

Applied Instrumentation

Student works

2016-2017 academic year

Editors: Trinitat Pradell
Oscar Casas

ÍNDICE

| | |
|---|-----------|
| Prólogo | 1 |
| Trabajos | 3 |
| <i>TG 1. BCI. Brain computer interfaces. ¿A future or present challenge?</i> | 3 |
| A. Alcañiz, D. Cano, S. Cuesta, M. Granados, P. Luque, E. Soldevila | |
| <i>TG 2. Interfaces avanzadas hombre-máquina. Tocar música con la mirada: EyeHarp</i> | 7 |
| C. Balsells, D. Conesa, X. Gutiérrez, S. Rey, J. Rojo, I. Zhou | |
| <i>TG 3. Technology and applications of low cost inertial systems</i> | 11 |
| P. Canals, J. Díaz, A. Domingo, R. Medina, M. Perpinyà, G. Vescovi | |
| <i>TG 4. Sistemas Capacitivos ECG para Diagnóstico Cardiovascular</i> | 15 |
| A. Grande, A. Mancebo, S. Martínez, J. Tononi, I. Piqué, G. Prol, F. Tugores | |
| <i>TG 5. Lab-on-a-chip: El futuro de los laboratorios</i> | 21 |
| A. Ortega, J. M. Gallegos, D. Torres, G. Orriols, P. Oviedo | |
| <i>TG 6. Instrumentación en Radiodiagnóstico. Utilización de un equipo de adquisición de imágenes: Tomógrafo TC</i> | 25 |
| R. Alonso, C. Domingo, A. Girbau, J. Manyer, M. Miró, A. Rosell | |
| <i>TG 7. Sensibilidad de una Gammacámara Planar y Ensayo de Verificación</i> | 29 |
| M. Arduengo, R. Bertran, M. González, M. Martínez de Morentin, O. Rubies, J. Sánchez | |
| <i>TG 8. Instrumentació en medicina nuclear. Utilizació d'un Activímetre per mesures de radiació. Mesures d'estabilitat, exactitud i precisió.</i> | 33 |
| C. Celma, G. Domenech, O. García, S. Rodríguez, V. Sainz | |

“El auténtico genio tiene la capacidad para evaluar
información incierta, aleatoria y contradictoria”
Winston Churchill (Político y estadista. 1874-1965)

Prólogo

En la década pasada, la industria de la instrumentación electrónica no maximizó la oportunidad de ingresos derivada del movimiento hacia la conectividad total y la proliferación de la electrónica. Durante los próximos diez años, el paso hacia un mundo más conectado, y más autónomo, dará lugar, sin duda, al crecimiento del mercado de la instrumentación electrónica en el desarrollo de aplicaciones para el Internet de las cosas (IoT), nuevas aplicaciones biomédicas, robots móviles, drones, o automóviles autónomos. Si bien todas estas tecnologías se traducirán en demanda de instrumentación, algunas, como el automóvil autónomo, generarán oportunidades muy importantes para los fabricantes de pruebas debido a la necesidad de un nivel alto de seguridad. Sin embargo estos son sólo previsiones, siempre habrá hueco a la imaginación de nuevas aplicaciones que presenten un gran valor añadido para los usuarios finales.

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 2016-2017, 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 2017

Oscar Casas

Coordinador de la asignatura de Instrumentación

BCI. Brain computer interfaces. ¿A future or present challenge?

Alba Alcañiz, David Cano, Sergi Cuesta, Marta Granados, Pau Luque, Eloi Soldevila
Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya.
Campus Nord, 08034 Barcelona

Since the beginning of humanity, there has been the wish of controlling the mind. Techniques such as hypnosis or telepathy have been so attractive ever since. Brain Computer Interfaces are the scientific interpretation of this. As futuristic it may seem, BCI have been among us for more than a hundred years and its development is only getting bigger and bigger. It is based on the neurons' electric signals, and how they change with the thoughts of the subject. In this text, the principles of the field will be presented: its development, and the present state of the art: what is measured usually, and which are the general characteristics of these techniques.

Keywords: BCI, neuroscience, wireless control, EEG

I. INTRODUCTION

Our brains are filled with neurons, individual nerve cells connected to one another by dendrites and axons. Every time we think or move, our neurons work, sending small electrical signals that zip from neuron to neuron as fast as 250 mph (0,07 m/s). This signals are generated by differences in electric potential carried by ions on the membrane of each neuron. Even though neurons are insulated with myelin we are able to detect some electric signal that escapes. So, BCI doesn't exactly read the mind, instead it recognizes specific energy/ frequency patterns in the brain.

II. HISTORY

While Caton could not record this potentials in humans, Berger did it in 1924 and plotted the electroencephalogram. After that, the Brain computer research could begin. It focused, and still focuses, on neuroprosthetics applications (restoring damaged hearing, sight and movement).

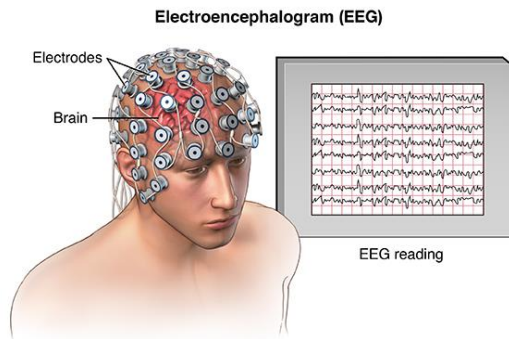


FIG. 1. [1] (Color online) Electroencephalogram in different stages

In 1969 the Society for Neuroscience was founded. This nonprofit organization is the world's largest organization of scientists and physicians devoted to understanding the brain and nervous system.

In the late 1980s "invasive" human brain-computer interfaces were developed, they were first tried in animals and then in people. Even one of the researchers, Philip Kennedy, went through an operation in order to implant them to himself. He is known to be the first to allow a severely paralyzed "locked-in" patient to move a computer cursor using her brain.

In 2001 John Donoghue and his team created a public trade company called Cyberkinetics in the field. His first commercial product was NeuroPort™, a neural signal processor. But its star product is the Cyberkinetics's BrainGate™, first implanted in 2004 to Matthew Nagle.



FIG. 2. [2] (Color online) Matthew Nagle, the first person with a Cyberkinetics's BrainGate™ implanted

III. SIGNAL GENERATION

The brain generates a plethora of signals, which can be used by BCIs. Depending on the input signal, BCI systems can be classified as exogenous (or evoked) and endogenous (or spontaneous). The evoked BCIs use a signal that comes as a response to a stimulus. On the contrary, the spontaneous BCIs use the electrical manifestation of the individual's will.

Endogenous BCIs depend on the capacity of the subject to control at his/her will various aspects of the brain function. It is needed to pass through a training period to control it, in order to be measurably relevant. Such a BCI is usually exploited by the use of two kinds of brain signals: potential shifts or variations of rhythmic activity.

Slow Cortical Potential shift: it is caused by changes in the depolarization levels of certain dendrites. It modulates the amplitude of the EEG signals. Negative SCP indicates the sum of synchronized potentials, but positive SCP indicates the reduction of synchronized potentials from the dendrites. This potential is classified as an event-related potential: it comes as a response to a stimulus, but also as an indication of an action. It has been shown that patients can learn to self-control their SCPs through operant conditioning.

Oscillatory Activity is caused by complex network of neurons that create feedback loops. The synchronized firing of the neurons in these feedback loops generates observable oscillations. The most interesting oscillations are: the Rolandic mu-rhythm, in the range 8–12 Hz, and the central beta rhythm, in the range 16–24 Hz. When an event is presented, this oscillations can have their amplitudes diminished (event-related desynchronization), or accentuated (event-related synchronization). The less synchronization of neurons the less power in specific frequency bands and in signal amplitude. But the oscillations amplitudes can also be modulated at will, through training. This kind of approach gives faster response, and more noticeable ones.

Evoked BCIs depend on the brain's response to external events (flashed images), so there is no need to train it to control it. The BCI measures the evoked potential, which reflects the immediate automatic responses of the brain to some external stimuli. These potentials are time-locked responses by the brain that occur at a fixed time after a particular event. In principle, they are easy to pick up with scalp electrodes but the necessity of external stimulation does, however, restrict the applicability of evoked potentials to a limited range of tasks.

Another type of evoked potential commonly used in BCI is the visual-evoked potential (VEP). VEPs are dependent on the user's control of their gaze and thus require coherent muscular control. P300 has been widely explored in the field of BCI VEPs. P300 is ERP component elicited in the process of decision making. The P300 is thought to reflect processes involved in stimulus evaluation or categorization.

The user is presented with a task that cannot be accomplished without classification in both categories. When an event from the rare category is displayed, it elicits a P300 component, which is a large positive wave that occurs approximately 300 ms after event onset. The amplitude of the P300 depends on the frequency of stimulus occurrence—less frequent stimuli produce larger response—and task relevance. In order to evoke the P300, subjects are given a sufficiently large number of options (e.g., letters of the alphabet or icons) from which they choose one. Then, options are flashed several times each in a random order. Finally, it is possible to determine which choice the subject intended as a target simply by selecting the stimulus that elicits the largest P300.

Also, another useful technique is the presentation of options, each one with a flashing with different frequency. The brain responds with a generation of waves whose fundamental frequency matches the one of the stimulus chosen.

IV. DETECTION

One of the biggest challenges that faces brain-computer technology is the basics mechanics of the interface. It is difficult to find a non-invasive method that functions properly as the skull blocks the major part of the electric signals that escape and distorts what gets through it.

Nowadays, measurements have to be conducted in interferences-free rooms. Also, by the use of external equipment, much of the spatial informations is lost, despite the bunch of electrodes that can be used. Even the subject himself introduces quite important interferences, because of movements, muscular tension, and even breathing.

In order to get a better spatial resolution, estimated local field potentials, which can reproduce the real ones quite accurately.

Spatial resolution is needed because it permits the identification of the brain zone which generates the impulse, and can be improved by estimating the local field potentials. Moreover, by operative training brain signals can be also improved: amplifying and even generating them. Of all the feedback stimulus, the haptic ones (the perception acquired by means of the tactile senses) have revealed as the better ones as they do not interfere with the visual and auditive sensing of the operator, and have quite a big impact over him.

1. Invasive methods

In order to get high-resolution signals and get rid of the problem that the skull present, the invasive method that is mostly used consists in implanting an electrode directly to the grey matter of the brain or on its surface, just beneath the skull.

This method allows a more direct reception of the electric signals and placing an electrode in the specific areas where

the signals are generated. The motor cortex is an obvious choice for recording and should be considered in most cases because of its direct relevance to motor tasks, its relative accessibility compared to motor areas deeper in the brain, and the relative ease of recording from its large pyramidal cells. Other sites that might be considered include the supplementary motor cortex, subcortical motor areas, and the thalamus.

However, this method has a lot of drawbacks. It requires an invasive surgery, not only that but devices that are left in the brain long term tend to cause the formation of scar tissue in the grey matter which is able to block the signals.

We have to take into account that invasive methods are only appropriate if they are safe and if there is a real improvement compared with the non-invasive methods.

2. Non-invasive methods

These ones are the easiest to implement, they consist in an arrange of electrodes that are attached to the scalp. The most commonly used is called electroencephalograph (EEG) and obviously, is non-invasive.

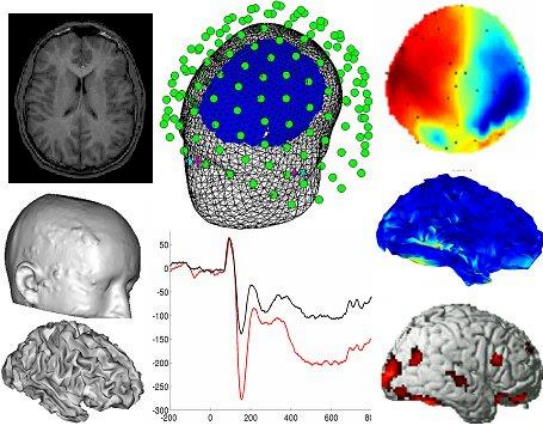


FIG. 3. [3] (Color online) Information obtained from the analysis of the data by the encephalogram

The electrodes are hooked by wires connected to a computer and are able to record the electrical activity of the brain.

V. APPLICATIONS

The applications of BCI seem to have no limits. Nevertheless, nowadays there are already some applications. An usual example should be the cochlear implants, which allows deaf people to hear although having the mechanism of the ear damaged. It works by processing the sound waves into electric signals and passing them via electrodes right to the auditory nerves. A perfect audition is not guaranteed, but it allows to understand conversations.

The EEG, is another useful application both in medicine when searching mental illnesses and science in order to study the human brain.



FIG. 4. [4] (Color online) Child with a cochlear implant

However, there is no doubt that one of the most exciting areas of BCI research is the development of devices that can be controlled by thoughts. Some of these applications, such as the ability to control video games by thoughts or changing channels from your TV with your mind, may seem quite frivolous. Indeed, there's a bigger challenge: devices that would allow disabled people to work independently. For example, for a quadriplegic, something as basic as controlling a computer cursor via mental commands would represent a revolutionary improvement in quality of life. Another similar task could be interpreting brain signals in order to move a robotic hand. Basically, the subject, with an EEG in place, must visualize himself or herself closing the hand and repeat this process while a software would learn the signals associated to the hand-closing thoughts. This software connected to a robotic hand is programmed to receive the close hand signal and interpret it to mean that the robotic hand must close.

VI. CONCLUSIONS

One of the major challenges is still getting the signals, and to do it with a good Signal to Noise Ratio. The damping produced by the skull, the great distortion created by interferences, and the difficulty to use dry electrodes makes non-invasive BCI complicate the implementation.

Another factor that has major importance regarding the signal processing is the acquisition of patterns that indicate clearly the thinking of the operator. And also it is needed to find a way to transmit complex actions. Techniques as the estimation of local field potentials, or the operative training in conjunction with haptic feedback are making great progresses for accomplishing this goal.

Of course, the advancement in the surgery techniques, and the development of body-compatible materials are still a possibility that can make a difference in all this field.

However, all the investigations that are useful with non-invasive measuring can be translated into invasive measuring, so there's nothing to doubt: the progress that is carrying out the scientific community today will help the people tomorrow.

To conclude, we would like to answer the question with which we start: are BCI a challenge of present or future? Even though there is a lot of way to do, it is not that far away. With the effort of the investigators and the engineers

that create the BCI systems, what in the past seemed impossible, now has become a reality. By means of the BCIs, in the future the great majority of the disabled patients will have an easier way to interact with their environment. The control of machines will be easier and better, and will allow us more fluent and precise capabilities. As they say, if it can be thought, it can be done!

- [2] <http://www.thegrowthstory.in/an-introduction-to-electroencephalogram/>
- [3] http://waytofamous.com/11809-matthew-nagle.html#gal_actors_11809_matthew-nagle-09.jpg_matthew-nagle
- [4] <http://bmet.wikia.com/wiki/Electroencephalography>
- [5] <http://www.auditory-verbal.org/hearing-aids/an-overview-of-cochlear-implants/>
- [6] <http://www.brainvision.co.uk/blog/2014/04/the-brief-history-of-brain-computer-interfaces/>
- [6] <http://neuroportraits.eu/>
- [7] <https://www.technologyreview.com/s/543246/to-study-the-brain-a-doctor-puts-himself-under-the-knife/>
- [8] <http://www.cyberkinetics.com/>
- [9] <http://www.cs.cmu.edu/~tanja/BCI/BCIreview.pdf>
- [10] http://www.fgcsic.es/lychnos/es_es/articulos/Brain-Computer-Interface-aplicado-al-entrenamiento-cognitivo
- [11] <http://computer.howstuffworks.com/brain-computer-interface1.htm>
- [12] http://afrodita.ii.uam.es/nueva_web/intranet/ga/tfdm/trabajos/Claudia_Nureibis_Henriquez_Munnoz.pdf
https://www.esa.int/gsp/ACT/doc/ARI/ARI%20Study%20Report/ACT-RPT-BIO-ARI-056402-Non_invasive_brain-machine_interfaces_-_Martigny_IDIAP.pdf
- [13] https://www.esa.int/gsp/ACT/doc/ARI/ARI%20Study%20Report/ACT-RPT-BIO-ARI-056402-Non_invasive_brain-machine_interfaces_-_Martigny_IDIAP.pdf
- [14] https://www.youtube.com/watch?v=PWRGe3uyS4c&list=PLbbCsk7MUIGcO_IzMbyymWU2UezVHNaMq&index=4
- [15] https://www.researchgate.net/profile/Gerwin_Schalk/publication/12423403_Brain-Computer_interface_technology_A_review_of_the_first_international_meeting/links/02bfe5107bc7c2c2b000000.pdf

Interfaces avanzadas hombre-máquina. Tocar música con la mirada: EyeHarp

C. Balsells, D. Conesa, X. Gutiérrez, S. Rey, J. Rojo, I. Zhou.

Instrumentación. Grado en Ingeniería Física. Universitat Politècnica de Catalunya.
Campus Nord, 08034 Barcelona

I. INTRODUCCIÓN

Más allá de la habilidad puramente musical, la ciencia ha demostrado en múltiples ocasiones los beneficios sobre el cerebro de tocar instrumentos en las personas que estudian música y tocan con cierto hábito. Sin embargo estos beneficios suelen ser inaccesibles para las personas con discapacidades motrices, pues no pueden tocar cualquier instrumento. Con motivo de acercar estas personas a la ejecución de la música, se han creado a lo largo de los años interfaces musicales digitales adaptables (ADMI), como EyeHarp, que les proporcionan un acceso alternativo al mundo de los músicos.

A diferencia de otros ADMI que funcionan mediante movimientos de las extremidades, de la cabeza, parpadeos, respiración, etc., EyeHarp es un entorno digital que permite hacer música *únicamente* con la mirada. Mediante la señal de entrada de una cámara adaptada, detecta movimientos oculares e identifica en qué lugar de la pantalla del ordenador está mirando el usuario, para dar la respuesta deseada. Esto entraña una gran dificultad, pues los movimientos oculares son a menudo involuntarios y se requiere un software lo suficientemente preciso como para distinguir los distintos tipos de movimiento.

II. TIPOS DE MOVIMIENTO OCULAR

En el momento de analizar el movimiento ocular sólo estos tres tipos movimientos son relevantes: los sacádicos, los smooth pursuit y las fijaciones. Los **movimientos sacádicos** son muy rápidos y tienen el objetivo de reposicionar la fóvea y cambiar el punto de atención voluntarios y reflexivos. Su duración oscila entre 10-100 ms. Los **smooth pursuit** están involucrados en el rastreo de objetivos en movimiento. Las **fijaciones** estabilizan la retina sobre un objeto de interés estacionario, pero no son perfectas, ya que durante la fijación ocurren micromovimientos: temblor, deriva y movimientos microsacádicos (estos últimos son más o menos aleatorios espacialmente variando sobre 1 o 2 minutos de amplitud de arco).

Estos movimientos se pueden aproximar por un sistema lineal e invariante (filtro lineal). De esta forma el análisis de los movimientos oculares se centra en la identificación

de estos tres tipos de movimiento, aunque no siempre corresponde a una atención voluntaria.

III. ANÁLISIS DEL MOVIMIENTO OCULAR

La tarea del análisis se centra en caracterizar la señal en función del tipo de movimiento, con lo que el objetivo es localizar regiones temporales donde el promedio de la señal cambie de forma abrupta, lo que indica el fin de una fijación el comienzo de un movimiento sacádico.

El criterio principal de clasificación es el de dwell-time, mediante el cual fijando una ventana temporal (dwell-time) y analizando las distancias de los puntos captados en ese periodo de tiempo se clasifica el movimiento en fijación o movimiento sacádico, ya que en una fijación los puntos se concentran alrededor de otro punto con una varianza pequeña, mientras que en los movimientos sacádicos los puntos distan mucho unos de otros.

Otra forma de clasificar los movimientos es basándose en la velocidad, entonces si la velocidad entre dos puntos (distancia entre dos puntos dividido por el tiempo entre muestras) es alta, se clasifica como movimiento sacádico, mientras que si la velocidad es pequeña el movimiento se clasifica como fijación.

En base a la detección por dispersión, existe otro método que toma una ventana temporal (dwell-time) que varía en función de la distancia angular del movimiento sacádico.

IV. TIPOS DE EYE-TRACKING

Existen múltiples métodos de eye-tracking (seguimiento ocular), pero aquí nos centraremos en aquellos basados en la detección con vídeo, por ser no-invasivos y los más utilizados y de mayor estado de expansión actualmente, además de ser el método utilizado en el EyeHarp.

El hardware en esta técnica se divide principalmente en dos grandes grupos, que son los Head-Mounted System, que llevan la cámara integrada en un casco o gafas, y los Table-Mounted System, en los cuales la cámara no está fijada en la cabeza, sino separada a una cierta distancia. Ambos trabajan sobre los mismos principios y toman los mismos datos, pero el cálculo geométrico de la posición de las fijaciones varía debido a que se debe de tener en cuenta

los movimientos de la cabeza en el caso de los Table-Mounted System.

V. MÉTODO GENERAL DE EYE-TRACKING

El objetivo del eye-tracking es la detección de la posición de la mirada, hacia donde se dirige la atención, para lo que se “rastrea” la pupila y sus movimientos. Para ello se utiliza una cámara que graba el ojo (la colocación varía tal y como se ha comentado previamente), aunque con ciertas variaciones de una cámara normal.

Pese a que no es así en todos los modelos, el método más utilizado en los eye-trackers consiste en combinar la posición de la pupila con un reflejo en la córnea, llamado primera imagen de Purkinje, que tiene como característica mantenerse en una posición fija del ojo frente a movimientos de la pupila. Para evitar errores debido a luz natural, se graba en infrarrojo, y normalmente las cámaras utilizadas incluyen una luz infrarroja, que genera el reflejo en la córnea además de hacer que la pupila sea más oscura (aunque, en caso de ser la iluminación coaxial, es más brillante, pero puede ser detectada igualmente) y por tanto más fácil de detectar.

De forma esquemática, consta principalmente de tres fases [1]:

Adquisición de imagen: La imagen de los ojos se graba y se envía para el análisis. En el caso de eye-trackers remotos, se ha de detectar primero la posición de la cabeza, y la posición de los ojos se halla mediante cálculos geométricos.

De forma que el eye-tracker cumpla el criterio de Nyquist-Shannon, teniendo en cuenta la velocidad de los movimientos oculares, las frecuencias de muestreo suelen oscilar entre 100 y 1000 Hz, dependiendo del movimiento concreto que interesa medir.

Análisis de imagen: Trata de detectar con la mayor precisión posible la primera reflexión de Purkinje y la pupila. La imagen pasa además por un proceso de filtraje y de eliminación de ruido, que depende del tipo de eye-tracker utilizado y que es una etapa muy delicada, en la que no profundizaremos, debido sobre todo a la inestabilidad del ojo y a parpadeos.

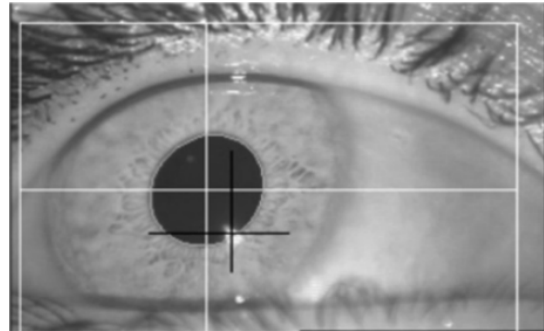


FIG. 1. Pupila (marcada por la cruz blanca) y primera reflexión de Purkinje (cruz negra) detectados.

Estimación de la mirada (gaze estimation): El software del eye-tracker calcula el centro geométrico del ojo con las posiciones de los dos puntos detectados anteriormente (pupila y reflejo de la córnea). Aunque podría fácilmente hacerse teniendo un modelo geométrico del ojo, este modelo es difícil de obtener y no general, por lo que el centro geométrico se halla a partir de la distancia relativa entre dos puntos y una calibración previa a la utilización del eye-tracker.

Esto son los datos, ya procesados, con los que después se calcula la mirada en sí y las fijaciones, que es el objetivo de los eye-trackers, como se ha comentado anteriormente en *Análisis del movimiento ocular*.

VI. PROCESADO DE DATOS DEL EYE-TRACKING

Durante toda la ejecución del programa, el eye-tracker captura nuevos datos con el fin de actualizar el punto que marca el ojo. Para ello, los datos de las nuevas posiciones que van llegando se procesan mediante un algoritmo de *smoothing* con el objetivo de reducir la perturbación a lo largo de una fijación. Este tipo de algoritmos tiene la siguiente forma:

```
while (...nuevos datos...) {
    smooth.x = SF*smooth.x + (1 - SF) *raw.x;
    smooth.y = SF*smooth.y + (1 - SF) *raw.y;
}
```

Donde $0 \leq SF \leq 1$ (factor de *smoothing*). “Smooth.x” y “smooth.y” son las coordenadas que tenemos en pantalla, y “raw.x” y “raw.y” son las nuevas coordenadas a procesar.

Como podemos observar, el algoritmo consigue atenuar perturbaciones erráticas y aleatorias; sin embargo, produce una latencia entre dos fijaciones que se hace mayor a medida que la distancia entre ellas aumenta. Por esa razón,

cuando se detecta un movimiento sacádico, se genera una nueva fijación sin tener en cuenta la fijación que había hasta la detección del movimiento sacádico.

Para solucionar este problema, en el caso del EyeHarp hay que implementar el algoritmo de modo que permita ajustar sus parámetros para tener control sobre los movimientos sacádicos.

Resultados de experimentos muestran que los algoritmos basados en fijaciones proporcionan mejor control del ritmo que los algoritmos basados en los movimientos sacádicos. Los primeros presentan una latencia de 100ms mientras que los segundos se adelantan a la fijación ya que el movimiento sacádico se produce antes.

Los algoritmos más comunes para detectar fijaciones se pueden agrupar en dos categorías: algoritmos basados en la velocidad y algoritmos basados en la dispersión. En el primer grupo, si la distancia entre dos puntos detectados consecutivamente es menor que un umbral (amplitud que se define arbitrariamente), se detecta una fijación; en caso contrario, se detecta un movimiento sacádico. En el segundo grupo, si la distancia geométrica de N puntos a su centro geométrico es menor que un umbral, se detecta una fijación; en cualquier otro caso se detecta un movimiento sacádico.

VII. INTERFAZ

La interfaz del EyeHarp contiene dos menús para crear música que el ordenador muestra por pantalla:

Step sequencer: Este menú se utiliza para crear arpeggios. Las notas que lo compondrán son seleccionadas mirando directamente a ellas (el tiempo de selección, conocido también como dwell-time de 0,8 segundos, pero puede ajustarse). Los botones de la misma fila se corresponden a la misma nota; los botones seleccionados de la misma columna serán tocados simultáneamente, de manera que cada columna se va activando haciendo sonar todas esas notas seleccionadas. El tiempo de activación entre cada columna es constante y se puede configurar. Después de pasar por la última columna, se comienza de nuevo el bucle. Esa secuencia de notas lo que se conoce como bajo ostinato.

Además de los botones para crear arpeggios, el Step sequencer tiene una serie de botones adicionales con funciones varias como el control del tempo, limpiar las notas seleccionadas, etc.

En lo que se refiere a métodos para mejorar la precisión del eye-tracker, este menú emplea 2: El primero consiste en

usar focos adicionales en el perímetro de los botones que ayudan a las fijaciones. El segundo método consiste en agrandar los botones dentro de un área al alcanzarse el dwell-time.

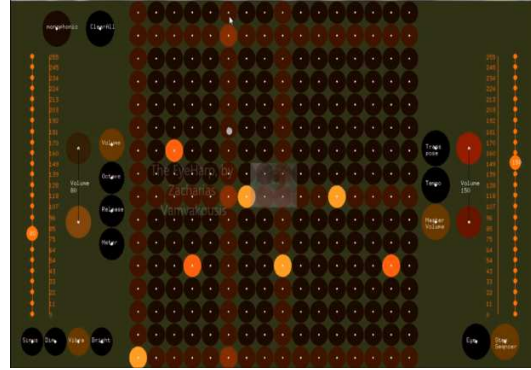


FIG. 2. Step-sequencer layer [2]

Melody: Como se ve en la Figura 3, este menú presenta un disco dividido en sectores. La región interior es donde se debe fijar la mirada mientras se decide qué notas tocar. En la región exterior se encuentran las notas a tocar en tiempo real y el selector de acordes de los arpeggios del step sequencer. Este último, diferenciado de las notas por sus tonalidades marrón claro y numeración romana, permite cambiar los acordes que suenan en el bajo ostinato. Cuando el usuario fije la mirada sobre un tipo de acorde, el bajo ostinato se modificará si la opción de arpeggio está activada; si se fija la mirada sobre una nota, ésta sonará con un volumen que incrementa a medida que alejemos la mirada del centro. Se seleccionan las notas con sólo mirar a la región exterior del círculo y producir la consecuente fijación. De esta manera se obtiene un mayor control del tiempo.



FIG. 3. Melody layer [2]

VIII. PRUEBA DEL EYE-HARP

Algunos de los miembros de redacción de este artículo tuvieron la ocasión de utilizar el EyeHarp personalmente en una visita al Dr. Zacharias Vamvakousis. Empleando un ordenador convencional y un EyeTribe como eye-tracker, se procedió a la prueba del instrumento. El primer paso a realizar consistió en el calibrado de la imagen del ojo para que EyeHarp “aprenda” a seguir la mirada del usuario en particular; para ello, EyeHarp primero estima la posición de la cabeza y de los ojos, posteriormente el usuario debe observar el movimiento de un punto en la pantalla con el fin de que el software asocie los movimientos del ojo al punto donde fija la mirada y cree la primera imagen de Purkinje. Cuando se ha concluido con éxito el calibrado, se puede empezar a tocar mediante los menús descritos anteriormente. En ese momento es cuando se puede comprobar lo difícil que resulta usar los ojos para tocar un instrumento, pues el control de la desviación involuntaria de la atención requiere mucha concentración y para algunas personas es más complicado que para otras, además de problemas derivados de mover la posición de la cabeza respecto al momento de calibración. Pese a la dificultad de control del instrumento, su respuesta se corresponde muy bien con el posicionamiento real de la mirada, en especial si el calibrado ha sido muy bueno.

IX. CONCLUSIÓN

En un estudio reciente [3], se ha evaluado la perspectiva tanto de la audiencia como del usuario frente al EyeHarp. Según la evaluación de los usuarios, se ha obtenido una puntuación de más de 3.5/5 en cuanto a la correspondencia de gesto-sonido del instrumento. Esto significa una gran comprensión de los gestos para producir sonido por parte del instrumento.

Sin embargo, pese a la gran utilidad y experiencia que puede ofrecer el EyeHarp, tiene ciertas limitaciones. La más importante se encuentra en el eye-tracking ya que es la fuente de mayor error debido tanto a fallos en la estimación de la mirada debidos sobre todo a las aproximaciones que se hacen como a los micromovimientos involuntarios de los ojos y parpadeos que son inevitables y producen efectos no deseados. A pesar de esto lo que sí se observa es una curva de aprendizaje de los usuarios a lo largo del tiempo que les llega a mejorar su interacción con el EyeHarp.

La tecnología de los ADMI (entre los que se encuentra el EyeHarp) avanza rápidamente: cada año se incorporan al mercado nuevos sensores más rápidos y precisos, procesadores más potentes, que incorporados a un equipo de EyeHarp lograrán que el instrumento se vuelva cada vez más y más preciso.

AGRADECIMIENTOS

Se agradece la colaboración del Dr. Zacharias Vamvakousis, desarrollador del EyeHarp, por aceptar una reunión con miembros de la redacción de este artículo para resolver dudas y dejarles utilizar dicho instrumento digital, entendiendo así mejor su funcionamiento.

-
- [1] Duchowski, A. (2007). *Eye Tracking Methodology. Theory and Practice*. Second Edition. Londres: Springer.
 - [2] Vamvakousis, Z. (2011). *The EyeHarp: A Gaze-Controlled Musical Instrument*. Tesis de Master. Universitat Pompeu Fabra.
 - [3] Vamvakousis, Z. & Ramírez, R. (2016). *The EyeHarp: A Gaze-Controlled Digital Musical Instrument*. *Frontiers in Psychology*. Junio, 2016.

Technology and applications of low cost inertial systems

Pere Canals Canals, Jesús Díaz Ferrer, Antonio Domingo Oriol, Rodolfo Medina Machuca, Martí Perpinyà
Vallès i Gonzalo Vescovi Pérez
*Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya.
Campus Nord, 08034 Barcelona*

I. INTRODUCTION TO INERTIAL SENSORS

Inertial sensors are based on inertia, which means that they react when mechanical forces are applied to them. By applying them, a reaction occurs on the system, which leads to an electric response on a circuit, usually a capacitive one. One can observe two major types on inertial sensors: Accelerometers and Gyroscopes (1). The former is usually modelled as a mass-spring system, so when an acceleration is exerted on it, a displacement of the mass occurs. In this kind of sensors, an accurate calibration is necessary. The latter are used to sense rotation motion, therefore acknowledge the change in orientation of a system. Strictly speaking, gyroscopes detect the angular velocity they are experimenting (2). As it can be seen in figure 1, there are 4 main types of gyroscopes sensors, classified by their material, directly correlated to the performance rate (inverse of calibration time): Vibration, Fluid, Fiber-optic and Ring Laser. Vibration sensors are the most common type. The performance of those is based on the Coriolis force exerted to a vibrating element. Henceforth, the accuracy with which angular velocity is measured depends significantly on the element material and its structure. Liquid gyroscopes are based on filling a cavity (usually an spherical one) with a homogeneous, viscous liquid. By comparison of the forces exerted by it on the cavity walls and the axis, the angular velocity can be computed. Ring Laser Gyroscopes (RLG), as well as Fiber Optic Gyros (FOG). Both are expensive, let alone reliable. Their working principle relies on the time light spends when sent through a set of mirrors or fiberglass cable. A rotation of the gyroscope results in light to reach the other side of the structure at a different time, by which the movement can be determined. As it can be seen, these gyroscopes are so accurate, that normally they can be used without reference sensors (1).

II. GYROSCOPE APPLICATIONS

Due to its angular velocity calculation, gyroscopes are widely used in a variety of different applications. Its most common use its motion sensing, as they can obviously record the changes in movement of the object they are attached to. As a matter of fact, most actual mobile phones incorporate a

gyroscope. It is used in their applications, such as in the GPS or different games. A more interesting application is found in most modern cameras (by extension in modern cell-phones), where gyroscopes are used in order to correct the inherent "shake" when held, as demonstrated by a research group of the University of Stamford (4). Both these applications are usually performed by vibration gyroscopes. Nonetheless, its applications stretch far beyond that. There are a great amount of industries that require very reliable gyroscopes, i.e. Fiber-Optic and Ring Laser gyroscopes. Among these industries, there is the Race cars engineering, the motorboat and aircraft industry, and cutting-edge technological developments such as the construction of space shuttle. In most of these applications, gyroscopes are used to compute the attitude, serve as compass and turn coordinators (5).

III. INERTIAL SENSOR FABRICATION

Nowadays, inertial sensors are mostly based on micro electro-mechanical systems (MEMS), which we will be talking about in the next section. When speaking of their fabrication, it is much more difficult to make MEMS rather than the old inertial sensors per se, but MEMS win in terms of quality and space optimization. Inertial sensors consist basically on accelerometers and gyroscopes. At present, modern accelerometers and gyroscopes are MEMS-based.

There are different usual types of MEMS fabrication: bulk micromachining, surface micromachining and wafer bonding. On the following, we will summarize each of these fabrication methods.

First of all, bulk micromachining needs to realize miniaturized mechanical components, so it involves the selective removal of the substrate. The most known and commonly most used technique in bulk micromachining is chemical wet etching. Related to this fabrication type, it may be important to take into account that thin membranes of silicon are needed.

Secondly, surface micromachining is performed on different ways. All ways, though, have some common steps. A thin-film material is deposited to act as temporary

mechanical layer. The structural layer is deposited and patterned in the form of thin-film device layer of material. These two steps are followed by the removal of the first thin-film material layer, the temporary one, in order to allow the structural layer to move. “The most commonly used surface micromachining process and material combination is a PSG sacrificial layer, a doped polysilicon structural layer, and the use of Hydrofluoric acid as the etchant to remove the PSG sacrificial layer and release the device.” (6)

Finally, and once again, wafer bonding is divided into three common types: direct or fusion bonding, field-assisted or anodic bonding and bonding using an intermediate layer. Direct or fusion bonding is basically used to mate two wafers together usually made of silicon or oxidized silicon. Anodic bonding, applying electric field and elevated temperature, bonds a silicon wafer to a Pyrex 7740 wafer. Finally, the intermediate layer method uses a gold layer in between both silicon substrates. This is called eutectic bonding, and it works because the diffusion of gold into silicon is extremely rapid at elevated temperatures.

High-Aspect Ratio MEMS fabrication technologies ought to be mentioned: deep reaction ion etching of silicon, deep reaction ion etching of glass, LIGA or hot embossing. There are also other techniques: XeF₂ dry phase etching, electro-discharge micromachining, laser micromachining or focused ion beam micromachining. (6)

IV. MICRO-ELECTROMECHANICAL SYSTEMS MEMS

Micro-electromechanical systems, better known by its acronym, MEMS, are “a process technology used to create tiny integrated devices or systems that combine mechanical and electrical components”. (7) These devices are produced in mass through a technique known as batch production, which is used to reduce the price, weight and size of integrated systems that can be as small as a couple of micrometers and as “large” as a couple of millimeters. The power of these systems lies in their ability to operate on a microscopic scale and have an impact at a macroscopic scale.

MEMS are also known as Micromachines in Japan and as Microsystems Technology in the United States, however, independently of how they are called, the essence of these devices resides in how they are manufactured. As mentioned previously, the electronic components are made with integrated circuit technology, but the micromechanical components are produced by manipulating materials like silicon through processes such as bulk and surface micromachining and high-aspect-ratio micromachining. The goal of these processes is to either remove certain parts of the silicon used or to include “additional structural layers to

form the mechanical and electromechanical components” (7). With the integrated circuits involved in the production of MEMS, one can take advantage of silicon’s well-known electrical properties, and with the MEMS one can exploit both the electrical and mechanical attributes of silicon.

Generally, as we can see in figure 1, MEMS are made of several microscopic components such as mechanical microstructures, microactuators, microelectronics, and microsensors, which are all incorporated in one silicon chip. The microsensors are in charge of perceiving the system’s surroundings by detecting all sorts of changes, be they mechanical, thermal, electromagnetic or chemical. The information generated due to these phenomena is processed through the microelectronic components, which then signal the microactuators to respond in a certain way to interact and modify environment.

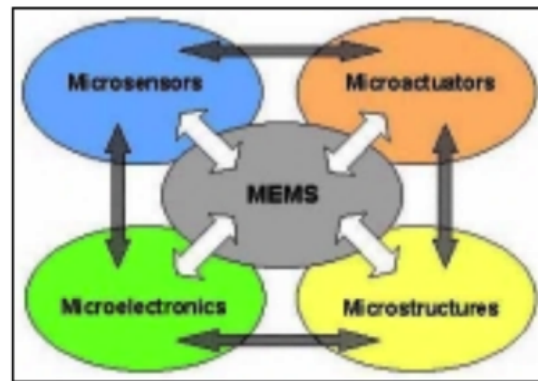


FIG. 1. Microscopic components on which MEMS are based

Essentially, MEMS are very tiny devices like the one we see in figure 2, which are incorporated in several common devices that we see in our everyday lives, such as pistons, gears, levers, motors and steam engines among several others. Nonetheless, MEMS are not only making mechanical components smaller and taking advantage of silicon’s properties. MEMS are according to Iboro “a manufacturing technology; a paradigm for designing and creating complex mechanical devices and systems as well as their integrated electronics using batch fabrication techniques.”

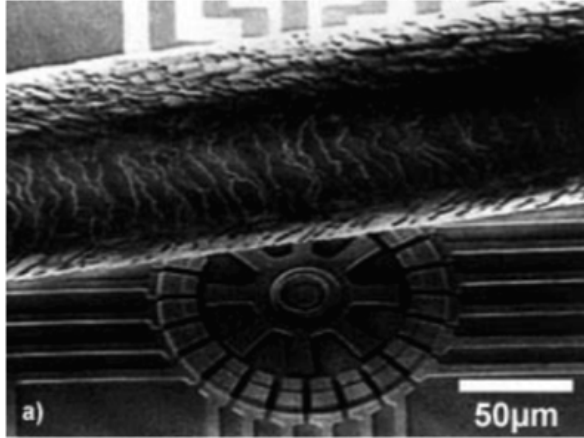


FIG. 2. MEMS silicon motor and a strand of human hair

MEMS have gone a long way since their start in the early 1950s when they started to leave research laboratories and get into our everyday lives. Only 40 years later MEMS are so incorporated into our technology that as a consequence, we have grown so accustomed to use them, that we tend to overlook their presence. Some of the fields benefitted by MEMS, which may be explored further on include medicine, the automotive industry and printers. However, the interest in MEMS doesn't only lie in the different areas where they have already been introduced, but in several others such as telecommunications and process control which most definitely have amazing applications waiting to be discovered.

V. MEMS APPLICATIONS

MEMS have a lot of applications, here we will be focusing on their applications regarding inertial sensors.

Nowadays, the main goal of every technology company is to incorporate as many sensors in a device without compromising its size, MEMS are the perfect solution since they provide the sensing properties of a conventional inertial sensor but in a space smaller than a millimeter.

As of today MEMS inertial sensors have several established applications, for instance, in the automotive industry and smartphones. In the near future, MEMS will also be introduced into the fields of medicine and optics.

Automotive industry

The most important use of MEMS in the automotive industry is in the Airbag Deployment Sensor, here the use of a MEMS is key, because a traditional inertial sensor is too slow and in this case, a slow reaction could do more harm than good, so using MEMS, an accelerometer is placed in the

car and it serves as a shock sensor, which can sense the acceleration the three directions of space (x,y,z):

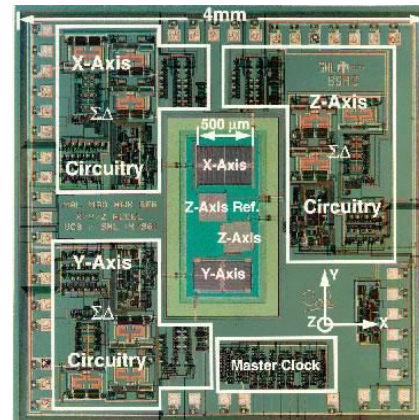


FIG. 3. Accelerometer in an Airbag Deployment Sensor

Smartphone industry

In recent years, the smartphone industry has grown exponentially, and with it the number of sensors available in an ordinary phone. In order to be able to place them in the phone's boards MEMS are used, specifically, they are found in the accelerometer and in the gyroscope.

Gaming industry

In the last couple of years the Virtual Reality and gaming industries (8) have experienced a significant growth, these industries require a portable and small solution to manufacture their products such as controllers and VR headsets, this growth has been possible thanks to MEMS getting smaller and more and more precise (gyroscopes and accelerometers).

VI. FUTURE OF MEMS

MEMS has been identified as one of the most promising technologies for the 21st Century and has the potential to revolutionize both industrial and consumer product, but there are some major challenges facing the MEMS industry include from design, simulation and modelling to education and training.

A promising breakthrough in MEMS inertial sensing technology would be the use of multidirectional MEMS inertial sensors, which have the particularity to measure an acceleration or rotation in several directions at once. This would not only enable even more miniaturization, but also more precise sensors since it would make the combination of

different signals from different sensors to know the direction of acceleration or rotation obsolete.

The never-ending miniaturization of MEMS inertial sensors has opened the possibility for new applications. One often given example is smart ammunition : a bullet equipped with a MEMS inertial IMU (inertial measurement unit, capable of measure velocity and orientation using a combination of gyroscopes and accelerometers) and could calculate its position, compare it to the one of its target, and redirect itself using small fins on the back of the bullet. Such possibilities are currently under research but the most important problem being the shock resistance of the IMU necessary for its survival to the firing of the bullet. Another example of new possible applications is microrobotics. Robots small enough to be implemented in someone's body have been build, and if adding an IMU to these robots to enable precise navigation is not imaginable today, it might be in the upcoming years. (9)

VII. CONCLUSIONS

Although there is still a huge potential to be squeezed out of MEMS, they bring an incredible amount of advantages to the development of modern technologies and the renewal of classical techniques, which can help a wide range of sectors either improve their current functioning, or evolve towards more innovative and better ways of working. These mentioned advantage are numerous, but we can reduce them to three key characteristics that make them remarkably important. Firstly, the interdisciplinary nature of MEMS technology has resulted in them being a part of a great part of modern devices, this meaning they are rapidly becoming a crucial factor in the evolution of technology, as many industries rely on them as a part of their design and working processes. Secondly, modern manufacturing techniques are able to make MEMS reliable and efficient components, which adds to their core idea of being small, light and cheap, and together, these traits line up with the future steps of technology and science. Finally, it is worth to mention that some manufacturing processes have been possible because the appearance of MEMS, and can only possibly be carried on through the use of these devices. (10)

VIII. REFERENCES

- [1] "Inertial Sensors." *Xsens 3D Motion Tracking*. N.p., n.d. Web. 18 Jan. 2017.
<<https://www.xsens.com/tags/inertial-sensors/>>.
- [2] "Gyro Sensors - How They Work and What's Ahead | about Gyro Sensor | Technical Information | Other Information." *About Gyro Sensor | Technical Information | Other Information | Epson Device*. N.p., n.d. Web. 18 Jan. 2017.
<http://www5.epsondevice.com/en/information/technical_info/gyro/>.
- [3] N.N. Moiseyev and V.V. Romyantsev (1968). *Dynamic Stability of Bodies Containing Fluid* (Springer, New York)
- [4] "Digital Video Stabilization and Rolling Shutter Correction Using Gyroscopes." *Digital Video Stabilization and Rolling Shutter Correction Using Gyroscopes*. N.p., n.d. Web. 18 Jan. 2017.
<<https://graphics.stanford.edu/papers/stabilization/>>.
- [5] Eai. "Gyroscopic Principles." *Gyroscopic Principles of Aircraft Instruments*. N.p., n.d. Web. 18 Jan. 2017.
<<http://www.experimentalaircraft.info/articles/aircraft-gyroscopic-principles.php>>.
- [6] "Fabricating MEMS and Nanotechnology." *Fabricating MEMS and Nanotechnology*. N.p., n.d. Web. 18 Jan. 2017.
<<https://www.mems-exchange.org/MEMS/fabrication.html>>.
- [7] Mori, K. "Silicon-on-insulator (SOI) Technology for Micro-electromechanical Systems (MEMS) and Nano-electromechanical Systems (NEMS) Sensors." *Silicon-On-Insulator (SOI) Technology* (2014): 435-53. Web.
<http://www.lboro.ac.uk/microsites/mechman/research/ipm-ktn/pdf/Technology_review/an-introduction-to-mems.pdf>.
- [8] N.p., n.d. Web.
<<http://www.digi-capital.com/news/2016/01/augment-virtual-reality-revenue-forecast-revised-to-hit-120-billion-y-2020/>>.
- [9] "MEMS Inertial Sensors." *Strapdown Inertial Navigation Technology* (n.d.): 189-218. Web.
<http://students.asl.ethz.ch/upl_pdf/383-report.pdf>.
- [10] "Batch Fabrication." *Batch Fabrication*. N.p., n.d. Web. 18 Jan. 2017.
<<http://www.isi.edu/efab/Batch.html>>.

Sistemas Capacitivos ECG para Diagnóstico Cardiovascular

Adrián Grande, Antonio Mancebo, Sofia Martínez, Jordi Tonomi, Ignasi Piqué,
Guillermo Prol y Francisco Tugores.

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

La medida de biopotenciales sin contacto para monitorizar la actividad fisiológica es ya una realidad que ha sido posible gracias a las mejoras en microelectrónica, circuitería integrada y tratamiento de la señal. Gracias a su versatilidad los dispositivos capaces de realizar un seguimiento de nuestras constantes vitales estarán integrados en un gran número de objetos cotidianos. Los sistemas de electrocardiograma mediante sensores capacitivos (cECG) se han convertido en los más populares gracias a su facilidad de uso y la no-preparación previa del paciente. En este *paper* pretendemos dar a conocer algunos dispositivos cECG y mostrar su gran eficacia y sencillez en comparación a los electrocardiogramas tradicionales.

Palabras clave: cECG, Sensor Capacitivo, Electrodo, Biopotencial, Filtraje, Agrupación de sensores,

I. INTRODUCCIÓN

El ECG (electrocardiograma) es seguramente el diagnóstico biomédico más popular y conocido en todo el mundo ya que las enfermedades cardiovasculares han sido durante muchos años la causa de muerte más común. Actualmente es necesario poder monitorizar el ritmo cardíaco de no solo las personas hospitalizadas sino también poder realizar un seguimiento de la actividad cardíaca de las personas en el grupo de riesgo susceptible a sufrir enfermedades cardiovasculares. Hasta hace un par de décadas el ECG era un diagnóstico costoso. Para realizarlo se requería preparación previa del paciente y tan solo ofrecía un seguimiento a corto plazo del sistema cardíaco. Solo se realizaba en hospitales, sin embargo, el interés y la investigación en técnicas de medida sin contacto para el monitoreo de la actividad fisiológica han aumentado enormemente durante la última década, debido principalmente a los avances en el área de circuitos integrados, microelectrónica y procesamiento de señales.

Estos nuevos avances en la ciencia, han revolucionado la medicina moderna y han dado lugar a nuevas técnicas de análisis: balistocardiografía, termografía infrarroja, monitorización de inducción magnética, imagen por pletismografía y los cECG [1].

Para empezar, los cECG o sistemas capacitivos para la realización de Electrocardiogramas consisten en nuevos métodos para la obtención de electrocardiogramas en los que se usan sensores capacitivos capaces de permitirnos realizar el proceso medición sin efectuar un contacto directo con la piel. Los cECG tienen una gran variedad de

ventajas en comparación con los ECG tradicionales ya que como hemos dicho, mediante la introducción de estos sensores se puede medir colocándolos en objetos cotidianos como sillas, camas o incluso ropa.

El electrodo diseñado consiste en una placa sensora, una placa protectora activa y dos capas aislantes

La idea clave está en adaptar los sensores y los dispositivos de medida en el día a día del paciente para poder monitorizar el seguimiento de sus constantes vitales de forma no-invasiva y hasta “imperceptible” por el sujeto.

II. SENSORES CAPACITIVOS ECG

En primer lugar, remontándonos a la piedra angular de los cECG, estos se basan en los sensores capacitivos de medida que aprovechan los movimientos en la superficie del cuerpo humano causados por el latido del corazón permitiéndonos obtener la información necesaria. Es decir, su funcionamiento se basa en que estos latidos afectan a la distribución eléctrica del electrodo situado a cierta distancia del organismo de forma que gracias a estas variaciones podemos conseguir realizar un seguimiento del ritmo cardíaco del paciente.

Tradicionalmente, se utilizaban electrodos conductivos que debían estar en contacto directo con la piel a través de un gel de contacto. La utilización de gel ayudaba a medir diferencias de potencial entre electrodos, no obstante su presencia distorsionaba la señal obtenida con el tiempo a causa de su propia deshidratación. A parte, con el tiempo los electrodos se deterioraban por no decir que para cada medición se debía preparar al paciente quitándole la ropa y a veces el metal de los electrodos podía irritar la piel del del

sujeto hasta el punto que alomejor le causaba alergia. Por otro lado, los sensores capacitivos actuales de los que estamos hablando no requieren la utilización de gel de contacto ya que están aislados del cuerpo y permiten incluso la medición a través de diversas capas de ropa permitiendo un sistema de medida mucho más cómodo y menos problemático. El funcionamiento de cada sensor viene determinado por la capacidad acoplada C que crea con el cuerpo del paciente:

$$C_1 = \epsilon_0 \epsilon_r A/d \quad C_2 = \epsilon_0 \epsilon_r A/d \quad (1)$$

Siendo A el área efectiva, d la distancia entre electrodos, ϵ_0 la permitividad en el vacío y ϵ_r la permitividad de la ropa. Esta técnica ha sido estudiada para uso médico y en investigación con buenos resultados desde más de cuatro décadas ya que se conoce desde el 1967 [II].

Sin embargo dicho método es muy susceptible a variaciones incontrolables como por ejemplo: en el grosor y el tipo de la capa de ropa que lleva la persona, a las cargas estáticas, transpiración...

III. ESQUEMA

El esquema básico del dispositivo consta de los dos sensores capacitivos explicados en el apartado anterior y de la circuitería básica para el tratamiento de la señal analógica: amplificadores y filtros analógicos. Después, la señal generada pasa por un convertor A/D y finalmente se envía a un sistema operativo en el que se realiza un procesado de señal. A partir de ahí, se puede representar a voluntad del usuario en el dispositivo más adecuado.

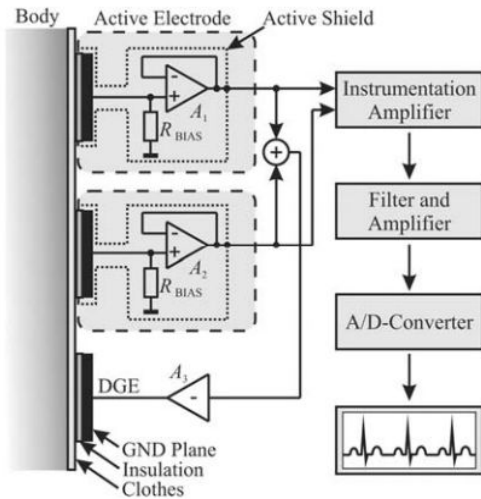


Fig1. Diagrama circuital para ECG sin contacto.

IV. FUNCIONAMIENTO

Primeramente, los sensores capacitivos están basados en un amplificador de alta impedancia conectado a una placa metálica que está unida al cuerpo y separada por una película de plástico (Fig. 1). Un electrodo de sensor completo, incluyendo: blindaje, carcasa, y el cable de conexión tiene un diámetro de 30 mm. El ancho de banda de cada sensor se limita electrónicamente a 0,3-80 Hz y el circuito completo del filtro se integra en el electrodo junto con el circuito de protección para minimizar la influencia de campos eléctricos perturbadores de fuentes distintas de las diferencias de potencial del cuerpo.

La capacitancia de acoplamiento que forma la entrada de la medida del biopotencial se obtiene a partir de C_1 y C_2 . Una alta impedancia de polarización, Zb_1 y Zb_2 , conectada a tierra para descargar la capacitancia, que da como resultado un comportamiento de alto paso de primer orden con la correspondiente frecuencia de corte.

Dentro de la circuitería analógica del sensor se debe tener en cuenta que en el proceso de medida se pueden acoplar cargas ya sea por causas externas o por simplemente la ropa del paciente. Por ese motivo, es necesario la implementación de una resistencia R_{bias} en paralelo con un condensador (denominada $Zb_{1,2} = R_{b_{1,2}} \parallel C_{b_{1,2}}$). De esta forma, si establecemos una alta impedancia de polarización Zb_1 y Zb_2 conectada a tierra para descargar la capacitancia cuando sea necesario, lo que estaremos haciendo será la implementación de un filtro de paso alto de primer orden con su correspondiente frecuencia de corte. Para conseguirlo los valores que toman R_b y C_b son de los GΩ y pF, respectivamente obteniendo así la frecuencia de corte:

$$f_c = \frac{1}{2\pi \cdot R_{b_{1,2}} \cdot (C_{b_{1,2}} + C_{1,2})}$$

En general, $C_{b_{1,2}}$ es mucho menor que $C_{1,2}$, por lo tanto:

$$f_c = \frac{1}{C_{1,2} \cdot R_{bias} \cdot 2\pi}$$

Debido a las amplitudes de voltaje pequeño, se deben usar amplificadores de bajo ruido y debido al cambio del punto de funcionamiento son necesarias corrientes de polarización baja.

Las señales medidas en dos posiciones diferentes son procesadas y se combinan formando la entrada diferencial

en un amplificador de instrumentación con una alta CMRR (relación de rechazo de modo común) con el fin de filtrar indispensablemente las interferencias de la línea eléctrica acoplada que subyacen ambas señales.

La implementación de un filtro paso banda se realiza a partir de un filtro de paso bajo que corta los componentes de alta frecuencia (normalmente > 80 Hz), que no proporcionan información para el ECG y un filtro paso alto con una frecuencia de corte baja (aproximadamente 0,3 Hz) que elimina los componentes de corriente continua los cuales tampoco nos interesan.

Para optimizar la adaptación de la agrupación de sensores a la superficie del cuerpo y evitar los artefactos de movimiento, los sensores están montados de forma flexible, permitiendo así el ajuste a la anatomía.

Particularmente estos sensores siempre se presentan en grupo. La *setup* de la agrupación de sensores los conecta de forma diferencial a un sensor de referencia. De este modo se pueden eliminar las señales de modo común como el acoplamiento de ruido de potencia de carácter capacitivo que puede aparecer en los campos de los electrodos.

Finalmente una vez la señal analógica ha sido amplificada debidamente se pasa por un convertor A/D para poder ser procesada en el que un PC lo controla y proporciona la visualización en tiempo real de las señales obtenidas en los distintos canales. [IV]

V. RESULTADOS

Para este *paper* nos hemos centrado en un proyecto donde los sensores capacitivos están diseñados de forma circular y son firmemente colocados en una silla. En ella el sujeto se sienta para obtener la medida.

Primero de todo, para diferenciar la salida sin interferencias, se calcula la variabilidad de frecuencia cardíaca a través de los picos QRS. Una vez sin interferencias debería verse la señal nítida (*Fig.2*).

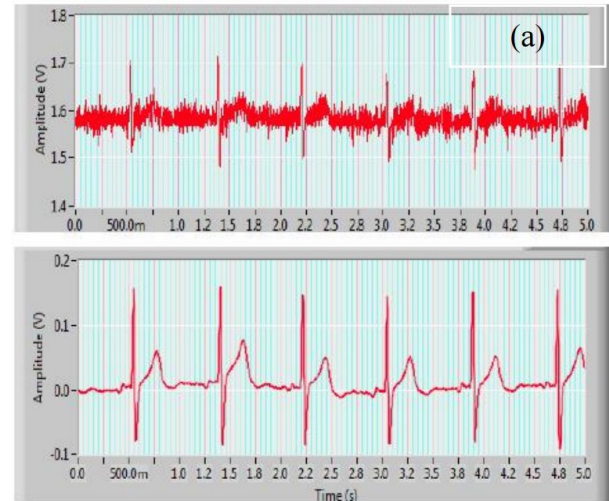


Fig2. ECG con y sin interferencias

Se propone un nuevo sistema para mejorar el rendimiento, ya que la alimentación interfiere con el ECG medido a través de un efecto de acoplo capacitivo. Por esto añadimos una capacidad a cada electrodo.

Se calcula el SNR con distintos valores de capacidades parásitas, el cual al ser 30dB para todos los casos, nos indica la consistencia del circuito (*Fig.2*). [IV]

| Coupling Capacitance (pF) | V_{noise} amplified by INA (mV) | $V_{\text{ina-out}}$ (mV) | Improvement in SNR (dB) |
|---------------------------|--|---------------------------|-------------------------|
| 0.5 | 49.98 | 1.66 | 29.57 |
| 1 | 100.12 | 3.31 | 29.62 |
| 2 | 200.34 | 6.6 | 29.64 |

Fig4. Tabla de resultados para diferentes capacidades

VI. APLICACIONES

Tal y como ya hemos comentado, este tipo de técnicas se están desarrollando para conseguir acercar a la monotonía del día el control y la proximidad de observar la salud del usuario. Para ello, las aplicaciones en las que se pueden incorporar este tipo de dispositivos son infinitas, basta con darle a la imaginación. Entonces, si nos remontamos a las rutinas de un paciente, podemos introducir los sensores capacitivos en aquellos objetos con los que más interactúa, como por ejemplo [VI]:

- En una silla (tal y como hemos visto en el apartado V.). De esta forma si alguien se pasa la mayor

parte del día sentado ya sea en una oficina o en casa, entonces se pueden realizar las medidas. Algunos prototipos de aplicaciones se encuentran en sillas de trabajo, sillas de colegio, butacas y sofás de casa, etc. No obstante, una de las funciones directas y más útiles se encuentra en las sillas de ruedas. En general, la gente que va en silla de ruedas tiene dificultades a la hora de realizar electrocardiogramas ya que para ello supone quitarse la ropa y tumbarse en una cama. Sin embargo, mediante un cECG podemos directamente inspeccionar al paciente sin ninguna engorrosa preparación previa.

- Incorporado directamente en la ropa. Sería una clara aplicación directa de poder realizar un ECG, y además sería muy cómoda ya que no supondría ni colocar los sensores gracias a que las prendas los llevan incorporados. Y además, sería muy útil para deportistas en su entrenamiento y recién nacidos.
- En camas, ya sea en las privadas o en los hospitales, de tal forma que pueda realizarse un estudio del ritmo cardíaco durante los momentos de descanso y/o recuperación.
- En el coche. Para este caso, existen múltiples sitios de posicionamiento de los sensores. Por una parte, podrían colocarse en los asientos, pero también sería posible introducirlos en el cinturón de seguridad que está en contacto con el abdomen, o bien, en el volante. A través de esto y mediante la inteligencia artificial se podría hacer más personalizable la seguridad vial de tal forma que el vehículo proviniese situaciones peligrosas avisando al conductor en aquellos momentos en que se detectase un estado de cansancio o inestabilidad.

En general, existen muchos sitios en los que se pueden aplicar este tipo de metodologías facilitando la vida de los pacientes y mejorando la calidad de vida de cualquier usuario.

VII. CONCLUSIONES

En los últimos años, los sistemas capacitivos de medición de ECG desarrollados por diversos grupos han demostrado

que esta técnica es muy flexible debido a la integración en varios objetos cotidianos.

El resultado del uso del electrodo capacitivo es la obtención de una señal ECG de alta calidad que es comparable a la del electrodo convencional de gel. [VII]

Los sistemas multicelulares de cECG presentan un enfoque prometedor para la monitorización del ritmo cardíaco de personas, lo que permitirá medir dicho potencial de manera automática, cómoda, sin necesidad de estar de manera presencial en ningún centro clínico y sin crear molestias al paciente.

REFERENCIAS

- [I] D. Teichmann, C. Brüser, B. Eilebrecht, A. Abbas, N. Blanik, and S. Leonhardt, "Non-contact Monitoring Techniques - Principles and Applications," in Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. 34th Ann. Int. Conf., San Diego, CA, USA, 2012, pp. 1302-1305.
- [II] Biel, L., Pettersson, O., Philipson, L., & Wide, P. (2001). ECG analysis: a new approach in human identification. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 50(3), 808-812.
- [III] P. Richardson, "The insulated electrode," in Proceedings of the 20th Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology, Boston, vol. 9, pp. 157, 1967.
- [IV] M. Oehler, M. Schilling and H.D. Esperer, "Novel multichannel capacitive ECG-system for cardiac diagnostics beyond the standard-lead system"
- [V] A. Aleksandrowicz, S. Leonhardt, *Wireless and Non-contact ECG Measurement System – the "Aachen SmartChair"*, Acta Polytechnica Vol. 47 No. 4–5/2007
- [VI] B.Chamadiya, "Applications of textile based capacitive ECG recordings", from a Doctoral Degree of the University of Luebeck.
- [VII] Long-Fei Wang, Jing-Quan Liu, Hui-Ling Peng, Bin Yang, Hong-Ying Zhu and Chun-Sheng Yang, "MEMS-based flexible capacitive electrode for ECG measurement", from *Electronic Letters* Vol. 49 No. 12

ANEXO: OTROS MÉTODOS DEL CÁLCULO DE BIOPOTENCIAL

Antes de terminar, vamos a mencionar algunos métodos alternativos para la medición del biopotencial tal y como hemos introducido en un inicio. Estas técnicas a la par que los cECG, son en cierto modo modernas gracias a los avances tecnológicos y científicos de las últimas décadas y se tratan de: balistocardiografía, monitorización de inducción magnética e imagen por pletismografía.

I) BALISTOCARDIOGRAFÍA

La balistocardiografía consiste en la técnica que permite estudiar el movimiento de la sangre a partir de la medida de los pequeños movimientos del cuerpo que se derivan del mismo. Por ese motivo, a pesar de que el paciente reste inmóvil, solamente por el hecho de que el corazón bombea la sangre causa un desplazamiento del centro de masas de la misma siendo aproximadamente de 7 cm entre la sístole (fase de impulso y contracción) y la diástole (fase de relajación). De esta forma, si tenemos un movimiento generalmente periódico en el que el centro de masas del cuerpo oscila, se puede obtener información respecto al sistema cardiovascular del paciente.

Entonces, si medimos el desplazamiento producido por dicho fenómeno, el cual es del orden de los μm , podemos representarlo en función del tiempo y a partir de ahí calcular la masa de sangre bombeada por el corazón por cada contracción. Un ejemplo de balistocardiograma es el que se encuentra en la *Fig.5* en el que puede verse que el desplazamiento es ciertamente “periódico”.

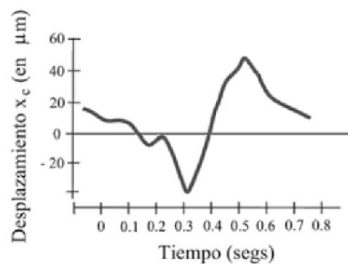


Fig.5. Balistocardiograma

En conclusión, partir de la cantidad de sangre bombeada por contracción, se puede conocer el funcionamiento del sistema cardiovascular, no obstante la interpretación que se puede sacar de la gráfica de la *Fig.5* no es del todo completa y para un diagnóstico riguroso, se debe respaldar por valores de velocidad y aceleración del movimiento más

precisos, los cuales se pueden obtener mediante electrocardiogramas.

II) MONITORIZACIÓN DE INDUCCIÓN MAGNÉTICA

La monitorización de inducción magnética es una técnica de medición de bioimpedancia sin contacto basada en la inducción de corrientes parásitas.

El principio físico se basa en la teoría de Maxwell. Un sensor-bobina accionado con una corriente alterna excita un campo magnético alterno, que induce corrientes de Foucault en el tejido conductor de un cuerpo en su vecindad. Estas corrientes parásitas inducidas excitan un campo magnético alterno secundario cuya amplitud y orientación se correlaciona con la distribución de impedancia dentro del cuerpo. En técnicas de medición directa, se utiliza una segunda bobina separada para medir el campo reincidente. En técnicas de medición indirecta, se utiliza una única bobina para excitar el campo primario así como para medir el secundario..

Aunque el hecho de no tener contacto es la mayor ventaja del método, también presenta algunos desafíos. Un gran problema que el método tiene que competir es que los cambios en la distancia entre la bobina y la superficie del cuerpo afectan a la señal mucho más fuerte que cualquier proceso del cuerpo interno, de modo que el movimiento del cuerpo a menudo inhibe la evaluación de la actividad fisiológica bajo investigación

Actualmente el uso más frecuente de MIM para experimentos en vivo es el seguimiento de la respiración y el pulso. Aquí el desplazamiento de los límites de los órganos (pulmón y corazón) varía la distribución de la impedancia torácica (y por tanto las trayectorias de las corrientes parásitas) dando lugar a un cambio claro del campo reincidente.

III) IMAGEN POR PLETISMOGRAFÍA

Se trata de un método de medición a distancia basado en cámara para la visualización de los vasos sanguíneos dérmicos y para la detección de la perfusión en diferentes áreas de la piel. Se basa en la medición de la amortiguación óptica de la piel (en el infrarrojo visible y cercano (400 - 1000 nm), que depende de su actual composición de sangre

en el tejido, en el camino de la luz de una fuente de luz a un detector.

Esta composición es modulada por cambios en el volumen sanguíneo, después de la hemodinámica venosa y / o arterial por el paciente en reposo o bajo ejercicio.

Los sensores consisten en una o más fuentes de luz y un detector de luz. Se utiliza una cámara de alta resolución que incluye una matriz de iluminación de tejidos de múltiples longitudes de onda en lugar del sensor de contacto singular. Esto permite no sólo la evaluación de la perfusión de tejidos no invasiva, sino también sin contacto con alguna resolución espacial en el campo de visión de la cámara. De esta manera, cada elemento de la matriz de sensores de la cámara puede considerarse como un sensor reflector.

En consecuencia, el PPGI (*Photoplethysmography Imaging*) es adecuado para medir parámetros venodinámicos como el tiempo de relleno venoso, la eficacia de la bomba muscular o el flujo venoso venoso y las características del pulso sanguíneo arterial como la frecuencia cardíaca, la variabilidad de la frecuencia cardíaca o la saturación arterial de oxígeno.

Lab-on-a-chip: El futuro de los laboratorios

Alvaro Ortega, Josep Maria Gallegos, Damià Torres, Gerard Orriols, Pablo Oviedo
Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya.
Campus Nord, 08034 Barcelona

En el siguiente artículo explicamos el funcionamiento y las principales aplicaciones de los labs-on-a-chip. Se analiza la actualidad de estos instrumentos reparando especial atención en su estructura interna, en su funcionamiento electrónico, y en los sistemas de medición basados en la biología, los llamados biosensores.

Keywords: lab-on-a-chip, nanotecnología, microfluidos, sensor, biosensor, análisis de ADN, biología molecular.

I. INTRODUCCIÓN

Un lab-on-a-chip es un dispositivo de sólo unos milímetros o unos pocos centímetros cuadrados que integra en un solo chip diversas funciones de análisis llevadas a cabo normalmente en los laboratorios, como reactores, mezcladores, sensores, calentadores, sondas, dispensadores, etc. Esta aplicación de la nanotecnología se ha destacado en áreas del quehacer humano como la salud, farmacéutica y ciencias de la química. El reducido tamaño de estos los convierte en unos dispositivos portátiles que realizan procesos costosos de laboratorios de una forma fácil, cómoda y rápida, como podría ser el caso de un análisis de sangre, de proteínas, o un tratamiento de aguas.

El primer lab-on-a-chip fue creado en 1979 en la Universidad de Stanford y fue utilizado para la cromatografía de gases. Sin embargo su mayor desarrollo aparece a finales de los 80 junto con el de los microfluidos y los procesos de microfabricación de chips de polímero, ya que así empezaron a ser fabricados de una forma más eficiente y menos costosa. Más adelante en los 90, estos dispositivos empezaron a especializarse en campos como la bioquímica y la biología debido a su gran utilidad en el tratamiento de las células, ya que el tamaño de sus microcanales es del orden de éstas. De hecho, estos avances permitieron a los científicos realizar por primera vez operaciones a nivel celular.

Hoy en día las aplicaciones de éstos dispositivos se han abierto a muchos más campos, y tiene por objetivo poder integrar en un sólo chip miles de diferentes funciones de diagnóstico. Por ello para los científicos su desarrollo es de lo más prometedor, pudiendo llegar a revolucionar los análisis de los laboratorios.

II. ESTRUCTURA Y FUNCIONES

Las tecnologías que se encuentran en un lab-on-a-chip pretenden emular a escala microscópica todo el ciclo de procesos que se llevan a cabo para realizar medidas en un

laboratorio, para lo cual no solamente se requieren sensores sino también otros mecanismos actuadores para preparar las sustancias a medir.

Los lab-on-a-chip contienen grandes cantidades, incluso millones, de microcanales de tamaños cercanos al micrómetro, que permiten manipular cantidades de fluidos del orden de picolitros, así como controlar reacciones bioquímicas en volúmenes de este orden de magnitud. Para poder desarrollar todas estas manipulaciones, por supuesto no es suficiente con un conjunto de microcanales, sino que también es necesaria una colección integrada de sistemas de bombeo, electrodos, válvulas, sistemas de control de campos electromagnéticos y dispositivos electrónicos [1].

Además, este tipo de dispositivos puede contener aparatos especializados en algunos tipos de medidas como separadores por electroforesis, espectrometría de masas, detectores ópticos, sensores por difracción, calentadores y refrigeradores microscópicos o reactores químicos.

El objetivo de tal complejidad de instrumentos en un solo chip es poder desarrollar una amplia funcionalidad de manera que con una sola medición de una sustancia en el lab-on-a-chip se pueda realizar un diagnóstico completo. Esto será especialmente útil en biología y medicina, donde, por ejemplo, se podrían llegar a integrar múltiples procesos de diagnóstico en un solo chip, de manera que en una sola medición se puedan explorar distintas posibles enfermedades.

La fabricación, como en la muchos dispositivos a escala micro, se realiza mediante procesos de litografía. Los materiales de fabricación son principalmente poliméricos, y algunos componentes están hechos de material semiconductor, aunque con el desarrollo de nuevas técnicas como la litografía blanda se ha tendido más al uso de polímeros porque son más fáciles de implementar y ofrecen un menor coste.

Algunos de los materiales más usados son el PDMS (polidimetilsiloxano), principalmente usado en prototipos por su bajo coste y fácil integración; polímeros termoplásticos como el PMMA, más inerte químicamente que el PDMS, transparente y que permite la integración de

microelectrodos; cristales, con unas propiedades similares al anterior pero de fabricación más complicada; o el silicio, que pese a no ser transparente excepto en el infrarrojo, más caro que otras alternativas, y conductor (lo cual dificulta aplicaciones como la electroforesis, que requiere un alto voltaje), es un material consolidado y permite fácilmente la integración electrónica en el chip.

III. ELECTRONICA

En un sistema lab-on-a-chip, igual que en cualquier aparato de medida, tenemos un conjunto de sensores conectado a unos componentes electrónicos que traducen las medidas en señales, que después son procesadas por una serie de filtros y chips para convertirse en información que se transmite a un sistema de control externo (ordenador), o a un display que puede estar integrado. El esquema que describe el funcionamiento de esta parte es el mismo, a grandes rasgos, que el que se utiliza en sistemas macroscópicos, pero prestando especial atención a la eliminación de ruidos, ya que, dada la escala de los elementos medidos, una pequeña perturbación puede causar un gran error relativo.

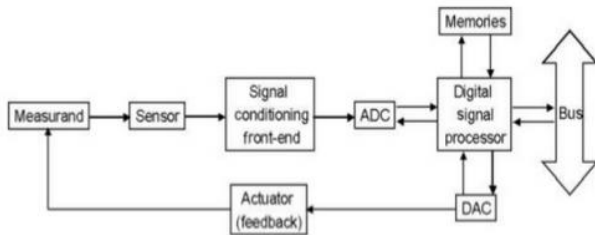


FIG.1. Diagrama de bloques de la estructura electrónica de un lab-on-a-chip.

- Sensor: puede ser de muchos tipos. Los más importantes son los que miden características de fluidos, que habitualmente consisten en un electrodo en un sistema donde se hace reaccionar la muestra con alguna sustancia química, provocando una diferencia de potencial, que es lo que en última instancia produce la señal. Así se puede obtener la mayoría de la información relevante desde el punto de vista de la biología, como pH y concentración de sustancias. También se usan sensores de temperatura, presión y acelerómetros.

- Front-end analógico: esta fase del dispositivo es clave, porque es la que se encargará de amplificar la señal. Es habitual utilizar circuitos integrados para este propósito, que consisten en amplificadores de bajo nivel de ruido y filtros, similares a los que se usan en radiofrecuencias después de las antenas receptoras, pero con unas especificaciones adaptadas a su función.

- ADC: como en cualquier sistema de medida, la señal previamente procesada se discretiza en el tiempo y se cuantiza antes de guardarse o analizarse digitalmente.

- Procesador, memoria y DAC: como la idea es que los LOC sean aparatos con una gran autonomía, es habitual que los elementos de control estén integrados, permitiendo hacer cálculos, almacenar información y tener una retroalimentación del sensor.

- Cables y conexiones: en la parte del sistema que transmite señal analógica, se pone énfasis en corregir las interferencias, porque se trata de corrientes muy débiles.

IV. LABS-ON-A-CHIP EN BIOLOGIA

Actualmente, la integración en un mismo aparato de biosensores y sistemas microfluídicos está generando grandes avances en la tecnología de los lab-on a chip [2]. En esta sección explicaremos el funcionamiento de algunos biosensores y su funcionamiento integrado con algunos sistemas microfluídicos.

Los sistemas de medición basados en la biología reciben el nombre de biosensores. Sus aplicaciones van desde el diagnóstico médico, el control de la calidad de los alimentos y la detección de sustancias estupefacientes, hasta asuntos de seguridad y defensa. Se caracterizan porque utilizan elementos biológicos como enzimas o anticuerpos para llevar a cabo las labores de reconocimiento de sustancias, pudiendo determinar entre otras cosas, su concentración en un determinado medio, sus propiedades cinéticas...

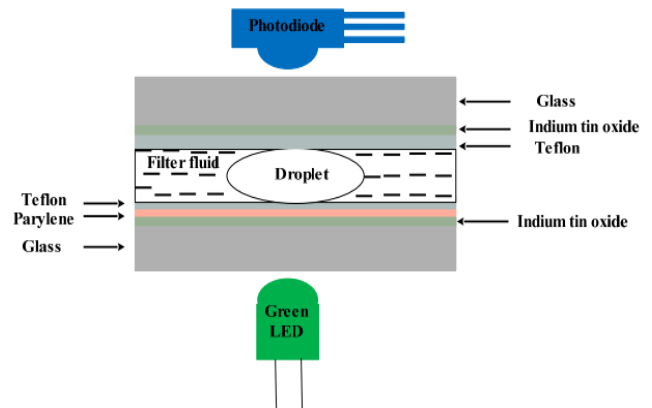


FIG.2. Ejemplo de un digital microfluidic based biosensor.

La señal originada como consecuencia de la interacción entre el sistema de reconocimiento biológico y la sustancia que detecta es convertida mediante un transductor en una señal eléctrica. En función de las características del sistema de reconocimiento y el transductor que utilizemos, diferenciamos varias clases de biosensores.

En función del sistema de reconocimiento:

- Biosensores enzimáticos: Utilizan enzimas que catalizan reacciones redox. Tienen como ventajas que son muy selectivos y que en el proceso de reacción generalmente se producen iones, calor u otras magnitudes fácilmente medibles por los transductores y por lo tanto fácilmente convertibles en señales eléctricas.

- Biosensores basados en anticuerpos: Han adquirido importancia recientemente. Una de sus ventajas es que la substancia a ser detectada no necesita ser purificada de antemano.

- Biosensores basados en aptámeros: Los aptámeros son ácidos nucleicos de cadena simple (como el ARN) formados por pocos nucleótidos, que son capaces de reconocer con alta afinidad ciertos tipos de moléculas. Algunas de sus ventajas sobre los anticuerpos es que son fácilmente sintetizables, se pueden alterar sus propiedades de enlace y son más estables.

En función del transductor:

- Biosensores electroquímicos: Detectan la aparición de corrientes, voltajes o impedancias como consecuencia de la interacción del receptor con la sustancia que detecta.

- Biosensores ópticos: Detectan los cambios ópticos que se producen cuando el elemento de reconocimiento biológico interactúa con su objetivo.

- Biosensores colorimétricos: Detectan la presencia de productos coloreados.

- Biosensores másicos: Detectan los cambios de peso que se producen cuando el receptor se adhiere a su analito.

Actualmente se están llevando a cabo grandes avances en la integración de biosensores con sistemas microfluídicos produciendo nuevas tecnologías lab-on a chip.

Nuevamente, en función del sistema microfluídico y el elemento de reconocimiento utilizado, tendremos diferentes estructuras lab on a chip. Todas ellas se obtienen fusionando un continuous-flow, droplet based o digital microfluidic con un biosensor enzimático, basado en anticuerpos o en aptámeros, por ejemplo:

- Digital microfluidic based biosensor: La manipulación de muestras líquidas como microgotas, característica de los DMF ofrece una mayor flexibilidad y menor contaminación durante la preparación de muestras. Además, la integración de biosensores con plataformas DMF mejora muchas de las labores que éstas llevaban a cabo con anterioridad (transporte, mezcla, separación..). Actualmente se utilizan para la detección de metabolitos y glucosa, utilizando diferentes enzimas, además de para la detección de inmunoglobulinas y anti-anticuerpos, usando aptámeros y anticuerpos como sistemas de reconocimiento biológicos, respectivamente.

V. APLICACIONES

Debido a sus reducidas dimensiones, precio y a su fácil transportación los dispositivos lab-on-a-chip permiten el

análisis, síntesis y control de reacciones químicas que normalmente requerirían de un laboratorio.

En el campo de la biología molecular los lab-on-a-chip son usados para la amplificación de ADN [3], (aumentar el número de copias de un fragmento de ADN particular). La ventaja respecto el método tradicional es que los ciclos térmicos usados en la PCR (reacción en cadena de la polimerasa) pueden realizarse mucho más rápidamente gracias a su pequeña escala (y con menos energía). Esta diferencia de velocidad es drástica y permite que algunos ejemplos puedan ser usados in situ.

Uno de los campos donde los lab-on-a-chip destacan es el de la salud humana, como por ejemplo, la detección de alergias alimentarias. El lab on a chip [4] permite exponer una muestra de sangre a la presencia de alérgenos y examinar la respuesta de sus glóbulos blancos.

También pueden ser usados para diagnosticar la presencia de enfermedades como el HIV [5], solamente con la ayuda de un teléfono móvil para proporcionar energía y para mostrar los resultados. Además este análisis es sorprendentemente rápido (con una duración de unos quince minutos). Mucho más que el método convencional gracias a las optimizaciones en el uso de la técnica de la PCR.

Otra posibilidad es detectar la presencia de patógenos en las cadenas de producción de alimentos [6], campo en el que la movilidad de los lab-on-a-chip es una gran ventaja respecto los laboratorios.

En el campo de la química también nos abren muchas oportunidades gracias a su capacidad de calentar y enfriar rápidamente compuestos. También es interesante su uso en el estudio de sustancias peligrosas como explosivos ya que se estará tratando con un volumen reducido de ellas.

Aunque no todo son ventajas, por ejemplo en el caso de la detección de enfermedades las pruebas no presentaron la misma fiabilidad que las pruebas estándar.

VI. CONCLUSIONES

Los dispositivos lab-on-a-chip son una tecnología que ha experimentado numerosos avances en las últimas décadas y que prometen jugar un papel esencial en el futuro próximo de la química, la biología y otras ciencias. Estos dispositivos revolucionarán las técnicas de diagnóstico y pueden ser de gran utilidad en zonas de pocos recursos económicos y tecnológicos. Pero aún les queda un largo camino por recorrer debido a las limitaciones de la tecnología actual.

[1] Abgrall P, Gue A-M. Lab-on-chip technologies: making a microfluidic network and coupling it into a

- complete microsystem—a review. *Micromech J. Microeng.* 17 (2007) R15–R49.
- [2] Luka, G., A. Ahmadi, H. Najjaran, E. Alocilja, M. DeRosa, K. Wolthers, A. Malki, H. Aziz, A. Althani and M. Hoorfar. 2015. Microfluidics integrated biosensors: A leading technology towards lab-on-a-chip and sensing applications. *Sensors* 15:30011-30031
- [3] Zhang C., Xing D. Miniaturized PCR chips for nucleic acid amplification and analysis: Latest advances and future trends. *Nucleic Acids Res.* 2007;35:4223–4237. doi: 10.1093/nar/gkm389.
- [4] Han Q, Bradshaw EM, Nilsson B, Hafler DA, Love JC. Multidimensional analysis of the frequencies and rates of cytokine secretion from single cells by quantitative microengraving. *Lab Chip* 10(11), 1391–1400 (2010).
- [5] Laksanasopin T, Guo TW, Nayak S, et al. A smartphone dongle for diagnosis of infectious diseases at the point of care. *Sci Transl Med* 2015;7:273re1.
- [6] Yoon JY, Kim B. Lab-on-a-Chip pathogen sensors for food safety. *Sensors* 2012;12:10713–41

Instrumentación en Radiodiagnóstico. Utilización de un equipo de adquisición de imágenes: Tomógrafo TC

Raúl Alonso, Carles Domingo, Anna Girbau,
Jordi Manyer, Maria Miró, Arnau Rosell

*Instrumentación. Grado en Ingeniería Física. Universitat Politècnica de Catalunya.
Campus Nord, 08034 Barcelona*

Abstract

La tecnología PET/TC se utiliza en el campo de la medicina, combina las dos técnicas para la adquisición de imágenes. En este artículo se van a realizar las medidas y cálculos necesarios para conocer qué parámetro se relaciona con la dosis efectiva recibida por el paciente durante el proceso de radiodiagnóstico.

1 Introducción

La tomografía computarizada (CT) es una técnica que utiliza radiación X para obtener imágenes de un corte de un cuerpo. La técnica consiste en radiar una sección del cuerpo desde diferentes ángulos mientras se mide la atenuación del haz en el otro extremo con la ayuda de unos detectores. Mediante unos algoritmos de reconstrucción logramos una imagen morfológica de los tejidos y su coeficiente de atenuación.

La tomografía por emisión de positrones (PET) es una técnica que se utiliza para detectar y analizar la distribución tridimensional que adopta en el interior del cuerpo un radiofármaco. Se basa en detectar el par de fotones que se emiten como consecuencia de la aniquilación de un positrón emitido por el radiofármaco y un electrón del cuerpo. Un radiofármaco muy usado es el Flúor-18, ya que se une a la glucosa, y esta es muy ávida de células tumorales.[1]

La combinación de dichas dos técnicas hace posible la obtención de imágenes más precisas y con mejor resolución que cualquiera de las dos por separado.

Aunque son técnicas muy útiles para el diagnóstico de algunas enfermedades, son también muy peligrosas ya que exponen al paciente a mucha radiación. Es por eso que es muy importante

mantener el equipo en condiciones y usar la dosis mínima necesaria en el paciente.

2 Calibración del TC

Nuestro objetivo es calcular la dosis efectiva E aplicada por la máquina, para comprobar que está dentro de los estándares europeos.

Para ello utilizaremos una sonda detectora de radiación junto a un maniquí o "phantom" de metacrilato (de coeficiente de atenuación muy similar al del agua, componente principal del cuerpo humano).

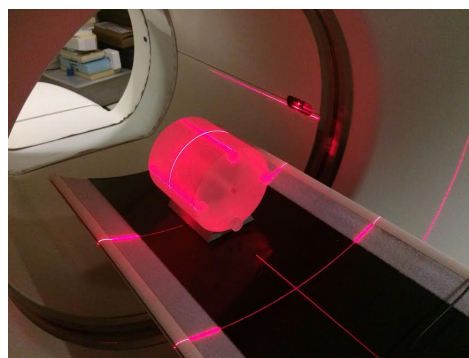


Figure 1: Phantom de metacrilato utilizado de 16 cm de diámetro

Para la medida de la dosis efectiva recibida en TC's de cuerpo estándar se utiliza un phantom de 32 cm de diámetro, y para la medida de la dosis efectiva recibida en TC's de cabeza se utiliza un phantom de 16 cm. Para la medida de la dosis efectiva recibida en aire se usa solo el detector suspendido en el aire sin ningún phantom.

La sonda nos presenta resultados mediante el indicador $CTDI_{100}$ (CT Dose Index). El $CTDI_{100}$ se calcula de la siguiente manera:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50mm}^{50mm} D(z) dz \quad [mGy]$$

donde N es el número de detectores de la máquina, T es la anchura nominal (en cm) irradiada por un detector y $D(z)$ es la dosis absorbida por kilogramo medida por la sonda en función de la posición.

Este indicador representa la cantidad de radiación recibida por el phantom entero en una sola rotación del detector normalizado por el número de detectores multiplicado por la anchura irradiada por el detector.

El phantom posee cinco posiciones para colocar la sonda, con las que conviene hacer cinco medidas (una central y cuatro periféricas). Con estas medidas se calcula el $CTDI_w$ (ponderado) de la siguiente manera:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100}^{central} + \frac{2}{3}CTDI_{100}^{periferico}$$

En TC helicoidales, se ha de tener en cuenta otro factor: el Pitch. El Pitch es el cociente entre la distancia avanzada por el cuerpo en una rotación y la distancia nominal radiada por el conjunto de detectores en la misma rotación.

$$p = \Delta d / NT$$

Si $p \leq 1$, hay zonas irradiadas más de una vez; si $p \geq 1$, se dejan zonas sin irradiar; si $p = 1$, irradiamos cada punto del phantom una sola vez. Por lo tanto es importante tener en cuenta el Pitch para reducir al máximo la radiación recibida sin comprometer la calidad de las imágenes.

Con el Pitch, se define $CTDI_{vol}$ de la siguiente manera:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{p} \quad [mGy]$$

$CTDI_{vol}$ representa la dosis absorbida por longitud avanzada (en cm).

A partir de $CTDI_{vol}$ definimos DLP (Dose Length Product) como el producto de la longitud del phantom por la dosis absorbida $CTDI_{vol}$ [2]. Como se ve a partir de la siguiente relación:

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L = CTDI_w \cdot N \cdot T \cdot R [mGy \cdot cm] \quad (1)$$

siendo $L = R \cdot \Delta d = R \cdot p \cdot N \cdot T$ la longitud total radiada. El miembro de la derecha es energía por sección entre densidad.

Finalmente, calculamos la dosis efectiva E como:

$$E = E_{DLP} \cdot DLP \quad (2)$$

donde E_{DLP} (**Region Specific Normalized Effective Dose**) es la dosis efectiva normalizada (con valores específicos para cada parte del cuerpo). Sus unidades son $mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}$.

Por otro lado, en general, se define H como la dosis equivalente (ponderada por un factor relacionado con el tipo de radiación utilizada):

$$H = W_R D_a \quad (3)$$

y

$$E = W_T H \quad (4)$$

donde D_a es la dosis absorbida y W_R y W_T son factores que dependen del tipo de radiación y del tejido, respectivamente. Observemos que, para el caso del phantom, $D_a = CTDI_{vol}$, y, en general, asumiendo que la densidad del metacrilato es igual a la del cuerpo, $D_a = \frac{S_{phantom}}{S_{cuerpo}} CTDI_{vol}$, donde $S_{phantom}$ y S_{cuerpo} son las secciones del phantom y de la región del cuerpo radiada.

3 Ejecución del protocolo

Ejecutando el protocolo se obtienen gráficas como la siguiente:

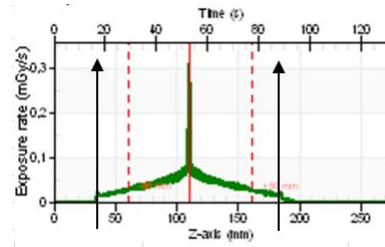


Figure 2: Body scan, Pitch = 1, Set = 100kV

Es importante comentar el hecho de que cada sección cuerpo radiado no solo recibe dosis cuando está alineado con el emisor, sino durante todo el proceso. Esto es debido a la presencia de efecto Compton dentro del phantom (y por consiguiente dentro de cualquier cuerpo radiado), que permite a la radiación expandirse.

Si se define la Exposición como el máximo de dosis instantánea recibida por la sección a lo largo del proceso (que se alcanza cuando sección y emisor se alinean horizontalmente), se puede observar que la exposición y la dosis total tan solo coincidirán en el caso en que no se esté radiando ningún cuerpo: en el caso de una medida hecha con la sonda suspendida en el aire, por ejemplo, no habrá efecto Compton apreciable y, por lo tanto, toda la dosis se verá concentrada en el momento en que sonda y emisor se alineen. Esto se puede apreciar en la siguiente gráfica, realizada en estas mismas condiciones:

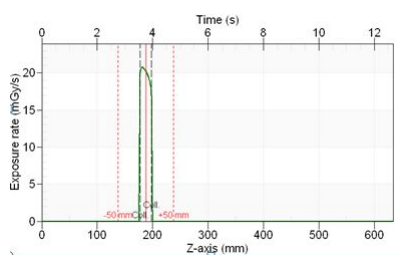


Figure 3: Air scan, Pitch = 1.5, Set = 120kV

También se observa que cuando la sonda está suspendida en el aire, la dosis que recibe es mayor que cuando está dentro del phantom (aunque toda esté concentrada en una sola franja). En cifras, se ve que con la sonda en aire obtenemos un valor de exposición de 9.6mGy a 120 kV y pitch 1.5, mientras que dentro del phantom a 120 kV y pitch 0.75 se obtiene una exposición de 7.1mGy. Esto se debe a que la radiación recibida por la sonda ha sido en parte absorbida por el metacrilato del phantom, de manera que se ve atenuada. Cuando la sonda está en el aire, la atenuación es mucho menor (el medio es solo aire) y por lo tanto la dosis recibida por la sonda es mayor.

Si se compara el valor de la DLP obtenido con la sonda y el indicado por la propia máquina, se ve que estos no coinciden. En particular, se observa que el primero es, en general, ligeramente superior

al segundo. Esta diferencia puede deberse, entre otras cosas, al modo en que la máquina tiene en cuenta la radiación recibida en los extremos de la región que se quiere explorar.

En cualquier caso, los errores medidos son pequeños. Así, por ejemplo, para un escaneo del phantom de cuerpo con 120 kV, 100 mA, colimación de 10 mm y $p = 1.35$, el valor de la DLP medido por la sonda fue 93.90 mGy · cm, mientras que el valor indicado por la máquina fue 92.50 mGy · cm. Tomando el primero como valor de referencia, el error relativo cometido por la máquina es aproximadamente 0.0149 (1.49%). Para otro escaneo del phantom de cuerpo, ahora con $p = 0.625$ (el resto de parámetros igual que antes), el valor de la DLP medido por la sonda fue 202.00 mGy · cm, y, el indicado por la máquina, 200.46 mGy · cm. En este caso, el error relativo es 0.00762 (0.726%).

En las dos figuras siguientes se puede discernir, de forma clara, una diferencia respecto a las figuras anteriores. La figura 2 representa la radiación recibida por la sonda en cada posición del eje z cuando la configuración define un pitch de 1.0 y una colimación de 1.25 mm. Esta configuración da a la representación gráfica una distribución de almenas escalonadas muy juntas, casi diferenciadas, mientras que en la 4 y la 5, se pueden observar con claridad. Lo que se pretende es explicar por qué existen estas diferencias.

La diferencia reside en el pitch y la colimación de la configuración. Como ya se ha expuesto, la sonda recibe tanto radiación directa como la producida, dentro del phantom, por el efecto Compton. En la figura 3 se puede apreciar la posición de la sonda, dado que el efecto Compton en el aire es despreciable, en el resto de gráficas se ve la misma imagen central junto con una distribución difundida a cada lado. Estas distribuciones laterales están claramente marcadas por un patrón escalonado. Este se debe a la atenuación de la mesa sobre la que se apoya el phantom. La trayectoria circular del sistema emisor-detector provoca que, periódicamente, la mesa se encuentre entre el emisor y el detector, atenuando la señal. Ésta atenuación se observa en los gráficos como un valle que da esta forma escalonada a la imagen.

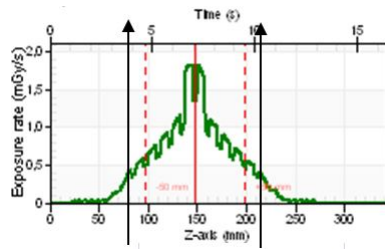


Figure 4: Body scan, Pitch = 0.625, Set = 200kV, collimation = 20mm

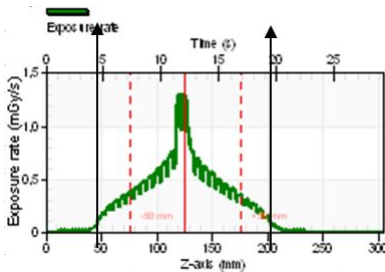


Figure 5: Body scan, Pitch = 0.625, Set = 200kV, collimation = 10mm

Se observa que la figura 5 tiene más escalones que la 4. Esto es debido a la diferencia en la colimación. El pitch es de 0.625 en ambas, pero en 4 la colimación es de 20 mm mientras que en 5 es de 10 mm. La diferencia en la colimación produce un mayor número de vueltas para recorrer la misma distancia en el eje z, esta diferencia es observable en el eje temporal encima de las figuras, donde la 5 tarda alrededor del doble en recorrer el mismo espacio que 4. Esto da como consecuencia un mayor número de escalones ya que la mesa obstaculiza dos veces por vuelta, por lo que un mayor número de vueltas provoca un mayor número de escalones.

La figura 1 es la más influenciada por este efecto. En ella, se tiene un pitch de 1, mayor que en la 4 y la 5, cuyo efecto supondría un menor número de vueltas, y, consecuentemente, un menor número de escalones, pero la colimación es de 1.25 mm, muy por debajo de las otras dos, imponiendo número de vueltas mucho mayor para escanear la misma distancia en el eje z.

4 Conclusiones

La dependencia de la dosis efectiva aplicada por la máquina ha sido estudiada en función de diversos parámetros, como el pitch, el medio y el tiempo de colimación. Se ha observado que un pitch más pequeño hará que el paciente reciba más dosis por sección. También se ha visto el efecto del medio en la radiación. Cada medio tiene un coeficiente de atenuación que es necesario conocer para saber la dosis que recibe el paciente realmente. Finalmente se puede apreciar que las condiciones en las que se realiza la prueba también influyen, como por ejemplo, la mesa donde se sitúa al paciente ya que esta también atenuará los rayos. Se ve reflejada la relación que hay con el tiempo de colimación: a mayor tiempo de colimación, más efectos de atenuación de la mesa.

El estudio de estas técnicas y el buen mantenimiento de la maquinaria es crucial para exponer al mínimo riesgo necesario al paciente y poder obtener imágenes concluyentes.

5 Agradecimientos

Agradecemos al Hospital Universitario Quirón-Dexeus, como también al físico Antoni Castel Millán por la oportunidad que se nos ha dado para acceder a las instalaciones y usar el material necesario para realizar las medidas.

References

- [1] IAEA HUMAN HEALTH SERIES Number 1- Quality Assurance for PET and PET/CT Systems. July, 2009.
- [2] Walter Huda, PhD Fred A. Mettler, MD. RADIOLOGY. Volume 258: Number 1- SPECIAL REPORT: Volume CT Dose Index and Dose-Length Product at CT. January, 2011.

Sensibilidad de una Gammacámara Planar y Ensayo de Verificación

Miguel Arduengo, Roger Bertran, Marina González, Martí Martínez de Morentin, Oriol Rubies, Jeremi Sánchez
Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya. Campus Nord, 08034 Barcelona

Una gammacámara es un dispositivo de adquisición de imágenes utilizado en medicina nuclear. La sensibilidad de una gammacámara planar se define como la razón entre el número de cuentas detectadas en un plano de adquisición y la actividad de una fuente plana paralela a ese plano. La sensibilidad extrínseca de una gammacámara está determinada principalmente por la eficiencia geométrica del colimador, de tal forma que varía de forma opuesta a la resolución espacial del equipo. El funcionamiento correcto de una gammacámara se garantiza aplicando diversos procedimientos regulares de control y calibración, entre los que el test de sensibilidad planar se considera esencial. En este documento se describe el ensayo de verificación de la sensibilidad del equipo Infinia Hawkeye de General Electric Medical Systems instalado en el hospital universitario Quirón Dexeus.

I. INTRODUCCIÓN

Una gammacámara es un dispositivo de adquisición de imágenes utilizado en medicina nuclear para estudiar diversos tipos de enfermedades. Consta, básicamente, de un equipo de detección de radiación gamma. Esta radiación proviene del propio paciente a quien se le inyecta, generalmente por vía intravenosa, una dosis de trazador radiactivo (habitualmente ^{99m}Tc). Este trazador se mezcla con un agente químico encargado de transportar el material radiactivo a la zona de interés médico, como podría ser una región con tejido cancerígeno. Una vez el fármaco ha llegado a la posición deseada, es decir, después de recluir al paciente durante un cierto tiempo en una cámara aislada esperando la dispersión del agente químico por el torrente sanguíneo, la gammacámara capta y registra la radiación gamma emitida por el isótopo radiactivo.

Podemos distinguir entre dos tipos distintos de gammacámaras, las gammacámaras planares y las tomográficas (o SPECT). Las primeras obtienen una imagen planar de los órganos afectados a través de la radiación incidente, mientras que las segundas permiten la obtención de imágenes en reconstrucción tomográfica con posibles cortes del órgano en cuestión en distintos planos, así como la reconstrucción de imágenes en 3D [2].

Una gammacámara tiene uno o más cabezales detectores montados sobre un soporte y una estación de trabajo. El soporte permite colocar el cabezal detector en cualquier orientación alrededor del paciente, mientras que en la estación de trabajo se procesan y se visualizan los datos adquiridos. Una gammacámara consiste en uno o más planos de cristal acoplados ópticamente a una serie de tubos fotomultiplicadores conectados a un sistema informático, el cual controla el funcionamiento de la cámara y cuenta los fotones gamma que son absorbidos por el cristal (normalmente cristal de yoduro de sodio dopado con talio (NaI(Tl))) (Figura 1).

El cristal actúa como detector ya que centellea en respuesta a la radiación gamma incidente. Cuando un fotón gamma proveniente del paciente incide en el cristal es capaz de excitar a uno de los electrones de los átomos de yoduro que lo conforman, y éste, al volver a un estado

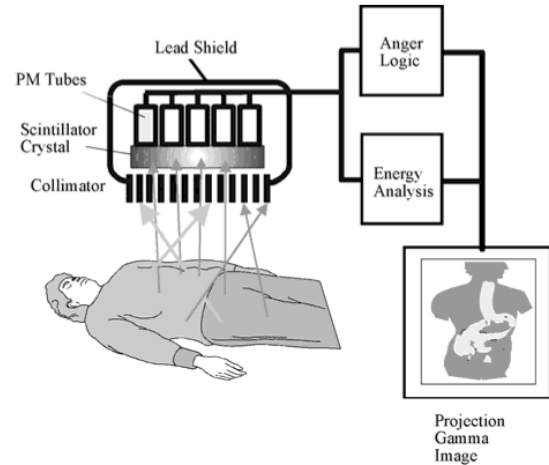


Figura 1. Imágenes médicas obtenidas con gammacámara [3].

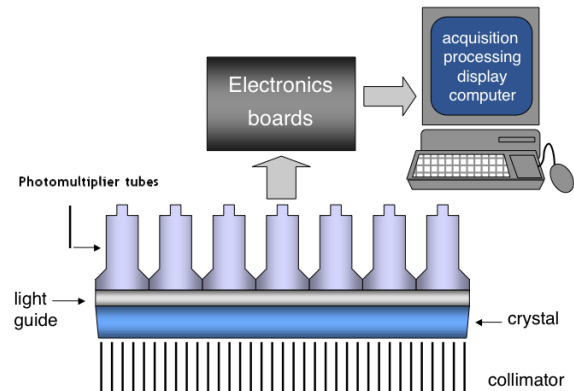


Figura 2. Principio de funcionamiento de una gammacámara.

mínimo de energía, produce un débil destello de luz. Los tubos fotomultiplicadores distribuidos detrás del cristal detectan los destellos fluorescentes y un ordenador los almacena, para después reconstruir una imagen bidimensional de la densidad relativa del recuento. Esta imagen refleja la distribución y la concentración relativa de los elementos radiactivos presentes en los órganos y tejidos de interés (Figura 2).

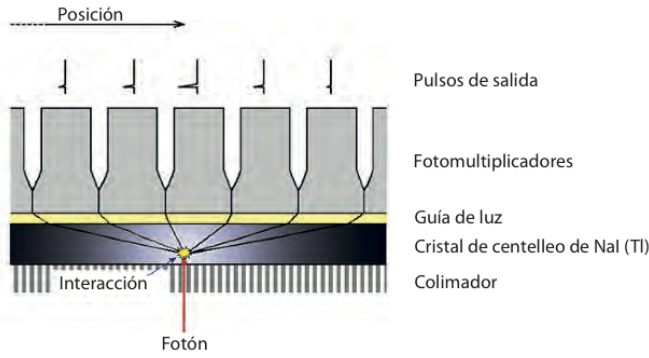


Figura 3. Esquema de la determinación de la coordenada del punto de interacción de un fotón en el cabezal detector de una gammacámara [2]

Generalmente, los tubos están dispuestos en configuraciones hexagonales detrás del cristal absorbente. El circuito electrónico que conecta los fotomultiplicadores está diseñado de manera que refleja la coincidencia de la señal lumínica detectada por los miembros de la matriz. Dado que todos detectan simultáneamente el mismo destello de luz en diversos grados, dependiendo de su posición la ubicación espacial de cada destello de fluorescencia se refleja como un patrón de voltajes dentro del conjunto de circuitos de interconexión (Figura 3). La ubicación de la interacción entre el rayo gamma y el cristal puede determinarse procesando las señales de voltaje de los fotomultiplicadores, ponderando la posición de cada tubo fotomultiplicador por la intensidad de su señal y luego calculando una posición media desde las posiciones ponderadas [2]. La suma total de los voltajes de cada fotomultiplicador es proporcional a la energía de la interacción de rayos gamma, permitiendo así la discriminación entre distintos isótopos o entre fotones de incidencia directa o provenientes de dispersión.

Es necesario, además, obtener información espacial sobre el punto de emisión de rayos gamma del sujeto, por lo se requiere un método para relacionar los fotones detectados con su punto de origen. El método convencional consiste en colocar un colimador sobre el cristal de detección. El colimador consiste en una gruesa lámina de plomo, típicamente de 25 a 75 milímetros de espesor, con miles de orificios adyacentes que lo atraviesan. Estos orificios limitan los fotones que pueden ser detectados por el cristal a un cono de incidencia, cuyo vértice se encuentra en el centro de cualquier orificio dado y se extiende desde la superficie del colimador hacia fuera, de forma que solo se detectarán fotones emitidos dentro del área cubierta por este (Figura 4).

II. SENSIBILIDAD PLANAR

La sensibilidad planar de un sistema se define como la razón entre el número de cuentas detectadas en un plano de adquisición y la actividad de una fuente plana paralela

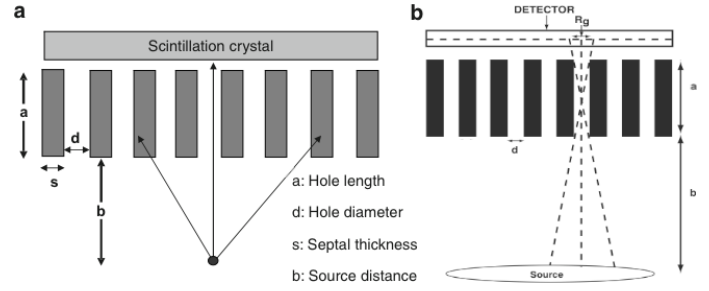


Figura 4. Colimador de orificios paralelos. (a) Geometría de los orificios y tabiques separadores; (b) Geometría del cono de incidencia (Rg es la resolución del colimador) [4].

a ese plano. La sensibilidad es un parámetro relacionado con la eficiencia del equipo y su importancia deriva de que una baja sensibilidad tiene como consecuencia la obtención de imágenes con más ruido [5].

La sensibilidad depende de la eficiencia geométrica del colimador, de la eficacia intrínseca de fotodetección del cristal, de los ajustes del discriminador de pulsos y del tiempo muerto del sistema [4]. Así: (a) la eficiencia intrínseca fotodetectora del detector disminuye con el aumento de la energía del fotón y con el aumento de la distancia fuente-detector (Figura 5), pero aumenta con el grosor del detector (la mayoría de las cámaras modernas tienen cristales de $NaI(Tl)$ de 0,95cm de espesor); (b) El «estrechamiento» de la ventana de selección del analizador de pulsos reduce el número de cuentas medidas y, por tanto, compromete la eficacia del conteo; (c) Con muestras de alta actividad, un dispositivo con un tiempo muerto largo pierde un número de cuentas relativamente elevado por lo que la eficiencia del conteo es reducida; y (d) El factor que más afecta a la sensibilidad de una gammacámara es la eficiencia del colimador, tal como se describe a continuación.

La eficiencia del colimador, o eficiencia geométrica (Eg), se define como el número de fotones de rayos gamma que pasan a través de los orificios de colimador por unidad de actividad presente en una fuente.

Para los colimadores de orificios paralelos (Figura 4b), su eficiencia geométrica viene dada por la expresión:

$$Eg = K^2 \cdot \frac{d^4}{a(d+s)^2}$$

donde (Figura 4a): d es el diámetro del orificio, a es la longitud efectiva del orificio del colimador, y s es el espesor del tabique. La constante K es una función de la forma y la disposición de los agujeros en el colimador, y varía desde 0,24 para agujeros redondos en una matriz hexagonal a 0,28 para agujeros cuadrados en una matriz cuadrada.

La eficiencia de los colimadores de orificios paralelos aumenta con el incremento del diámetro de los orificios del colimador, y disminuye con el aumento del espesor del colimador y de la anchura de los tabiques separadores.

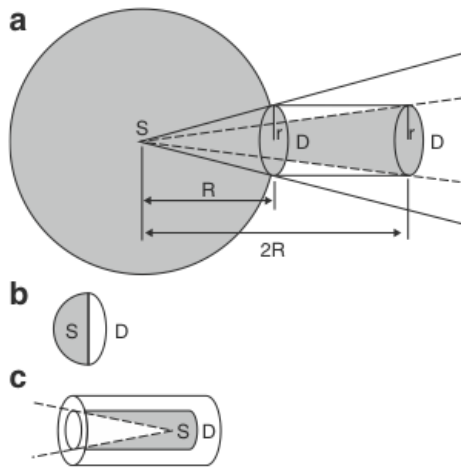


Figura 5. Eficiencia geométrica E_g de un detector D de superficie circular (radio r): (a) El detector colocado a distancia R de la fuente S tiene 4 veces más E_g que el detector colocado a una distancia $2R$; (b) Con la fuente y el detector en contacto, E_g se reduce en un 50%; (c) Con la fuente y el detector en un tubo, E_g es del 100% [4].

En consecuencia, la eficiencia es un parámetro que evoluciona de forma completamente opuesta a la resolución espacial del colimador. Para un colimador dado, entonces, a medida que aumenta la resolución espacial de un sistema, disminuye su sensibilidad y viceversa. Por ello, cuando se requieren imágenes de alta resolución para una prueba se deben utilizar colimadores de baja sensibilidad, mientras que en estudios dinámicos hay que utilizar colimadores de alta sensibilidad para aumentar los conteos en las imágenes de corta exposición, aunque se renuncia a una buena resolución. La eficiencia del colimador varía con diferentes tipos de colimadores, tal como se observa en la Figura 6, en la que se muestran los valores de eficiencia como una función de la distancia de fuente a colimador. Se observa que la eficiencia de los colimadores de orificios paralelos no se ve afectada por la distancia de fuente a detector para una fuente planar extendida.

III. VERIFICACIÓN DE LA SENSIBILIDAD

Para obtener diagnósticos correctos, es necesario que una gammacámara funcione en perfectas condiciones. Para garantizar su correcto funcionamiento se aplican diversos procedimientos regulares de control y calibración. Uno de los controles más habituales en este tipo de instrumentos es el test de sensibilidad planar. Debido a los diversos factores que influyen en la sensibilidad planar de un equipo, es preciso realizar esta prueba para cada isótopo con el que se vaya a usar la cámara y para cada tipo de colimador utilizado en la práctica clínica [1].

En el hospital Quirón Dexeus hemos realizado el test de verificación de la sensibilidad planar de un equipo Infinia Hawkeye de General Electric Medical Systems.

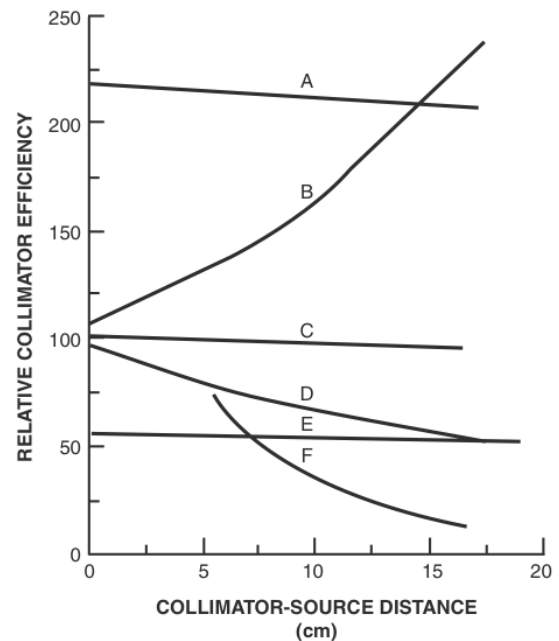


Figura 6. Variación de la eficiencia geométrica en función de la distancia fuente-colimador para diferentes colimadores: (A) orificios paralelos de alta sensibilidad; (B) orificios convergentes; (C) orificios paralelos de propósito general; (D) orificios divergentes; (E) orificios paralelos de alta resolución; (F) apertura única (o «pinhole») [4].

El material necesario para realizar estas verificaciones consta de una placa de Petri de 85mm de diámetro llena de una disolución de agua y el radioisótopo. En nuestro caso hemos utilizado una mono-dosis (Tecnesi Tetrofosmin, con ^{99m}Tc) preparada para este ensayo que se vierte sobre la placa de Petri con aproximadamente 30ml de agua, con lo que su fondo queda uniformemente cubierto con una profundidad de 2/3mm.

Previamente al vertido sobre la placa de Petri, hemos medido con el activímetro la actividad de la muestra y, tras el vertido, hemos medido la actividad residual de la jeringa utilizada para el mismo. Como el factor tiempo es importante para determinar la variación de la actividad (decaimiento de la actividad), hemos registrado el momento de cada una de estas operaciones.

La actividad registrada de la jeringa con la muestra ha sido de 1,40mCi a las 18:55; mientras que la actividad residual medida ha sido de 0,13mCi a las 19:06. Puesto que el tiempo de semidesintegración ($t_{1/2}$) del ^{99m}Tc es de 6,01horas, su constante de desintegración es: $\lambda = \frac{\ln 2}{t_{1/2}} = 1,922 \cdot 10^{-3} \text{ min}^{-1}$, y su actividad, A , decae siguiendo la ley: $A(t) = A_0 e^{-\lambda(t-t_0)}$. La actividad de la muestra utilizada durante la prueba se obtiene, entonces, como la diferencia entre la actividad inicial y la actividad residual (corregida para tener en cuenta el decaimiento producido durante el intervalo de tiempo transcurrido entre las mediciones). Obtenemos el valor $A_{prueba}^{(18:55)} = 1,27\text{mCi}$.

Así, pues, esa será la actividad de la muestra que servirá como referencia para la prueba realizada.

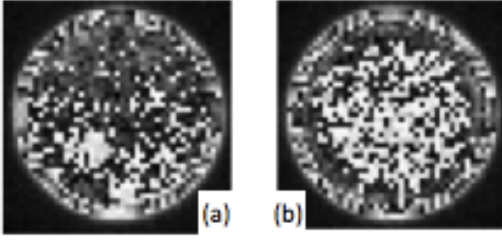


Figura 7. Adquisiciones: (a) detector 1; (b) detector 2

En la gammacámara se carga entonces el programa de sensibilidad extrínseca y se activan los colimadores. Finalmente, se pone la muestra en uno de los cabezales y se realiza una adquisición o contaje. También se realiza con este mismo cabezal una adquisición de fondo. Estos registros se realizan también con el otro cabezal del equipo. Los resultados obtenidos con ambos detectores se muestran en la siguiente tabla (Figura 7):

| | Detector 1 | Detector 2 |
|---------------------------------|------------|------------|
| Cuentas de fondo | 6638 | 6405 |
| Cuentas Petri | 999575 | 1000006 |
| Diferencia de cuentas | 992937 | 993601 |
| Momento de adquisición | 19:42 | 19:17 |
| Duración de la adquisición (ms) | 322559 | 207804 |

El número de cuentas es proporcional al de desintegraciones, con una constante de proporcionalidad, S , que es, precisamente, la sensibilidad extrínseca del equipo. Así, puesto que la actividad es el número de desintegraciones por unidad de tiempo (recordemos que $1 \text{ mCi} = 3,7 \cdot 10^7 \text{ desintegración/segundo}$), podemos calcular la sensibilidad de cada una de las detecciones dividiendo el valor del contaje (descontado el contaje de fondo) por la actividad de la fuente (corregida por decaimiento), es decir:

$$S_i(\text{cuentas/desintegración}) = \frac{\text{cuentas}_i / \text{tiempo adquisición}_i}{\text{actividad}_i}$$

El número de desintegraciones en un período determinado (tiempo de adquisición) es:

$$N_i = \int_{t_m}^{t_m + \Delta t} S \cdot A_0 e^{-\lambda(t-t_0)} dt = -S_i \cdot \frac{A_0 e^{-\lambda(t-t_0)}}{\lambda} \Big|_{t_m}^{t_m + \Delta t}$$

obtenemos, entonces:

$$S_i = \frac{N_i \lambda}{A_0} \left(\frac{1}{e^{-\lambda(t_m-t_0)} - e^{-\lambda(t_m+\Delta t-t_0)}} \right)$$

Sustituyendo en esta expresión los valores registrados en la prueba realizada, obtenemos:

$$S_1 = 7,2249 \cdot 10^{-5} \frac{\text{cuentas}}{\text{desintegración}}$$

$$S_2 = 1,0694 \cdot 10^{-4} \frac{\text{cuentas}}{\text{desintegración}}$$

De estos resultados se puede deducir que el detector 1 tiene una mayor eficiencia que el detector 2. Sin embargo, la diferencia registrada se mantiene dentro del margen del error estándar permitido por la IAEA. Por otra parte, los valores obtenidos son superiores al 80% del valor especificado por el fabricante para el colimador utilizado, lo que significa que la sensibilidad planar del equipo queda satisfactoriamente verificada.

IV. CONCLUSIONES

En este documento se ha analizado la sensibilidad extrínseca de una gammacámara planar y se ha descrito el ensayo de verificación de la sensibilidad. Se ha realizado el test de sensibilidad con los dos detectores del equipo instalado en el hospital Quirón Dexeus y se ha verificado su sensibilidad con resultado satisfactorio.

AGRADECIMIENTOS

A Antoni Castel, responsable de protección radiológica del hospital Quirón Dexeus, por la supervisión durante la realización de la prueba y la información sobre los equipos de medicina nuclear que tienen en este hospital.

- [1] Rafael Puchal Añé (Coord.). *Control de calidad de la instrumentación de medicina nuclear*. Sociedad Española de Física Médica, 2015.
- [2] Rafael Puchal Añé (Ed.). *Fundamentos de Física Médica. Volumen 6 Medicina Nuclear: Bases, equipos y control de calidad*. Sociedad Española de Física Médica, 2014.

- [3] Chris Guy and Dominic Ffytche. *An Introduction to the Principles of Medical Imaging*. Imperial College Press, 2005.
- [4] Gopal B. Saha. *Performance Parameters of Gamma Cameras*, pages 127–151. Springer, New York, 2013.
- [5] Pedro Saldaña and Rafael Puchal. Caracterización física de una gammacámara de píxel discreto. *Revista de Física Médica*, 13(2):83–88, 2012.

Instrumentació en medicina nuclear I. Utilització d'un Activímetre per mesures de radiació. Mesures d'estabilitat, exactitud i precisió.

Carlos Celma, Guillem Domenech, Oscar Garcia, Samuel Rodriguez, Victor Sainz
Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya.
Campus Nord, 08034 Barcelona
e-mail: carlos.celma@alu-etsetb.upc.edu; guillem.domenech@alu-etsetb.upc.edu
oscar.garcia.g@alu-etsetb.upc.edu samuel.rodriguez@alu-etsetb.upc.edu
v.sainz.ubide@gmail.com

En aquest document s'introduirà el concepte d'activímetre, explicant els seus principis de funcionament i els seus mètodes d'operació. S'analitzarà l'error que pugui introduir la geometria de la mostra analitzada i s'expressaran les mesures i càlculs que es van realitzar durant la visita a l'hospital clínic Dexeus. Per últim, s'explicarà un dels usos de substàncies radioactives en medicina, que és la tomografia per emissió de positrons.

Paraules Clau: Activímetre, Tomografia per emissió de positrons.

I. INTRODUCCIÓ

L'activímetre és una càmera d'ionització de gas en forma de pou que permet conèixer l'activitat d'una mostra radioactiva. És una càmera blindada amb plom (per protegir l'entorn de la radiació) on el gas que hi ha interactua amb la radiació de la mostra i genera un corrent entre els elèctrodes cilíndrics que hi ha a les parets del pou. Aquest corrent es transforma a voltatge i, mitjançant un condicionament adequat, es envia a un convertidor Analògic-Digital i processat de manera que es pot expressar en unitats d'activitat (*Curies* o *Becquerels*).

La seva importància recau principalment en el camp de la medicina nuclear. Amb l'activímetre es poden mesurar l'activitat dels radiofàrmacs, és a dir, d'aquells fàrmacs amb substàncies radioactives que es volen introduir en els pacients per poder extreure'n un diagnòstic per imatge.

És molt important el calibratge i el control de qualitat de l'activímetre per a que les dosis injectades en els pacients siguin exactes ja que un excés de dosis exposa al pacient a una radiació que pot provocar-ne malestar i alteracions, arribant a mutacions que poden derivar en tumors. Un dosis per sota de l'esperada fa que la imatge obtinguda per al diagnòstic no sigui de la resolució i qualitat desitjades, fet que provoca un diagnòstic erroni del que es vol observar.



Fig1: Activímetre de la clínica Dexeus.

L'activímetre té diversos canals de funcionament depenent del tipus de element radioactiu que conté el radiofàrmac del que volem saber l'activitat. En el nostre cas, l'activímetre de l'hospital Dexeus de Barcelona tenia diversos canals però els que més feien servir eren el de Cesi, el de Tecnei i el de Fluor.

Les mostres que vam prendre nosaltres i que més endavant les analitzarem van ser al canal de Tecnei.

II. EFECTES DE LA GEOMETRIA EN LA MESURA DE L'ACTIVÍMETRE

Un dels elements que poden introduir més error en les mesures d'activitat, és la forma, mida i dimensions del recipient que conté la mostra radioactiva. Aquest error apareix ja que en els assajos i proves que

determinen les especificacions de l'instrument es fa servir normalment un vial, que té una certa geometria. Llavors, a l'hora de fer les mesures si s'utilitza un vial o una xeringa amb una forma molt diferent els valors de calibratge indicats als manuals no són els adequats i els valors es desvien dels correctes.

Efectivament, si s'utilitza un recipient amb la mateixa geometria amb el que s'ha calibrat a l'activímetre no s'introduiria cap error. Però això no es viable perquè limitaria molt l'ús de l'aparell.

El que es fa per solucionar aquest inconvenient és definir uns factors de correcció en funció de les dimensions del vial o xeringa. També cal tenir en compte que el posicionament de la mostra dins la cambra de l'activímetre provoca un efecte semblant al de modificar-ne la geometria.

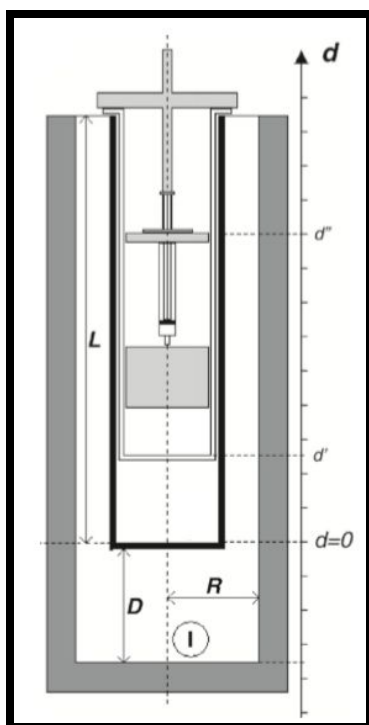


Fig2: Esquema d'un activímetre

El més habitual és que l'activímetre consti d'una cambra cilíndrica vertical a on es diposita el recipient que conté la mostra a mesurar. Degut a que hi ha simetria de revolució segons l'eix de la cambra és força senzill obtenir quina dependència hi ha amb l'alçada z del pou.

Amb al situació de la figura 3, s'obté experimentalment una corba de l'activitat mesurada per a cada alçada:

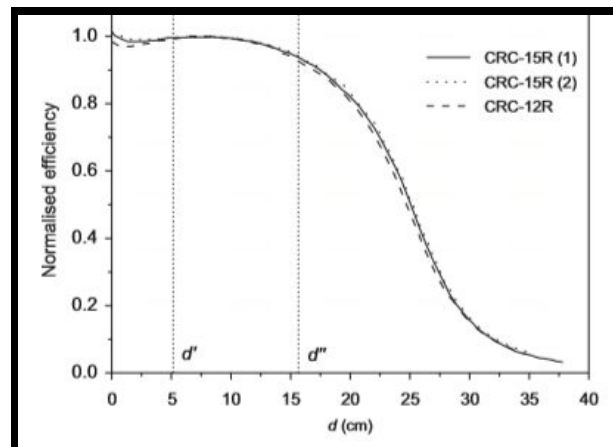


Fig3: Activitat mesurada en funció de l'alçada i normalitzada tenint en compte que el màxim es troba a $d = 0$ cm.

III. CALIBRACIÓ DEL ACTIVÍMETRE

Per a la calibració del activímetre al hospital es disposa de una mostra patró de Cesi 137 que el dia 1 d'Agost del 2008 tenia una activitat de $9.09 MBq$ segons el fabricant. El Cesi té una vida mitjana de 30.17 anys, fet que implica que aquesta mostra tindria una activitat el dia 12 de desembre de 2016, dia de la realització de les pràctiques, de:

$$t = 12/12/2016 - 01/08/2008 = 3055 \text{ dies}$$

$$T_{1/2} = 30.17 \text{ anys} = \tau \cdot \ln(2)$$

$$A(t) = A_0 \cdot \exp(-t/\tau) = 7.50 MBq$$

Esta mostra és ben coneguda i hauria de servir per realitzar una calibració correcta del instrument.

A les 17.38 hores varem mesurar la senyal del activímetre buit, es a dir, sense res a dintre. La resolució era de $0.01 MBq$, els resultats obtinguts són els següents [MBq]:

| | | | | | |
|------|------|------|------|------|------|
| 0.08 | 0.09 | 0.09 | 0.09 | 0.09 | 0.09 |
| 0.09 | 0.08 | 0.07 | 0.07 | 0.08 | 0.08 |

Això dóna una mitjana de $0.0888 < 0.09 MBq$, que és per tant la incertesa absoluta de aquest instrument.

A continuació es va mesurar la radiació emesa per la font de Cs137 en si mateixa, els resultats obtinguts són els següents [MBq]:

| | | | | | |
|------|------|------|------|------|------|
| 7.78 | 7.79 | 7.79 | 7.80 | 7.81 | 7.78 |
| 7.78 | 7.78 | 7.79 | 7.81 | 7.82 | 7.79 |

| | | | | | |
|------|------|------|------|------|------|
| 7.77 | 7.76 | 7.79 | 7.80 | 7.81 | 7.80 |
| 7.80 | 7.82 | 7.81 | 7.80 | 7.79 | 7.78 |
| 7.81 | 7.81 | 7.80 | | | |

La dispersió de les dades es petita, la mitjana és de 7.795 i la desviació estàndard es de $\sigma=0.015$. El instrument és precís per que el nivell de soroll és baix però no és exacte, el error sistemàtic és molt més gran, de fet, la incertesa relativa és almenys de:

$$((7.79 - 0.09) - 7.50)/7.50 = 2.66\%$$

Per tant, l'incertesa sistemàtica en aquesta escala és la combinació de l'error sistemàtic amb les seves components relativa i absoluta i el soroll.

$$U = 2.66\% + 0.09 \pm 0.02 \text{ MBq}$$

Per la mostra de 7.50:

$$U(7.50) < 0.31 \rightarrow \text{error} = 4\%$$

Per la seva aplicació, el aquest activímetre no ha de ser molt exacte, aquest error es manté dins de els límits preestablerts de un 10%

L'activímetre es calibra en el laboratori quatre cops cada any per assegurar que aquests límits no s'assoleixin.

IV. TOMOGRAFIA PER EMISSIÓ DE POSITRONS

Durant la visita a l'hospital vam poder observar també gamma càmeres, aparells fets servir per tal realitzar tomografies per emissió de positrons, injectant al pacient un radiofàrmac determinat. Cal destacar aquest tipus d'imatge s'obté gràcies a la interacció de la llum amb la matèria. Aquesta pot ser per efecte fotoelèctric, efecte Compton o aniquilació electró positró. Ens centrarem en l'aniquilació electró positró que és la que ens interessa per al nostre cas.

El que vam observar va ser la màquina on es situa al pacient prèviament havent-li donat el radiofàrmac amb període de semidesintegració de l'ordre de minuts. Com vam observar el Fluor, per exemple, es una bona opció. Després sempre es guarden un temps i amb l'activímetre és mesura el valor residual de la mostra.

Al decaure l'element és forma un positró, i aquest quan es troba amb un electró s'aniquila format un fotó que és el que és recull a la màquina i ens permet detectar

zones on hi ha una activitat metabòlica superior a la normal.

L'equipament per tal de duu a terme aquest tipus d'imatge és bastant car i això comporta que si no hi ha un mínim de pacients dins les unitats de l'hospital s'hagin de tancar aquests serveis.

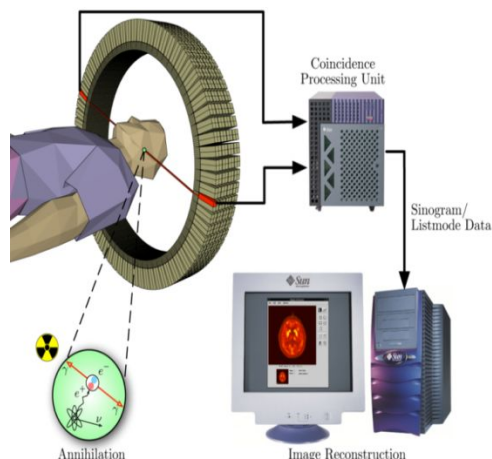


Fig4: esquema d'una gammacàmera, per realitzar tomografies per emissió de positrons.

V. CONCLUSIONS

L'activímetre és un aparell fonamental en medicina nuclear perquè permet mesurar la dosi de radioactivitat adequada que es subministrarà al pacient, majoritàriament Tecnece o Fluor si es tracta d'una tomografia per emissió de positrons. És per això que es calibra diàriament fent servir els paràmeters i procediments explicats anteriorment, assegurant així prou incertesa en la mesura gràcies a l'activímetre.