme no és trivial i s'explica a continuació.

Per realitzar una bona mesura de les transicions de fase del BaTiO₃ és necessari abastir un rang de temperatures molt ampli, tant per sota com per sobre dels 273K. Per tal de poder aconseguir aquestes condicions de manera controlada en un laboratori, es requereix de la utilització de dos sistemes diferents de regulació tèrmica; un d'ells destinat a refredar la mostra i l'altre a escalfar-la respecte la temperatura ambient.

La instrumentació involucrada en un sistema d'escalfament és sempre la més simple tecnològicament. En el nostre cas, s'ha utilitzat un forn tubular marca *Carbolite* amb control de temperatura associat (*Eurotherm*), el qual proporciona energia tèrmica de manera controlada a la mostra per mitjà de l'efecte Joule d'una resistència elèctrica.

El disc de BaTiO₃ es col·loca sobre un suport que permet mesurar la temperatura de la mostra amb el sensor tèrmic termoparell *K* i alhora aplicar-li un potencial elèctric altern per tal de poder calcular la seva impedància. El sensor termoparell *K* permet mesurar la temperatura com a resultat de l'efecte Seebeck, que consisteix en la generació d'un voltatge entre dos metalls diferents amb la mateixa diferència de temperatura entre els seus terminals i en contacte en un d'ells, que és on es vol mesurar. Les variacions de potencial del sensor (de l'ordre dels mV) es mesuren amb un multímetre dotat de corbes de calibratge per mesurar temperatura. Per aplicar el voltatge altern a la mostra i mesurar

el corrent elèctric que hi circula, el suport consta de 4 puntes: 2 per aplicar tensió i 2 per mesurar intensitat.

El procés de mesura està automatitzat per mitjà d'un ordinador que controla la instrumentació amb el software VEE Pro (Programa de Agilent). Pel nostre experiment s'ha regulat la velocitat d'escalfament a 1°C/min, la qual atès als nostres objectius d'escobrar entre els ~30°C i ~160°C és raonable. Pel que fa a la freqüència de mesura, s'ha escollit una de 1 mesura cada 90 segons.

El sistema de refredament és tecnològicament més complex principalment pels següents motius:

1. D'acord amb el Segon Principi de la Termodinàmica, per refredar un sistema cal un treball que n'extregui i l'entregui a un segon sistema (generalment l'ambient), però aquest procés no pot tenir un rendiment del 100%. El rendiment ideal màxim (que serveix com a cota superior al rendiment real i que correspon a un cicle de Carnot treballant com a màquina refrigerant) és $T_f/T_c - T_f$ sent T_f la temperatura d'allò que s'està refredant i T_c la temperatura de la font calenta [1]. Per tant, tal com es pot veure el rendiment ideal disminueix a mesura que es va refredant.
2. La presència d'humitat (vapor d'aigua) a l'aire, fa que en baixar dels 0°C la mostra es congeli, és a dir que es formi gel a la seva superfície. Per tal d'evitar aquesta interacció amb l'entorn, la qual alteraria dramàticament els resultats de la mesura, és necessari fer el buit.

Per refredar la mostra el nostre sistema utilitza heli líquid, un element que en estat líquid té una temperatura de ~4K. Per tal de mantenir l'heli a aquesta temperatura, el sistema està dotat d'un criòstat de cicle tancat. Aquest consisteix principalment en un mecanisme que fa recircular l'heli comprimint-lo a cada cicle per tal de liquar-lo. Tal i com s'ha explicat prèviament, és necessari disposar també d'un sistema de buit que extregui tot l'aire de l'interior d'allà on es troba la mostra hermèticament tancada. Per regular la temperatura de la mostra, i que no estigui sempre a ~4K, cal escalfar la mostra, fet que afegeix encara un tercer grau de dificultat en refredar. Per tant, el sistema disposa també d'unes resistències que l'escalfen controladament aconseguint així temperatures per sobre de la de l'heli líquid, fins als ~100°C.

El sensor de temperatura utilitzat per aquest segon sistema és un PT100, un sensor resistiu de platí (RTD). A diferència del procediment de mesura utilitzat en el procés d'escalfament, la freqüència de mostreig ve determinada pel moment en què la temperatura és estable. Així doncs, la

mesura d'impedància es fa cada 5°C i un cop la temperatura s'ha estabilitzat durant 30 segons.

Gràcies a la instrumentació descrita, s'han pogut obtenir els resultats que es presenten tot seguit.

III. RESULTATS

S'han observat transicions de fase al voltant de 120°C, 20°C i -75°C, tal com es pot observar a la Figura 1.

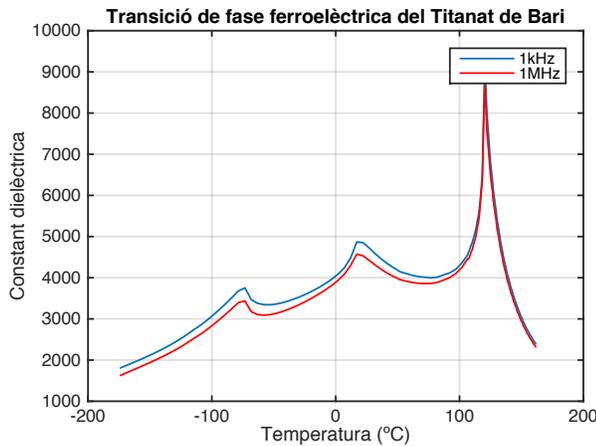


FIGURA 1: Part real de la permitivitat relativa del Titanat de Bari policristal·lí amb mida de gra mitja de 7µm mesurada a 1kHz i 1MHz.

Les transicions de fase del BaTiO₃ cristal·lí, són a 130°C, 0°C i -90°C [2]. Els nostres resultats no coincideixen a amb els de la referències. Les diferències probablement siguin degudes al fet que el BaTiO₃ que hem estudiat és policristal·lí, i les transicions de fase de la referència són per al monocristall. A més, també poden ser degudes a la composició del BaTiO₃, que pot contenir impureses i al comportament amb histèresi que presenta el BaTiO₃ [2]. Per tant, els

nostres resultats poden ser relacionats amb les fases conegudes del BaTiO₃. Així, la mostra presenta una estructura romboèdrica a temperatures menors que -75°C, monoclínic entre -75°C i 20°C, tetragonal entre 20°C i 120°C i per a temperatures superiors, cubica amb paràmetre de xarxa 4,009 Å.

IV. CONCLUSIONS

Després de la realització d'aquest treball es pot concloure que l'espectroscòpia d'impedància és un molt bon mètode per estudiar les transicions de fase en dielèctrics polars, ja que permet observar clarament les transicions de fase, i en alguns casos (com la transició que es pot observar a la Figura 1 a 120°) amb una precisió molt elevada.

La instrumentació necessària per dur a terme les mesures d'impedància és simple, la dificultat rau en escombrar la temperatura de manera controlada, fet que provoca que la instrumentació necessària per mesurar la temperatura o controlar el buit variï segons el rang de temperatures a estudiar.

S'ha aconseguit estudiar les transicions de fase del BaTiO₃ i s'han observat lleugeres diferències respecte la literatura degut a que la composició és similar però ni idèntica tal com s'ha explicat, per tant, l'espectroscòpia d'impedància pot servir per comprovar si el material presenta les transicions de fase a les temperatures que indiquen la literatura o bé degut a motius com els explicats al punt III, les té a temperatura diferent.

ACKNOWLEDGEMENTS

Agraïm al José Eduardo García la seva ajuda.

[1] [http://laplace.us.es/wiki/index.php/Ciclo de Carnot - Refrigerador de Carnot](http://laplace.us.es/wiki/index.php/Ciclo_de_Carnot_-_Refrigerador_de_Carnot)

[2] B.Jaffe, W.R. Cook and H. Jaffe, Piezoelectric Ceramics, R.A.N. Publishers (1971)

Instrumentación en medicina nuclear (I): Utilización de un activímetro para medidas de radiación

Pablo García Gómez, Alejandro López Vernet, Fernando Martínez Murillo,
Albert Ripoll Oliveras, Pere Taulé Flores
Instrumentación. Grado en Ingeniería Física. Universitat Politècnica de Catalunya.
Campus Nord, 08034 Barcelona
e-mail: nandobcn95@gmail.com

Este artículo se basa en el estudio de un activímetro y en las pruebas y test necesarios para garantizar su correcto funcionamiento. Contiene la explicación del que es un activímetro, su funcionalidad y su funcionamiento. Además de una explicación y realización de los test necesarios para verificar que funciona correctamente. Las pruebas realizadas son las de estabilidad, exactitud y precisión de la medida con el activímetro.

Palabras clave: Activímetro, actividad, exactitud, precisión y estabilidad.

I. INTRODUCCIÓN

La instrumentación médica tiene un papel muy importante dentro de la medicina. La medicina siempre ha evolucionado al lado de la electrónica. Una buena instrumentación permite conocer y medir de forma precisa características del paciente necesarias para realizarle un buen tratamiento.

Este artículo trata de un equipo utilizado en medicina pero que también tiene aplicaciones en otras ramas de la ciencia, el activímetro. Tal y como indica su nombre, es un instrumento que mide la actividad radioactiva.

La radioactividad es el fenómeno físico por el cual los núcleos de algunos elementos químicos emiten radiaciones. Estas radiaciones son utilizadas en medicina de muchas maneras distintas. Es por eso, que es interesante poder medir de alguna manera esta radioactividad por tal de utilizarla de forma correcta. Ésta puede ser cuantizada conociendo la actividad radioactiva del núcleo. Ésta se mide en *becquerel* (Bq). Un *becquerel* equivale a una desintegración por segundo. Ya que se ha determinado que la velocidad de desintegración o actividad radioactiva es la tasa de variación del número de núcleos radioactivos por unidad de tiempo. Se obtiene pues que:

$$A(t) = A_0 e^{-\frac{(t-t_0)}{\lambda}} \quad (1)$$

$$\lambda = \frac{t_{1/2}}{\ln 2} \quad (2)$$

Dónde la fórmula (1) expresa la actividad radiactiva en función del tiempo y la fórmula (2) relaciona la constante de desintegración radiactiva con el tiempo de semivida ($t_{1/2}$).

Es necesario que el activímetro funcione correctamente por tal que sus medidas se adapten a la realidad. Las sustancias radioactivas en cantidades incorrectas pueden ser perjudiciales para la salud del paciente y también para la del personal sanitario. Por eso se deben realizar unas pruebas de

forma periódica para verificar que el instrumento está en perfecto estado y realiza las medidas de forma correcta. Estas pruebas son las llamadas pruebas de calidad. En este artículo se explica el porqué, el cómo y el cuándo realizarlas por tal de asegurar el buen funcionamiento del activímetro. Se explican tres pruebas de calidad: la prueba de estabilidad, la de exactitud y la de precisión.

La primera consiste en asegurar que las medidas realizadas en distintos tiempos por el activímetro son las mismas, siempre considerando un margen pequeño de error (por el error aleatorio). El activímetro no debe cambiar los resultados de una misma muestra (si esta no cambia en el tiempo) en tiempos distintos.

La segunda consiste en probar la exactitud del activímetro y la tercera prueba la precisión. Es importante no confundir los conceptos de exactitud y de precisión aunque en el vocabulario coloquial se usen como sinónimos. El concepto de exactitud está relacionado con la veracidad de los resultados obtenidos, si la media de un conjunto de medidas corresponde con el valor real se dirá que el instrumento es exacto. En cambio, la precisión no tiene nada que ver con el valor real de la característica a medir. Un instrumento es preciso si todas las medidas que se toman de la misma característica son iguales entre ellas.

En un instrumento las dos características son críticas pues cada una de ellas da un tipo de error distinto. Si nos encontramos delante de un instrumento exacto pero poco preciso podemos afirmar que nuestras medidas están sometidas a un error aleatorio. Este tipo de error es difícil de reducir pues como bien dice su propio nombre es aleatorio y no se puede controlar. Por otro lado, un instrumento preciso pero no exacto da a lugar a un error sistemático en las medidas. El error sistemático significa que las medidas siempre están desviadas la misma cantidad del valor real. Sabiendo cual es la magnitud de este error se puede calibrar el instrumento simplemente restándolo del valor obtenido por el instrumento.

II. ¿QUÉ ES UN ACTIVÍMETRO?

El activímetro, también llamado calibrador de dosis de radionúclidos, es un instrumento de medida muy importante en el campo de la medicina nuclear, ya que permite medir la actividad de los radiofármacos, es decir, los fármacos con sustancias radioactivas que se introducen en los pacientes cuándo se les quiere realizar algún tipo de diagnóstico por imagen basado en la detección de la radiación emitida por el paciente.

Su importancia reside en que las dosis inyectadas en los pacientes deben ser exactas y deben, muy estrictamente, coincidir con la dosis prescrita, para no exponer ni al paciente ni al personal sanitario a dicha radiación más tiempo del debido innecesariamente. Es por ello que este instrumento debe de seguir un plan de calibración y mantenimiento y un control de calidad estricto y exhaustivo, para mantener la condición de ser un instrumento preciso y exacto.

El activímetro, en sí, es una cámara de ionización de gas de tipo pozo, es decir, es una cámara blindada por plomo - para proteger de la radiación a sus operadores y evitar la intrusión de ruido de fondo por la actividad ambiental- en la cual hay pozos, literalmente, en los cuáles hay un gas que al interactuar con la radiación emitida por la muestra genera corriente entre los electrodos cilíndricos coaxiales que envuelven el pozo.

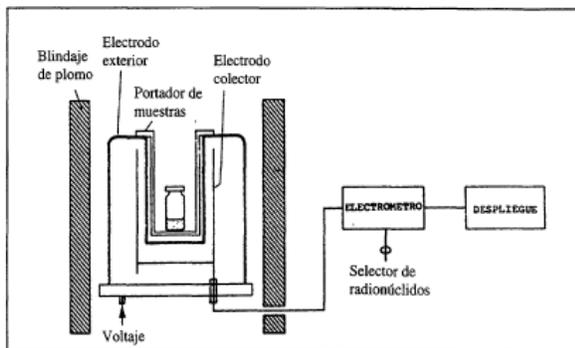


FIG. 1. Esquema de un activímetro.

Como se observa en la FIG. 1, la corriente generada se transforma en voltaje para poder trabajar con mayor facilidad a la hora de acondicionar el señal y generalmente se convierte en digital y se procesa para expresar finalmente dicha actividad en unidades de actividad: *becquerel* (Bq, unidades del SI) o *curie* (Ci). Se puede apreciar que hay un selector de radionúclidos a la hora del procesado de la señal. Eso es debido a que el activímetro no responde de igual manera a todas las radiaciones, ya que emiten a diferentes ventanas de energía.

III. NUESTRO ACTIVÍMETRO

El activímetro al cual se ha tenido acceso en el Hospital Universitario de la Dexeus para realizar las pruebas necesarias para su control de calidad, es un activímetro de varios canales, entre ellos, uno para el Cesio (Cs), otro para el Flúor (F) y el último para el Tecnecio (Tc). Estos tres canales son los más utilizados a causa de que estos radionúclidos son los utilizados más habitualmente en el radiodiagnóstico allí y tienen diferentes ventanas de energías de emisión, por lo que hay que restringir la detección.

Está situado lo más lejos posible de las habitaciones habilitadas para realizar dichos diagnósticos por imagen y en una cámara blindada por radiación. Los controles sobre la actividad son estrictos, habiendo un contador *Geiger* por si hubiera alguna fuga. Es robusto y con un área muy pequeña de cristal blindado con plomo para poder visualizar el interior y poder operar, todo lo demás es plomo.

La señal enviada por el pozo en forma de corriente, como se ha comentado anteriormente, se convierte en voltaje y se acondiciona y se transforma en digital. Después, con un electrometro, se muestra la actividad de la fuente en las unidades que el operador escoja entre *Bq* y *Ci*, el tipo de canal usado y la hora a la que se realiza dicha medida de la actividad.

Es importante que todo concuerde y por ello hay un pequeño secreto a la hora de insertar la hora de la realización de la medida. Como en cualquier país, cada medio año se modifica la hora adelantándola o retrasándola, es por eso que los técnicos no modifican la hora del "activímetro" - considerando dicho electrometro - si no que apuntan la hora que marca un teléfono situado justo al lado, el cuál al estar en línea con todo el servicio telefónico de la Dexeus, se actualiza y sincroniza la hora automáticamente.

Ahora que ya se ha definido qué es un activímetro y, en concreto, cuál es el que se ha utilizado en las pruebas, se procederá a explicar cuál es su control de calidad, explicando las pruebas realizadas para las diferentes características del instrumento de medida, y también, se explicará la pequeña medida que se ha hecho sobre una muestra de Tc.

IV. CONTROL DE CALIDAD DEL ACTIVÍMETRO

Para asegurar y confirmar que las medidas realizadas con el activímetro son las correctas, es necesario realizar unas pruebas periódicamente llamadas pruebas de calidad. Nos permiten verificar si es necesario realizar un mantenimiento y/o ajuste sobre el instrumento.

IV.1. MEDIDAS DEL ACTIVÍMETRO

Antes de explicar y realizar los cálculos de las pruebas de calidad se adjuntan las tablas con las medidas que se han realizado en el activímetro:

| MUESTRA | | CANAL DE ¹³⁷ Cs | | |
|--------------|------------|----------------------------|-------------------|--|
| | FONDO(MBq) | FUENTE(MBq) | Hora de la medida | |
| 1 | 0 | 7.95 | 17:38 | |
| 2 | 0.01 | 7.94 | 17:39 | |
| 3 | 0 | 7.97 | 17:39 | |
| 4 | 0.01 | 7.99 | 17:40 | |
| 5 | 0.01 | 7.98 | 17:40 | |
| MEDIA | 0.006 | 7.966 | | |

TABLA 1. Medidas de ¹³⁷Cs.

| MUESTRA | | CANAL DE ⁹⁹ Tc | | |
|--------------|------------|---------------------------|-------------------|--|
| | FONDO(MBq) | FUENTE(MBq) | Hora de la medida | |
| 1 | 0 | 14.74 | 17:30 | |
| 2 | 0.01 | 14.64 | 17:30 | |
| 3 | 0.01 | 14.66 | 17:31 | |
| 4 | 0 | 14.68 | 17:33 | |
| 5 | 0.01 | 14.65 | 17:33 | |
| MEDIA | 0.006 | 14.674 | | |

TABLA 2. Medidas de ⁹⁹Tc

| MUESTRA | | CANAL DE ¹⁸ F | | |
|--------------|------------|--------------------------|-------------------|--|
| | FONDO(MBq) | FUENTE(MBq) | Hora de la medida | |
| 1 | 0 | 4.66 | 17:43 | |
| 2 | 0.01 | 4.68 | 17:44 | |
| 3 | 0.01 | 4.61 | 17:45 | |
| 4 | 0 | 4.62 | 17:45 | |
| 5 | 0.01 | 4.63 | 17:46 | |
| MEDIA | 0.006 | 4.64 | | |

TABLA 3. Medidas de ¹⁸F

IV.2. PRUEBA DE ESTABILIDAD

Esta prueba tiene como finalidad comprobar la estabilidad de las medidas del equipo a partir de una fuente calibrada. Consta de dos partes, la primera es la prueba de referencia, y la segunda, la prueba de constancia. La prueba de referencia se debe hacer semestralmente y la de constancia cada día. El material necesario para realizar la prueba de estabilidad es una fuente sellada y certificada de ¹³⁷Cs.

1. Procedimiento para la prueba de referencia.

Esta prueba tiene como finalidad comprobar la estabilidad de las medidas del equipo a partir de una fuente calibrada. Primeramente hay que dejar en marcha el activímetro 30 min antes de empezar con las medidas. Tomamos 5 medidas del fondo con el canal de ¹³⁷Cs y hacemos la media. A continuación se introduce la fuente sellada de ¹³⁷Cs en el pozo y se espera a que se estabilice para anotar el resultado. Una vez se ha anotado, se saca el ¹³⁷Cs del pozo y se debe esperar a que el valor llegue al valor de fondo. Se repite el procedimiento hasta obtener 5 medidas, de las cuales se hará la media. Una vez acabado, se cambia

el canal del activímetro al canal de ⁹⁹Tc y al acabar se vuelve a cambiar el canal al canal ¹⁸F.

Se calcula el 5% de la media de cada canal teniendo en cuenta el fondo, y se verifica que todos los valores de cada canal estén en este margen.

| | CANAL DE ¹³⁷ Cs | CANAL DE ⁹⁹ Tc | CANAL DE ¹⁸ F |
|-----------------|----------------------------|---------------------------|--------------------------|
| 5% de la medida | 0.3983 | 0.7337 | 0.232 |
| Intervalo (MBq) | [7.5677,8.3643] | [13.9403,15.4077] | [4.408,4.872] |
| Conforme | Si | Si | Si |

TABLA 4. Intervalos de medidas

Utilizando la fórmula siguiente se calcula el factor de estabilidad (FE):

$$F.E. = \frac{\text{valor medio } (\bar{A})}{\text{valor teórico } (A(t))} \quad (3)$$

Se han obtenido las medidas necesarias para poder calcular el factor de estabilidad. Si se utilizan las TABLAS 1, 2 y 3 se obtienen:

| | CANAL DE ¹³⁷ Cs | CANAL DE ⁹⁹ Tc | CANAL DE ¹⁸ F |
|------------|----------------------------|---------------------------|--------------------------|
| F.E | 1.05 | 1.93 | 0.61 |

TABLA 5. Factores de estabilidad por muestra

2. Procedimiento para la prueba de constancia.

La prueba anterior se hace cada seis meses, pero cada día hay que medir la fuente de ¹³⁷Cs para comprobar que todo funciona correctamente y el valor se encuentra dentro del margen marcado del 5%.

IV.3. PRUEBA DE EXACTITUD

La exactitud es una característica del instrumento, que indica la cercanía de las medidas tomadas por el mismo, con el valor real que queremos medir. Ésta se calcula a partir del error relativo de la medida, y por lo tanto se expresa en forma de tanto por ciento. Cómo menor sea el error relativo, mayor será la exactitud del instrumento, y más se va a aproximar la medida al valor real de la muestra.

La finalidad de esta prueba es comprobar la exactitud del activímetro con la ayuda de una fuente radiactiva calibrada. Es de vital importancia que el activímetro sea exacto, ya que esto marcará la veracidad de las pruebas realizadas con muestras radiactivas, previamente medidas en el equipo, tales como el PET-CT o las gammágrafos. Es por esta razón que esta prueba debe realizarse, como mínimo, una vez por trimestre.

En este caso, la fuente que se usa para comprobar la exactitud del activímetro será el ¹³⁷Cs. Para tomar las medidas necesarias, se debe encender el equipo 30 minutos antes, y configurarlo en el canal correspondiente (¹³⁷Cs). También es necesario tomar medidas del fondo, es decir, el valor de la medida de actividad que se obtiene cuando no hay ninguna muestra dentro del activímetro. Este valor, normalmente muy pequeño, va a tener que ser sustraído de las medidas que se realicen posteriormente. Una vez hecho

esto, se procede a medir unas diez veces la actividad de una misma muestra radiactiva de ¹³⁷Cs. Entre medida y medida se deberán recuperar las condiciones iniciales del equipo.

Para valorar la exactitud del activímetro se calcula la diferencia porcentual entre el valor medio de las medidas tomadas y el valor de la actividad de la fuente de ¹³⁷Cs certificada, corregido por el decaimiento radiactivo el día de la medida, es decir, el valor “real” de la actividad de la muestra. La fórmula usada es la siguiente:

$$\varepsilon_r = \left(\frac{\bar{A} - A_c}{A_c} \right) \cdot 100 \quad (4)$$

En primer lugar, se procede a calcular la actividad correspondiente de la fuente de Cs certificada. Ésta tenía, el día 7/01/2008, una actividad certificada de 9.09 MBq. Hasta el día que se tomaron las medidas, el 19/11/2015, habían pasado un total de 2873 días. Teniendo en cuenta estos datos y tomando el tiempo de semivida del ¹³⁷Cs de t_{1/2} = 30.07 años se obtiene, aplicando la fórmula de desintegración radiactiva (1), que la actividad exacta de la muestra es de 7.58 MBq.

En segundo lugar, es necesario calcular el valor medio de las medidas realizadas. Para ello, se toman primero las medidas del fondo, una actividad media de 0.006 MBq. Acto seguido, con el activímetro configurado en el canal de ¹³⁷Cs, se toman un conjunto de medidas, recogidas en la TABLA 1. Se obtiene una media de 7.966 MBq y, sustrayendo el valor del fondo, finalmente queda un valor medio de 7.960 MBq.

Con todos los datos calculados, y aplicando la fórmula (4), se puede comprobar que la exactitud del activímetro es del 5.01%. Por lo general, se exige a este tipo de equipos que el error relativo esté por debajo del 10%, es decir, la exactitud del activímetro está dentro de los márgenes deseados.

IV.4. PRUEBA DE PRECISIÓN

Otra característica crítica en todo instrumento es la precisión. Esta cualidad está relacionada con la variabilidad de las medidas obtenidas. Cuanto menor sea la variabilidad, mayor es la precisión del equipo. Es importante tener un equipo preciso para poder sacar conclusiones sólo con una medida, ahorrando así tiempo y dinero.

La finalidad de esta prueba, que debe realizarse trimestralmente debido a su importancia, es determinar si la precisión de todos los canales del activímetro es suficiente para poder garantizar que una sola medida de la muestra no está sometida a un error aleatorio significativo, es decir una variabilidad elevada. Para valorar la precisión del equipo se calcula la desviación típica de las medidas tomadas y se compara con la media de las mismas. El resultado es el Coeficiente de Variación (CV) y se da en tanto por ciento.

$$CV = \frac{s(A_i)}{\bar{A}} \cdot 100 \quad (5)$$

Para esta prueba se pueden usar las mismas medidas tomadas para la prueba de exactitud o la prueba de

estabilidad. Se puede valorar la precisión de todos los canales sin importar si el canal se corresponde con la fuente que está dentro del pozo, pues no importa que el resultado sea el correcto. Por lo general se exige que, para todo instrumento, el coeficiente de variación sea inferior al 3%.

Con las muestras tomadas, recogidas en las TABLAS 1, 2 y 3, se determina la precisión de los tres canales del activímetro:

| | CANAL DE ¹³⁷ Cs | CANAL DE ⁹⁹ Tc | CANAL DE ¹⁸ F |
|--------------------|----------------------------|---------------------------|--------------------------|
| Desviación típica | 0.01855 | 0.03555 | 0.0261 |
| Coef. De Variación | 0.233% | 0.242% | 0.562% |
| Conforme | Sí | Sí | Sí |

TABLA 6. Desviación típica y coeficiente de variación.

Así pues, se concluye que a día 19 de noviembre del 2015 el activímetro es preciso.

V. CONCLUSIONES

Con este artículo se espera ayudar al lector a conocer el activímetro y a entender el funcionamiento y diferenciar las pruebas de calidad realizadas. También la importancia de estas pruebas en el activímetro, en la instrumentación médica y también en cualquier instrumentación en general. Los instrumentos necesitan un mantenimiento y ser calibrados de forma periódica. Por tal de conocer el momento idóneo para hacerlo, se realizan estas pruebas de calidad que mantienen al personal informado del estado del instrumento.

Por otro lado, cabe concluir que el activímetro utilizado para realizar las pruebas estaba en perfecto estado y funcionaba de forma correcta ya que, como se ha comprobado, superó con éxito todas las pruebas de calidad aplicadas. Cosa que verifica su buen funcionamiento en la data en la que se realizaron estas pruebas.

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos al hospital Universitario Quirón Dexeus por abrirnos sus puertas y permitirnos utilizar su activímetro y visitar sus instalaciones. También a Antonio Castel, radiofísico hospitalario, quién nos guió y enseñó el funcionamiento del activímetro y otros instrumentos utilizados en el hospital.

[1] <https://www.caletec.com/blog/tag/sistema-de-medida/>, visitado 29/11/2015.

[2] <http://www.elsevier.es/es-revista-revista-espaa%3%B1ola-medicina-nuclear-e-imagen-molecular-125-articulo-control-calidad-activimetros-13067833/>, visitado 30/11/2015.

[3] Control de Calidad de la instrumentación de medicina nuclear. Publicación editada por SEFM-SEMNUM-SEPR. ISBN: 978-84-944186-2-4

[4] IAEA. Quality control of nuclear medicine instruments. IAEA-TECDOC602. Vienna: International Atomic Energy Agency; 1991.

Control de calidad en gammacámaras planares

Adrià Amell, Darío de la Fuente, Didac Martí, Eloi Ros, Yago Nel Vila
Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya.
 Campus Nord, 08034 Barcelona

e-mail: {adria.amell, dario.de.la.fuente, didac.marti, eloi.ros, yago.nel.vila}@alu-etsb.upc.edu

La gammacámara es un equipo utilizado en el campo de la medicina para en la detección y visualización de patologías, además de ser útil para ensayos clínicos. Como todo equipo usado en medicina, se debe conocer que está en un estado de calidad óptimo para su uso. Diversos experimentos para determinar la calibración del equipo forman parte de las rutinas de controles de calidad. En este documento se presentan dos controles de calidad realizados en el hospital universitario Quirón Dexeus.

Palabras clave: gammacámara, medicina nuclear, control de calidad

I. INTRODUCCIÓN

Una gammacámara se basa en la detección de radiación gamma y su posterior análisis. Su utilidad en medicina se debe a que se puede inyectar vía intravenosa una solución radioactiva en un paciente, basada frecuentemente en ^{99m}Tc , que es acompañada de un fármaco trazador para direccionar la radioactividad a los órganos de interés para el galeno.

Cuando el fármaco se ha posicionado en el lugar de interés, la sustancia radioactiva diluida en este emite radiación energética en forma de rayos gamma y, en los cabezales de la gammacámara, se cuentan el número de fotones que se reciben. Se debe destacar que la dirección de los fotones es impredecible y hay dispersión de fotones. Ambos fenómenos dificultan el posicionamiento inicial del fotón medido. Para reducir la incertidumbre del origen del fotón, se utilizan colimadores adaptados a la energía de la sustancia radioactiva utilizada.

Para determinar el número de fotones, una vez colimados, estos son transformados a radiación visible mediante un cristal de yoduro de sodio, dopado con talio (NaI(Tl)). Posteriormente, se transforma la radiación mediante el uso de tubos fotomultiplicadores en una señal eléctrica para su posterior amplificación, calibrado y filtrado para el conteo [1]. Mediante un procesado informático, estas cuentas son convertidas en imágenes útiles para el análisis medicinal.

Dos parámetros elementales en la calibración de las gammacámaras son la uniformidad intrínseca y la resolución extrínseca. En el hospital universitario Quirón Dexeus se realizaron dos experimentos para determinar la calidad de estos dos parámetros de la gammacámara disponible en el hospital, una Infinia Hawkeye de General Electric Medical Systems. Los experimentos se realizaron a partir de una solución acuosa de ^{99m}Tc , que a las 18.02 tenía una actividad de 857 μCi y su análisis fue informático. Se proporciona, como material suplementario, los códigos MATLAB utilizados.

A la hora de trabajar con materiales que desprendan radiación ionizante es necesario el control estricto del tiempo para conocer la actividad de la muestra, la distancia de trabajo (la radiación recibida es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia) y, finalmente, el blindaje que recubre la fuente radioactiva. Debido a que el tiempo de vida media de determinados elementos es de minutos e incluso horas, cuando se mide su actividad es necesario tener en cuenta el tiempo que pasa hasta su uso, pues esta se verá modificada. El ^{99m}Tc , elemento con el que se trabajó durante el experimento, tiene un tiempo de vida media de 6 horas.

Cabe mencionar las estrictas medidas de seguridad necesarias para trabajar con radioisótopos: su manipulación y su contención de radiación, que en estos experimentos fueron realizados por el profesional Antoni Castel.



FIG. 1. Gammacámara Infinia Hawkeye de GE Medical Systems, equipo utilizado en los experimentos. Los cabezales están posicionados perpendicularmente.

II. UNIFORMIDAD INTRÍNSECA

La uniformidad intrínseca es uno de los parámetros esenciales de calidad de imagen a realizar en los controles de calidad para la medicina nuclear y tiene un peso importante en el diagnóstico clínico. Esta prueba determinará el grado de no homogeneidad de la gammacámara a la hora de detectar la actividad de una muestra radioactiva y consiste fundamentalmente, en contar el número de fotones que inciden en los fotodetectores. Para su realización es necesario retirar cualquier colimador presente en los cabezales de la gammacámara.

Un detector ideal sometido a un flujo prácticamente uniforme de rayos gamma proporciona el mismo número de cuentas en cada uno de los píxeles de la imagen. En la práctica, hay factores que no permiten esta homogeneidad, como los mencionados naturaleza aleatoria de la detección y dispersión, pero además los posibles defectos del detector. Este último factor es el que se revisa en un control de uniformidad.

Para realizar el experimento, se quitan los colimadores y se sitúan las dos superficies del detector perpendicularmente (FIG. 1) y se utiliza una fuente puntual de radiación conocida. En el caso realizado, se utilizó una jeringa con una pequeña dosis de ^{99m}Tc, posicionada a unos dos metros de los detectores. Desde el equipo informático, se establece una adquisición que no supere una tasa de 20 kcuentas/s y con un número mayor de 10 kcuentas en el píxel central para eliminar influencias estadísticas.

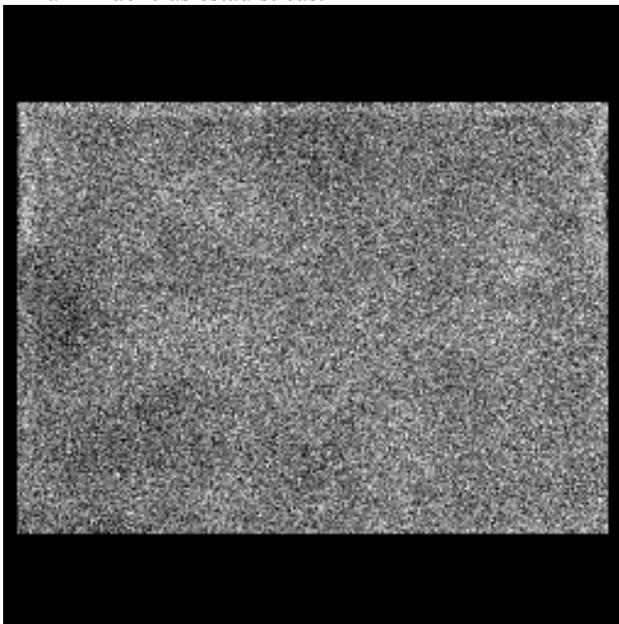


FIG. 2. Imagen obtenida del primer cabezal de 256x256 píxeles. Esta imagen está sin procesar, a excepción de que se ha realizado el contraste para poder observar mejor las cuentas. El negro indica cero cuentas, blanco puro indica el píxel con más cuentas.

Una vez obtenidas una imagen por cabezal, se ha proseguido con el diseño del procesado de los resultados

para determinar los parámetros deseados. Se ha utilizado el entorno de MATLAB, donde la lectura de la imagen se transforma en una matriz que contiene, para cada posición, el número de cuentas correspondiente al píxel asociado a esta posición.

El procesado se ha basado los pasos propuestos en [2]. Se ha calculado la uniformidad integral y la uniformidad diferencial de dos zonas: el campo de visión total (CTVU), que se ha considerado el 90% de la matriz sin ceros, y el campo central de visión útil (CCVU), que se ha considerado un 70%. La uniformidad integral viene dada por la fórmula (1), donde C_{max} representa el número de cuentas máximo y C_{min} el mínimo. La uniformidad diferencial (UD) consiste en subdividir la matriz en submatrices 5x5 y calcular la uniformidad intrínseca de cada submatriz. El valor de la uniformidad diferencial es el máximo de estos valores.

$$UI = \frac{C_{max} - C_{min}}{C_{max} + C_{min}} 100 \quad (1)$$

A continuación se detallan los pasos que se realizan en los códigos Cabezal1.m y Cabezal2.m (en los códigos se detalla con comentarios cada paso).

1. Se han eliminado los ceros de la matriz.
2. Se han generado submatrices para obtener el campo de visión total (CTVU), que se ha considerado un 90% de la imagen, y el campo central de visión útil (CCVU), que se ha considerado un 70%.
3. Se ha aplicado un filtro de convolución de 9 puntos dado por la matriz

$$\frac{1}{16} \begin{pmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{pmatrix}$$

a las matrices del CTVU i del CCVU.

4. Se ha obtenido la uniformidad integral de estos campos, presentados en la Tabla 1.
5. Se ha subdividido la matrices del CTVU i del CCVU para hallar la uniformidad diferencial, valores presentados en la Tabla 1.

| Cabezal | Campo | UI | UD |
|---------|-------|-------|-------|
| 1 | CTVU | 8,42% | 5,71% |
| 2 | | 8,25% | 5,51% |
| 1 | CCVU | 7,49% | 4,99% |
| 2 | | 6,84% | 5,27% |

Tabla 1. Valores obtenidos de la uniformidad intrínseca en los cabezales de la gammacámara.

La hora a la que se inició la adquisición de las imágenes del “primer cabezal” y del “segundo” fueron a las 18.26 y a las 18.11 respectivamente, tomando aproximadamente menos de 15 minutos en total.

Es importante destacar que estos resultados son erróneos, dado que software asociado a la gammacámara realiza el mismo análisis y saca unos resultados inferiores al límite establecido por [2].

III. RESOLUCIÓN EXTRÍNSECA

El experimento de la resolución espacial extrínseca también se basa en el procedimiento propuesto en [2]. Para la realización de la medición de la resolución extrínseca se tuvieron que poner los colimadores que se habían sacado para el experimento de la uniformidad intrínseca. Encima de los colimadores se colocó el dispositivo experimental de la FIG. 3. Este consiste en un tubo capilar de 12,5 cm de largo y 0,5 mm de ancho en la que se introdujo la muestra radioactiva ^{99m}Tc para obtener una fuente lineal. En el dispositivo hay placas de plomo colocadas de tal forma que solo llegue la radiación proveniente de la fuente lineal en un cabezal. Se realizaron cuatro capturas, una para cada eje de ambos colimadores.

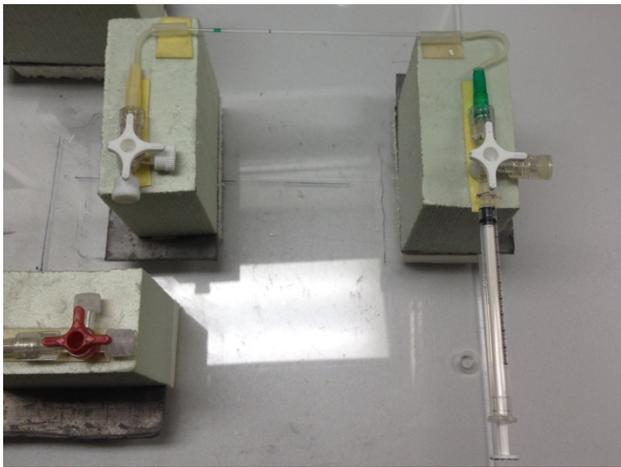


FIG. 3. Instrumento experimental usado para medir la resolución espacial extrínseca.

Los datos obtenidos en forma de imagen fueron procesados con Matlab, donde también se interpreta cada píxel de la imagen como un número en una matriz. Las capturas realizadas tenían una resolución de 512x512, la matriz resultante también tiene estas dimensiones.

Mediante el script resextr.m, se procesaron los datos para obtener el AIMA (intervalo con intensidad mayor o igual a la mitad de la intensidad máxima del pico) medio de cada captura. Para ello, al script se le pasa como parámetros, además de la matriz de datos, las dimensiones del recuadro

donde estaba colocada la fuente lineal y en qué dirección debe buscar el ajuste a una curva gaussiana. El script hace cinco cortes en la dirección indicada y, por cada corte, hace interpolación de los datos obtenidos con una función gaussiana. Con esta curva podemos saber, multiplicando su desviación típica por una constante, el AIMA. Se obtienen, por tanto, cinco datos del AIMA, con lo que se puede hallar su media y su desviación típica (Tabla 2). Hay que señalar que los resultados salen en píxeles, por lo tanto hay que convertirlos a milímetros. Esta conversión se hace multiplicando el resultado por el tamaño del medidor y se divide por la resolución de la imagen.

| Eje | Datos individuales | | | | | Media | σ | |
|-----|--------------------|-----|-----|-----|-----|-------|----------|-----|
| 1 | x | 8,7 | 8,4 | 8,6 | 8,2 | 8,3 | 8,5 | 0,2 |
| | y | 8,2 | 8,4 | 8,2 | 8,3 | 8,4 | 8,3 | 0,1 |
| 2 | x | 8,7 | 8,6 | 8,5 | 8,4 | 8,5 | 8,5 | 0,1 |
| | y | 8,0 | 7,9 | 7,9 | 8,1 | 8,4 | 8,1 | 0,2 |

Tabla 2. Valores obtenidos del AIMA para el primer cabezal y el segundo (se mantiene el orden de la uniformidad intrínseca) en el plano. Todas las unidades están en milímetros.

| Detector | Eje | Inicio |
|----------|-----|--------|
| 1 | x | 19.06 |
| | y | 19.11 |
| 2 | x | 19.22 |
| | y | 19.27 |

Tabla 3. Hora en la que se inició la adquisición de las imágenes para la medida de la resolución espacial extrínseca. Cada toma duró 4 minutos.

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, a Antoni Castel Millán, radiofísico hospitalario, responsable de protección radiológica del hospital universitario Quirón Dexeus, por la oportunidad de realizar esta práctica, su guía y supervisión en los experimentos, sus respuestas a todas nuestras preguntas y, no menos importante, todos lo que nos enseñó con respecto a los equipos de medicina nuclear que tienen en este hospital.

Asimismo, a la profesora Trinitat Pradell Cara, por acompañarnos en la visita, complementar explicaciones de Antoni y contestar más preguntas.

- [1] "Scintillation Cameras." *IAEA Human Health Series No. 6: Quality Assurance for SPECT Systems*. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2009.
- [2] "Gammacámaras planares". *Control de calidad de la instrumentación de medicina nuclear*. SEFM, SEMNIM, SEPR, 2015, 1ª edición.

Nuclear medicine instrumentation (III): using an image acquisition setup (PET/CT tomography)

Xavier Cabanes Bosacoma, David Cirauqui Garcia,
Marc de Cea Falcó, Àlex Nowak Vila, Marta Raventós Moreno

December 13, 2015

Abstract

PET/CT technology is a widely spread medical imaging technique that combines both Positron Emission Tomography (PET) and X-ray computed tomography (CT). In this article we are going to make the necessary computations to check the good performance of a PET machine by calculating the standardized uptake value (SUV) in a homogeneous phantom.

1 INTRODUCTION

PET is a tomographic scintigraphic technique in which a computer-generated image of local radioactive tracer distribution in tissues is produced through the detection of annihilation photons that are emitted when radionuclides introduced into the body decay and release positrons. 18F-FDG PET is a tomographic imaging technique that uses a radiolabeled analog of glucose, 18F-FDG, to image relative glucose use rates in various tissues. Because glucose use is increased in many malignancies, 18F-FDG PET is a sensitive method for detecting, staging, and monitoring the effects of therapy of many malignancies. PET shows a metabolism of cell or tissue by displaying the image with the semi-quantitative value called Standardized Uptake Value (SUV).

CT is a tomographic imaging technique that uses an x-ray beam to produce anatomic images. This anatomic information is used to detect and to help determine the location and extent of malignancies.

Combined PET/CT devices provide both the metabolic information from 18F-FDG PET and the anatomic information from CT in a single examination. As shown in some clinical scenarios, the information obtained by PET/CT appears to be more accurate in evaluating patients with known or suspected malignancies than does the information obtained from either PET or CT alone or the results obtained from PET and CT separately but interpreted side by side.[2]



Figure 1: Example of a PET/CT TOSHIBA machine

Since this kind of set ups work with radiation, which is harmful under high expositions, periodic testing of the functioning is required. One of the most used ratios, which is the one we are going to check, is the Standardized Uptake Value (SUV). The SUVs are a measure of the concentration of a radiotracer in a defined region of interest (ROI) divided by the injected dose normalized for the patient's body weight at a fixed time after tracer injection.

However, the SUV is also referred to the Standardized Uptake Ratio. Since it is a ratio, it is computed as follows[3]:

$$SUV_{bw} = \frac{\text{Activity in ROI}_{(mCi/ml)}}{\frac{\text{Injected Dose}_{(mCi)}}{\text{Body Weight}_{(g)}}} \quad (1)$$

By looking at the form of the equation, we can expect the SUV to be higher in regions where the tracer has a higher performance. Since the tracer is stuck into 18F-FDG (glucose), there will be a greater absorption of the

tracer in high consumption cells. These are, except for specific locations in the body, cancer cells. Thus, ROI with high SUV are more susceptible to have this alteration.

It has been studied that zones with a SUV greater than 3 must be considered by the doctors as candidates of cancer.

Our aim is to compute the SUV for a certain object (called Phantom) with a known distribution of concentration of activity with the computer image files from the PET machine and check if the results are consistent with our known concentration.

2 PROTOCOL AND PHANTOM PREPARATION

The SUV calibration was performed with a cylinder phantom filled with F^{18} isotope solution. The protocol for the calibration specifies different features of the phantom in order to lead to equivalent measurements no matter where the task is performed.

These specifications of the protocol and the measurements are saved in an excel file that summarizes all the parameters of the phantom characteristics at the beginning of the calibration.

In the following table we summarize the main data of the file.

| Task | Determination of SUV |
|---|----------------------|
| Weight | 7.63 kg |
| Volume | 5640.0 |
| Expected initial time of phantom preparation | 13:10:00 h |
| Expected time for the preparation | 00:50:00 h |
| Time of water removal | 13:00:00 |
| Activity to inject according to the scheduled times | 1.37 mCi |
| Time of injection | 13:01:00 h |
| Injected activity | 1.34 mCi |
| Time of residual measurements | 13:02:00 h |
| Residual activity | 0 mCi |

The phantom preparation steps are the following:

- *Partially empty the phantom.* Originally, the phantom was completely filled with water without any

air bubble. In order to introduce the activity into the cylinder, it is necessary to remove liquid. We only take out the necessary water and this is performed carefully using some syringes.

- *Activity introduction.* Using another syringe, we introduce the activity previously measured into the phantom.
- *Refill the phantom.* The more complicated step is to reintroduce the water in the syringes back inside the phantom. It is a long process because we have to be sure that no air bubbles remain inside, otherwise it can interfere with the measurement.

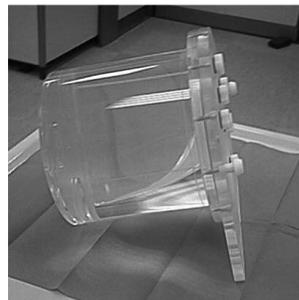


Figure 2: Cylinder phantom used for the SUV calibration.

3 DATA ACQUISITION AND ANALYSIS

The PET machine has taken thousands of counts on every plane and a total of 91 slices were taken. For each of those slices, some statistics calculations are made in order to get a proper interpretation of the data, and then a DICOM file is generated in the computer with the results. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) is the standard for the communication and management of medical imaging information and related data.

A DICOM data object consists of a number of attributes, including items such as name, ID, etc., and also one special attribute containing the image pixel data (i.e. logically, the main object has no "header" as such, being merely a list of attributes, including the pixel data). A single DICOM object can have only one attribute containing pixel data. For many modalities, this corresponds to a single image.[1]

The data is retrieved using Matlab specific functions for reading .dcm files. Using `dicominfo` and `dicomread` we are able to export the data into Matlab variables.

An example of the data we acquire can be seen in the following picture:

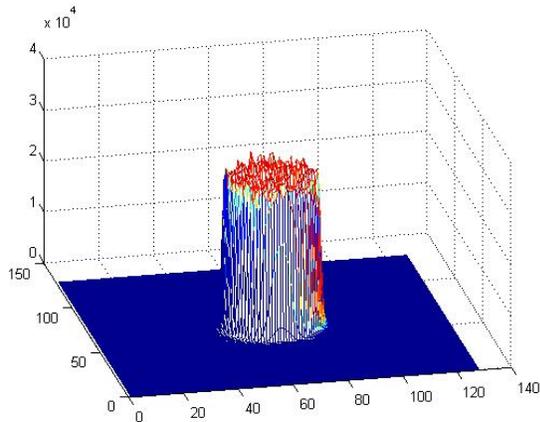


Figure 3: Value of the pixels for a inner slice (50th)

4 CALCULATION OF SUV

Theoretically, the SUV is the one we have calculated in the previous sections. However, our data is in the form of pixels values in a image file. To compute the SUV we'll have to know how to, knowing the pixel value, calculate the activity in each point. To do so, we must have some parameters first, since we must now calculate it from the data acquired by the PET machine. For that, we define the following parameters:

- PV: Pixel Value
- IRF: Image Rescale Factor
- DC: Dose Calibration
- AA: Actual Activity
- BW: Body Weight

Then, the corresponding equation to compute the SUV in a pixel is:

$$SUV_{\text{body weight(kg/ml)}} = \frac{(PV \times IRF \times DC)}{\left(\frac{AA}{BW}\right)} \quad (2)$$

The image rescale factor and the Dose calibration factor are obtained from the DICOM files of each slice. The `dicominfo` function has been used to obtain the necessary information to find those parameters. Finally, the actual activity and body weight are known parameters.

This calculation is done for every pixel in the ROI of each slice obtained from the PET machine. Since there is an homogeneous distribution of activity inside the phantom, it is expected to find a constant and equal to 1 value of the SUV in each slice.

5 RESULTS

We made a Matlab script with all the latter calculations in it and the results are shown in the following figures. The first one corresponds to the SUV found by taking the maximum pixel value in the ROI to compute it for each slice, while the second one uses the average of the pixel values in all the ROI.

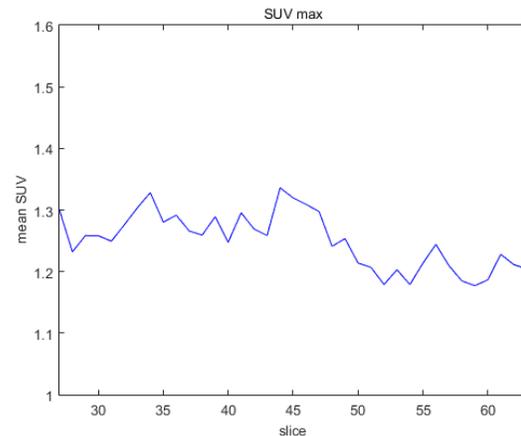


Figure 4: SUV max

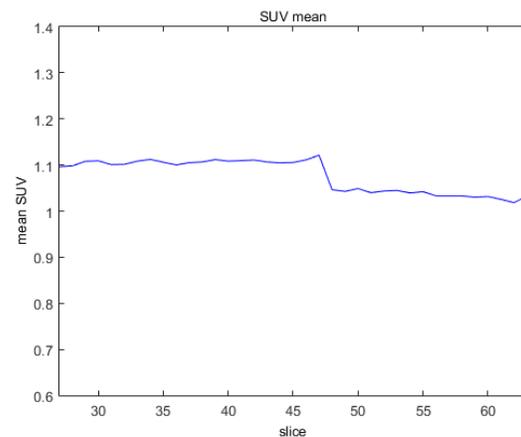


Figure 5: SUV mean

In our calculations, the mean of the SUV(mean) in all slices is $\overline{SUV} = 1.07642$. The bias from the expected result is then 7.64%.

6 CONCLUSIONS

The European regulations state that the bias of the SUV should not be over 10%. Thus, we can conclude that the PET machine has a good performance since the results are coherent with the expected SUV and the bias is less than 10%.

However, this process is not the only one necessary to check the machine, more test are taken periodically, like those made to rescale the sensitivity of each detector module.

7 ACKNOWLEDGEMENTS

We would like to thank Hospital Universitari Quirón-Dexeus and specially the physicist Antoni Castel Millán for giving us the chance to carry out this work and all the material and knowledge we have been given.

8 ANNEXES

- Matlab files
- Excel table

References

- [1] DICOM. https://en.wikipedia.org/wiki/dicomcite_ref-6.
- [2] Milton J. Guiberteau Manuel L. Brown Henry D. Royal Barry A. Siegel David W. Townsend Lincoln L. Berland J. Anthony Parker Karl Hubner Michael G. Stabin George Zubal Marc Kachelriess Valerie Cronin Dominique Delbeke, R. Edward Coleman and Scott Holbrook. Procedure Guideline for Tumor Imaging with 18F-FDG PET/CT 1.0. *Journal of Nuclear Medicine*, 47(5):885–895, 2006.
- [3] Somphob Soongsathitanon Pawitra Masa-Ah, Malulee Tuntawiroon. A novel scheme for Standardized Uptake Value (SUV) calculation in PET scans. *International Journal of Mathematical Models and Methods in Applied Sciences*, 4, 2010.

Anexos

APÉNDICE I: Física de las redes de difracción.¹

Una red de difracción consiste en una serie de elementos separados por una distancia comparable a la longitud de onda. Estos elementos pueden tratarse por ejemplo de una sucesión de ranuras transparentes en una pantalla opaca o un conjunto de tramos reflejantes en un sustrato. Cuando una onda electromagnética sale de la red, su amplitud, fase o ambas se verán modificadas de manera predecible y con dependencia de las características físicas de la red. A continuación se describirán los dos tipos de redes de difracción más comunes.

1. Redes de difracción por transmisión

Estas redes consisten en ranuras de una cierta anchura separadas una distancia (que denotaremos como a). Debido al efecto conjunto de las interferencias producidas por todas las ranuras, encontramos una serie de máximos y mínimos de intensidad a distintos ángulos con respecto a la normal. El patrón de difracción que se forma depende de la longitud de onda de la siguiente manera

$$m\lambda = a \cdot \sin \theta$$

donde m es un número entero. La expresión anterior nos permite deducir la posición de los máximos de intensidad para un haz monocromático, siendo el máximo más luminoso el correspondiente a $m=0$. Si la onda incidente está formada por un intervalo de longitudes de onda, se formará un patrón conjunto que se repite a medida que variamos el ángulo. Cada repetición del espectro se denomina orden de difracción. La separación angular entre longitudes de onda aumenta para órdenes crecientes, existiendo la posibilidad de solapamiento entre órdenes.

Se puede deducir directamente de la fórmula que a medida que se reduce la separación entre ranuras la separación angular del espectro aumenta, de modo que se obtiene mayor resolución. Las redes de difracción de transmisión suelen estar optimizadas para órdenes bajos, i.e. la separación entre ranuras suele ser muy pequeña.

2. Redes de difracción por reflexión:

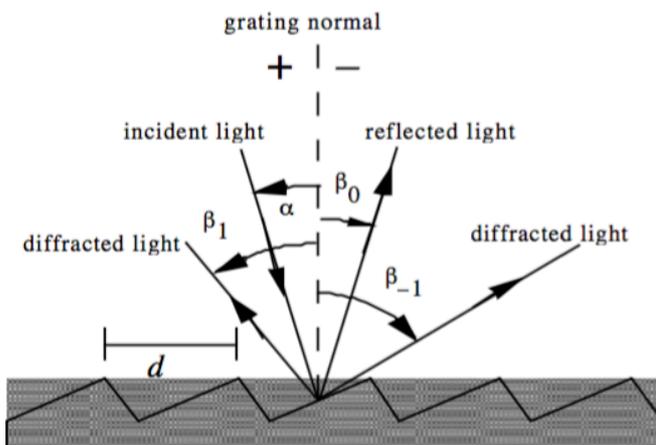


Fig.1 Difracción en una red escalonada

Estas redes se crean mediante una superficie reflejante que se ve interrumpida debido a la forma de la red. Puede tener franjas reflejantes y absorbentes intercaladas (e.g. un CD) o bien ser toda reflejante e interrumpir la reflexión mediante una forma escalonada (e.g. una red echelle). A diferencia de las redes por transmisión, el rayo incidente y el difractado se propagan del mismo lado de la red (no hay rayo transmitido). Como se aprecia en la

¹ Toda la información de este anexo está basada en C. Palmer; E. Loewen, *Diffraction Grating Handbook*, 6th Edition, Newport Corporation (2005). Las imágenes también pertenecen a esta referencia.

Fig.1, el rayo incidente llega con un ángulo α respecto a la normal y es difractado con ángulo β .

Una de las redes más empleadas son las Littrow, cuya condición característica es $\alpha = \beta$. En estas redes se cumple:

$$\frac{d\beta}{d\lambda} = \frac{2}{\lambda} \tan\beta$$

es decir, la resolución que se puede obtener aumenta a medida que se incrementa el ángulo de incidencia.

La principal ventaja que presentan estas redes frente a las de transmisión es que se puede aumentar la intensidad que recibe un determinado orden de difracción simplemente modificando el ángulo de incidencia de la luz. Esto permite emplear órdenes de difracción más elevados que presentan mayor resolución y que de otro modo se hubieran visto limitados debido a la baja intensidad.

Las redes *echelle* son un tipo de red de difracción por reflexión construidas de modo que tengan mejor respuesta para ordenes grandes. Eso se consigue mediante una densidad de muescas más baja pero con un ángulo mayor de lo normal. Debido a esto es muy fácil que la red *echelle* produzca solapamiento de distintos órdenes de difracción (Fig.2). Para solucionar este problema se usa la configuración anteriormente explicada correspondiente a los espectrógrafos *echelle* en la que la difracción se produce en dos dimensiones con el objetivo de separar los ordenes solapados.

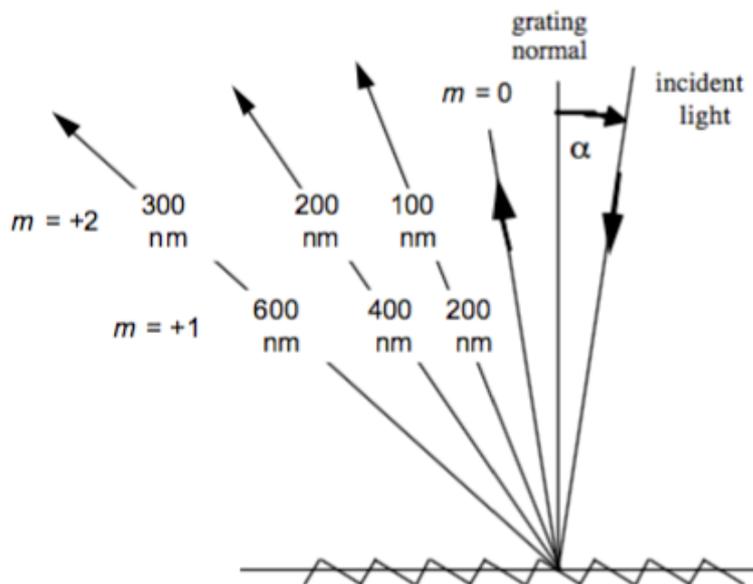


Fig.2 Solapamiento de distintos órdenes espectrales

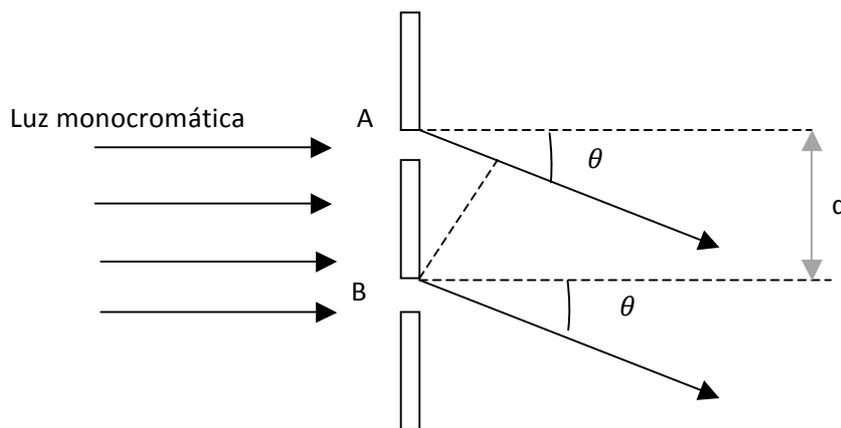
APÉNDICE II: Dispersión angular del espectro en redes de difracción.

Una red de difracción es un componente con una estructura periódica de rejillas que difracta la luz en varias direcciones. El principio de Huygens establece que todo punto de un frente de ondas puede ser considerado una fuente de ondas esféricas manteniendo la misma frecuencia (y longitud de onda, si no hay cambio de medio). El frente de ondas en cualquier punto puede tomarse como la suma de todas las contribuciones de cada una de estas fuentes puntuales.

Las redes de difracción están formadas por un conjunto de rendijas espaciadas una distancia d que debe ser mayor que la longitud de onda que interesa estudiar para que se produzca la difracción. De aquí en adelante se asumirá una onda plana monocromática de longitud de onda λ que incide normalmente sobre la red. Cada rejilla actúa prácticamente como una fuente puntual desde la cual la luz se propaga en todas las direcciones, de manera que, tras interactuar con la red de difracción, se obtiene la interferencia de los componentes de la onda emanando de cada rejilla.

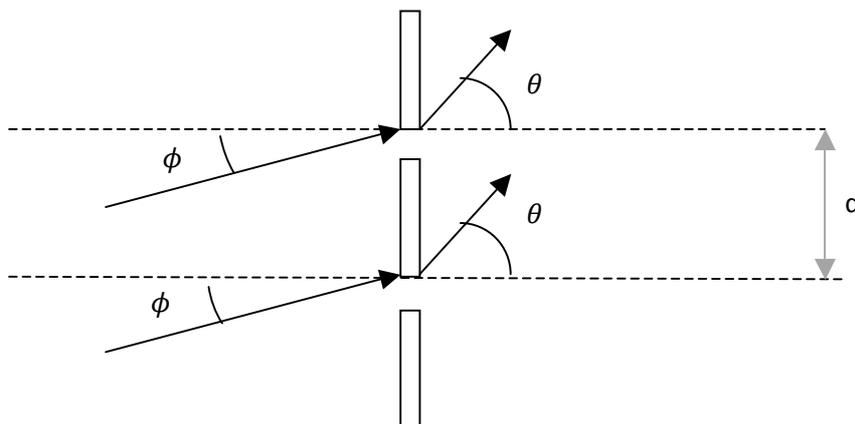
En cada punto del espacio el camino que habrán recorrido las ondas provenientes de cada una de las rendijas será distinto. Habrá interferencia constructiva cuando la diferencia entre los caminos recorridos sea un número entero de longitudes de onda, es decir:

$$d \cdot \sin \theta = n \cdot \lambda$$



Si la incidencia de la onda no es normal a la red de difracción la ecuación viene dada por:

$$n \cdot \lambda = d \cdot (\sin \theta + \sin \phi)$$



Se puede obtener una expresión para la dispersión angular respecto a la longitud de onda incidente, sabiendo que ϕ es una constante:

$$\frac{d(\sin \theta)}{d\lambda} = \cos \theta \cdot \left(\frac{d\theta}{d\lambda} \right) = \frac{n}{d}$$

Por tanto:

$$\frac{d\theta}{d\lambda} = \frac{n}{d} \cdot \cos \theta$$

La dispersión angular del espectro, en unidades de radianes por longitud de onda, es mayor a medida que se incrementa el orden de difracción (n) y se disminuye la distancia entre ranuras (d).

APÉNDICE III: Control a distancia.

La atmósfera terrestre presenta una opacidad selectiva, es decir, atenúa la radiación electromagnética que incide sobre ella en función de su longitud de onda. Este proceso se conoce como extinción atmosférica y es producido por varios tipos de interacciones (como Rayleigh scattering o absorción). Algunos de los rangos del espectro más interesantes en astrofísica son el infrarrojo (que tiene alta tendencia a ser absorbido por el vapor de agua y CO₂) y el UV (el cual queda apantallado por la capa de ozono). Por lo tanto, se apuesta por montar los equipos a bordo de satélites artificiales que, una vez sobrepasan la atmósfera, reciben con mucha más comodidad la radiación espacial.



Satélite Hubble. Crédito: National Geographic

Sin embargo, esto suma una dificultad a la operación del espectrógrafo ya que este tiene que ser operado desde una base de control terrestre. Hoy en día la ingeniería está lo suficientemente avanzada como para que este no sea un gran problema. El hecho es que queremos interactuar con el instrumento: por una parte, mandar instrucciones y por otra recibir las mediciones que este realiza.

Cada una de las agencias espaciales (que son las encargadas de poner en órbita esta clase de misiones) tiene su protocolo y su manera de operar sus satélites. De hecho, el desarrollo de estas interfaces suele estar basado en un diseño propio de cada proyecto, para asegurar que este se adapte a las exigencias específicas. Sin embargo, con el fin de facilitar la operabilidad y la colaboración entre agencias, existen una serie de reglamentos que aportan unas bases que definen los servicios que se encontrarán en cualquier entorno de hardware y software de abordo, así como su arquitectura de funcionamiento. Esta regulación viene determinada por el CCSDS (Consultative Committee for Space Data Systems) al que se han asociado las principales agencias espaciales mundiales desde su formación en 1982.

Dentro de los SOIS (Spacecraft Onboard Interface Services) que vienen dictaminados por las pautas estandarizadas, encontramos los servicios de comando y adquisición de instrumentos de abordo. El usuario puede interactuar directamente con la funcionalidad que aporta el instrumento físico o con un nivel de abstracción superior, conocido como el instrumento virtual. El objetivo es ocultar la operación real para en su lugar exponer una interfaz idealizada con una sintaxis estructurada y un esquema sencillo, basado en las operaciones de *command* y *acquire*.