

Applied Instrumentation

Student works

2017-2018 academic year

Editors: José E. García
Trinitat Pradell
Oscar Casas

ÍNDICE

Prólogo	1
Trabajos	3
<i>T1. Instrumentation in Radiodiagnostic</i>	3
Miquel Bosch, Núria Marzo, Guillem Megías, Pablo Navarro, Gerard Pascual, Pau Riera	
<i>T2. Sensores electromagnéticos: una tecnología precisa para la medida de flujo</i>	7
M. Arnau Roca, A. Justo Miró, J. Nigorra Barceló, J. J. Ruiz González, N. Sibuet Ruiz	
<i>T3. The measure of the gravitational waves predicted by Einstein: The Gravitational-Wave Interferometer LIGO (CalTech)</i>	11
Josep Maria Ferrer, Andrea Fontanet, Miren Lamaison, Núria Solerdelcoll, Andrea Valenzuela	
<i>T4. Utilización de una gammacámara tomográfica para la adquisición de imágenes</i>	15
Roger Bahí, David Cerviño, Enric Cristóbal, Núria Gil, Mar Sisquellas, Arnau Torrens	
<i>T5. Mesura de paràmetres fisiològics per l'estudi del comportament en animals</i>	21
Santi Acosta, Hèlia Brull, Jordi Fortuny, Eric Guisado, Laura Roset, Martí Roset	
<i>T6. Instrumentació en medicina nuclear: Utilització d'un activímetre per fer mesures de radiació.</i>	25
Martí Montmany, Jordi Cabrera, Núria Masclans, Ismael Babeli, Carme Homs	
<i>T7. The X-ray free electron laser (XFEL): The European XFEL project</i>	29
Tomeu Llopis, Alejandro Martínez, Isabel Medrano, Melcior Pijoan, Adam Teixidó	

“La medida de la inteligencia
es la capacidad de cambiar”

Albert Einstein (Físico. 1879-1955)

Prólogo

Actualmente no se aprecia la gran importancia que las medidas juegan en nuestras vidas. En un nivel básico, éstas se clasifican en las categorías de peso, área, volumen, longitud e incluso temperatura. Mientras que vemos estas categorías como formas estoicas de medidas matemáticas, un examen más profundo de las cosas que hacemos en la vida cotidiana revela su clara importancia. Equipos e instrumentos que diferencian e identifican automáticamente a las personas por la nube de partículas biológicas que les rodean, u otros que permiten transducir los pensamientos en acciones de control ya no son únicamente un efecto utilizado en películas de ciencia ficción, sino una realidad cada vez más presente en cualquier aplicación de nuestro entorno. Por eso, el futuro de la instrumentación no sólo está ligado a los desarrollos físicos y electrónicos, muy importante, sino también a la creatividad de los ingenieros actuales y futuros que han de lograr medir todo, a muy bajo coste y con el mínimo consumo.

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 2017-2017, 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 2018

José E. García

Trinitat Pradell

Oscar Casas

Profesores de la asignatura de Instrumentación

Instrumentation in Radiodiagnostic

Miquel Bosch, Núria Marzo, Guillem Megías, Pablo Navarro, Gerard Pascual, Pau Riera
Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya.
Campus Nord, 08034 Barcelona

Currently the PET/TAC technique has become one of the most powerful tools in medicine regarding on image diagnostic. Not only does it give us information on the morphology and the structure of tissues and organs, but it can also show us the metabolism and the most active parts of them. Furthermore, the science behind this technique is based on the annihilation effect between an electron and its antiparticle, the positron, which is explained by particle physics. In that sense, physics and instrumentation play an important role in this technique. In this short paper we will explain briefly the main principles of PET/TAC and we will also highlight the advantages of it. Finally, we will show the results taken from a calibration of the equipment.

Keywords: Radiodiagnostic, PET/TAC, Calibration, Radiation Dose.

I. INTRODUCTION

Positron-emission tomography (PET) is a non invasive imaging technique used in nuclear medicine that permits the observation of metabolic processes in the human body. Also, Computed Tomography (CT) scan is a tomography imaging technique that uses X-Rays measurements to produce cross-sectional images. The images allow the extraction of high quality anatomic information.

The combination of both techniques permits the acquisition of more precise images with a higher resolution than each of them separately. PET/CT is commonly used for the diagnosis of diseases such as cancer or to evaluate cerebral anomalies. And not only is very effective but also dangerous because involve the exposure to radiation is it has to be extremely controlled.

II. PET-CT: PRINCIPLES

The acronym of PET gives a clue about the principles that it involves. Firstly it is of capital importance to know about radioactivity, since the main concept of this technique is based on the emission of positrons due to radiation. A positron is, as predicted by Paul Dirac in the 1930s, the antiparticle of an electron, that is, it has the same mass but opposite electric charge and magnetic moment. The positron emission happens inside a radioactive isotope, when a proton is converted into a neutron while releasing an electron neutrino and a positron. This may occur thanks to quarks, fundamental particles that form protons and

neutrons. There are mostly two kinds of quarks: the up quarks (with an electric charge equivalent to $+\frac{2}{3}$) and the down quarks (with charge equal to $-\frac{1}{3}$), and they arrange themselves in order to create protons and neutrons. In a proton there are two up quarks and a down quark (with the resultant charge equal to $+1$) and a neutron has the inverse, two down quarks and an up quark (that provide no charge). Then, via the weak interaction, the quarks can change flavor from up to down and so a proton becomes a neutron with the emission of a positron, that might be also called beta decay.

So it all begins with the injection of a radiopharmaceutical into the patient and its consequent emission of positrons. When these positrons collide with electrons (there's a high probability for the collision to happen) the annihilation process occurs. This procedure consists on the collision between matter and antimatter, with the consequent production other particles. In particular, the collision at low energies of an electron and a positron will end up in the creation of gamma ray photons. Since conservation of energy and linear momentum might forbid the creation of a single photon, the process will liberate two photons with a relative angle of approximately 180 degrees and an energy of 511 keV for each one. It is important to state that the initial kinetic energy that the positrons carry decays up to the point that it is negligible, otherwise other processes might appear instead of the creation of two photons. The basics of the PET is to detect these photons, that provide information about its origins.

The detection of gamma rays has some serious inconvenients, such as the position of this origin or the absorption of a photon even before it is detected. Once the pair electron-positron have annihilated and created two photons, their origin might not be the central axis of the tubular detector and so a photon will for sure arrive earlier than the other. The solution to this particular problem is simple: by using a time window, both photons can be detected in different time intervals but interpreted as a pair. There's also another kind of window, an energetic one, that provides enough exactitude so that the captured photons are specifically the ones that come from the controlled annihilation.

There is still another downside, a negative effect on photons emitted by the patient while they travel towards the detector. A photon can be absorbed and therefore never reach the detector, or could reduce its energy due to some effects. It can happen in three different effects: Pair production, Compton effect and Photoelectric effect.

Pair production will not be a problem in this case because the energy involved in such process is higher than the mean energy our photons actually carry. It is needed to have, at least, a photon with an energy of 1022 KeV in order to produce an electron-positron pair, with 511 KeV each, and as it has been mentioned before, the mean energy of the photons involved is also 511 KeV, which is not enough.

Compton and Photoelectric effect do interfere with the experiment, as both effects can occur in the range of energies the experiment works at. Photoelectric effect may cause the total absorption of a photon, meaning that the detector would not detect the pair of photons needed to spot exactly the point where the annihilation occurred, and instead would detect a single one, which is useless for the tomography. Compton effect, instead, results into a diminish of the energy of the photon together with a change of the direction of the photon. This yields to a highly probable misinterpretation of the detection, associating the wrong photons in the post-processing stage. Of course a way of reducing these negative impacts on the measurement is to perform the experiment in Ultra High Vacuum, but it is not a reasonable solution because it is impossible to have a patient in UHV.

These effects are not the main goal of the article, and reference pages about both of them are left in the bibliography, should previous concepts about them be required.

The post-processing stage of the PET is designed in order to minimize the errors and conveniently sorting the

detections to avoid mistakes given by this two effects. The way it is done is unknown to the public, and it actually is a secret of the company producing the machine, and gives one of the reasons of the high cost of the equipment.

At the beginning of a PET, the patient gets injected a tiny amount of radioactive isotopes, which will move inside the body together with the blood, so in consequence, the parts of the body which have higher metabolic activity (meaning a higher blood flux through them) accumulate this isotopes, resulting in a huge number of pair annihilation processes in this parts. Organs like the brain, lungs, heart or kidneys are of this kind, together with tumors, which is what mainly PET is used for. The position, shape and volume of a tumor can be precisely determined, being a key stage in the diagnostic of any kind of cancer.

The isotopes introduced are mostly all metastable Technetium-99, but other ones like Gallium-67, Thallium-201, Indium-111, Chromium-51 and Iodine-123 are used. This last one is very useful for diagnosing thyroid cancer, because this gland is known to accumulate Iodine.

This technique has an obvious downside, the patient receives radiation. It is known, though, that it is not dangerous because of the tiny amount of radioactive isotopes introduced.

A CAT (TAC in spanish) is a *Computed Axial Tomography*, and is useful for a different purpose: knowing the shape and structure of the organs. Together with PET, they can work as a very precise tool for any kind of diagnose. The main difference between this two techniques is where the photons are emitted. A CAT works emitting X-rays from a source, that penetrate through the patient and are posteriorly detected. Depending on the composition of the body and which parts are irradiated, the detector receives different photons and the computer processes the data in order to give an image as a result.

As both technologies require a 360° detection and a space inside a cylinder big enough for the patient to fit in, they are usually integrated in the same machine.

III. CALIBRATION OF CT SCAN: PRINCIPLES

The objective of this experiment was to obtain the CT radiation dose. The radiation dose is measured using acrylic phantoms. This phantoms offer the possibility of measuring the dose through thermoluminescent dosimeters (TLDs) which are inside them.

In fact, TLDs are small crystals (e.g. lithium fluoride) which allow to obtain the shape of the radiation beam in the z-direction of our scanner, by measuring ionizing radiation

exposure. They are placed on a holder which presents the majority of its TLDs on its center, to ensure the clear reading of X-ray primary beam.

The results obtained depend on the Z-axis and, thus, we obtain a dose profile. Remarkably, the dose profile presents non-zero radiation tails, larger than slice width. This is due to the fact that each slice of tissue also receives radiation when all the other slices are being scanned. These above-mentioned tails superpose with contiguous slices and the resulting profile (multislice average dose, MSAD) is larger and higher.

Nonetheless, routine dose-profile measurements with TLDs are labor-intensive. Therefore, a practical procedure was developed which is based on the fact that the dose received by slice x from scanning all other slices is equal to the dose received by all the other slices, from scanning x.

From that, what it is measured is the CT dose index (CTDI), that is, the dose that a slice gets from the scanning of all other slices [mGy]. It is obtained as follows:

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

where, N is the number of detectors, T is the radiated width, and D the dose absorbed by kilogram.

In general, CTDIs measured with different phantoms in different places will differ. To measure the CTDI equivalent to the received by an adult abdomen the 32-cm-diameter cylindrical phantom is used, whereas for the adult head model a 16-cm one is used. To measure the CTDI in different places the CT dosimetry phantoms present more than one hole.

In the smaller phantom the same CTDI is obtained independently of the hole used (approximately). On the contrary, for the 32-cm one the inner holes have a different CTDI from the outer ones. This can be explained because the dose from primary radiations is higher at the periphery, whereas the dose from scatter increases towards the center.

Generally, an average weighted CTDI is used, to have a single number indicator of the dose received. This CTDI is obtained with following formula:

$$CTDI_w = \frac{2}{3}CTDI_{periphery} + \frac{1}{3}CTDI_{center}$$

Now to achieve a more representative coefficient the Pitch coefficient is introduced, which basically corresponds to the moved distance by the scanner divided by the number of detectors and the thickness of each one.

$$P = \frac{D}{NT}$$

If equal to one, it means that every point is irradiated once, if $P > 1$ there are zones which are not irradiated and if $P < 1$ there are zones which are irradiated more than once.

From this coefficient, the CTDI volumetric can be defined, which gives a value to the average radiation dose in the irradiated volume.

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{P}CTDI_w$$

Now the Dose-Length Product (DLP) can be defined, to have a value indicator proportional to the total amount of radiation dose received by the patient. It is defined with the total z-axis length of examination.

$$DLP = L \cdot CTDI_{vol}$$

This is proportional to the amount of radiation received, but it does not take into account the radiosensitivity of the irradiated tissues, thus DLP is not a good risk indicator. For that reason the effective Dose (D_E) is introduced, from the D_{NE} , the normalized effective dose which is specific for each zone of the body.

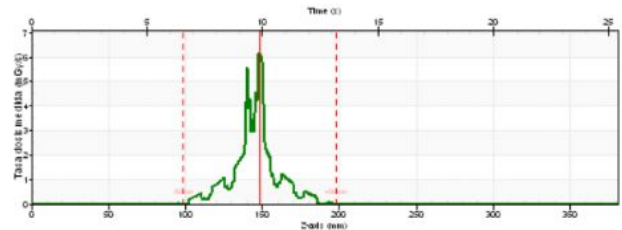
$$D_E = DLP \cdot D_{NE}$$

IV. EXPERIMENT AND RESULTS

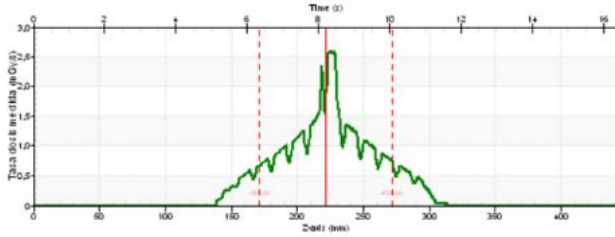
In order to obtain the CTDI in each case a scan of the dosimetry phantoms was performed. First of all the phantom was aligned with the isocenter of the CT scanner using some external and internal lasers. Then the chamber was cleared and closed. The images were taken using some templates of the parameters that had to be introduced.

When the analysis is performed with the software of the instrumentations different profiles were obtained. In this case just two profiles were obtained, both with the acrylic phantoms. The first which was obtained was from the Abdomen model and the second one from the head model.

Both profiles are presented in Figure 1 and Figure 2.



Head Scan, Pitch = 1.5, Set = 120 kV



Body Scan, Pitch = 1.35, Set = 120 kV

The values obtained, present little error for the case of the adult abdomen phantom. The theoretical values were $CTDI_{vol} = 7.5 \text{ mGy}$ and the experimental values of the absorbed dose obtained was $CTDI_{vol} = 7.637 \text{ mGy}$, which implies an error of:

$$Err = 100 \cdot \frac{7.637 - 7.5}{7.5} = 1.82 \%$$

This error is completely negligible and thus, we can consider that our instrument is calibrated with the specifications that we had from the manufacturer.

On the other hand, in this review it is also presented the case of badly performed measures. This is the case of the experimental head $CTDI_{vol}$. In this case, we obtain a value which differs from the expected one. We would expect a $CTDI_{vol}$ of 12.5 and the experimental one appears to be 7.302.

The reason of this difference was discussed with the physicists in charge of the instrumentation and no explanation was found for it. This offers an interesting example of how sometimes the software used and the preparation of the measures are critical to understand what was incorrect on the measures and to identify the sources of error.

In Figure 2 it can be observed that there is a minimum just at the middle of the principal beam and some periodic minimums through the profile. This is due to the fact that when the table is found between the phantom and the detectors (which are rotating) prevents part of the radiation from being detected (attenuation), This effect is more clearly seen at the center where the radiation is maximum.

Finally, a part from the measured and calibrated phantoms other cases could have been studied. For example, the $CTDI_{vol}$ could be obtained without the phantom, to have a clear idea of the attenuation caused by it. Furthermore, other materials could be used, trying to find those that resemble the most to a real body. Finally, different parameters could be used, changing for example the value of the Pitch, to observe experimentally how does the profile change. Hence, it offers many interesting and promising research lines to follow on future experiments.

V. CONCLUSIONS

In this short paper we have explained the main principles of the PET/TAC and how a calibration of the instrumentation must be performed. We have seen how deviated the machine was from the settings parameters and how accurate is it by performing a calibrated experiment.

We can conclude that performing this kind of calibration for PET/TAC is really important and crucial because, as it has been explained before, this technique uses radioactive material and the dose depends extremely on how accurate the instrumentation is. More precisely, we have performed this calibration for a simulation of a head and for a body. As it can be seen in the results section, the error committed is not very large, and hence it can be neglected.

It is important to perform this kind of calibration regularly because the equipment can be decalibrated by time and usage. A good calibration of the instrumentation allows us to provide the correct dose and, thus, to minimize the risk of the radiation but, at the same time, it allows us to obtain a correct and useful image.

VI. ACKNOWLEDGEMENTS

We would like to acknowledge the physicist Antoni Castel Millán for spending an entire afternoon explaining how a nuclear medicine department works and for helping us performing the calibration. We would also like to thank *Hospital Universitario Quirón-Dexeus* for allowing us to use their facilities.

VII. REFERENCES

- [1] Walter Huda, PhD Fred A. Mettler, MD. RADIOLOGY. Volume 258: Number 1, Volume CT Dose Index and Dose Length Product at CT - January, 2011.
- [2] SEFM, Fundamentos de Física Médica. Volumen 2. Radiodiagnóstico: bases física, equipos y control de calidad. ISBN: 978-84-938016-6-3.
- [3] IAEA, Human health series, Number 1-Quality Assurance for PET and PET/CT Systems. July, 2009.
- [4] Course on Physical Aspects of Medical Imaging of the Washington University, <http://courses.washington.edu/bioen508/Lecture5-B-PET.pdf>.

Sensores electromagnéticos: una tecnología precisa para la medida de flujo

M. Arnau Roca, A. Justo Miró, J. Nigorra Barceló, J. J. Ruiz González, N. Sibuet Ruiz
Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya.
Campus Nord, 08034 Barcelona
e-mail: marc3arnau@gmail.com, klost1997@gmail.com, jnigorra@gmail.com, jj.ruiz.gonzalez@gmail.com,
nicolas.sr.22@gmail.com

Un sensor es un objeto capaz de detectar magnitudes físicas o químicas, llamadas variables de instrumentación, y transformarlas en variables eléctricas que el ser humano sea capaz de cuantificar y manipular. En este artículo exponemos varios tipos de caudalímetros y acabamos centrándonos en los sensores electromagnéticos como instrumentos de medida de flujo de un líquido.

Palabras clave: Sensor, caudalímetro, caudal, flujo, fluido, tubería, sensor electromagnético, Faraday.

I. INTRODUCCIÓN

Históricamente, el ser humano siempre ha necesitado de sensores. Desde la era más primitiva ya se podía ver cómo se fabricaban trampas en las que con el movimiento de un cordón se activaba una trampa y se lograba cazar el animal.

Más adelante en el tiempo, en las cisternas de baño, una válvula dejaba de inyectar agua en el momento en que el volumen de agua llegaba al límite de la cisterna.

Estos son ejemplos históricos que ilustran la comodidad que aporta el tener un sistema fiable que quite trabajo al ser humano. Hoy en día, la tecnología de sensores con la que cuenta el ser humano es mucho más compleja. Estos se encuentran presentes en máquinas, tanto industriales como domésticas, y cada vez forman más parte de la vida cotidiana de las personas.

Ahora bien, considerando únicamente los sensores más modernos, los electrónicos, el primero fue un sensor inductivo de Pepperl Fuchs, creado en el año 1958 [1].

El ser humano necesita tratar, entre otros, con fluidos. El ejemplo más claro de esto es el agua, totalmente necesaria para la vida, la cual debe ser transportada, por ejemplo, a los hogares. Para realizar esta tarea de forma eficiente, conviene llevar el control de qué cantidades de agua se mueven en una u otra dirección. Esta necesidad de cuantificar aparece en muchos otros ámbitos sociales, y de hecho esto obliga a la tecnología a evolucionar rápidamente.

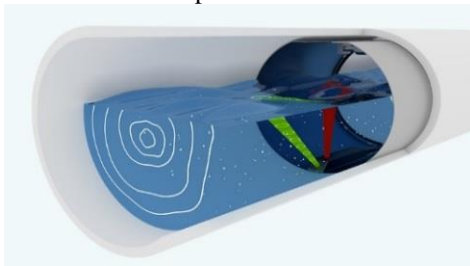


FIG. 1. [2] Un fluido recorriendo una tubería. ¿Cómo medir la cantidad de fluido?

Los sensores electromagnéticos basan su funcionamiento en la variación de un campo electromagnético que pueda producir una magnitud detectable y medible, normalmente tensión eléctrica.

Existen varios tipos de sensores electromagnéticos. Estos se pueden clasificar en dos grupos según el principio físico que los rige: Ley de Faraday y Efecto Hall.

De aquellos que se fundamentan en la Ley de Faraday, los hay de diversos tipos.

El tacogenerador o tacómetro es un generador eléctrico, el cual proporciona una salida en tensión que es proporcional a la velocidad de giro de este, un giro que es provocado mecánicamente por el movimiento del fluido. Esta tecnología se utiliza para medir caudales cuando aquello que gira son unas palas empujadas por el fluido en cuestión.

El *Linear Velocity Transducer* es un sensor inductivo, el cual permite calcular la velocidad del fluido que recorre el interior de una bobina conectada eléctricamente. Esto se hace a partir de la tensión que el fluido genera por el hecho de moverse a través de la bobina.

El caudalímetro electromagnético establece un campo electromagnético entre dos electrodos, de tal manera que un fluido conductor que pase entre los electrodos modifica este campo e induce un voltaje el cual, tal y como se expone más adelante, está relacionado con la velocidad del fluido y la distancia entre electrodos. A partir de estos datos, se puede deducir el caudal en la tubería [3].

Estos son algunos de los muchos tipos de caudalímetro existentes. A continuación se exponen algunos de estos y se entra en detalle de por qué y cómo funcionan, se analizan sus ventajas y desventajas y se discuten sus aplicaciones.

II. PRINCIPIO TEÓRICO

Como su nombre indica, el objetivo de los caudalímetros es medir el caudal, es decir, la cantidad de fluido por unidad de tiempo que circula a través de una sección de un conducto.

Algunos ejemplos de estos transductores son: el tacómetro, el cual a partir de la energía mecánica del fluido

gira un rotor con polos magnéticos dentro de un estator bobinado donde se genera un potencial inducido; caudalímetros a turbina, en los cuales se hace girar una turbina con una velocidad angular proporcional al caudal; vortex, el cual introduce un obstáculo y calculando la frecuencia de desprendimiento de vórtices se puede determinar el caudal; ultrasónicos, que calculan el caudal a partir del efecto Doppler y tiempo de tránsito; etcétera [3]-[5].

Sin embargo, los medidores de flujo que más destacan y que son objeto de estudio en este artículo son los sensores electromagnéticos, caracterizados por su alta resolución y porque no invaden en el sistema de medida; es decir, no comportan una pérdida de carga (presión) del fluido con el que interactúan [6].

Estos caudalímetros están basados en el principio de inducción de Faraday. Este enuncia que un conductor que se mueve perpendicularmente a las líneas de fuerza de un campo magnético induce una tensión eléctrica proporcional a la velocidad del conductor. En este caso, el conductor es el fluido cuyo caudal se quiere medir, por lo que únicamente es posible medir el caudal de aquellos fluidos que tengan una cierta conductividad [3].

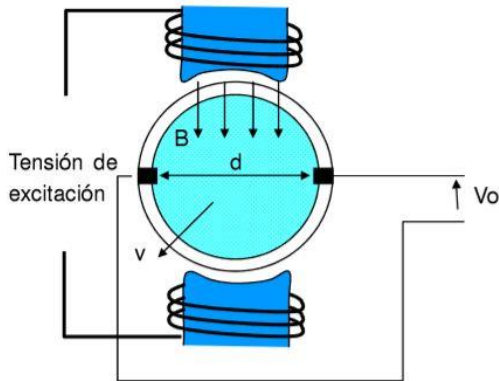


FIG. 2. [3] Esquema del funcionamiento de un caudalímetro electromagnético.

El funcionamiento del dispositivo consiste en colocar dos bobinas en dos extremos opuestos del conducto, en dirección radial, las cuales con ayuda de una corriente eléctrica con la cual se las alimenta producen un campo magnético constante en la sección transversal del tubo. Este campo hace que las cargas positivas y negativas, las cuales tienen una determinada velocidad en dirección longitudinal, sufran una fuerza en dirección perpendicular al campo B y perpendicular a la velocidad v (véase FIG. 2) y en sentidos opuestos en función del signo de la carga. En consecuencia, estas cargas se separan las unas de las otras y crean una diferencia de potencial, la cual es medida por dos electrodos situados en la misma dirección perpendicular.

Si el perfil de velocidad es simétrico respecto al eje longitudinal del conducto, entonces la diferencia de potencial creada es proporcional a la velocidad, a la distancia

entre electrodos y al campo magnético uniforme. Finalmente, para calcular el caudal tan solo hace falta multiplicar la velocidad por la sección del conducto [3] [6].

$$Q = v \cdot A = \frac{\Delta V}{B \cdot d} \cdot A \left[\frac{m^3}{s} \right] \quad (1)$$

III. VENTAJAS Y LIMITACIONES

Los caudalímetros que utilizan sensores electromagnéticos poseen un amplio abanico de ventajas. Aun así, estos sensores no siempre son utilizables, ya que también tienen ciertas limitaciones.

En lo referente al paso del fluido y tuberías, estos sensores son ventajosos, ya que no obstruyen el flujo como sí hace por ejemplo el tacómetro. Es por eso por lo que son adecuados para la determinación del caudal en líquidos viscosos (melazas), barros u otros [7]. El hecho de no obstruir el flujo también implica que las variaciones de presión, densidad y temperatura no afectan en la medida realizada. Las variaciones de viscosidad tampoco afectan, ya que se utiliza la velocidad promedio, es decir, se puede medir flujo laminar y turbulento. Además, estos sensores pueden medir el caudal en cualquiera de las dos direcciones con una alta precisión.

Normalmente este tipo de sensores electromagnéticos son utilizados en instalaciones donde se precisa medir grandes caudales de agua, porque no generan pérdidas de presión y no se ven afectados por perturbaciones del flujo cerca del medidor. Es por esto que son válidos para grandes estructuras, al contrario que otros tipos de caudalímetro, como un tacómetro o una turbina. Otro motivo por el que se utilizan en gran escala, y que favorece que sean unos utensilios de medida muy prácticos, es que su mantenimiento es muy económico y fácil [6].

Como última ventaja, y una de las más importantes para los ingenieros, es que la señal de salida del sensor tiene un comportamiento lineal, lo cual permite un tratamiento fácil de los datos obtenidos.

Las ventajas de este tipo de sensores son notoriamente importantes. Sin embargo, también poseen algunas limitaciones y desventajas. La mayor de estas es que estos medidores solo funcionan para fluidos con cierta conductividad. Concretamente, se necesita que el fluido tenga como mínimo una conductividad de $5 \mu S/cm$ [8]. Por el contrario, si el fluido no es conductor, no interactúa con el campo electromagnético, luego no se puede aplicar la Ley de Faraday y, por tanto, no se puede obtener una medida. Los principales afectados por esta limitación son los gases, ya que tienen muy bajas conductividades.

Tal y como se ha explicado, el mantenimiento requerido es bajo. Sin embargo, esto no exime de hacer revisiones periódicas, ya que si el sensor es usado para medir el flujo de suspensiones o barros que traen partículas, estas podrían depositarse en los electrodos y provocar medidas erróneas, ya que atenuarían la señal de salida que se debería recibir idealmente [9].

También cabe destacar que el hecho de tener un sistema de bobinas generando un campo magnético provocará que se produzca calor, pudiendo generar un calentamiento en la tubería del medidor.

Otro inconveniente es la fabricación. Los sensores electromagnéticos, al utilizar bobinas y electrodos, tienen un coste de producción elevado, a causa de que no son elementos fáciles de crear y gestionar.

IV. CARACTERÍSTICAS ESENCIALES DE UN CAUDALÍMETRO ELECTROMAGNÉTICO

A continuación van a ser definidas cuáles son las características esenciales de un caudalímetro electromagnético. Estas reflejan el alto nivel de competitividad que representa esta tecnología de medidores de caudal respecto de otras. Debido a que hay sensores de muchos tipos diferentes, siempre pueden aparecer pequeñas discrepancias en las características.

Una de las características es la denominada lectura local. Dichos caudalímetros incorporan un cabezal de lectura local que indican el total de litros que han pasado por el equipo y el caudal instantáneo. Estas lecturas son muy precisas, las variaciones de las cuales suelen ser de entre el 0.5% y el 1% del caudal total [8].



FIG. 3. [10] Un caudalímetro electromagnético fabricado por Endress+Hauser.

Anteriormente, se ha enunciado que el líquido a medir debe ser conductor. Por eso es conveniente definir numéricamente la conductividad de dicho líquido. Esta debe presentar un valor alrededor de $20 - 50 \mu S/cm$. Es decir, agua destilada u osmotizada no podría ser utilizada, ya que carece de la conductividad necesaria. En cambio, agua que contenga otros componentes y cumpla con una mínima conductividad es válida para la medida [11].

Un aspecto a destacar en este tipo de caudalímetros es el intervalo de medición ya que, para un modelo determinado, el caudal máximo llega a ser 100 veces superior al caudal mínimo.

Pero ¿qué materiales se utilizan en su construcción? Estos caudalímetros se fabrican de materiales muy diversos, pero las partes más importantes son las que están en contacto con el líquido, es decir, las partes que corresponden al revestimiento interno y a los electrodos. El revestimiento interno está fabricado con gomas más o menos resistentes a la abrasión. Uno de los principales materiales utilizados para

ello es el teflón. Los electrodos están fabricados normalmente de acero inoxidable, titanio o tántalo.

Respecto a la instalación, como norma general, los caudalímetros electromagnéticos deben instalarse acoplados en una tubería con un tramo recto antes y otro después, que sean del mismo diámetro interno que el contador, y de una longitud de 10 veces dicho diámetro interno. También hay que tener en cuenta que la instalación debe hacerse de tal forma que el equipo siempre esté lleno de líquido y debe eliminarse la posibilidad de que pase aire por el mismo, ya que en este caso la medida sería errónea.

Relacionado con la alimentación y la electricidad, estos caudalímetros generalmente están alimentados con 220 V de corriente alterna o 24 V de corriente continua, aunque ello depende de las necesidades del destinatario final. También se deben tener en cuenta los requisitos de conexión a tierra, ya que estos sensores son sensibles al ruido eléctrico que está presente en casi todos los sistemas de tubería. Por ejemplo, en los sistemas de tubería de plástico, el fluido lleva considerables niveles de electricidad estática que deben descargarse a tierra para así lograr el funcionamiento óptimo del caudalímetro [8].

Las salidas de estos caudalímetros electromagnéticos, como se ha expuesto anteriormente, son eléctricas. Por una parte, la salida digital está compuesta de pulsos libres de potencial. También consta de salida analógica, la cual proporciona un rango de corriente de $4 - 20 mA$.

V. APLICACIONES

Los sistemas de distribución y tratado de fluidos son componentes esenciales en la industria, así como en muchos otros campos de la ingeniería, y siempre se requiere un estudio previo para determinar los sensores más adecuados para cada situación.

Por las cualidades básicas de los caudalímetros, se pueden determinar los campos en los que estos destacarán más: serán útiles al tratar con agua (no destilada) o líquidos a base de agua u otro fluido conductor; en cambio, no podrán usarse para aplicaciones con hidrocarburos o soluciones no acuosas [8]. Serán herramientas adecuadas para situaciones en las que el mantenimiento vaya a ser limitado, o en las que el mantenimiento se pueda realizar de forma rápida y sencilla (aplicaciones, por ejemplo, que requieran mucha higiene). Finalmente, son ideales para sistemas en los que se trabaje con líquidos con alto contenido sólido (pulpas, lodos...).

Habiendo determinado los anteriores criterios, se puede concluir que las aplicaciones más indicadas serán: tratamiento y distribución de agua y aguas residuales, tratamiento de fluidos en lugares de difícil o peligroso acceso, industria química (dosificación de productos y trata de corrosivos y abrasivos), industria de papel y pulpas, industria alimenticia (bebidas a base de agua, licores, colorantes, aditivos...), así como el control del flujo de líquidos en el interior de máquinas (sistemas de

refrigeración, mezclado y dosificado de líquidos, sistemas de drenado...) [12].

En referencia a uno de sus usos más destacados, la monitorización de sistemas de aguas residuales, se observan casos de empresas cambiando sus sensores tradicionales por caudalímetros electromagnéticos durante los últimos años. La empresa Nantong Water Treatment Co., que se encarga del tratamiento de agua en la ciudad de Nantong, China, decidió en 2013 renovar sus sistemas e incorporar caudalímetros electromagnéticos [13]. Las principales razones por las que se realizó este cambio fueron la posibilidad de ser usados con tuberías de gran diámetro (2 metros), y el hecho de que no sufren peligro al ser enterrados o sumergidos y que no requieren prácticamente ningún mantenimiento, lo cual evita a la empresa tener que construir recintos de hormigón para protegerlos.

Por otra parte, para tener una referencia de su uso en máquinas, la empresa Krohne explica el papel de estos dispositivos en máquinas de llenado volumétrico [14]: la deformación provocada a cada recipiente individual al ser llenado es variable, cosa que impide un sistema con suficiente repetitividad si simplemente se mide el nivel de la superficie del líquido en cuestión. En cambio, es más seguro que todo recipiente reciba el mismo volumen de producto si se consigue una medición precisa de la cantidad de líquido que pasa por las tuberías de salida. Los caudalímetros electromagnéticos emiten un pulso eléctrico por cada cantidad volumétrica fija de producto medida, y estos pulsos son recibidos por una válvula, que actúa en consecuencia.

En concreto, es gracias a su precisión, la capacidad de medición de volúmenes independientemente de la viscosidad y densidad, la posibilidad de tratar con líquidos con contenido sólido, y la sencillez del proceso de limpieza, por lo que el uso de caudalímetros electromagnéticos es el más adecuado para esta aplicación.

Además, la gran variedad de materiales con los que se pueden diseñar los caudalímetros electromagnéticos abre las puertas a muchas otras posibles ventajas: en este último caso, el uso de cerámicas Al₂O₃ les proporciona una expansión térmica y un nivel de difusión de vapor despreciables, además de una gran resistencia a la corrosión. De la misma manera, cualquier otra aplicación requerirá de otros materiales más adecuados para su caso específico.

VI. CONCLUSIONES

En conclusión, se ha visto que con un simple principio físico como es la Ley de Faraday es posible medir caudales con un método de gran exactitud, no invasivo y que presenta numerosas ventajas frente a la gran variedad de sensores que se pueden emplear para llevar a cabo la misma función. Sin embargo, se debe tener en consideración la principal desventaja: el fluido ha de presentar un mínimo de conductividad eléctrica, por lo que no siempre será útil.

Además, cabe destacar que la fiabilidad de estos sensores electromagnéticos es tan alta que en la actualidad se utilizan en industrias como patrones de referencia a la hora de determinar cómo de preciso es un caudalímetro que se ha instalado o diseñado.

Por tanto, pese a estar aún en etapa de desarrollo y en evolución constante, es comprensible pensar que estos sensores electromagnéticos tienen un cierto protagonismo por encima de los demás caudalímetros, el cual seguramente se irá acentuando con el paso del desarrollo tecnológico.

VII. AGRADECIMIENTOS

Agradecer a José Eduardo García, profesor de la asignatura de Instrumentación, por su entusiasmo y su apoyo durante el trabajo, y por su disposición a ayudar en todo momento.

-
- [1] <https://www.uaeh.edu.mx/docencia/Tesis/icbi/licenciatura/documentos/Sensores%20magneticos.pdf>
- [2] <https://yakutek.com/wordpress/wp-content/uploads/2016/11/Qeyeentuber%C3%ADa.jpg>
- [3] <http://www.marcombo.com/Descargas/9788426715753/SENSORES/TEMAS/SA%20Tema%2008%20Electromagneticos%202011%20%5BModo%20de%20compatibilidad%5D.pdf>
- [4] <http://www.aie.cl/files/file/comites/ca/abc/sensores-de-flujo.pdf>
- [5] <http://caudal.wdfiles.com/local--files/referencias/Medidores de Caudal Criterios de S elección.pdf>
- [6] <http://instrumentaciondinamica2013.blogspot.com.es/2013/12/medidor-de-flujo-electromagnetico.html>
- [7] A. Ballester Rodríguez, J.A. Fernández Sánchez, J.A. López Geta. *Medida y evaluación de las extracciones de agua subterránea*. 1999

- [8] <https://es.omega.com/prodinfo/caudalimetrosmagneticos.html>
- [9] http://www.investigacion.frc.utn.edu.ar/sensores/Caudal/Principios/Caudal_Sensores.pdf
- [10] https://www.es.endress.com/_storage/asset/74249/storage/endress:mm1_16-9/file/717338/Promag_10W_Front_Horiz_Displ_Komp_PG_PP_01.jpg
- [11] <http://www.g-flow.com/caudalimetros-electromagneticos>
- [12] <https://krohne.com/en/products/flow-measurement/electromagnetic-flowmeters/>
- [13] <https://search-ext.abb.com/library/Download.aspx?DocumentID=AT%2fFLOW%2f001-EN&LanguageCode=en&DocumentPartId=&Action=Launch>
- [14] https://cdn.krohne.com/dlc/BR_BATCHFLUX_en_72.pdf

The measure of the gravitational waves predicted by Einstein: The Gravitational-Wave Interferometer LIGO (CalTech)

Josep Maria Ferrer, Andrea Fontanet, Miren Lamaison, Núria Solerdelcoll, Andrea Valenzuela
*Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya.
Campus Nord, 08034 Barcelona*

The study of gravitational waves has been a challenge for the scientific community. LIGO's interferometer is the device that has achieved, for the first time ever, the detection of gravitational waves. This review focuses on this device: its operation, its technology and how it processes the data that obtains.

Keywords: Interferometer, Gravitational Waves, LIGO, Detection, Nobel

I. INTRODUCTION

A gravitational wave is an invisible ripple in the space-time continuum. Einstein predicted in 1916 in his general theory of relativity that something special might happen when two massive objects, such as planets or stars, orbit each other. Furthermore, these ripples can travel through the universe at the speed of light, carrying with them valuable information.

It was not until 1972, when for the first time some clues were found that could confirm these waves. However, science had to wait yet for more than 30 years to have them proved. In 2015 scientists detected gravitational waves using a very sensitive instrument called LIGO (Laser Interferometer Gravitational-Wave Observatory).

The main reason why lately science has focused so much in knowing how to detect these particular waves is the chance to observe the universe in a new way, which so far, science has never been able to do. Detecting and analyzing them will allow us a deeper understanding of the universe that surrounds us and a new way to probe some cataclysmic events.

To understand in a better way how these colossal phenomena can be detected, it is important to focus a little bit on the basics function of this sensitive detector. In a very simple way to explain it, LIGO is an interferometer, which basically means a device that cause the phenomenon of interference to extract information. LIGO stands out for being a very sensitive L-shaped interferometer, with mirrors in the end of both its arms which are used to reflect light to superpose different light beams to create interference patterns. Both arms consist on two straight and level 4 km long steel vacuum tubes with 1.2 m of diameter, that are covered with a wide enclosure that ensure an effective isolation from the outside world. One of the main characteristics of LIGO, and that distinguish it from other ordinary detectors, is the need it has to have a twin detector, placed far enough, in order to assure that local vibrations are not mistaken for gravitational waves.

So, throughout this paper it is going to be explained a little bit deeper about how LIGO really works and which paper will it have in our understanding of the universe in the near future.

II. TIMELINE

The work on gravitational waves detection by laser interferometers started on the 1970's. As a result, in 1979 the National Science Foundation funded Caltech and MIT for laser interferometer research and development. In 1984 both institutions found the LIGO project.

The project envisions initial interferometers with an unseen resolution followed by more advanced ones in a long term. The construction began in the American cities of Handford and Livingston in 1994 and the inauguration ceremony took place in 1999.

The initial LIGO gravitational wave detectors completed observations in 2007, achieving their original design sensitivity and more. This initial operation concluded in 2010, and although satisfactory, no gravitational waves as such were detected. Some time before, in 2008, the construction of Advanced LIGO components had begun. The installation of this new detector was complete in 2014 and in a one year time its sensitivity had surpassed the one of its predecessor.

On September 14th 2015 LIGO detected gravitational waves from the collision of two black holes with about 29 and 36 times the mass of the sun that had collide 1.3 billion years ago. This was the first observation of this kind, confirming Einstein's predictions and fulfilling the aim of the LIGO project. This achievement had a huge international repercussion and the three LIGO co-founders Rainer Weiss, Barry Barish and Kip Thorne were awarded the 2017 Noble Prize in Physics.

LIGO interferometers have continued their activity and have detected multiple gravitational waves from colliding black holes and neutron stars since then.

III. MAIN CHARACTERISTICS

The current LIGO interferometers are capable of detect a motion 1000 times smaller than an atomic nucleus. These detectors, built in 2010 are 10 times more sensitive than the first ones (this means they can study 1000 times more volume).

LIGO consists of two blind L-shaped detectors with 4 km long vacuum chambers operating in unison 3002 km apart.



About 40 people work at each observatory site, including engineers, technicians, and scientists who keep the instruments operating, and who monitor vacuum and computer systems around the clock. Furthermore, there is a team of engineers, physicists and astrophysicist who work from CalTech and MIT and spend their days trying to improve LIGO's sensitivity and stability and understand the physical phenomena of gravitational waves.

IV. LIGO OPERATION

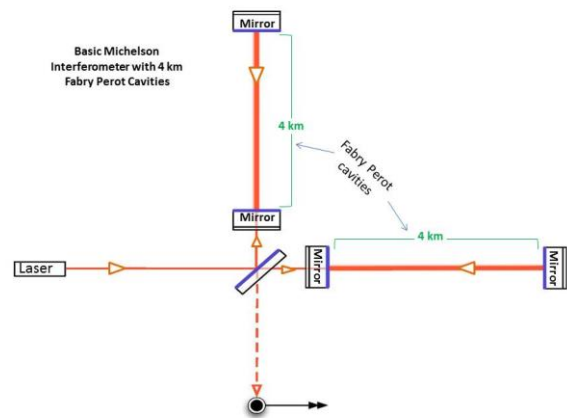
LIGO detects gravitational waves with optic technologies, more precisely, with a large and sophisticated Michelson interferometer. The basic structure is the same as a normal interferometer, but with just this it's not enough to detect gravitational waves, so they had to upgrade it.

A Michelson Interferometer is a structure that consists of a laser beam, two mirrors, a photodetector and a beam splitter. Each element is placed at the end of a cross-structure, with the beam-splitter in the middle of it. The light of the laser is directed to the beam splitter, where it is split in two, each one going to one mirror, where it is reflected and goes back to the beam splitter. When the two beams meet again an interference pattern is formed, depending on the path traveled by each beam. Finally, the resultant beam fall upon the photodetector, where it is detected. If one arm of the interferometer is larger or shorter than the other one, the interference pattern is different of what it is supposed to appear, and waves can be detected.

With the objective of improving the sensibility, LIGO's arms are about 4 km long. But with just this is not going to be enough, because to achieve the expected sensibility, the

arms would have to be inconveniently large. For that reason, the path traveled by the light is increased by more mirrors.

As seen in the picture, two mirrors are placed between the reflecting mirrors and the beam splitter, creating a Fabry Perot cavity. These auxiliary mirrors reflect the laser beam coming from the initial mirrors, sending the light back to the mirror once again. This process is repeated about 280 times before the light finally goes through the beam splitter, increasing the distance traveled by the light and making the effective arm length about 1120 km. With this structure, you can detect variations in the arm length of about 1/1000 the diameter of a proton, but with good sensibility alone is not enough to detect gravitational waves.



The sensibility is determined by the distance traveled by the laser beam, but the resolution is associated with the laser power. If you increase the number of photons you will have a more precise interference pattern, making it easy to detect the signals created by the gravitational waves. The problem reside in that the wanted laser power is about 750kW, and the best laser created has just 200kW. The solution to the problem is another mirror, in particular, a power recycling mirror.

It is placed between the laser and the beam splitter and is also a one-way mirror (partially reflecting). The light that comes from the laser passes through the mirror and goes to the beam splitter. However, when the light has gone over all the arm length and goes back to the beam splitter, most of this light is reflected to the laser (because the interferometer has low loss). That light falls upon the mirror and is reflected back to the interferometer, achieving with this system the 750kW of laser power.

LIGO interferometer is a mix of Dual Recycled (there is also a recycling mirror in the output beam that enhances the signal) and Fabry-Perot Michelson Interferometer or DRFPMI.

Finally, as it has been said previously, LIGO consists in two large detectors, placed in two points of USA. This structure allows to discard fake signals and verify the real

ones. Even if the interferometer is extremely well isolated, the device is so sensitive that even a hammer dropped by one of the technical creates a signal. For that reason, the data collected by the interferometers is compared and if one detector presents a signal but the other one doesn't, the signal is discarded. Also, even if just one interferometer is extremely precise, it doesn't indicate the direction of the gravitational wave. With two, they can pinpoint the origin of the signal with the phase shift between the signals.

V. LIGO TECHNOLOGY

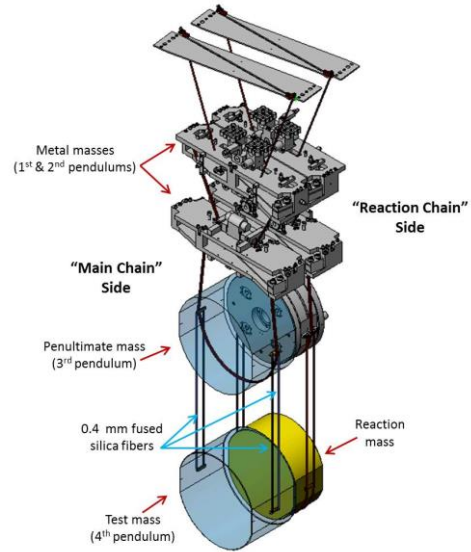
LIGO's interferometers had to be designed with the most advanced, precise and innovative technology, because they have to be able of measuring distances on the order of 10^{-19} m. The main systems and components that constitute LIGO's interferometers are the seismic isolation systems, the vacuum systems, the optics components and the computing infrastructure. All of them have to work seamlessly together, to make LIGO a unique measurement instrument.

1. Seismic Isolation

LIGO is designed to discover the existence of gravitational waves by detecting the small movements of mirrors that these waves cause when passing fleetingly. For this reason, one of the biggest problem of its great sensitivity is that, if this seismic isolation system didn't exist, undesirable vibrations (such as earthquakes and trucks driving on nearby roads) could move LIGO's mirrors and hide gravitational wave signals. LIGO uses active and passive buffer systems, which remove unwanted vibrations and they also ensure that LIGO's lasers and mirrors are isolated from most of the external noise.

LIGO's ISI system ("active" damping system) contains sensors capable to feel frequencies caused by environmental vibrations and they send these signals to a computer that perform counter movements to cancel all the vibrations simultaneously and to keep the instrument free of motion.

LIGO's "passive" buffer system absorbs any movement not completely canceled out by ISI and it uses a 4-stage pendulum called "quad" to hold all the mirrors still. LIGO's mirrors are suspended at the end of four pendulums by 0.4 mm thick fused-silica (glass) fibers. The "Main Chain" side faces the laser beam, while the "Reaction mass" side helps to keep the test mass steady from noise not associated with sources from space. Moreover, the weight of the suspension components (each mirror weighs 40 kg) also helps to prevent motion of the mirrors thanks to the Law of Inertia.



2. Vacuum

LIGO needs a very large vacuum. The atmospheric pressure inside LIGO's vacuum tubes is one-trillionth that of air pressure at sea level. A few molecules of air or of dust can produce noise when hitting the mirrors. These molecules can cause mirror movements that can mask signals produced by gravitational waves. Moreover, air has an index of refraction that can change the path of the laser light and it can affect the apparent distance between the mirrors which has to be detected.

To produce a great vacuum, tubes are heated to between 150°C and 170°C for 30 days and also turbo-pump vacuums and ion pumps are used. It took 40 days (1100 hours) to remove all 10,000 m³ of air and other residual gases from each of LIGO's vacuum tubes to reach an air pressure one-trillionth that at sea level.

3. Optics System

Laser

One of the most important things of LIGO's interferometer is the laser beam that it requires. LIGO uses a laser beam of 200 W with a refine wavelength. The light beam takes four steps to achieve this power and to generate the concrete constant single wavelength that is needed to detect gravitational waves.

The first step consists on a laser diode which generates a beam of 4 W. The wavelength of the beam is about 808 nm.

Step two in LIGO's laser amplification occurs when the first beam passes through a device called Non-Planar Ring Oscillator. The first beam enters in the device and stimulates the emission of a 2 W beam with a wavelength of 1064 nm. The resulting 2 W beam is called a "seed" beam because it will eventually grow into a much more powerful laser.

The third step consist on the amplification of this second beam. We already have the wavelength required but we need

more power before the beam enters the interferometer. To get there, the 2 W seed beam undergoes two amplification stages that boost its power up to nearly 200 W:

First, the 2 W beam enters another device that amplifies this beam from 2 W to 35 W. The device of this step is called Master Oscillator-Power Amplifier and it contains four thin laser amplifier rods. These rods are composed a glass material made of neodymium, yttrium, lithium, and fluoride.

To amplify the seed beam, the molecules in each rod are first energized by shining separate 808 nm lasers into each rod. When the seed beam travels through the first rod, the rod molecules respond with the emission of 1064 nm photons with the same phase and wavelength as the incoming seed beam. These new 1064 nm photons join those from the seed beam traveling in the same direction. It is known that if we increase the number of photons, we also increase the power of the beam.

Then, this more powerful beam travels to the second rod where this amplification process occurs again, then again in the third, and again in the fourth rod.

By the time the seed beam has passed through all four rods, its power has increased from 2 W to 35 W all while maintaining a wavelength of 1064 nm.

Then, the last step is much more complicated because we need to amplify the beam from 35 W to 200 W. In order to do that, the 35 W beam is sent through another device called High Powered Oscillator that it's also composed by four rods and generates the 200 W beam. The High Powered Oscillator performs the further amplification and refinement of the beam. As the beam passes through these rods it gets an additional power boost from laser light funneled through bundles of fiber-optic. Each fiber carries 45 W of laser power, so each bundle delivers 315 W into each rod. By the time the beam exits the HPO it has finally achieved its desired power of 200 W.

Mirrors

LIGO's mirrors are made of very pure fused silica glass. Most of the laser light is reflected when arrives to the mirrors: They absorb just one in 3-million photons that hit them. So that, they do not heat up and we can preserve the power of the laser. On the one hand, it is important to prevent mirrors from heating because it could alter the mirror shapes enough that they degrade the quality of the laser light. Any degradation would hamper LIGO's ability to distinguish a gravitational wave from environmental noise. On the other hand, more power of the laser beam implies more resolution.

Mirrors are used to keep the laser traveling coherently after the multiple reflections that it suffers before arriving the photodetector. We have to make sure that the laser doesn't spread out during its travel.

4. Data Processing

In order to analyze the information that LIGO creates while measuring, computers are required for both running the system and collecting the data. LIGO can actually generate colossal amounts of data while working, which means that we need a first step for all this information to be transferred to a network of supercomputers for storage and archiving. Once all this data is secured, it can be used with customized programs to detect clues of gravitational waves. Therefore, processing and analyzing all of LIGO's data requires a vast computing infrastructure.

VI. CONCLUSIONS

To sum up, the technology developed by LIGO interferometers is an unprecedented achievement in terms of precision and resolution. It uses some of the most advanced technologies ever developed to demonstrate the predictions of one of the fundamental laws of modern physics. Moreover, this development has open a new way to explore the universe and understand its past, present and future.

VII. REFERENCES

[1]<https://www.ligo.caltech.edu/page/ligo-gw-interferometer>

[2]<https://www.advancedligo.mit.edu/>

Utilización de una gammacámara tomográfica para la adquisición de imágenes

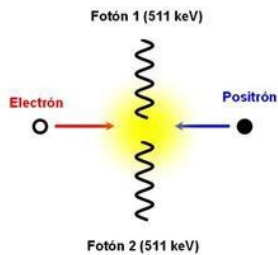
Roger Bahí, David Cerviño, Enric Cristóbal, Núria Gil, Mar Sisqueñas, Arnau Torrens
Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya.
Campus Nord, 08034 Barcelona

Uno de los equipos más usados en medicina nuclear hoy en día es la gammacámara tomográfica. Como otros equipos en medicina nuclear, sirve para la adquisición de imágenes, especialmente para la detección de posibles tumores u otras patologías en el cuerpo del paciente. Este trabajo analizará cómo funciona el PET-TAC y el SPECT, y detallará el procedimiento de uno de los tests utilizados para la calibración de la uniformidad, esencial en la realización de tests con gammacámara.

I. PET - TAC

El PET (*Positron Emission Tomography*) obtiene imágenes sobre el metabolismo de un paciente a través de la emisión de positrones. El funcionamiento es el que se explica a continuación.

Primero, el paciente recibe una inyección de un isótopo radioactivo (como, por ejemplo, el flúor 18). En este caso, el ^{18}F se adhiere a las zonas con más metabolización de glucosa del cuerpo. Estas zonas normalmente son el cerebro, el corazón y la vejiga, pero también lo son los tumores en caso de haberlos. Cuando el flúor se adhiere, empieza su proceso de desintegración, emitiendo positrones. De esta manera, si el paciente tiene alguna patología que consuma glucosa, se empezarán a radiar positrones desde allí en mayor proporción que en zonas sanas. Estos positrones se aniquilan con electrones, emitiendo fotones (rayos gamma), de la siguiente manera:



Cuando un electrón y un positrón se aniquilan, generan un par de fotones. En el proceso se deben conservar la energía y el momento.

La conservación de momento implica que tienen

que generarse dos fotones (no puede generarse uno solo) y que saldrán emitidos en sentidos contrarios, a misma velocidad (y por lo tanto la misma energía cinética). La conservación de energía implica que los fotones tendrán la misma energía que tenían el positrón y el electrón, normalmente alrededor de 511 keV cada uno (rayos gamma), si consideramos que la energía cinética inicial de los positrones y electrones es prácticamente negligible.

A continuación, se pasa al paciente por el equipo PET, consistente en un cilindro con detectores de rayos gamma. Los detectores están distribuidos en un círculo alrededor del paciente. Cuando dos fotones con la misma energía son detectados al mismo tiempo (dentro de una ventana

temporal), se determina que ha habido una aniquilación en la recta que une los dos detectores (línea de detección). En función de cómo de cerca de uno de los detectores se encuentre la aniquilación, la diferencia de tiempo de detección entre los dos detectores cambia. Esta diferencia de tiempo de detección también determina el llamado *Time of Flight* (tiempo entre aniquilación y detección del fotón), y así se puede determinar la posición donde se ha producido la aniquilación electrón-positrón, para posteriormente hacer una reconstrucción 3D (con métodos de Montecarlo) de las zonas que metabolizan más glucosa, detectando posibles patologías.

Por otro lado, el TAC (*Computational Axial Tomography*) se suele realizar en el mismo equipo que el PET. Suelen ser pruebas complementarias, ya que el TAC aporta una corrección por *atenuación* de la prueba PET (en el PET, el propio cuerpo del paciente atenúa el flujo los fotones más internos, con lo que se tiene mucha intensidad en la superficie y poca en el interior). El TAC mide la densidad electrónica píxel a píxel, con lo que se determina el coeficiente de atenuación de los fotones, a partir de la emisión de rayos-X: viendo la cantidad de radioactividad que atraviesa el paciente a cada corte se pueden obtener imágenes axiales en 2D del interior. Haciendo la reconstrucción se obtiene una radiografía 3D de todo el cuerpo. Teniendo en cuenta la densidad de cada parte, y usando algoritmos como la corrección de Chang, se puede hacer una mejor reconstrucción de la imagen obtenida por PET.

II. SPECT O GAMMAGRAFÍA

El SPECT (*Single Photon Emission Computed Tomography*) es otro método para obtener imágenes internas del cuerpo que también funciona a partir de la emisión de rayos gamma, similar al PET. Primero se inyecta al paciente alguna sustancia radioisótopa que al desintegrarse emite rayos gamma, por ejemplo Tecnecio-99. En este caso, el ^{99}Tc se inyecta en disolución con otra sustancia que se une a la parte del cuerpo que se quiere observar, como la glucosa si se busca alguna patología relacionada con tumores. A continuación, se detectan los rayos gamma

simples (no van necesariamente en pares) emitidos por el paciente, para intentar localizar las fuentes que los emiten, y poder reconstruir una imagen.

EL DETECTOR - La detección se realiza con un cabezal plano, colocado encima del paciente, que sólo detecta los fotones perpendiculares al detector (filtra aquellos fotones que viajan en otras direcciones) para saber con exactitud de qué lugar proceden los fotones detectados. Para ello hace uso de unos colimadores paralelos, que consisten en barras de plomo paralelas que filtran los fotones que viajan en otras direcciones, como se ve en la Figura 1. El grosor de los colimadores dependerá de la energía que tienen los fotones que queremos evitar detectar. Detrás de los colimadores hay detectores de fotones de centelleo sólido, basados en la propiedad de luminiscencia del material: se emite luz cuando el material es expuesto a radiación ionizante, como los rayos gamma emitidos por el paciente. Estos destellos de luz se pueden convertir en una señal eléctrica a través de tubos fotomultiplicadores, y será proporcional a la cantidad de fotones gamma contabilizados. Con esta información de cada uno de los detectores, se puede construir una imagen en 2D (sabemos que los fotones contados por un detector corresponden al punto justo debajo del detector). La separación entre colimadores y la distancia del cabezal al paciente determinará la resolución de la imagen.

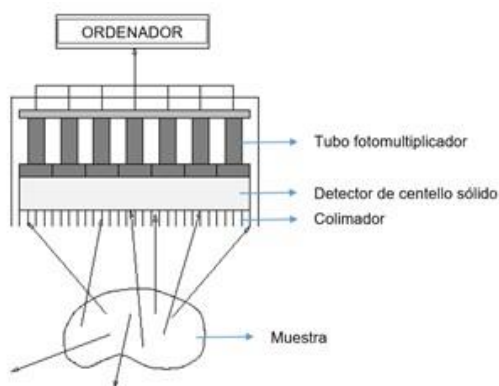


FIGURA 1 - Esquema de una gammacámara.

Una **gammacámara planar** toma una única imagen en 2D, sin mover el cabezal. En cambio, en una **gammacámara tomográfica**, sigue el proceso de *step and shoot*: el cabezal se va moviendo y parando alrededor del paciente, tomando imágenes durante 25 segundos (con el cabezal estático), y girando aproximadamente 3 grados entre imágenes consecutivas (puede variar, y de ello depende la resolución de la imagen), para poder reconstruir una imagen en 3D a través de algoritmos de reconstrucción, y así saber identificar dónde puede haber la posible patología. Para agilizar el proceso, hay gammacámaras con 2 cabezales en lados opuestos que giran simultáneamente. La distancia del cabezal al paciente es ajustada automáticamente por

sensores, para poder obtener el máximo de resolución sin tocar al paciente. Pueden estar colocados en *modo H* (en lados opuestos del paciente) o en *modo L* (formando un ángulo de 90 grados).

A parte del método de detección de fotones, las principales diferencias entre el PET y el SPECT son dos. Por un lado, el PET requiere la detección de dos fotones gamma de una energía y en una ventana temporal concreta, mientras que el SPECT sólo detecta fotones *simples*, sólo cuenta cuántos fotones perpendiculares llegan al detector. Por otro lado el SPECT no necesita que la sustancia que inyectamos en el paciente emita positrones, sino que emite fotones directamente (si es ^{99}Tc , la energía será de unos 140 keV). Además, el PET se suele usar para observar patologías de forma más global, y el SPECT para casos más específicos y para hacer seguimientos.

Para usar la gammacámara, hay que hacer tests que verifiquen que funciona bien. Uno de los tests es la calibración de la intensidad de la señal, que se hace usando un *phantom* para establecer el *Standard Obtained Value*, que indicará cómo de oscura debe ser nuestra imagen, en función de la cantidad de radiación que se emita. Sabiendo la forma y cantidad de radiación del phantom, y sabiendo que la radiación es uniforme, podremos compararlo con la imagen obtenida para calibrar la máquina (se puede calibrar la intensidad de la señal, la corrección para la precesión de la máquina, parámetros de los algoritmos de reconstrucción, como la uniformidad o homogeneidad de la imagen...).

III. ESPACIO Y SEGURIDAD

Antes de realizar cualquier tipo de prueba con la gammacámara, se deben de llevar a cabo ciertos pasos previos que se detallarán a continuación.

El proceso es el siguiente. En primer lugar, se preparan las muestras que se inyectarían al hipotético paciente. En este caso, fue un phantom de prueba al que se le proporcionó la muestra radioactiva. El phantom es un maniquí cilíndrico de plástico que se llena en mayor parte de agua, además de la pequeña cantidad de material radioactivo que se introduciría al paciente. Esta muestra debe estar guardada en una sala gammateca, dentro de una cámara como la de la figura 2. El objetivo de esta cámara es proteger el espacio de la radiación de todas las muestras que contiene. De hecho, en la sala existe un indicador de radiación que debe marcar permanentemente un valor de radiación muy bajo, preferiblemente de 0 microSv/h. En caso contrario, superado un umbral de radiación este indicador haría sonar una alarma interna indicando la contaminación del espacio.



FIGURA 2 - Cámara de aislamiento de muestras

Una vez sacada la muestra, es posible medir su actividad con un instrumento de medida como el de la figura 3. Para ello, basta con apretar la tecla de la sustancia que se quiere evaluar y acercar la muestra en cuestión. En todo momento, por motivos de seguridad el personal que trabaja en las instalaciones puede controlar la dosis de radiación a la que ha sido expuesto gracias a un pequeño indicador que llevan colgado del cuello. Si por cualquier motivo superaran la dosis máxima permitida, serían retirados durante el tiempo estipulado por la normativa.

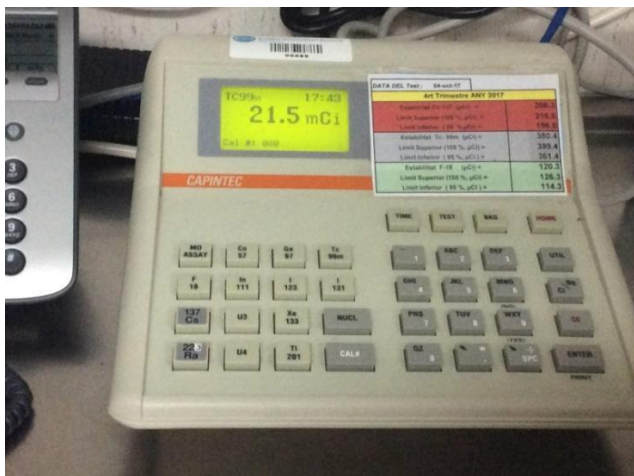


FIGURA 3 - Instrumento medida actividad radioactiva

Cabe destacar también el protocolo que se utiliza para las muestras radiactivas sobrantes, pues una vez usadas, éstas se deben seguir tratando con mucha precaución. En la sala adyacente a la gammateca, tras una puerta reforzada con plomo para mayor aislamiento de la radiación (al igual que el resto de puertas de la planta), hay una serie de contenedores donde dejar las sustancias radioactivas residuales. Antes de tirarlas, se debe esperar a que la

actividad haya caído lo suficiente para que no haya peligro al manejar la sustancia. En esta sala se encuentra también una tabla que clasifica los distintos elementos en función del tiempo estimado de almacenamiento para actividades específicas estimadas y registradas y el tiempo de almacenamiento a considerar, todo ello medido en días.

IV. EXPERIMENTO

La sustancia radioactiva inoculada en el phantom fue una de tecnecio ⁹⁹Tc de actividad 21,5 mCi a las 17:43 horas, tal y como se muestra en la figura 2. El tecnecio tiene la ventaja de que decae lentamente, por lo que dicha actividad no varía demasiado durante la realización de la prueba SPECT. Por tanto dicha actividad en la muestra era correcta para la prueba que se iba a realizar. La inoculación se llevó a cabo diluyendo la muestra en agua y proporcionando dicha solución a través de una gran jeringa por un agujero del phantom. Una vez la muestra estaba introducida en el phantom y diluida en agua se debió asegurar de que la disolución era lo más homogénea posible. Para ello existen varios métodos. Uno de los más rústicos pero efectivos fue el utilizado durante el experimento, haciendo rodar el phantom por el suelo de un lado a otro. Una vez homogeneizada la muestra, se procedió a eliminar las burbujas de aire que había en el interior proporcionando cuidadosamente más agua destilada a través de la jeringa (figura 4).



FIGURA 4 - Introducción final de agua destilada en el phantom

Una vez realizados estos pasos previos a la práctica, se llevó el phantom a la sala donde estaba la gammacámara. La segunda parte de la experiencia se llevó a cabo en la sala de la gammacámara. Una vez colocado el phantom en la camilla como se muestra en la figura 4, el grupo, incluyendo la persona responsable de la práctica, se retiró a la sala adyacente, separada por una pared con ventana. Es ahí donde se encuentran los ordenadores donde se puede

tanto programar el proceso de medida, como manejar los resultados del experimento a posteriori.

La parte final de la prueba se realiza de forma totalmente computarizada. Se debe configurar la máquina de la forma que interese. Para este caso con el phantom se creó en el programa un paciente con las especificaciones siguientes: modo H (placas paralelas rodeando el paciente), 128x128 proyecciones, 500kc por proyección, "Step and shoot" (los detectores se mueven, paran y generan la imagen) y angulación total en sentido CW(horario) 360° dividida en intervalos de 3°, por lo que se realizará en 120 pasos. Los cabezales se hacen girar 360° porque si se hiciesen girar sólo 180°, se notaría una acusada diferencia de sensibilidad entre los dos cabezales, lo que produciría diferencia de intensidad en lados opuestos. Una vez introducida toda esta configuración, el sistema tardó unos 27 minutos en generar todas las imágenes.

V. PROCESADO DE IMAGEN

Una vez realizadas todas las imágenes, se guardan en *escala gris* al ordenador y mediante el programa informático *ImageJ* se aprovecha la diferencia de tonalidad gris de dichas imágenes para cuantificar la radiación producida por el ⁹⁹Tc (más oscuro, más radiación absorbida en ese punto). En éste experimento, se persigue simular la actividad de la gammacámara con un *phantom* para descubrir el tipo de imagen que proporciona ésta técnica y la información que a *posteriori* se puede obtener con un análisis adecuado.

Para realizar esta tarea hay que seleccionar las imágenes en que se aprecie mejor algún tipo de homogeneidad. De la gammacámara, se obtienen imágenes desde diferentes planos y puntos de vista, un grupo de imágenes en perspectiva coronal, otro en sagital y otro en transversal por ejemplo.

Los médicos tienen especial interés en el plano transversal y por este motivo el experimento solo se centra en el análisis adecuado de este plano. Con la gammacámara se han obtenido 52 imágenes transversales de las cuales elegimos la ocho en que se aprecia mejor la homogeneidad: de la 27 a la 35.

Se procede con la ayuda de programa *ImageJ* para obtener información cuantitativa de la homogeneidad de las imágenes seleccionadas. Para ello, hay que analizar cada imagen por separado mediante siete círculos, llamados ROI's, que se distribuyen en forma de flor dentro del

perímetro descrito por el *phantom* (figura 5) para aprovechar mejor su superficie.

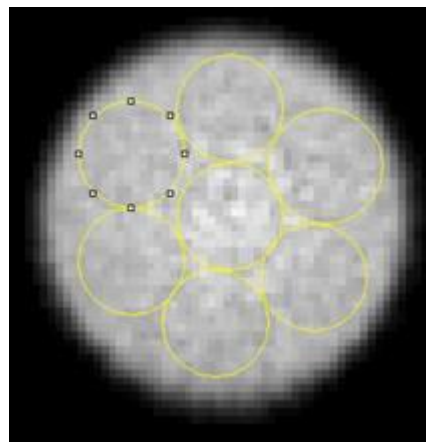


FIGURA 5 - Los siete ROI formando una flor para realizar los cálculos necesarios

De cada ROI se extrae el máximo de intensidad gris, el mínimo, la media de esta intensidad y la desviación estándar. Los tres primeros parámetros son útiles para conocer la homogeneidad de la imagen y el último para estimar el ruido presente en la medida. Al ser una ROI por definición una división parcial del *phantom*, un análisis estadístico de estos indicadores permitirá obtener propiedades generales.

El primer parámetro que se quiere ver es la variación axial en intensidad de imagen V_a , es decir, cómo varía la intensidad imagen a imagen. Para este cálculo se usa la media de la intensidad. El valor obtenido para V_a es 0.068, lo que implica que la intensidad varía muy poco de una imagen a la otra.

El siguiente parámetro que se quiere calcular es la uniformidad integral transversal IU_t que es un dato intrínseco de cada imagen. Los resultados obtenidos varían desde un valor de 0.135 a 0.292, denotando que hay una uniformidad parcial importante.

A continuación, se quiere cuantificar el ruido para conocer la exactitud y precisión de los datos obtenidos. Para cada imagen se obtiene un resultado de ruido medio N igual a 0.061. Sorprende que en todas las imágenes el impacto medio sea el mismo y eso da firmeza a la homogeneidad.

Finalmente, si se desea conocer la variación axial del ruido V_N para cada imagen también se obtiene un valor de 0.107, dejando ver que hay alguna pequeña discrepancia de ruido axial en una misma imagen. No obstante, esta varianza es mínima y además es la misma en todas las imágenes y por lo tanto es despreciable.

Así pues, tras la realización de todos estos cálculos, se puede concluir que la homogeneidad en todas las imágenes analizadas es notablemente alta y, por tanto, que la mezcla se hizo correctamente.

VI. AGRADECIMIENTOS

A Antoni Castel por dar a mostrar el funcionamiento de la gammacámara y el área de la clínica dedicada a estos de tipos de prácticas radiológicas.

A Trinitat Pradell y al conjunto de profesores de la asignatura para brindar la oportunidad de hacer esta práctica en la Clínica Dexeus de Barcelona.

VII. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Detectores de centelleo sólido - WikiDot
(<http://mednuclear.wikidot.com/detectores-de-centelleo-solido>)

Mesura de paràmetres fisiològics per l'estudi del comportament en animals

Santi Acosta, Hèlia Brull, Jordi Fortuny, Eric Guisado, Laura Roset, Martí Roset

Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya.

Campus Nord, 08034 Barcelona

e-mail: jordi1996fp@hotmail.com

laura71197@gmail.com

El fet de voler conèixer més a fons els éssers vius i millorar la qualitat de vida tant d'aquests com de nosaltres mateixos porta als homes a investigar i crear en cada àmbit. Aquest article il·lustra la necessitat d'obtenir informació cardíaca dels animals, i com obtenir-la a més a més de presentar un recull d'idees innovadores de cara al futur tecnològic en aquesta àrea.

Paraules clau: Electrocardiograma, Sistema de Monitoratge, paràmetres fisiològics.

I. INTRODUCCIÓ

Poder comprovar l'electrocardiograma d'un animal és de gran utilitat en molts àmbits de la nostra societat. Hi ha principalment tres objectius que incentiven aquesta necessitat. Un és el fet de poder conèixer l'estat d'un animal. Si observem el funcionament del seu cor podem determinar en quina situació estan moltes de les seves funcions fisiològiques elementals, i per tant, si es troba bé. Aquesta informació és crucial per a empreses que tenen animals en captivitat, com per exemple, pels zoològics. També ho és per empreses que extreuen benefici dels productes animals, doncs necessiten garantir un cert nivell de qualitat per comercialitzar el producte.

Un segon objectiu de l'electrocardiograma en animals prové de la indústria de fàrmacs i productes químics i biològics. Consisteix en fer un "test de seguretat cardíaca". Això vol dir que abans d'introduir una substància en un medicament o en un producte, es comprova que no alteri de forma negativa el sistema cardiovascular proporcionant-la primer a un altre ésser viu de qui podem conèixer l'electrocardiograma. D'aquesta manera descartem molts errors, doncs coneixem animals que es comporten en aquest aspecte de forma molt similar als humans i per tant són una prova fiable.

Per últim, tenim l'aplicació a la recerca en medicina. Curiosament, hi ha problemes de la medicina que es troben resolts de forma natural en algunes espècies. Podem posar l'exemple del Peix Zebra (Danio Rerio). S'ha descobert que aquesta espècie posseeix una brutal capacitat de regeneració dels seus teixits. A la nostra societat, una causa mortal molt comuna és l'infart miocardiàc, col·loquialment conegut com a "atac de cor". Malgrat que la teràpia ha millorat molt, l'infart dona lloc a una mort massiva de cèl·lules i teixits que no es torna a recuperar més, cosa que implica que queden seqüeles negatives que fins i tot poden acabar portant a un altre infart. En canvi, quan el Peix Zebra pateix un atac de cor, passats aproximadament uns

seixanta dies, l'animal ha regenerat per complet els teixits del seu cor. Havent observat tal fenomen, queda indiscutible la necessitat de conèixer les propietats i funcionaments cardíacs d'aquest peix per tal de poder utilitzar-los com a model per a un futur tractament pels homes, i aquesta informació probablement es pugui extreure a partir d'un electrocardiograma.

El disseny d'electrocardiogrames per animals no és gens senzill, doncs cada animal té unes característiques físiques determinades i uns hàbitats diferents. Això obliga a haver de pensar un dispositiu per a cada espècie concreta, amb diferents sistemes de sensors i diferent forma.

Un element molt important a tenir en compte és l'impacte que tingui el sensor en l'animal. L'objectiu final és acabar mesurant els paràmetres sense que l'animal es vegi afectat en cap cas. D'aquesta manera s'obtidran les dades més representatives amb la realitat.

II. ELECTROCARDIOGRAMES A DIFERENTS ANIMALS

L'electrocardiograma és el registre de l'activitat elèctrica que es produeix al cor. El node sinusal és l'element del cor que actua com un marcapassos natural, generant un impuls elèctric que passa a les aurícules i, posteriorment, als ventricles, que es despolaritzen i es contrauen. Cada contracció dels ventricles representa una pulsació[1].

En l'electrocardiograma, aquestes despolaritzacions apareixen en forma de pics, i la freqüència cardíaca és, per tant, el nombre dels pics que apareixen per minut. Mentre que pels humans, aquesta és d'aproximadament 60 pulsacions/min (en repòs), veurem que varia enormement per diferents animals justificant la necessitat d'instruments de mesura en aquest àmbit.

Leslie A.Geddes, enginyera elèctrica i fisiòloga, va recollir, entre 1952 i 1974, nombrosos estudis a Baylor Medical College (Houston, TX, USA), on exercia de

professora. En un dels nombrosos estudis es va determinar que, per a la granota, el cor de la qual es compon de sinus venós (SV, anàleg al sinus auricular), dues aurícules i un ventricle, la freqüència cardíaca era de 20 pulsacions per minut.

En un altre estudi, dut a terme per l'estudiant Max Valentinuzzi, es va estudiar l'ECG de la serp. Per aquesta, es va trobar una freqüència cardíaca de 27 pulsacions per minut. A més, es va detectar un ritme de 2 respiracions per minut.

Va ser Byron Barnes qui tingué la idea d'enregistrar l'ECG de la mosca. Anestesiant aquesta amb èter, s'obtingué una freqüència cardíaca variable, amb una mitjana de 133 pulsacions/min. Després de decapitar la mosca, per observar els efectes dels nervis, el ritme esdevingué constant a 120 pulsacions/min.

En un conill, la freqüència cardíaca i respiració s'alenteixen fins aturar-se quan detecta vapors irritants. Sense anestesiari-lo, es va enregistrar un ritme cardíac de 207 pulsacions/min. En apropar-lo a sals irritants, aquest esdevingué 109/min. Produint una petita força al coll, a la zona de la laringe, també s'observaren canvis. Abans de comprimir la laringe l'ona R presentà un ritme de 97/min, i quan aquesta es comprimí, un ritme de 74/min. Pel camell, Leslie A. Geddes trobà un ritme cardíac de 77 pulsacions/min sota anestèsia.

Aprofitant l'estança d'un circ Houston, es van poder realitzar ECGs en quatre elefants. En un elefant femella, es va detectar una freqüència cardíaca de 48 pulsacions/min, amb amplituds menors que en el cas del mascle. L'elefant més petit exhibia una freqüència de 38 pulsacions/minut i, després d'exercitar-se, augmentà a 55 pulsacions/min. [2]. Es pot intuir, doncs, que malgrat l'ampli rang en què pren valors, hi ha una relació inversament proporcional entre la freqüència cardíaca de l'animal i la seva grandària.

Diverses teories apunten que existeix una relació, també inversament proporcional, entre la freqüència cardíaca dels animals i la seva longevitat.

III. MÈTODES PER MESURAR ELECTROCARDIOGRAMES EN ANIMALS

Es presenten diferents mètodes que s'utilitzen per mesurar electrocardiogrames en animals. Tots els que es presenten es basen en l'ús d'elèctrodes ja que aquests permeten detectar diferències de potencials i formant l'electrocardiograma.

1. Harvard Apparatus: Small animal Phycological Monitoring System[3]:

Aquest és un instrument comercial que permet fer mesures fisiològiques de molts paràmetres diferents (ECG, pols cardíac, pressió de la sang...). Aquest instrument està pensat per ser utilitzat en rates i ratolins principalment.

Concretament ens centrarem en la mesura del ECG. Aquesta es fa amb l'animal anestesiari doncs altrament seria difícil mantenir-lo en la posició necessària durant suficient estona. S'utilitzen 4 elèctrodes on es col·locaran les potes de l'animal i aquest ha d'estar en la posició de decúbit supí. També s'aplica un gel conductor a les potes de l'animal per tal d'assegurar el contacte entre les potes i l'elèctrode.



FIG 1. Col·locació de les potes als elèctrodes un cop aplicat el gel

Un cop en aquesta posició es poden fer les mesures de tensió que es vulguin (per exemple usar el senyal d'una de les quatre potes com a referència i fer la mitjana de les altres tres, o bé treballar només amb dues potes). Els avantatges principals d'aquest instrument és que permet fer mesures prou precises i de manera sistemàtica (com que l'animal està anestesiari no hi ha dificultats afegides com per exemple que l'animal intentés resistir-se). L'inconvenient principal és que aquest mètode no permet fer mesures en unes condicions realistes, doncs l'animal no està conscient ni es troba en el seu hàbitat natural.

Així doncs aquest instrument podria ser usat en laboratoris per poder determinar unes certes condicions mínimes de benestar de l'animal o bé per determinar canvis quan s'apliquen certs fàrmacs a l'animal.

2. Ús de quatre elèctrodes a les potes per animals conscients:

Aquest mètode proposat per J.B Farmer i G.B Levy [4] és molt semblant al mètode explicat anteriorment: s'utilitzen 4 elèctrodes on els animals col·loquen les seves potes:

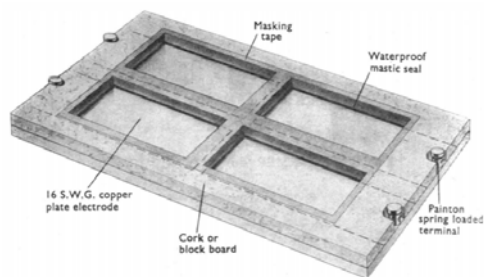


FIG 2. Forma de l'instrument de mesura

En aquest cas l'animal està conscient, i es col·loca amb una pota en cada elèctrode. Un cop en aquesta posició es poden realitzar les mesures de manera semblant a com es realitzen en l'aparell proposat anteriorment per ratolins. Amb aquest instrument es van realitzar mesures en porcs i gossos obtenint resultats que es consideren molt correctes doncs s'aproximaven molt a resultats obtinguts usant telemesura per ràdio. En canvi per altres animals com conills o ratolins els resultats no són tant satisfactoris. Aquest mètode també ha estat utilitzat per mesurar ECG d'una vaca per l'autor L.A. GEDDES en [2].

Els avantatges principals d'aquest mètode respecte l'anterior és que permet obtenir resultats més propers als reals, doncs l'animal es troba conscient durant la mesura. El desavantatge principal és que per aconseguir que l'animal es mantingui en contacte amb els elèctrodes durant suficient temps es necessita realitzar un entrenament amb l'animal (que pot ser de fins a 1 o 2 dies per ratolins o d'alguns minuts per gossos) a més per alguns animals costa aconseguir senyals estables.

3. Jaqueta per mesurar paràmetres fisiològics per primats:

A continuació es comenta un sistema portable presentat a [5] per mesurar certs paràmetres fisiològics dels primats (no humans).

Aquesta té la peculiaritat que es tracta d'un sistema autònom per processar i enviar la informació per Bluetooth. Permet realitzar mesures quan els animals estan en llibertat. Concretament, per la mesura de l'ECG s'utilitzen elèctrodes de tipus Ag/AgCl que s'enganxen directament a la pell del primat.



FIG 3. Forma de la jaqueta

L'avantatge principal d'aquest instrument és que permet realitzar mesures en condicions bastant reals encara que la grandària de la jaqueta pot incomodar l'animal.

4. Wearable Systems:

L'objectiu d'aquests sistemes és ser el mínim intrusiu en el comportament natural de l'ésser viu objecte de l'estudi. Per a mesurar l'ECG amb un wearable system s'utilitzen uns elèctrodes com en els altres dispositius. Els tipus d'elèctrodes més estàndards són els de Ag/AgCl, però en [6] s'estudia un tipus d'elèctrode alternatiu que consisteix en un teixit intel·ligent amb propietats d'un conductor. L'avantatge d'aquest teixit, que es desenvolupa combinant un tipus de fil conductor amb elastà, és que es tracta d'un material no invasiu que combina les característiques d'un teixit qualsevol i les d'un conductor elèctric.

El principal problema de la mesura d'electrocardiogrames és el que s'anomenen *motion artifacts* (MAs), que consisteix en el soroll resultant del fregament i el moviment dels elèctrodes contra la pell. Aquest moviment dona lloc a una modificació de la distribució de càrrega a la interfície entre l'elèctrode i la pell (per exemple, causada per la deformació de la pell). Aquest canvi en la distribució de càrrega produeix senyals de gran amplitud en les ones de l'ECG, que es poden confondre amb els produïts pel cor. Aquests problemes s'intensifiquen en els animals el moviment dels quals no podem controlar fàcilment.

En [6] es confirma que els elèctrodes de teixit intel·ligent poden disminuir el percentatge de MAs respecte els elèctrodes habituals de Ag/AgCl a partir de l'estudi de set egües Standardbred amb accés lliure a aigua i fenc.

IV. FUTUR

El camp de la instrumentació, aplicat a la mesura de paràmetres fisiològics per animals, encara té un llarg recorregut per endavant. Per una banda, és evident la necessitat de dissenyar nous equips i mètodes que no siguin invasius, ja que la manera en què mesurem ha d'afectar el mínim possible a la mesura. Per una altra banda, la millora en aquests equips de mesura obre nous camps d'investigació i aplicacions dels ja esmentats.

Encara que els equips de mesura de d'activitat cardíaca, per posar un exemple, actuals són, des de el punt de vista tècnic, instruments precisos i fiables. La problemàtica esdevé quan aquests equips, dissenyats per humans, es volen adaptar per mesurar els mateixos paràmetres en animals.

La necessitat d'aconseguir mètodes no invasius és un tema investigat des de fa dècades. Primerament, s'havia

d'aconseguir que els animals haguessin de ser lliures a l'hora de realitzar les mesures. La instal·lació d'elèctrodes al cos dels animals no és doncs la millor idea, ja que per fer-ho hem d'aconseguir tenir l'animal quiet i enganxar-li els elèctrodes.

Una possible solució publicada l'any 1968 per Farmer i Levy [7] aprofita que es poden detectar petites senyals elèctriques a la superfície corporal de l'animal per mesurar l'activat cardíaca d'aquest. El mètode mencionat, amb variacions, s'utilitza actualment per mesurar el ritme cardíac de rates al laboratori [3] com s'ha mencionat en la secció III.

Una solució paral·lela és la implantació quirúrgica d'aparells electrònics subcutanis als animals. Però, fins ara, no ha resultat ser ideal, ja que tenim el risc d'infeccions. A més a més, el procés d'implantació no es trivial. Tot i això, de la mà de microxips electrònics de mida mil·limètrica podem reduir els riscos d'infecció i el problema de la implantació quirúrgica, ja que al ser tan petits es poden injectar directament, com si fos una vacuna. Un exemple de l'avanç en aquest àmbit específic és el disseny de sensors biofotònics que permeten mesurar paràmetres hemodinàmics [8]. Amb aquest microxips i una intervenció mínima aconseguiríem mesurar sense afectar a l'animal en res, i com les dades es transmeten via radio els podríem seguir telemàticament.

Si es volen mesures fiables, el futur dels nostres mètodes no només s'han de centrar en els equips de mesura, sinó en la manera en com mesuren els paràmetres. És el cas els animals socials, per exemple els micos. S'ha demostrat que les constants vitals d'aquests animals varien si les mesurem quan estan sols o bé amb grup, ja que a l'estar sols podem crear un estat d'angoixa que afecta directament a la mesura [9]

Aquest article ha estat enfocat sobretot als electrocardiogrames, però el ritme cardíac no és l'únic paràmetre interessant a mesurar en animals. També és de gran interès estudiar com és el moviment d'aquests animal a partir de dispositius dotats amb GPS i acceleròmetres o bé amb l'ús de micro-encapsulats bio-marcadors sensitius al pH, per poder mesurar el pH in vivo de petits amfípodes. [10]

V. CONCLUSIONS

En aquest article hem vist que no només és possible detectar remotament canvis en un paràmetre fisiològic com les pulsacions cardíques sinó que també d'un paràmetre que està estretament lligat a les condicions ambientals del medi. Aquestes dades són molt útils de cara a conèixer com afecta un element extern a les condicions fisiològiques de l'animal. Un parell d'exemples serien l'efecte de la

contaminació mediambiental o de la presència d'un nou solut en un medi aquàtic.

També extraïem com a conclusió l'alta necessitat de seguir treballant en aquests sensors per detectar paràmetres fisiològics ja que podríem acabar demostrant relacions de gran importància com la relació de proporcionalitat inversa entre longevitat o grandària i freqüència cardíaca

AGRAÏMENTS

Voldríem agrair especialment al professor Oscar Casas que ens ha guiat a partir d'una pauta de divisió de temari i ens ha donat coratge durant la realització d'aquest treball

-
- [1] <http://www.ub.edu/LabFisio/> , visitat 28/12/2017.
 - [2] GEDDES, L.A. (2002) Electrocardiograms From the Turtle to the Elephant that Illustrate Interesting Physiological Phenomena. *Journal of pacing and clinical electrophysiology*, Volume 25, No. 12.
 - [3] Harvardapparatus.com. (2017). Physiological Monitoring System for Small Animals. [online] Available at: <https://www.harvardapparatus.com/small-animal-physiologicalmonitoring-system.html> visitat 28/12/2017.
 - [4] <http://europepmc.org/backend/ptpmcrender.fcgi?accid=PMC1570289&blobtype=pdf> visitat 28/12/2017.
 - [5] RIBON FLETCHER;R, Wearable Wireless Sensor Platform for Studying Autonomic Activity and Social Behavior in Non-Human Primates
 - [6] GUIDI; A, et al. (2017) Validation of smart textile electrodes for electrocardiogram monitoring in free-moving horses. *Journal of Veterinary Behavior: Clinical Applications and Research*
 - [7] FARMER, J. and LEVY, G. (1968). A simple method for recordin the electrocardiogram and heart rate from concious animals *British Journal of Pharmacology and Chemotherapy*, 32(1), pp.193-200
 - [8] VALERO-SARMIENTO; J., et al. (2014). Towards injectable biophotonic sensors for physiological monitoring of animals. *IEEE SENSORS 2014 Proceedings*
 - [9] XING; G., et al. (2015). Effects of group housing on ECG assessment in conscious cynomolgus monkeys. *Journal of Pharmacological and Toxicological Methods*, 75, pp.44-51.
 - [10] GURKOV; A., et al. (2016). Remote in vivo stress assessment of aquatic animals with microencapsulated biomarkers for environmental monitoring. *Scientific Reports*, 6(1)

Instrumentació en medicina nuclear I: Utilització d'un activímetre per fer mesures de radiació.

Martí Montmany, Jordi Cabrera, Núria Masclans, Ismael Babeli, Carme Homs

Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya.

Campus Nord, 08034 Barcelona

e-mails: choms97@gmail.com, nuriamasclansserrat@gmail.com, martimontmany@gmail.com, i.babeliagui@gmail.com, jordi.caab@gmail.com

Aquest article descriu el treball experimental realitzat a l'Hospital Universitari Dexeus. L'experiment consisteix en la utilització d'un activímetre per mesurar l'activitat de les mostres. En aquest document es descriu el funcionament de l'activímetre, com cal tractar les dades obtingudes amb l'activímetre i quines són les aplicacions que té en medicina nuclear. De les múltiples aplicacions considerarem la tomografia per emissió de positrons (PET).

Paraules claus: Activímetre, Medicina nuclear, PET

I. INTRODUCCIÓ

L'activímetre és un instrument de mesura que permet determinar l'activitat d'una mostra radioactiva. Es tracta d'un aparell usat en el camp de la medicina nuclear ja que permet mesurar l'activitat dels radiofàrmacs que es subministren als pacients.

Un activímetre està format per una càmera de gas en la qual s'aplica una diferència de potencial. La càmera està blindada amb plom i té forma de pou. Quan es col·loca la mostra en el fons del activímetre es genera un corrent a causa de la diferència de potencial entre els elèctrodes cilíndrics. Aquest corrent es detecta i ens indica l'activitat de la mostra. Cal recordar que l'activitat és el nombre de desintegracions per unitat de temps, de manera que com més gran sigui el corrent major serà l'activitat. La unitat del sistema internacional per l'activitat és el Becquerel (Bq). Un Bq equival a un ritme de desintegració d'un nucli per segon. Ara bé, com que tradicionalment en medicina es treballa en Curies, en aquest treball s'ha optat per expressar totes les mesures en Curies. L'equivalència entre curies i becquerels és $1 \mu\text{Ci} = 37 \text{ kBq}$.

És molt important que l'activímetre mesuri l'activitat correctament. En el cas de la medicina, per exemple, cal que la mesura sigui acurada per tal de que el pacient no tingui una dosi inferior ni superior a la prescrita. Una dosi podria implicar un risc en la salut del pacient mentre que una dosi inferior podria ser insuficient per realitzar observacions amb èxit.

Trimestralment es realitza un control per tal de conèixer les prestacions actuals de l'activímetre i valorar si es compleixen els requisits de bon funcionament de l'aparell.

II. CONTROL DEL FUNCIONAMENT DE L'ACTIVÍMETRE

S'han realitzat un conjunt de 5 activitats per verificar l'estabilitat, l'exactitud i la precisió de l'activímetre, la resposta en activitat i la dependència de l'activitat mesurada amb la geometria de la mostra.

Per a una bona adquisició de dades s'han de complir una sèrie de requisits de mesurament:

1. No hi ha fonts radioactives properes a l'activímetre que puguin alterar les mesures
2. Entrada en funcionament de l'activímetre almenys 30 minuts abans de la presa de mesures
3. Extracció de la mostra entre lectura i lectura (sols resta el fons) .

Als experiments descrits a continuació no s'ha extret la mostra entre lectura i lectura per tal d'agilitzar el procediment de mesura, però en tots els casos s'han apuntat 10 lectures de cada mostra i s'ha donat com a resultat el valor mig de les lectures.

I.A Estabilitat

L'activímetre té un funcionament estable si les lectures pertanyen a l'interval definit per l'aparell (calculat a la prova de referència realitzada pels tècnics). També cal verificar que les lectures de la mostra no sobrepassen el marge de variació màxim del 5%.

S'ha calculat l'activitat de la mostra Cs-137 restant les lectures del fons de les lectures de la mostra (amb el fons). S'ha realitzat el procediment de detecció de l'activitat de la mostra pels canals Tc-99m i F18.

Tc99m		
fons (μCi)	font (μCi)	font sense fons (μCi)
1,44	380	378,56
1,45	381	379,55
1,37	380	378,63
1,44	380	378,56
1,3	381	379,7
1,19	381	379,81
1,26	380	378,74
1,57	381	379,43
1,57	380	378,43
1,79	380	378,21
1,38	381	379,62

FIG. 1. Taula de mesures de l'activímetre i càlcul de l'activitat de la mostra sense fons. Mostra de Tc99m.

F18		
fons (μCi)	font (μCi)	font sense fons (μCi)
0,48	120,4	119,92
0,5	120,3	119,8
0,51	120,1	119,59
0,5	119,9	119,4
0,46	119,7	119,24
0,42	119,8	119,38
0,41	119,9	119,49
0,46	120	119,54
0,55	120,1	119,55
0,51	119,9	119,39
0,5	120	119,5

FIG. 2. Taula de mesures de l'activímetre i càlcul de l'activitat de la mostra sense fons. Mostra de F18.

Per al canal Tc99m s'ha obtingut un valor mitjà de l'activitat de la mostra (sense fons) de $\overline{A_{Tc}} = 379.02 \mu\text{Ci}$. Efectivament, es compleix que el valor de l'activitat mitjana es troba en l'interval $\pm 5\%$ de l'activitat que indica l'aparell per a el canal de Tc99m: $(A_{min}, A_{max}) = (114.3, 126.3) \mu\text{Ci}$. Anàlogament, pel canal F18 s'ha obtingut $\overline{A_F} = 119.53 \mu\text{Ci}$, que altre cop està contingut a l'interval de $\pm 5\%$ de l'activitat que indica l'aparell per a el canal de F18: $(A_{min}, A_{max}) = (380.4, 361.4) \mu\text{Ci}$. Per tant, es pot concloure que l'aparell té un comportament estable.

I.B Exactitud

Es pren com a valor representatiu de l'exactitud la desviació relativa E_r :

$$\epsilon_r = \left(\frac{A_{mitjana} - A_c}{A_c} \right) \times 100$$

on $A_{mitjana}$ és la mitjana de les mesures de l'activitat de la font, i A_c és l'activitat de la font de referència. Considerarem que l'aparell realitza les mesures amb suficient exactitud si es compleix $|E_r| < 10\%$.

Cs-137		
fons (μCi)	mostra (μCi)	mostra sense fons (μCi)
1,07	207	206,05
0,92	207	206,05
0,86	206	205,05
0,92	207	206,05
0,98	207	206,05
0,86	206	205,05
1	206	205,05
0,97	207	206,05
0,97	207	206,05
0,94	207	206,05

FIG. 3. Taula de mesures per a la mostra Cs-137

S'han realitzat les mesures amb una font de Cs137, i s'ha obtingut $A_{mitjana} = 205,75 \mu\text{Ci}$.

El certificat de la font indica que el gener del 2008 la font tenia una activitat de 9,09MBq, o 245,68 μCi (amb un 3% d'incertesa). Es pot calcular l'activitat referència de la font utilitzant l'equació de l'evolució dels nuclis radioactius:

$$A(t) = A_0 e^{-\lambda t}$$

on $A_0 = 245,68 \mu\text{Ci}$, $t = 11,83$ anys, $\lambda = \frac{\log 2}{\zeta}$ i $\zeta = 30,23$ anys, temps de semidesintegració del Cs-137. Substituint els valors s'obté $A_c = 218.38 \mu\text{Ci}$.

A partir dels valors anteriors s'obté $\epsilon_r = 6.13\%$. Es compleix $|E_r| < 10\%$, per tant es considera adequada l'exactitud de l'aparell.

I.C Precisió

El coeficient de variació CV ens dóna informació sobre la precisió de l'aparell. Es considera que l'aparell és prou precís quan $|CV| < 3\%$.

$$CV = \frac{s(A_i)}{A_{mitjana}} \times 100$$

on A_i són les diferents mesures d'activitat de la mostra, $s(A_i)$ és la seva desviació típica i $A_{mitjana}$ el valor mig.

Utilitzem les dades del mesurament anterior (FIG. 3.) i obtenim $s(A_i) = 0,46 \mu\text{Ci}$, $A_{mitjana} = 205,75 \mu\text{Ci}$ i $CV = 0.22 \%$. Es compleix $|CV| < 3\%$, per tant es considera que l'aparell té una bona precisió.

III. MESURA DE L'ACTIVITAT D'UNA MOSTRA

ACTIVÍMETRE

L'activitat del ^{99m}Tc va ser mesurada en 3 instants de temps diferents separats entre ells aproximadament 30min. Per a cada instant es mesura el valor de radiació de fons abans i després d'introduir la mostra i ens quedarem amb la mitjana d'aquestes dues per evitar interferències en el resultat. L'activitat s'ha mesurat 12 cops i s'ha fet la mitjana.

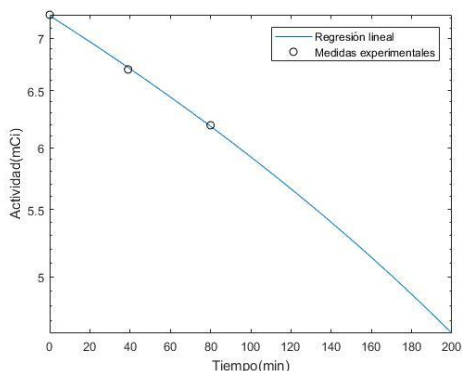


FIG. 4. Representació de les dades obtingudes en els tres instants de temps. La regressió lineal té un coeficient de correlació $p = 0.001$.

Per comparar-ho amb el model teòric, utilitzem la funció exponencial $A(t) = A_0 e^{-t/T}$, on t és l'instant de temps i T la semivida del ^{99m}Tc (en minuts).

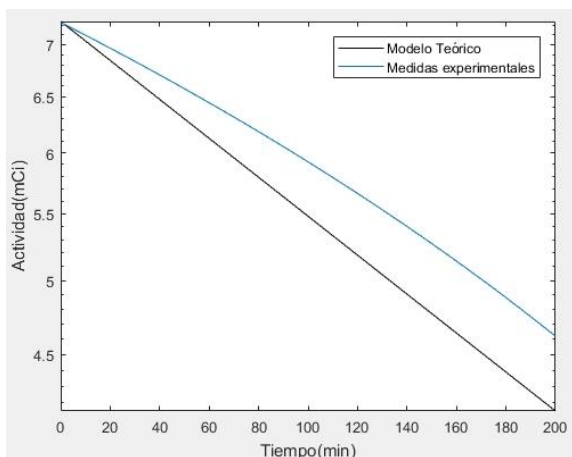


FIG. 5. Comparació entre els resultats obtinguts i el model teòric.

Instant de temps (min)	Diferència relativa (%)
0	0.0005
39	3.0722
80	6.4361

Encara que el resultat no sigui del tot dolent, esperàvem una diferència relativa màxima del 5% en cadascun dels punts obtinguts experimentalment.

IV. ÚS DE L'ACTIVÍMETRE EN MEDICINA NUCLEAR

L'Hospital Universitari Dexeus consta d'un departament de Medicina Nuclear. En aquestes instal·lacions s'està exposat a més radiació que en altres zones del hospital i s'hi poden trobar diferents cartells indicant el risc per radiació en cada zona. És en aquest context on trobem l'activímetre, juntament amb les mostres que estan en recipients adequats, en una habitació separada de la resta per portes revestides amb plom.



FIG. 6. Recipients revestits de plom on guardar les deixalles radioactives.

El departament de medicina nuclear es dedica principalment al diagnòstic per imatge. Amb l'activímetre es mesura l'activitat de les dosis que s'injecten per via intravenosa als pacients. Gràcies aquests radiofàrmacs, es poden obtenir tomografies que entre altres coses, permeten determinar amb precisió l'ubicació d'un tumor.

Per tal de fer les tomografies disposen d'una màquina PET que basa el seu funcionament en la creació d'una imatge 3D mitjançant la detecció de positrons emesos per el pacient. Aquest mètode permet obtenir informació a nivell cel·lular (ja que el radiofàrmac conté glucosa i és absorbit per les cèl·lules).

El principi físic que permet la creació d'aquestes imatges està basat en la aniquilació electró-positró que provoca la creació de dos fotons gamma de 511keV que surten en un angle de 180° (no exactament, degut a que quan interaccionen no estan quietes i el moment s'ha de conservar). El fet de que els fotons surtin a la vegada en direccions oposades permet al detector localitzar la zona on s'ha produït l'aniquilació ja que es pot determinar quins fotons detectats provenen de la mateixa aniquilació. La màquina considera que els fotons provenen de la mateixa aniquilació si la

ACTIVÍMETRE

diferència de temps en la detecció és de 6 a 12 ns. La mida d'aquesta zona ve determinada per la resolució temporal dels detectors i la incertesa de l'angle en que surten els fotons.

Per tal de detectar els fotons la màquina disposa d'una corona circular plena de fotodetectors i és el pacient el que es veu desplaçat mecànicament per tal de poder fer totes les imatges axials que es necessiten. Utilitzant aquest mètode es crea tota una imatge 3D mitjançant procés d'imatge i la unió de totes les imatges axials.



FIG. 7. Màquina PET de l'Hospital Universitari Dexeus

És força comú combinar l'imatge del PET i la del TAC, l'anomenada PET/TAC amb la qual s'obté una imatge de l'activitat metabòlica del pacient (PET), juntament amb un seguit d'imatges anatòmiques obtingudes a partir d'un seguit de plans de raigs X (TAC). La combinació d'ambdues tècniques permet obtenir diagnòstics més precisos.

V. CONCLUSIONS

L'activímetre és un aparell de mesura imprescindible en l'àmbit de la medicina nuclear. El correcte funcionament de l'activímetre és clau per l'èxit en el diagnòstic del pacient, ja que d'ell en depèn la dosi de radiofàrmacs administrada. S'ha constatat que cal fer un procés de cal·libració estricta ja que les mesures poden no concordar amb els valors esperats d'acord amb els models teòrics.

AGRAÏMENTS

Volem agrair als professors de l'assignatura d'Instrumentació i especialment al personal de l'Hospital Universitari Dexeus la possibilitat de visitar les instal·lacions del departament de medicina nuclear i la seva amabilitat alhora de respondre les nostres preguntes.

- [1] <http://www.elsevier.es/es-revista-revista-esp%C3%B1ola-medicina-nuclear-e-imagen-molecular-125-articulo-control-calidad-activimetros-13067833>
- [2] <https://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=pet>
- [3] <https://proteccionradiologica.wordpress.com/2009/12/29/dosis-maxima-permitida-dmp/>

The X-ray free electron laser (XFEL): The European XFEL project

Tomeu Llopis, Alejandro Martínez, Isabel Medrano, Melcior Pijoan, Adam Teixidó
Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya.
Campus Nord, 08034 Barcelona

I. INTRODUCCIÓN

El proyecto XFEL europeo consiste en unas instalaciones subterráneas de 3,4 km de largo con túneles que empiezan en la localidad de Hamburg (Alemania) y donde se producen pulsos de Rayos X extremadamente intensos y cortos, usando la tecnología FEL (Free Electron Laser) que trata con haces de electrones acelerados. Estos pulsos, que son de luz coherente, abren una nueva ventana de observación a escala nanoscópica, permiten resolver estructuras atómicas de virus, usando los Rayos X producidos con longitudes de onda del rango de 0.05 nm a 4.7nm. Su alta resolución temporal también permite seguir procesos ultrarrápidos de transferencia de energía entre moléculas y observar el comportamiento de los electrones en moléculas complejas.

Además, lo que hace único el XFEL europeo entre los otros láseres de Rayos-X del mundo es su capacidad de realizar hasta 27000 pulsos por segundo. Esto es posible gracias a la tecnología superconductor que usa.

II. FUNCIONAMIENTO DE LA TECNOLOGÍA XFEL

El principio físico en el que se basa esta tecnología es que una partícula cargada acelerada emite radiación, si esta aceleración es suficientemente grande, la radiación será en la franja de los rayos X. En general, esta radiación se describe con los potenciales de Liénard-Wiechert que son la generalización de la fórmula de Larmor, usada para velocidades no relativistas. Para poder confinar los electrones en un espacio reducido y poder obtener las aceleraciones necesarias para emitir rayos-X, son necesarias velocidades relativistas. Por lo tanto el primer paso es acelerar los electrones a esta velocidad, para ello se utilizan resonadores de niobio. En estos resonadores mediante microondas se les transmite energía a los electrones, la gran ventaja del niobio es que a temperaturas de -271°C es superconductor, por lo tanto pierde su resistencia eléctrica y prácticamente la totalidad de la energía enviada se invierte en acelerar electrones. El funcionamiento de estas cavidades es el siguiente: mediante el diseño específico de su geometría, al introducir ondas electromagnéticas en su interior, estas interfieren de forma que forman ondas estacionarias. Es decir, aparece un campo que oscila pero su oscilación no se desplaza en el espacio. La frecuencia de oscilación de estas ondas es muy importante ya que determina como se acelerarán y

agruparán los electrones. Un electrón que llegue justo en el momento esperado, detectará un campo nulo y no percibirá ninguna aceleración. En cambio, un electrón que llegue demasiado pronto o demasiado tarde, percibirá una deceleración una aceleración respectivamente. Consiguientemente, los electrones se agrupan espacialmente formando "paquetes" de electrones. Este procedimiento permite obtener un haz de electrones de alta calidad (es decir, alta coherencia espacial), requisito muy importante para la generación de rayos X puesto que pequeñas irregularidades en este haz se irían amplificando a lo largo de todo el proceso.

Cabe decir que, para poder llevar a cabo todo esto, es necesaria la obtención de electrones libres, es decir, no ligados a ningún átomo. Para tal fin, se usa un láser convencional que aplica un campo a un metal que tiene la forma adecuada para emitir electrones.

Una vez los electrones tienen la velocidad deseada llegan al ondulator. Un ondulator consiste en una estructura de dipolos magnéticos con la polarización alternada que hace que una partícula cargada que lo atraviese recorra un pequeño slalom (Figura 1), es decir, oscile en el eje transversal. Esto quiere decir que son acelerados y, por lo tanto, emiten radiación electromagnética. Cabe observar que, al no coincidir en el mismo punto espacial (imposible al ser fermiones), no emiten de forma coherente, requisito fundamental para la luz de un láser. Pero una suficiente longitud del ondulator permite que las ondas generadas interactúen con los electrones agrupándolos aún más en el espacio, de manera que terminan generando ondas extremadamente coherentes en el espacio. Con la velocidad adecuada, además, se puede conseguir que también sea coherente temporalmente. Es decir, los electrones se agrupan en pequeños discos y radian sincronizados espacial y temporalmente, lo cual produce una radiación muy intensa y concentrada en bandas estrechas del espectro. Cabe observar, además, que la presencia de múltiples franjas del ondulator, permite amplificar la onda, obteniendo una gran intensidad. De esta forma, se obtiene un haz de gran calidad en el rango de frecuencias de los rayos-X, lo cual es de gran dificultad y es lo novedoso y prometedor de este proyecto.

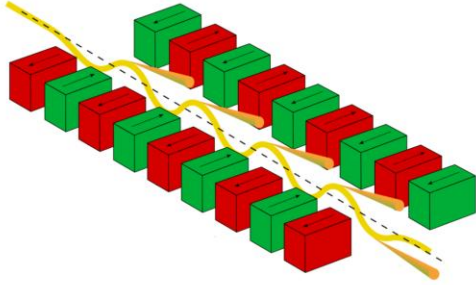


FIG. 1. Esquema del undulador, extraído de [2]

Si queremos darle un punto de vista más riguroso a la modelación del undulador podemos tener en cuenta lo que se denomina su parámetro de fuerza, que es:

$$K = \frac{eB\lambda_u}{2\pi m_e c} = \frac{\lambda_u \gamma}{2\pi \rho}$$

Donde e es la carga del electrón, B el campo magnético, λ_u la distancia entre dipolos consecutivos con la misma orientación (también llamada período espacial), m_e la masa del electrón y c la velocidad de la luz. En función del valor de K el undulador actuará de una forma u otra, para $K < 1$ creará un espectro concreto de bandas estrechas, mientras que para $K > 1$ las oscilaciones producidas crearán un espectro amplio. En este caso necesitamos un valor de $K < 1$. También tenemos en esta situación que la intensidad de la radiación es proporcional al cuadrado del número de períodos del oscilador. La segunda igualdad permite esclarecer la relación de K con el rango de emisión, dado que es el radio de curvatura máximo de los electrones y γ , su factor de Lorentz.

Este parámetro surge en la ecuación de la longitud de onda central:

$$\lambda_r = \frac{\lambda_u}{2\gamma^2} \left(1 + \frac{K^2}{2} \right)$$

Dónde γ es el factor de Lorentz de los electrones, λ_r la longitud de onda del campo magnético oscilante del undulador y K el parámetro de fuerza. La aparición del factor de Lorentz es fácilmente interpretable dado que el electrón percibe el undulador de una longitud menor, debido a la contracción relativista y nosotros percibimos la radiación emitida de una longitud menor debido al efecto Doppler relativista.

III. PROCESO DE CONSTRUCCIÓN

El European XFEL comienza con la concepción de la construcción de unas instalaciones para el estudio de la fotónica en la década de los 90, aunque no es tangible hasta que en 2006 se escriben un informe que contiene los detalles técnicos de las instalaciones que se pretenden construir en Alemania.

Desde enero de 2009, cuando comienza la construcción civil del proyecto, se han realizado Users' Meetings periódicas, en las que se presenta el estado de construcción y las oportunidades de investigación; acuerdos de cooperación con universidades y laboratorios, como la universidad de Hamburgo o el CLPU (Centro de Láseres Pulsados Ultracortos Ultraintensos) de Salamanca; participación en proyectos como CRISP (Cluster of Research Infrastructures for Synergies in Physics), el EIROforum o el consorcio BioStruct-X.

Actualmente, el European XFEL se encuentra en fase operacional, pero ha tenido que pasar distintas fases de construcción desde 2009: en julio de 2010, comienza la construcción del túnel TULA, y en octubre del mismo año, se comienza la excavación del túnel AMELI. En julio de 2011 termina el taladrado del túnel de aceleración, pero habrá que esperar dos años para que termine la construcción de la parte subterránea.

En 2013, comienza la instalación del inyector y en 2015, se instala el primer componente de instrumentación científica (un detector para los experimentos con Femtosecond X-Rays (FXE)). En diciembre de 2015 se aceleran los primeros electrones; en enero de 2017, se consigue guiar los electrones al acelerador lineal de la zona de superconducción a temperatura 2K; en abril, se considera que el acelerador de partículas está operacional; en mayo, se genera el primer láser y en junio se lleva el primer haz de rayos X a la zona de experimentación. Así, un mes más tarde, el XFEL comienza su fase operacional. Hoy, cuenta con la colaboración de 12 países, 27 centros de investigación y participa en varias iniciativas europeas.

Durante estos años, los científicos del European XFEL han participado en varios trabajos de investigación, como el logro de medir rayos-X FEL con precisión menor de 10fs y la medida precisa de los pulsos ultracortos, el diseño de un método self-seeding - implementado después por la LCLS - para obtener mejores imágenes de nano-tamaño, medidas más precisas de la nube electrónica, la reconstrucción tridimensional de un virus a partir de los resultados de aplicarles series de X-rays lasers, etcétera.

IV. VENTAJAS TECNOLOGÍA FEL

Para poder conocer la estructura molecular de los materiales se deben observar mediante rayos X de alta intensidad. La creación de los sincrotrones ha supuesto un gran avance en el campo de las biomoléculas, siendo una herramienta indispensable para los descubrimientos de seis premios Nobels de química.

La tecnología de los Free Electron Lasers, FEL, promete un rendimiento aún mejor que el de los sincrotrones, pudiendo crear pulsos entre 100 y 1000 millones de veces

más intensos que los de los sincrotrones. Los pulsos también tienen una duración muy corta, del orden de femtosegundos, y son muy coherentes. Cuando el XFEL este terminado será uno de los FELs más avanzados del mundo.

V. LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN: INSTRUMENTOS

En el European XFEL hay seis instrumentos distintos, optimizados para distintos propósitos, donde se pueden llevar a cabo la experimentación. Cada uno requiere distintas propiedades de la luz en intensidad y longitud de onda, por esto se encuentran asignados al final de distintas líneas de transmisión de fotones creados por los onduladores. En estos onduladores es donde se produce el proceso SASE (self-amplified spontaneous emission), el explicado anteriormente que genera los Rayos-X de gran calidad. La distribución de los instrumentos se muestra en la siguiente figura:

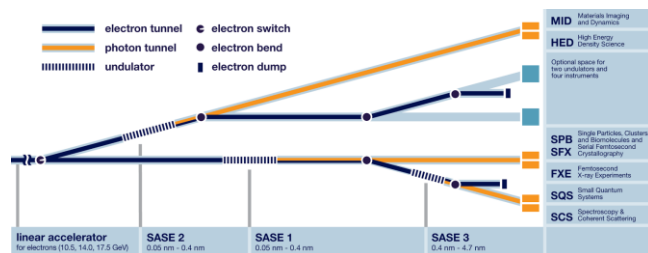


FIG. 2. Diagrama de las instalaciones, extraído de: https://www.xfel.eu/facility/beamlines/index_eng.html

Para entender mejor que son estos instrumentos, todos tienen una estructura básica similar:

1. Espejos y lentes para enfocar y reducir la apertura del flash de Rayos-X.
2. Aparatos de medición de los flash de Rayos-X para que los usuarios puedan monitorizar sus propiedades.
3. Un sistema de láseres ópticos para activar la muestra antes de que sea analizada.
4. Un entorno donde el rayo-X láser encuentra la muestra.
5. Detectores de scattering o espectrómetros para capturar el resultado de la interacción.

Detalladamente, los instrumentos son:

FXE: Femtosecond X-ray Experiments: investigaciones de resolución en tiempo de la dinámica de sólidos, líquidos y gases.

Tiene como objetivo investigar los procesos electrónicos y nucleares en sistemas químicos complejos, durante reacciones desencadenadas por la incidencia de radiación. El interés no está únicamente en entender los procesos intramoleculares, sino también las interacciones con los fotones que llegan. Para ello, se utilizan métodos de espectroscopia y scattering.

HED: High Energy Density Matter: investigación de la materia bajo condiciones extremas usando radiación XFEL, por ejemplo, plasmas densos. La DFG (Fundación Alemana de Investigación Científica) financió parte de esta investigación con el objetivo de inferir características de exoplanetas, basándose en las de los planetas de nuestro sistema.

Cuentan con varias técnicas de rayos X: difracción, scattering de pequeño ángulo, absorción, scattering inelástico... Sus proyectos de investigación incluyen las propiedades de la materia sólida excitada (para entender las dinámicas ultrarrápidas de los láseres ópticos y las transiciones entre fases), su reacción a condiciones de presión y densidad extrema, el comportamiento de sólidos complejos en campos magnéticos (50-60 Tesla) con pulsos de alta frecuencia (220 ns entre pulsos), creación de WDM (Warm Dense Matter, presente en el interior de planetas o durante la implosión en ciertas fusiones) isocórica (generación de plasma uniformemente caliente en los estados previos a la expansión hidrodinámica con el objetivo de descubrir sus propiedades físicas), generación de estados cuánticos...

MID: Materials imaging and dynamics: centran la investigación en la determinación de la estructura de dispositivos nanométricos y estudio de su dinámica. Por ejemplo: dinámica y formación de cristales, dinámica de interferencias y superficies, dinámica en estados de no-equilibrio, scattering coherente y XPCS, SAXS y WAXS, obtención de imágenes biológicas, estudios en correlación cruzada angular...

SCS: Spectroscopy and Coherent Scattering: investigación sobre la estructura electrónica y atómica de las estructuras dinámicas de los nano-sistemas y de sistemas biológicos no reproducibles. Cuenta con aplicaciones en ciencia de materiales, biología celular y estructural, nanomateriales, dinámica de materia condensada...

SPB/SFX: determinación estructural de partículas (clusters atómicos, biomoléculas, virus, células) y cristalografía en femtosegundos, mediante la obtención de imágenes usando difracción coherente ultrarrápida.

Se emplean pulsos de XFEL de alta intensidad, ultrarrápidos y altamente coherentes sobre muestras biológicas de tamaño menor a $1\mu\text{m}$, como cristales de macromoléculas. Se pretende conseguir resolución casi atómica para determinar las estadísticas y dinámicas de las estructuras. La aplicación de esta línea de investigación está orientada a muestras biológicas, aunque las mismas técnicas pueden aplicarse a muestras no biológicas.

Se estudian CDI (coherent diffractive imaging) de muestras biológicas no cristalinas, simulación de principio a fin de la interacción entre XFEL y una única partícula, caracterización de los haces de fotones de XFEL, dinámicas en sistemas biológicos...

SQS: Small Quantum Systems: investigación de átomos, iones, moléculas y clusters en campos intensos y fenómenos no lineales. Las muestras suelen prepararse en forma gaseosa, y son sometidas a haces intensos y aplicando diversas técnicas de espectroscopia. Tiene aplicaciones en física molecular, dinámica química, fenómenos ópticos...

VI. OBJETIVOS DEL XFEL

Salud: Cuando las moléculas de una célula reciben una radiación intensa de rayos X se desintegran, en un proceso que dura unos femtosegundos, gracias a la corta duración de los pulsos del XFEL se puede estudiar las moléculas antes de que se destruya. La corta duración de los pulsos también permitirá un estudio dinámico de los cambios en las moléculas. Esto puede permitir entender mejor procesos celulares que juegan papeles muy importantes, como el plegamiento de proteínas donde un mal plegamiento de proteínas está relacionado con multitud de enfermedades como por ejemplo el Alzheimer.

Además se espera obtener una muy alta resolución gracias a la energía, la corta duración y la coherencia del XFEL. Un acelerador FEL construido en Stanford, el LCLS, recientemente consiguió obtener imágenes de una proteína previamente desconocida con una resolución de 0.21 nm, esta proteína está relacionada con la tripanosomiasis africana y puede dar lugar a grandes avances.

Los aceleradores del tipo FEL también son menos restrictivos con el preproceso de las muestras, acelerando así la investigación y la alta frecuencia del XFEL permitirá hacer muchos más experimentos a la vez porque se reducirá mucho el tiempo de toma de muestras.

Energía: En el XFEL también se quiere estudiar los procesos que se llevan a cabo durante la fotosíntesis. Los procesos para obtener combustibles a partir de agua, dióxido de carbono y luz solar actuales tienen una eficiencia notable pero usan tierras raras o platino, que son muy caros o contaminantes mientras que las plantas en la

fotosíntesis usan un complejo de manganeso y calcio, elementos comunes.

Cuando se quiere estudiar la fotosíntesis sin los FELs se tiene que congelar la muestra a muy bajas temperaturas para evitar los efectos perjudiciales para la muestra de la radiación. En cambio con el uso de los FELs se puede estudiar la secuencia de cambios en las moléculas de la fotosíntesis y se puede inducir el ciclo fotosintético mediante la excitación con láseres, de esta forma se estudiará la fotosíntesis y se buscarán alternativas menos costosas y más viables que los procesos actuales.

Catalizadores: En los aceleradores FELs se puede observar como una reacción química se lleva a cabo, de esta forma se podrá obtener un mejor conocimiento de las reacciones moleculares que se llevan a cabo con los catalizadores. Los mecanismos que se desarrollan durante estas reacciones actualmente se entienden poco, por lo que un mejor conocimiento podría suponer una mejora muy grande en muchos procesos industriales.

Nanomagnetismo y tecnología de la información: Para guardar información actualmente usamos materiales magnéticos, que si se les aplica un cierto campo sus dipolos se orientan hacia un lado 0 o hacia otro 1, de esta forma se consigue escribir bits de información. Recientemente se ha descubierto que la luz polarizada circularmente, que puede estar polarizada a izquierdas o a derechas, también puede escribir bits en los materiales magnéticos pero con una mayor velocidad. En el XFEL se generarán rayos X con una polarización circular para estudiar los procesos de escritura de bits con láseres y se buscarán mecanismos para acercarnos al límite físico de la velocidad de escritura de bits.

VII. CONCLUSIONES

La investigación científica requiere de instrumentos cada vez más potentes para avanzar en su desarrollo en campos que antes le eran difícilmente accesibles por la imposibilidad de hacer mediciones que obtuvieran toda la información que necesitamos. Este es el caso del proyecto XFEL europeo, que nos permite acceder a la pequeña escala de la materia con un detalle mucho mayor que el que teníamos hasta ahora.

- [1] <https://www.xfel.eu>, 12/2017.
- [2] <https://en.wikipedia.org/wiki/Undulator>, 12/2017.
- [3] European XFEL GmbH. Annual reports (2010 to 2016). Extraídos de https://www.xfel.eu/news_and_events/flyers_and_brochures/index_eng.html
- [4] DFG funds investigation of exoplanets at European XFEL, 2 de febrero de 2017. Disponible en

- [5] https://www.xfel.eu/news_and_events/news/index_eng.html?openDirectAnchor=1131&two_columns=0
- [5] European XFEL GmbH. The European X-Ray Free-Electron Laser facility and the challenges of our time. Disponible en https://www.xfel.eu/sites/sites_custom/site_xfel/content/e35178/e56171/e56378/xfel_file56382/Council-Paper_Broschuere_XFEL_14412_lowres_eng.pdf