



Applied Instrumentation

Student works

2018-2019 academic year

Editors: Trinitat Pradell
José E. García
Oscar Casas

ÍNDICE

Prólogo	1
Trabajos	3
<i>T1. How Sensors and Artificial Intelligence Will Change the Agriculture of the Future</i>	3
Ó. Cordero, A. Marcos, V. Peris, V. Picón, O. Ricart	
<i>T2. Determination of the absorbed dose of a RX photon beam under the IAEA protocol</i>	7
M. Calleja, S. Cichy, N. Fernandez, A. Perramon, I. Villanueva	
<i>T3. Utilització d'una Gammacàmera tomogràfica per a l'adquisició d'imatges</i>	11
J. Barrufet, S. Bernal, M. Bernet, P. Jamet, N. Olivares, H. Pascual	
<i>T4. Instrumentació en medicina nuclear: Protocols mèdics i exemple de control de l'activímetre</i>	15
J. Ariño, M. Forsberg, A. Medina, L. Portos, G. Ramírez, E. Soriano	
<i>T5. Tractaments de rehabilitació amb videojocs: una revisió bibliogràfica:</i>	19
P. Batlle, G. Cao, E. Ferrando, M. Florido, J. Llobera, P. Mestres	
<i>T6. Sensores para Robótica: El tacto del futuro</i>	23
J. Bataller, M. Hernández, S. Mas, M. Mercader, A. Mestre, S. Wells	
<i>T7. Sensors pel desenvolupament de videojocs: Aplicacions per la tercera edat</i>	27
D. Feldstein, A. Herrero, V. Marrugat, C. Núñez, E. Planas, M. Rubio	
<i>T8. Visió per computador: Com funciona la visió de les màquines i com ajuda als humans</i>	31
A. Estévez, A. Fernández, P. López, M. Negre, J. M. Panadés, G. Pons	
<i>T9. Sensor use for superior playing experience in Nintendo Switch</i>	35
M. Anglada, P. Blanco, O. Escolano, M. Masanas, J. Vila	
<i>T10. Instrumentació en Radiodiagnòstic</i>	39
O. Vidal, D. Civantos, J. Villalonga, J. Morales, J. Farré	

“Un experimento es una pregunta que la ciencia hace a la naturaleza,
y una medida es el registro de la respuesta de la naturaleza.”

Max Planck (Físico. 1858-1947)

Prólogo

Las técnicas de medida han sido de inmensa importancia desde el comienzo de la civilización, cuando fueron necesarias por primera vez para regular de forma precisa las transferencias en un comercio incipiente, basado en muchas ocasiones en el trueque. La revolución industrial durante el siglo XIX trajo consigo un rápido desarrollo de nuevos instrumentos y técnicas de medición para satisfacer las necesidades de la producción creciente año tras año. Desde entonces, ha habido un gran y rápido crecimiento de las nuevas tecnologías de medida, particularmente evidente durante la última parte del siglo XX, y alentado por los avances en la electrónica en general y en la informática en particular. Hoy en día, 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 importantes, sino también a la creatividad de los ingenieros actuales y futuros.

Este libro recoge los trabajos realizados por los alumnos de Ingeniería Física de la Universitat Politècnica de Catalunya dentro de la asignatura de Instrumentación en el curso académico 2018-2019, y presentan el uso de modernas técnicas instrumentales en muy diferentes ámbitos de aplicación. Van desde la instrumentación hospitalaria, a los videojuegos, pasando por nuevas tecnologías aplicadas al desarrollo de la agricultura de precisión o de los futuros robots. 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 2019

Trinitat Pradell

José E. García

Oscar Casas

Profesores de la asignatura de Instrumentación

How Sensors and Artificial Intelligence Will Change the Agriculture of the Future

Ó. Cordero , A. Marcos, V. Peris, V. Picón, O. Ricart

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

Campus Nord, 08034 Barcelona

e-mail: author@completar.email

Agriculture is a key sector in modern society. Growing population numbers mean there is an ever increasing need to find better, more efficient ways of growing food. This paper reviews different technologies and methods currently used to better the performance of crops, and gives an overview on possibilities for future areas of growth in the field.

Keywords: Big Data, Agriculture, Sensors, pH, Acidity, Optical Sensors, Image Sensing, Apps.

I. INTRODUCTION

Humans live in a world that is constantly changing and growing. One of the many problems humanity is facing and will continue to face as a community is overpopulation. As can be seen, in the figure, different growth scenarios can be contemplated, but the expectancy for 2050 for all of them is nearly 9.7 billion of people, 2.5 billion more than nowadays.

The questions come up naturally. Is humanity going to be capable to produce enough food to feed all these people? Is it going to take too much energy? How can technology have an impact in those areas of our lives?

Throughout history, technology improvements have become into a positive impact in the lives of people. Tractors, watering systems, pesticides... all changed the way humans farmed. But, what comes next? How can the digital revolution impact? How can the so called Big Data world rethink our system? And what is the bridge between the two worlds?

Humans don't need to search for ultimate technology. Our own mobile phone can become a tool at our service.

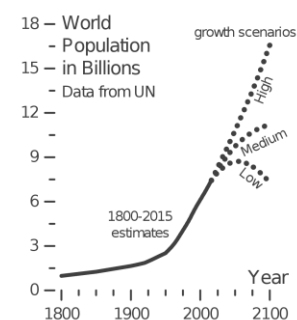


Figure 1: World Population Projection

But it is not the only one. One can find useful applications in different types of sensors that can be implemented in the fields to improve our growing rate.

The aim of this paper is to show a few examples of how this is done. Here are shown some of the ways technology is impacting the world with newer technologies and while trying to shed light over them and how they work.

II. ACIDITY SENSORS

Nowadays, acidity in crops is a problem, this level of acidity has grown up for different factors: loss of arable layer due to erosion, nutrients extraction for intensive crops, sparse using of techniques to diagnose the fertility of floors. So this phenomenon, could reduce plants growth, reduce availability of nutrients like Calcium, Magnesium or Potassium and even favours the solubility of toxic elements for plants like Aluminium or Manganese. A 4.5 pH is considered as a very acid soil, and a 8.5 pH is considered to be an alkaline soil.^[1] There are different types of crops, and even some of them are tolerant to pH variations, like watermelon, potato and oats. But there are some of them that are very sensitive to pH variations like asparagus, lettuce and onion.

The following equation can be introduced:

$$\% \text{Saturation Acidity} = \frac{\text{acidity}(\text{mol/l})}{(\text{acidity} + \text{Ca} + \text{Mg} + \text{K})(\text{mol/l})}$$

from which can be seen that no crop supports more than 60% of this calculus, and that the desirable value for the majority crops oscillates between 10% and 25%.^[2]

Acidity sensors are one type of sensors used nowadays in different fields. The main purpose of them in agriculture could be to detect the pH in different types on soil, and use this results to adjust how much water is necessary to be implemented or knowing which crop is better as a function of acidity of the soil. All this information gives the producter the ability to take corrective actions if it's necessary, in sowing or even in monitoring cultives development.

It seems to be difficult to measure soil acidity due to soil is an heterogeneous solid mixture that can retain ions with high spatial variation, there are some methods that allows us to do this measurement. With using devices like *spear shaped glass*, which allows us to pierce in soil surfaces or

extracting soil chemistry into a water solution, and mixed them in a 1:1 ratio, so a standard pH electrode can later be used to do the measurement.

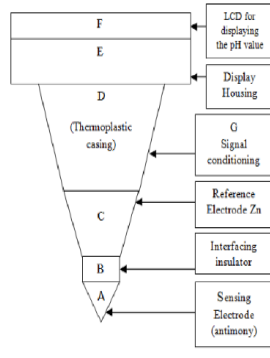


Figure 2: Developed pH sensor

The development of pH sensor with nano-particles of antimony and zinc like the figure shown below, where using nano-particles in the formation of reference electrode will increase the sensing efficiency of the sensor.

III. SOIL MOISTURE SENSORS

Optimizing soil moisture regulation may be one of the main points of agriculture automation in the future, since water is a valuable resource which becomes scarcer as earth population grows. The main idea would be to periodically measure the amount of water per unit volume that is stored in the soil, both on the surface and at different depths, paying extra attention to that second one as most experts coincide in the statement that plants have their growth affected by the moisture of the deep levels of earth, which has physical sense since the water on the surface is the first one to get evaporated but the other one is preserved more time. [3]

Then, having moisture sensors provides us with a useful tool to decide if it is the moment to water our fields or not. Nevertheless, these sensors provide us with an information that is useful but incomplete, since there are optimal moments to water, and they depend on the plant and the season (watering a cactus every day at 1 p.m. in august may not be the most efficient way to proceed).

Since measures' accuracy may be affected by other factors such as temperature or soil type, it may be useful to add additional sensors and calibrate the existing ones to avoid these possible errors. By knowing the temperature, the possible error on the measure of soil moisture can be established and one can extract an interval of possible values for the real magnitude. In a different way, as one can expect the soil type to be approximately the same all over the field, periodic calibrations of our moisture sensors may be enough to avoid possible errors.

There are different types of soil moisture sensors:

The first technique one can use is to measure the soil moisture is sending neutrons through the ground. As the water is a neutron moderator, which means it is a media

that is propense to reduce the speed of fast-traveling neutrons, one can obtain a measure of the volumetric density of water in the soil by measuring the amount of speed lost by the transmitted neutrons, which means a source and a neutron detector are used.

In a similar way, if an electron source and a receiver are used (an anode and a cathode) one can measure the amount of electrons sent when a concrete voltage is applied. That is that same as saying one measure the resistance of the ground and then extract the relation of water volume stored inside the soil.

In a different way, once one has entered in measuring the moisture by the electric properties of the ground, ones must state that by observing operating frequency of an oscillating circuit which is embed in the soil one can extract its dielectric constant, which will depend on the fraction of the free space of the ground is filled with water, giving us an indirect measure of the moisture.

As measuring the soil's dielectric constant is a good way to perform an analysis of the moisture, there exist other sensors based on the same principle. If the transmission speed of an impulse sent through a transmission line is measured, which is buried in the ground, one can obtain this dielectric constant.

The last sensor introduced here is the only one that is a producer of electricity, which is a uncommon family of sensors that include thermoelectric and piezoelectric among others. It consists in introducing an anode and a cathode in the ground without applying any external voltage. As the water can act as an electrolyte, if the materials are correctly chosen, one will observe a natural voltage appearing between the two pieces which magnitude will depend, one more time, on the moisture.

Once all the principal sensors have been presented^[4] the only remaining thing that has to be mentioned is that all of them depend on magnitudes that are affected by the soil moisture as well as by the soil composition and the temperature, so it would be a good decision to install the sensors in fix points and not moving them in order to reduce the fluctuations in the measures due to soil composition. It would be also recommendable to measure the temperature, despite it wouldn't be expected to have a strong impact in the measurements coming from that side and one does not need to have strongly accurate measures.

To end with, it is recommendable to calibrate the sensors periodically and revise their state, since some of them are expected to have a strong wastage due to the principle they are based in, such as the one that founds as a galvanic cell, and due to the exposition to the weather and soil's acidity.

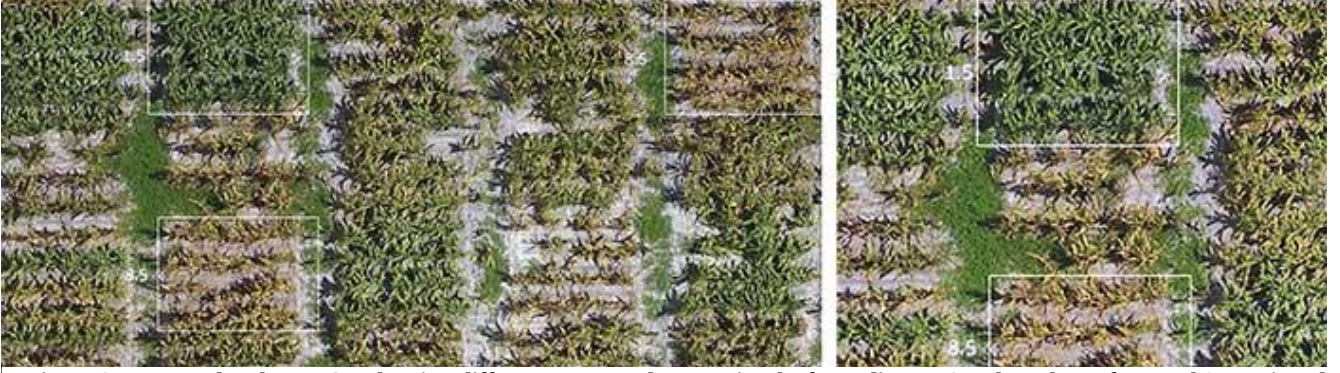


Figure 3: Image taken by a UAV showing different crops and measuring leaf rust disease. See the values of 1.5 and 8.5 assigned to the two distinct groups of crops (10 means a dead plant).

IV. IMAGE SENSING

Given the current levels of precision in modern-day imagery, it should come as no surprise that photonics has become one of the mainstream ways of controlling and measuring the quality of crops. The heterogeneity of fields in which crops are planted leads to different growths and yields for a given crop in the same field. The inability to properly homogenize and manage such large-scale crops inevitably leads to the need for a high-precision, large scale measuring system which will, at least, allow for proper monitoring of those crops.^[5]

One of the most common plant nutrients is Nitrogen, which is artificially included in fertilizers to help crop developments. Healthier plants, those that have absorbed more Nitrogen, exhibit greener colors than unhealthy plants. How “green” a plant is, and therefore how healthy, can be measured using **Proximal Crop Reflectance Sensors**.^[5] These make use of the plants’ interactions with electromagnetic radiation: healthier plants tend to absorb more of the red and blue lights of the visible spectrum (they look greener) and reflect very effectively those in the Near Infrared (NIR).^{[5][6][8]} Also, shrubs and soil reflect different wavelengths in the electromagnetic spectrum from plants. The PCR Sensors are therefore used to measure how much light is absorbed and reflected by plants, thus giving information on the plants’ health through the Normalized Difference Vegetation Index (NDVI) defined as:

$$NDVI = (IR - Red) / (IR + Red)$$

where IR and Red are measures of the reflected light amongst the near infrared and visible red wavelengths.^[6] The NDVI can take values in the interval [-1,1], with higher values indicating a healthier plant.^[6]

Another method to quickly scan a farmer’s field and obtain information from the crops is to use UAVs, Unmanned Aerial Vehicles, fitted with cameras and sensors.^[5] These vehicles can be used to check overall

health of a field, detect specific diseases^[7], and even pinpoint which specific plants in a crop field have been affected by a specific disease. Some practical problems still facing these UAVs is the complexity of their usage or pixel smear, the loss of picture quality when a picture is zoomed into, which might worsen measurements and worsen the effectiveness of the decisions taken thereafter.^[5]

These two are just some of the methods used to check the quality of crops based on imagery and photosensors. While they are far from perfect and offer only a gross overview of a crop’s condition, they are a steady first step towards a wider usage of precise measurement systems to control crops, and thus better the efficiency with which they are grown. In the near future, these systems, which happen to be non-destructive on the crops^[5], should help develop a more sustainable, higher yielding way of farming.

V. MOBILE APPS

The use of high technology devices and specialized sensors may be expensive and not affordable for farmers with more limited resources. However, some of the tasks that the dedicated devices perform can be replicated on smartphones with built-in sensors. Nowadays smartphones come embedded with many sensors, such as accelerometers, gyroscopes, camera, microphone, light sensors, GPS, magnetometers, and more.

As smartphone cameras become better and reach higher resolutions, smartphones are being used in place of classic photography instruments, and its applications are direct. An example is the mobile application “BaiKhao” developed by the researchers Yuttana Intaravannea and Sarun Sumriddetchkajorn from Photonics Technology Laboratory in Thailand. As said above in Section IV, Nitrogen is a main nutrient for plants, and is included in fertilizer. This app help rice farmers decide how much of a Nitrogen based fertilizer should be applied to the rice fields. As depicted below, using a photograph taken with the mobile, the app uses image processing tools embedded in the software of the application to classify the leaf based on color levels

and estimate the fertilizer amount suggested by professionals.^[9]

Other application of another kind of sensors are in the measurement of the leaf angle distribution (LAD) in crops, using the accelerometers and magnetometers that come in most devices.^[10] Depending on the orientation and inclination of leaves, the amount of sunlight absorbed and reflected will change and thus have an impact on the growth of vegetation. The mean LAD level may be taken into account to estimate the appropriate density of vegetation planted.^[11]

However, not only smartphones are used to gather environmental data by using sensors, but also as a powerful tool for communications and data processing applications. That is, smartphones can help in other activities than farming activities; they can be used to improve the way farms are managed, and even make them more autonomous.



Figure 4: Screenshots taken of the “BaiKhao” app. The application controls the camera of the mobile device to take a picture of a rice leaf in a white reference paper (left), and then internally processes it to determine the color levels of the leaf and then estimate the amount of nitrogen fertilizer recommended (right).

VI. CONCLUSIONS

In this work, it has been shown how technology can influence the agricultural sector, which can be one of the main points in future years.

Through different technologies and techniques, humans can improve the growth ratio, help advising rice farmers on the quantity of fertilizer that should be applied... This can have a huge impact on a growing world, where optimization may be crucial for our all of the population.

Sensors are also cheaper than before, available for everyone. This increase in the variety of sensors has given scientists a way to obtain more information, which drives to better statistic analysis. This is important to work on how humanity can solve possible issues and to perform season predictions.

Being also critical about this, humans must be aware of the hunger and overpopulation problems humanity currently has in the world. Humans must be aware that not everybody has food to feed their family and that the distribution is not equal. Some countries have overweight problems while others are starving to death. And that is not on technology.

One must appeal to human consciousness to solve this kind of problems and compromise themselves to do their part, becoming part of the solution, as they expect others to also recognize these problems and sum up.

-
- [1] [OMEGA](#): A Spectris Company
 - [2] S. KUMAR, R. THAKUR, B. SHYAM BANSOD. Soil pH Sensing Techniques and Technologies- [A Review](#)
 - [3] [EDAPHIC](#): Soil Water Compendium
 - [4] B. MECHAM. A practical [guide](#) to using moisture sensors to control landscape irrigation.
 - [5] [PHOTONICS MEDIA](#): Optical Sensors Advancing Precision in Agricultural Production
 - [6] WHELAN, B. Proximal Crop Reflectance Sensors: A [Guide](#) to their Capabilities and Usages. Precision Agriculture Laboratory, University of Sydney.
 - [7] Texas A&M [University](#). Agrilife Extension
 - [8] *Measuring Vegetation (NDVI & EVI)*. [NASA's Earth Observatory](#).
 - [9] YUTTANA, I. & SARUN, S. (2002). BaiKhao (Rice Leaf) App: A Mobile Device-based Application in Analyzing the Color Level of the Rice Leaf for Nitrogen Estimation. Photonics Technology Laboratory, National Electronics and Computer Technology Center.

[10] [FANG](#), F. (2015). The retrieval of leaf inclination angle and leaf area index in maize. Lund University.

[11] MARK, J. & [ADELYN](#), U. Corn leaf angle response to plant density.

Determination of the absorbed dose of a RX photon beam under the IAEA protocol.

Monica Calleja, Simon Cichy, Naiara Fernandez, Aida Perramon and Inma Villanueva
Instrumentation Degree in Engineering Physics. Universitat Politècnica de Catalunya
North Campus, 08034 Barcelona

(Dated: January 11, 2019)

One of the uses of radiation is for oncological treatments. A radiation beam of photons and high energy electrons is used. It is necessary to determine the distribution of the absorbed dose in a patient and the total absorbed dose administered. The reference pattern of absorbed dose is determined with a tank of water under certain geometric conditions, since the density of water is similar to human tissues. An appropriate instrumentation will be used for this purpose, which must have its corresponding calibration certificates.

I. PHYSICAL PRINCIPLES

To understand how a beam of photons is generated it is necessary to know some physical aspects, the most important of which is how to accelerate electrons to achieve such a big energy.

One way to accelerate electrons consists in heating the material to pull the electrons off the filament and then accelerate them thanks to the potential difference between the filament and tungsten anode. This method is used in radiodiagnosis, but in the case of treatment through radiation more energy is needed than what can be achieved with this method ($E_{Max} = 150keV$). The maximum energy achieved is due to the difference of potential the electron feels, the greatest limitation of this mechanism is that by increasing the voltage up to some mega-electronvolts, an electrical discharge occurs. This method is very useful to create images of the human body because it has a good contrast of the different kind of cells, but one can not use it very often since most of the radiation is absorbed by the superficial layers (mainly by the skin).

The process to create a high energy beam is similar, but there are different methods to obtain the free electrons, using a magnetron or a claustron, after which they are accelerated through a waveguide. The electrons are carried by the waves that have high velocities, so they gain speed. Finally, highly energetic electrons are obtained due to their kinetic energy. The high energy is needed to reach deep layers of the human body, as the goal is to reach any part of the body where there is a tumour.

Depending on the treatment, photons or electrons are used. First of all, an electromagnet is used to turn the beam of electrons down, this is because of the disposition of the instrument and the patient. If a beam of electrons is used, a sheet of metal is needed to disperse the beam of electrons. When a beam of photons is required there is a transformation of electrons to photons using a heavy metal. At this heavy metal the electrons have many interactions that did not happen before, since the vacuum is made in the tub. The interactions produce braking radiation, namely, the electrons lose energy while they penetrate the metal. The electron is slowed down, and part of its kinetic energy is transformed in electromagnetic radiation (in the X-ray domain). One obtains a spectrum that has a maximum at the same energy than the one carried by the electrons.

That information helps to know the maximum dosis administered. Then a conical filter is used to have a beam with homogeneous intensity.

The obtained X-rays then arrives to the surface of the target material. The photons can ionize the atoms, and generate electrons. The high energy of the radiation allows it to go through a certain depth before interacting, and therefore electrons are freed at different depths. These electrons have enough energy to ionize other electrons by collision, after each collision the electrons lose kinetic energy until they do not have enough energy to ionize the medium. The sum of all these effects results at some point in an electronic balance, when the number of electrons that arrive is equal to the number that leave. This point until the X-rays can penetrate in the material should be a maximum in the dose.

II. RISKS, LIMITS AND LEGISLATION

Before carrying out any measurement, it is necessary to know the radioactive properties of the installation, the risk involved in working with it and the safety measures that must be taken. Likewise, establishing the maximum dose that the electron or photon beam used for radiotherapy can generate and being able to know all its parameters in order to adapt the treatment to each patient is vital.

The Spanish national security council (CSN) states that: "*Radioactive facilities are understood to be those of any kind that contain a source of ionizing radiation, devices producing ionizing radiation that operate at a potential difference greater than 5 kilovolts or premises, laboratories, factories and facilities where they are produced, used, possessed, treated, or which handle or store radioactive materials, except incidental storage during transportation.*" Furthermore, it categorizes the facilities, differentiating them into three: first, second and third category.

The machine Varian Clinac 23EX linear accelerator, is considered a second category radioactive facility. It is so because second category radioactive facilities are those that, according to the CSN: "*handle or store radioactive nuclides that can be used for scientific, medical, agricultural, commercial purposes or industrial, whose total activity is equal to or greater than 1000 times that of exemption that is established in the*

regulation on nuclear and radioactive facilities and in the IS-05 of the CSN; use X-ray equipment that can work with a peak voltage greater than 200 kV and/or are particle accelerators and facilities where neutron sources are stored” and medical radioactive facilities fit that description. [1]

So that the installation can operate safely, the machine must be in an isolated room, for the radiation to be contained there. In the Teknon medical center the measures taken for this purpose are, for example, the use of walls made of concrete, with an extra barite concrete layer in places where there could be direct incidence of radiation because its high density is a good barrier against radiation. Also, the room is structured so that the area where the radiation is produced is separated, by a wall, of a corridor with a ramp leading to the door, which, in turn, is made of lead to stop photons and hydrogen to stop neutrons if necessary, and has an electronic security system to determine whether it is safe or not to open it. The purpose of the ramp is to hinder the radiation to reach the door. Furthermore, under the primary beam of radiation there is also barite concrete, to ensure the total isolation of the room. Even so, when working with radiation, safety should not be limited to containing the radiation inside the room, but also the patient's safety has to be ensured. That is why the IAEA (International Atomic Energy Agency) established a technical report that includes the protocol for the determination of the absorbed dose in radiotherapy with external beams, in which it is written how to determine the maximum dose that can generate a beam of high energy electrons.

A beam of ^{60}Co , historically used to produce ionizing radiation, is used as a reference to calibrate the absorbed dose to water in high-energy photons and electrons using an ionization chamber or a dosimeter. The procedure has been included in the IAEA Code of Practice for flat-panel ionization chambers. The absorbed dose to water, at the reference depth z_{ref} in water, for a Q_0 quality reference beam of quality Q and in the absence of the chamber, is given by:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0}$$

where M_Q is the reading of the dosimeter corrected by the magnitudes of influence (temperature and pressure, electrometer calibration, effect of polarity and ion recombination), N_{D,w,Q_0} is the calibration factor of the dosimeter in terms of absorbed dose to water in the reference quality Q_0 ; and k_{Q,Q_0} is the specific factor of the camera that corrects the differences between Q_0 and the quality of the user's beam Q . Also, the reference depth can be determined by:

$$z_{ref} = 0.6R_{50} - 0.1 \text{ g/cm}^2$$

with R_{50} , the depth of hemiabsorption, in g/cm^2 (taking into consideration that it is subject to the restriction that the field size should not be less than 10 cm x 10 cm on the surface of the mannequin).

The values of R_{50} and k_{Q,Q_0} can be found in the references. [2]

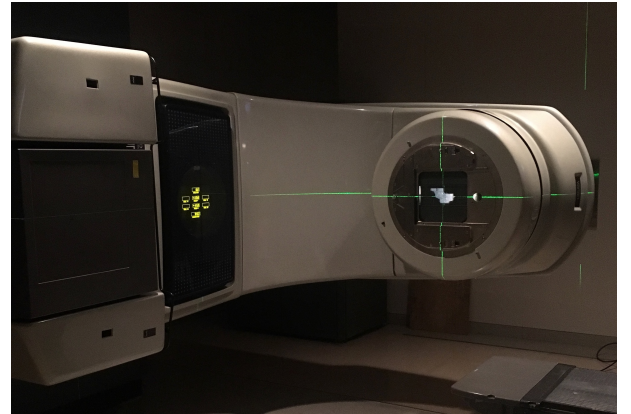
As the last safety measure, at the exit of the instrument there are four sheets that delimit the field in a squared shape. Moreover, there is a mechanism of many sheets that can be adapted

to modify the shape of the field to the shape of the tumour in any angle. This is very important to protect some parts of the body from the radiation by using different angles for the same treatment and by adapting the field to the exact shape of the tumour without margins. This allows the doctors to have a personal treatment and adjust the doses to each case, which is very important because if the doses were smaller there would be no result and if the doses were greater healthy organs could be affected. Another important fact to bare in mind is the capacity of the healthy cells to regenerate themselves so the different sessions of radiotherapy are separated in time to let them do it. Thus, we allow the healthy cells to have time to regenerate and kill the carcinogenic ones.

III. CALIBRATION AND OPERATION

An ionization chamber is an ionization detector that has an enclosure filled with a gas at a convenient pressure in which two collecting electrodes are arranged (anode and cathode). The applied polarization voltage between them is often about 100 - 500 V, which produces a sufficient electric field so that the collection of all the charge generated by the incident radiation is possible. [3]

Depending on the shape of the electrodes, they can be classified in plane (plane-parallel electrodes) or cylindrical (cylindrical electrodes). The latter ones are formed by a hollow cylindrical cathode and a central wire anode, and parallel-plate chambers are shaped like a small disc, with circular collecting electrodes separated by a small gap. The outer walls of the chamber are not too thick, so it can be traversed by radiation.



Also, they can be classified by their way of operating: current chambers and pulse chambers. Current chambers detect the average effect produced by the radiation as a whole when interacting with the gas that serves as a detector. This effect originates an electric current that will be related to the appropriate dosimetric magnitude but, since this current is very small, it is amplified using an electronic circuit powered by the camera's own batteries so it can be measured by an ordinary instrument. In pulse chambers, each event produced by the radiation is measured individually, so the height of the

pulses provides information about the energy of incident radiation. [4]

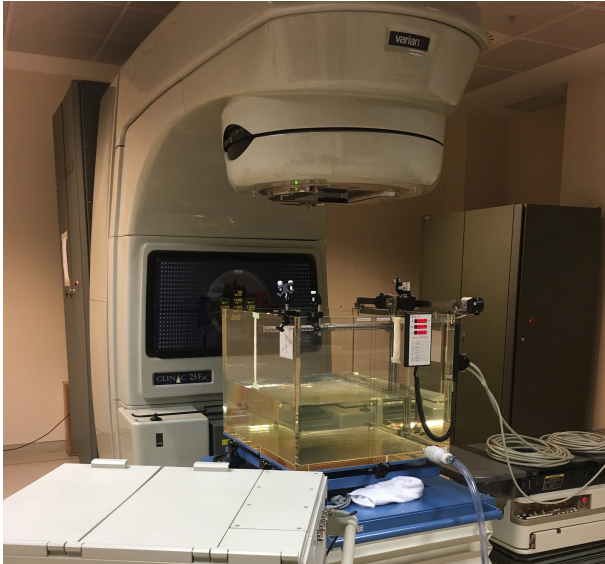
There are two reasons why the process of calibration is needed: one is to provide data to the planning system, so it can set its parameters, and the other one is to do a quality control checking that the data entered remain constant over time.

For the calibration of radiotherapy electron beams with mean energy greater than 10 MeV a cylindrical ionization chamber can be used. The volume of the chamber cavity has to be between 0.1 and 1 cm^3 approximately, with internal diameter smaller than 7 mm and internal length smaller than 25 mm, so it is sufficiently sensitive and able to measure the dose at a point. The chamber has to be aligned so that the fluence of radiation is uniform in the cross section of the cavity. Therefore, the length of the chamber cavity imposes a lower limit for the size of the field in which measurements will be made.

To start the calibration of the chamber, a tank is filled with water, since the density of water is similar to human tissues. The water should be deionized, but distilled water with anti-algae, so that it lasts longer in good condition, can also be used. The tank has to be leveled so that it is perpendicular to beam.

Then, a solid-state detector is placed inside the tank and moved by remote control, so the dose pattern appears on the computer.

If the detector is moved from top to bottom, waves are produced on the surface of the water and it causes error in the measurement, so it is better to start the measurements from below. Also, the noise can be removed placing a reference detector out of the tank always in the same position.



To start the calibration, the chamber is set to:

- Rectangular open field of 10x10cm
- Distance from the focus on the surface of 100cm
- The accelerator angle is 0 degrees from the vertical direction

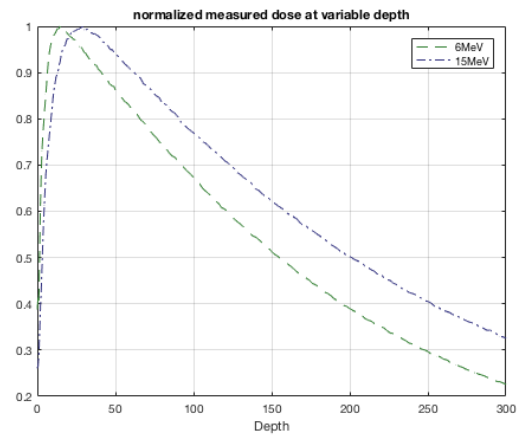
- Selection of steps:

- Center every 4 mm
- Zone penumbra every 2 mm
- Others every 4 mm

With more steps the accuracy increases but it takes more time.

IV. MEASURES AND RESULTS

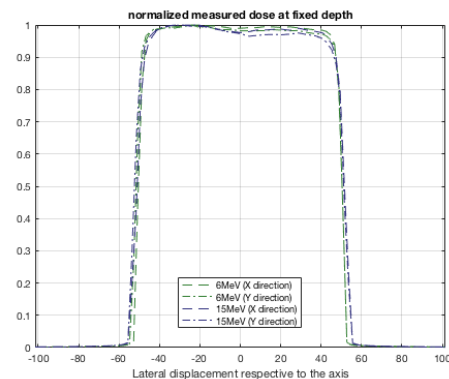
The experimental measurements make it possible to check the correct calibration. Therefore, different measurements shall be made: absorbed dose along the emission axis at different depths, and absorbed dose at one fixed depth in both horizontal directions, both with energies of 6 MeV and 15 MeV.



Following a straight line starting at 30 cm of the surface and slowly going up, one may observe a peak a few millimeters below the surface.

The peak of the high energy radiation (plotted in purple) observed around 30 mm is deeper under the surface than the low energy one (green)

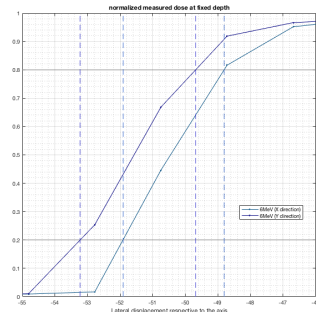
, which is found around 15 mm. Generally the proportion of dose at deeper points is higher using 15 MeV. This justifies the use of higher energy radiation to treat deep zones, as a lower proportion of it will affect the superficial tissues. This allows to maximize the effect at the wished depth. One will then have to take it into account and reduce the irradiation time to avoid damaging the neighbour tissues.



The second set of measurements is the examination of the radiation of a 10x10 cm field at the depth of the peak. The limit between the radiated zone and where it is almost zero is not an ideal vertical line: there is some shadow. It is defined as the distance between the 20% point and the 80% intensity points, as showed on the figure below. The obtained values vary between 3,04 and 3,55 mm for a 6 MeV source and between 4,26 and 4,88 mm if using the 15 MeV source. This will naturally have to be taken into account when setting up the device for treatment.

The following table shows all the values (in mm) of lateral widening of the rectangular radiation front:

	6 MeV	15 MeV
Dir. +	3,24	4,58
X -	3,1	4,88
Dir. +	3,04	4,64
Y -	3,55	4,26



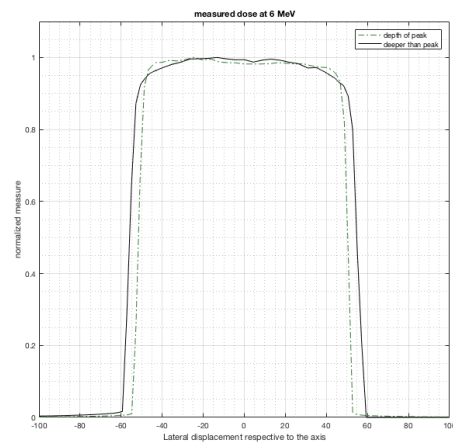
Another aspect to take into account is the actual depth of measurement, and the corresponding size of the field. The settings of a 10x10 field correspond to the size at 100 mm of the virtual focus: that is the level of the water surface. As the horizontal measurements are done at the depth of the peak, the theoretical sizes of the fields are:

- 10,3x10,3 cm using 15 MeV
- 10,15x10,15 cm using 6 MeV

Measuring these at the 50% intensity point, the actual results are:

- 10,355x10,258 cm using 15 MeV
- 10,083x10,195 cm using 6 MeV

There is also a clear valley at the center of the radiated zone. This is purposely generated to compensate the deformation and rounding of the edge as the radiation penetrates tissues, or in this case water.



V. CONCLUSIONS

One may retain the complexity of trying to obtain exactness in the process of treating a person with radiation. There must be verifications in the creation of the radiation and its energy, in the path and geometry of its propagation, and in the way it interacts with water or tissues.

For this measurement it is seen that an appropriate instrumentation is needed, which must have its corresponding calibration certificates. However, in most clinical situations, the measurement conditions do not correspond to the reference conditions used in the calibration laboratory of the measuring instrument, on which one must refer the measure made. This can affect the response of the dosimeter, that is why it is necessary to differentiate between the reference conditions used in the calibration laboratory and the measurement conditions in the user's installation. This should be done in order to determine how the pattern of absorbed dose is measured.

VI. ACKNOWLEDGEMENTS

We would like to express our sincere gratitude to our supervisors Toni Castel and Lluís Escudé for providing us their time, knowledge and dedication throughout the visit to *Instituto Oncológico Teknon, Centro Médico Teknon*.

It was a pleasure for us to visit you and to see how you work with physics for the betterment of other people's health.

[1] <https://www.csn.es/documents/10182/928567/Instalaciones+radiactivas+%28Monograf%C3%ADa%29>
[2] https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/TRS_398s_Web.pdf
[3] <https://www.ornl.gov/ptp/collection/ionchamber/>

introionizationchamberr.htm
[4] http://csn.ciemat.es/MDCSN/recursos/ficheros_md/537701088_2411200913237.pdf

Utilització d'una Gammacàmara tomogràfica per a l'adquisició d'imatges

Júlia Barrufet, Sergi Bernal, Marc Bernet, Paul Jamet, Núria Olivares, Héctor Pascual
*Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya.
 Campus Nord, 08034 Barcelona*

La gammacàmara tomogràfica es un dispositiu d'obtenció d'imatges a partir de detecció de radiació gamma, utilitzat comunment en medicina nuclear. L'objectiu de la gammacàmara és l'estudi morfològic i funcional d'òrgans o teixits del pacient. En aquest document es presentaran els dos instruments de la unitat de Medicina Nuclear del centre mèdic Quirósalud Dexeus: la gammacàmara infinita de doble capçal i el PET-TAC.

Paraules clau: Gammacamara, Radiació, Tomografia

I. INTRODUCCIÓ

L'estudi tomogràfic en medicina nuclear consisteix en l'obtenció d'informació sobre l'estat intern del pacient. Per tal de disposar d'aquesta informació es fa ús de l'emissió i la detecció de partícules.

L'instrument PET-TAC es pot definir com un equip mèdic radiològic híbrid de la combinació de dos mètodes d'obtenció d'imatges: PET ("Tomografia per Emissió de Positrons") i TAC ("Tomografia Axial Computeritzada").

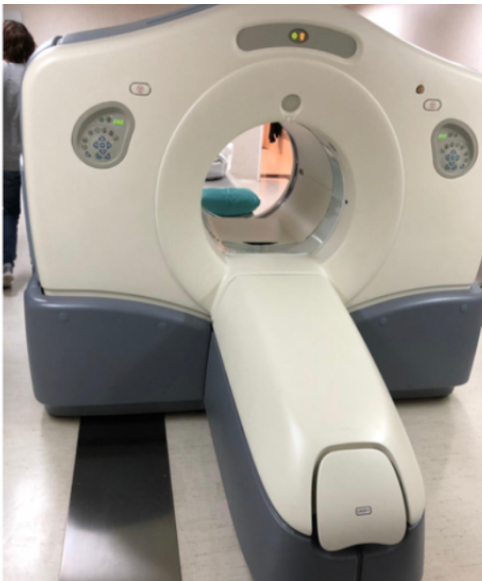


FIG. 1. Equip PET-TAC de l'Hospital Universitari Quirón Dexeus.

Consisteix en el gir d'un tub amb un sistema de detecció solidari amb aquest gir, per tal de captar la senyal que ha atravesat el cos a estudiar. El procés per crear el senyal comença per la injecció d'una substància que creï l'emissió de positrons, és a dir un isòtop radioactiu (*generalment Fluor 18*), el qual tendirà a adherir-se a les zones de metabolització d'un cert component, normalment glucosa. En el procés de desintegració de l'isòtop es produirà l'emissió de positrons, que fa que els positrons acumulats a

les zones d'interès s'aniquilin, produint així una radiació de dos fotons gamma en direccions oposades i amb una energia conjunta de $E_{\gamma} = 511 \text{ keV}$.

Amb el procés de detecció es triangula la posició des d'on s'han emès els fotons. Han de ser considerats tres fenòmens: Compton, Fotoelèctric i Pair Creation; donat l'energia que sabem que tindran els fotons l'efecte més probable és la dispersió del fotó. Per evitar fer una mala mesura a l'hora de triangular la posició es requereixen dues finestres: la primera controlarà el temps, és a dir, es suposa un temps màxim desde l'arribada del primer fotó fins l'arribada del segon, la segona finestra actuarà respecte l'energia, amb una diferència màxima entre l'energia dels fotons, donat que en el cas que es produeixi scattering en un fotó, perdrà energia i es trobarà fora d'aquesta finestra.

La gammacàmara tomogràfica és un instrument de diagnòstic el qual permet l'obtenció d'imatges bidimensionals que representen la projecció d'un traçador emissor de radiació gamma (administrat al pacient), comunament es fa ús del Tecneci 99m, el qual té un període de semidesintegració que ens permet el seu ús eficaç. L'instrument es basa en un fotodetector en forma de làmina extensa que a més de detectar la radiació gamma, proporciona informació sobre la posició en la làmina en què s'ha produït la interacció del fotó, sobre la energia cedida pel fotó en la interacció i sobre la direcció de procedència del mateix, podent així fer una localització exacta de la radiació emesa. Per tal d'evitar contaminar el comptatge del detector amb fotons que no interessin per al traçat, avantposant-se al detector es col·loca un col·limador, el qual ens assegura l'arribada al detector només dels fotons que hi incideixen amb una certa direcció. Hi ha una relació directa entre intensitat del senyal, resolució i amplada dels orificis del col·limador: al ser més amples millorarà la resolució però a la vegada disminuirà la intensitat del senyal i viceversa.

En aquest s'observa que el sistema de detecció utilitzat depèn exclusivament dels fotons simples que emet l'emissor

i de com incideixen els colimadors, fet que no es dona amb l'instrument PET-TAC.

Cal destacar la important distinció entre gammacàmera tomogràfica i planar, ja que en aquest cas es tractarà amb una de tomogràfica. Una gammacàmera planar pren una imatge bidimensional única. En canvi, una gammacàmera tomogràfica, segueix el procés de "step and shoot": els dos capçals es mouen i van prenent imatges del pacient amb una resolució estàndard de 3 graus, cosa que permet mitjançant el processat d'imatge, obtenir imatges tridimensionals i millorar el diagnòstic. Els capçals disposen de sensors per a ajustar-se al pacient sense que aquest arribi a tocar-los i posar en risc la prova.



FIG. 2. Equip Gammacàmera tomogràfica de l'Hospital Universitari Quirón Dexeus.

II. SEGURETAT I REGULACIONS

Les instal·lacions on es realitzen experiments amb gammacàmeres són considerades zones radioactives de segona categoria, ja que són utilitzades per la manipulació de nucleïds radioactius amb finalitats científiques i mèdiques. Aquesta classificació ve donada pel "Reglamento sobre instalaciones nucleares y radiactivas", aprovat pel Reial Decret 1836/1999, que defineix una sèrie de normes d'ús del material i de comportament al laboratori o espai de treball, i obliga a indicar el nivell de risc i exposició en els espais considerats radioactius. [1]

En el cas de la sala on es realitzen els experiments amb gammacàmera, anomenada gammateca, es senyalitzarà a l'entrada amb un cartell verd (zona controlada) amb el símbol corresponent a les zones amb risc de contaminació i irradiació. La sala on es troba el PET-TAC, en canvi, és senyalitzada amb un cartell groc amb el mateix símbol, que indica que es tracta d'una zona de permanència limitada, que es controlada degut a que existeix la possibilitat rebre dosis efectives de radiació superiors a 6 mSv/any. [2] A més

tota l'àrea on es troben els laboratoris utilitzats per la manipulació d'aquest tipus de material i aparells es troba senyalitzada amb un cartell igual que els anteriors però de color gris, que indica que es tracta d'una zona vigilada on la quantitat de radiació rebuda pot ser superior a 1 mSv/any.

Aquestes limitacions venen definides pel risc potencial que hi pot haver en cadascuna de les instal·lacions, però en cap dels dos espais hi ha risc si no hi ha fonts de radiació. Només hi haurà fonts reals si dins de la sala hi ha pacients als quals s'hagin introduït nucleïds radioactius, fet que els converteix en fonts de radiació.

III. CONTROL DE QUALITAT DELS EQUIPS DE IMATGE

Els controls de qualitat representen una part fonamental i un requisit essencial en la pràctica de la Medicina Nuclear. Aquests són vitals per a l'anticipació de problemes per tal d'evitar qualsevol tipus d'error en el diagnòstic. Els controls que s'exposaran més endavant són exigits en el annex del Real Decreto 1841/1997, procediments basats en el "Protocolo Nacional de Control de Calidad de Instrumentación de Medicina Nuclear" de 1999.

Els diferents protocols de control de qualitat de gammacàmeres tomogràfiques i planars respectius presenten diferents tipus de tests. Les gammacàmeres planars són periòdicament testades per tal que compleixin els requisits de: uniformitat intrínseca i extrínseca, sensibilitat extrínseca, resolució espacial extrínseca, resolució temporal, resolució energètica i tamany de píxel. En aquest cas, al tractar amb una gammacàmera tomogràfica, els tests realitzats són els següents:

1. Uniformitat tomogràfica: La prova de la uniformitat tomogràfica consisteix a obtenir les imatges reconstruïdes d'una font volumètrica uniforme. Aquesta prova permet posar de manifest defectes en l'equip que amb un altre tipus de font de radiació no seria possible detectar. La manca d'uniformitat planar, la no homogeneïtat del col·limador, etc., produeixen artefactes en forma d'anell en els talls transversals que són fàcils de detectar en imatges d'una font homogènia però difícilment discernibles en estudis amb pacients.
2. Uniformitat extrínseca: La uniformitat de resposta és un paràmetre clau que reflecteix la capacitat d'una gammacàmera de reproduir, sense alteracions, la distribució de l'activitat del pacient. Els diferents factors dels que hi depèn en el cas extrínsec seria l'estat del col·limador. Per al control rutinari setmanal es fa ús de ^{99m}Tc o ^{57}Co .
3. Resolució energètica intrínseca: Aquesta és la mínima diferència d'energia necessària entre dos fotons per tal que la nostra gammacàmera els

pugui distingir. Aquest factor depèn directament de la imprecisió en la determinació de l'energia d'un fotó. Aquest fet es reflexa en el nostre espectre d'energies com un pic que augmentarà d'amplada quanta menys resolució tinguem.

Els diferents tests de resolució temporal i uniformitat es van dur a terme durant la pràctica a la unitat de Medicina Nuclear amb l'ajuda del professor Antoni Castel, i seran descrits a continuació.

IV. RESOLUCIÓ TEMPORAL

Un dels elements d'estudi més importants a realitzar durant el control de qualitat dels equips d'imatge és la seva capacitat de detectar dos sucusos molt propers en el temps. Aquesta capacitat s'anomena Resolució Temporal de l'aparell i es caracteritza per la relació entre les comptes incidents i les observades amb una pèrdua del 20%.

La variació de la tasa de comptes que és capaç de detectar respecte un augment de la tasa incident es pot caracteritzar amb una corba que tendeix suauement a un màxim abans d'entrar en la regió de pèrdues, on el nombre de comptes detectades disminueix al augmentar el nombre d'incidentes.

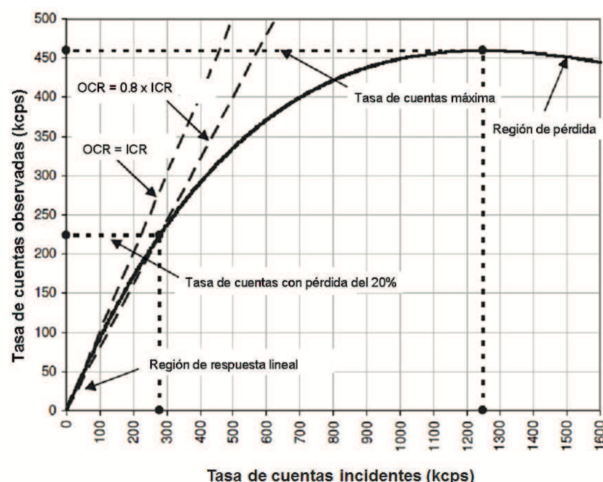


FIG. 3. Tasa de comptes observades (OCR) en funció de la tasa de comptes incident. (Adaptada de: NEMA-NU Standard 2007)

L'objectiu del següent estudi és comprovar que la nostra gammacàmera està treballant en la zona lineal amb una desviació màxima del 20%. Per comprovar si les taxes de comptes netes coincideixen amb les incidents es necessita preparar dues fonts i comparar-les amb diferents proves independents. S'utilitzarà el maniquí Adams, un cub de metacrilat amb dos orificis descentrats preparats per introduir dues mostres amb la mateixa tasa de comptes.

Abans de preparar les mostres és important assegurar-se d'haver calculat la tasa de comptes màxima per a comprovar que el model s'ajusta al teòric. Al calcular la tasa màxima de comptes es veurà si els 20kcps es troba en zona lineal de la gamma-càmera. Un cop comprovat que

aquest últim valor és representatiu del comportament lineal de la Gamma-càmera, s'ha d'intentar crear dues mostres amb taxes al voltant dels 20kcps. La diferència entre ambdues taxes no pot ser superior al 10% per tal de que l'estudi tingui sentit. Es col·locaran les mostres en el maniquí Adams en diferents distribucions i es prendran varies mesures de més de 1000 kc cadascuna, comportant un temps mínim de 50 segons per mostreig. Un cop obtingudes les taxes de les diferents mostres en diverses configuracions, podrem obtenir la verificació de la nostra resolució temporal a través del temps mort o la relació entre la tasa de comptes incident i la observada amb pèrdues del 20%. Idealment s'hauria de tenir en compte la desintegració radioactiva de les nostres mostres al llarg del temps, ja que les mostres es preparen una després de l'altra i la desintegració no es comporta linealment. Tot i això, la reducció d'error que comportaria tenir-ho en compte en el model utilitzat es despreciable respecte la diferencia entre el nombre de taxes.



FIG. 4. Maniquí d'Adams.

V. EXECUCIÓ DEL PROTOCOL

El següent procediment de comprovació de la resolució temporal de la gamma-càmera es realitza dues vegades a l'any a la unitat de medicina Nuclear.

La primera part de la validació consisteix en preparar les mostres que serviran per dur a terme les mesures. La mostra que s'utilitzarà consisteix en una dissolució de ^{99m}Tc amb una dissolució ajustada segons el nombre de comptes netes. La comprovació del nombre de comptes de la mostra es realitza a la mateixa cambra de radiació dintre de la Gammateca. És important que la preparació de les mostres es duguï a terme seguint un procediment rigorós, ja que la radiació es quedaria distribuïda no uniformement i alteraria les posteriors mesures a la gammacàmera. Per tant, és important agafar una proporció de ^{99m}Tc superior a la que es necessita quan s'extreu del recipient, ja que una bona part de la radiació quedarà a la xeringa o instrument utilitzat.

Un cop s'han solucionat tots aquests problemes

operacionals, s'obtenen dues mostres: 5.64 mCi en el vial 1 a les 19:32 h i 5.58 mCi a les 19:42 h en el vial 2. Es pot apreciar que respecten la tolerància establerta teòricament en que la diferència entre les dues mostres no es superior al 10%. Un altre fet a comprovar és que la desintegració de la nostra mostra serà despreciable en el rang de mesures degut a la petita diferència temporal entre la obtenció de les dues mostres. Les mostres preparades es disposen dins del maniquí Adams. Aquest és col·locat davant del colimador a la mínima distància possible sense que hi hagi contacte, ja que sinó, s'accionaria el sistema d'alerta del colimador. A continuació, es procedeix a l'obtenció de les imatges. Per poder tenir un gran nombre de mostres diferents es procedeix a prendre imatges col·locant els vials en totes les permutacions possibles dins el maniquí d'Adams. Aquestes són:

1. Vial 1 a la posició A i Vial 2 a la posició B
2. Vial 2 a la posició A i Vial 1 a la posició B
3. Vial 1 a la posició A i posició B buida
4. Vial 2 a la posició A i posició B buida
5. Vial 1 a la posició B i posició A buida
6. Vial 1 a la posició A i posició B buida.

L'ordre d'adquisició ve marcat pel propi protocol del programa informàtic que controla la gammacàmara. El programa mateix calcula els valors de comptes per segon de manera a que després puguin ser processats per determinar si la resolució temporal és adequada.

VI. PROCESSAMENT DE LES DADES

Després de realitzar el procediment, cal que el tècnic radiofísic responsable realitzi un anàlisi de les dades i faci un informe. A continuació es mostra el resum dels resultats obtinguts:

5.- RESUMEN DE LOS RESULTADOS

Actividad (mCi)				
Fuente 1	Fuente 2	Dif. (%)	Resultado	
5.64	5.58	1.06	Correcto	
Detector 1				
τ (s)	Referencia	Dif. (%)	Tolerancia	Resultado
1.06E-06	4.29E-06	75.20	$\leq 10,00 \%$	Incorrecto
R_{20}	Tasa Max. (cps)	Tolerancia	Resultado	
-2.28E+04	5.20E+04	< Referencia	Correcto	

FIG. 3. Taula dels resultats obtinguts al introduir les dades.

- [1] REAL DECRETO 1836/1999 de 3.12, por el que se aprueba el Reglamento sobre instalaciones nucleares y radiactivas.
- [2] Pascual Benés, Adoración y Gadea Carrera, Enrique. NTP 614: Radiaciones ionizantes: normas de protección.

Les dades obtingudes es recullen en un full Excel on es fan els càlculs corresponents per determinar si els resultats compleixen les toleràncies i taxes necessàries per verificar el correcte funcionament de l'equip. La taxa de comptes incident amb pèrdues del 20% ve donada per l'expressió:

$$ICR_{-20\%} = \frac{1}{\tau} \ln\left(\frac{10}{8}\right) = \frac{0.2231}{\tau},$$

on es defineix τ com el temps mort mitjançant l'expressió:

$$\tau = \frac{2 \cdot OCR_{12}}{(OCR_1 + OCR_2)^2} \cdot \ln\left(\frac{OCR_1 + OCR_2}{OCR_{12}}\right),$$

on OCR_1 i OCR_2 representen la taxa de comptes netes per la font 1 i 2 respectivament, i OCR_{12} la taxa de comptes netes per la mesura amb les dues fonts juntes tal i com s'ha esmentat abans.

Com es pot veure a la figura N, el resultat obtingut per el temps mort difereix del valor de referència per sobre de la tolerància establerta.

VII. CONCLUSIONS

Aquest test va resultar ser un fracàs ja que degut a un error de manipulació al canviar els vials de posició la mostra d'un d'ells es va repartir per la superfície interna del vial i per tant vam deixar de tenir una mostra puntual i les mesures es van veure compromeses. Aquest test haurà de ser repetit en una altra ocasió ja que les conclusions a les que s'arribaria a partir dels resultats obtinguts son més degudes al error de manipulació que a qualsevol imperfecció de la resolució temporal de la gammacàmara es vol mesurar.

En el cas d'haver obtingut aquest resultats sense cometre el error de manipulació, el tècnic responsable del manteniment hauria de fer el necessari per corregir l'error veient a que és degut amb l'ajuda de l'equip d'enginyers que va crear l'aparell.

AGRAÏMENTS

Voliem finalment agrair al professor Antoni Castel i a la professora Trinitat Pradell per la possibilitat de dur a terme aquesta pràctica.

- [3] REAL DECRETO 1841/1997, por el que se aprueba el Reglamento sobre instalaciones nucleares y radiactivas.
- [4] Brosed Serreta, Antonio y Puchal Añé, Rafael (2014). Tema 7. Control de calidad de los equipos de imagen, en Volumen 6 Medicina nuclear: bases físicas, equipos y control de calidad de Fundamentos de Física Médica (ISBN: 978-84-940849-2-8). Sociedad Española de Física Médica, Editorial ADI.

Instrumentació en medicina nuclear I. Protocols mèdics i exemple de control de l'activímetre

Joan Ariño, Martín Forsberg, Adrià Medina, Laura Portos, Guillem Ramírez, Eric Soriano
Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya.

Campus Nord, 08034 Barcelona

e-mail: joan.arino@estudiant.upc.edu, martin.forsberg@estudiant.upc.edu, adria.medina@estudiant.upc.edu,
laura.portos@estudiant.upc.edu, guillem.ramirez.santos@estudiant.upc.edu, eric.soriano@estudiant.upc.edu

En aquest article es descriuen diferents experiments duts a terme a l'Hospital Universitari Dexeus, en el departament de medicina nuclear. També s'explica quin és el reglament de senyalitzacions en zones on pot haver-hi activitat radioactiva i es detalla el funcionament d'aparells utilitzats en aquest àmbit, com l'activímetre, el PET-TAC i la gammacàmera.

Paraules clau: Activímetre, Gammacàmera, Medicina nuclear, PET, TAC

I.

II. INTRODUCCIÓ TEÒRICA

L'activímetre és l'aparell més àmpliament utilitzant dins del camp de la medicina nuclear per mesurar l'activitat d'una mostra radioactiva.

Els models més comuns es basen en una cambra de gas de tipus pou, on s'hi col·loca la mostra que s'ha de mesurar. Aquesta cambra és blindada amb plom per tal d'evitar la contaminació de l'usuari o de l'entorn. El funcionament és el següent: a l'introduir radiació dins de la cambra, el gas contingut en ella s'ionitzarà. La cambra conté dos elèctrodes pels quals circularà corrent elèctric com a conseqüència de la ionització del gas. D'aquesta manera, a partir de la intensitat de corrent generada, podrem establir una mesura de l'activitat de la mostra.

L'activitat és la mesura de velocitat de desintegració. La unitat del Sistema Internacional és el Becquerel (Bq), que és equivalent al decaïment d'un nucli per segon. Històricament també s'utilitza el Curie (Ci), que equival a $3,7 \cdot 10^{10}$ Bq.

Com que es tracta de medicina nuclear, també necessitem altres unitats. Per una banda, podem mesurar l'energia que rep un teixit per unitat de massa. D'això en direm la dosi absorbida, i es mesura en grays (Gy).

Depenent del tipus de radiació, l'efecte de la mateixa dosi pot ser diferent. No és el mateix una radiació de partícules alfa que una radiació electromagnètica, independentment que l'energia que portin sigui la mateixa. Multiplicant la

dosi absorbida per un factor de qualitat de la radiació obtenim la dosi equivalent, mesurada en Sievert (Sv).

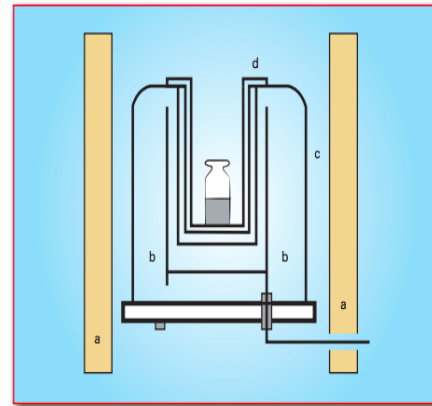


FIG. 1. Esquema de l'activímetre: blindatge (a), elèctrode intern (b) i extern (c) i protector (d) [1]

Especialment rellevant serà que aquestes mesures que realitzi el nostre activímetre siguin bones, i més tenint en compte que són un instrument bàsic per al subministrament de dosis radioactives a pacients. En particular, les mesures d'estabilitat, exactitud i precisió són bàsiques per poder assegurar un correcte funcionament. És per aquest motiu que els activímetres són sotmesos a un control trimestral. En aquest treball s'han realitzat experiències relacionades amb el control de l'activímetre, i s'ha visualitzat el món pràctic de la medicina nuclear.

Totes les experiències que es relaten en aquesta memòria van ser realitzades en col·laboració amb l'Hospital Universitari Dexeus.

III. VISITA D'UNES INSTAL·LACIONS DE MEDICINA NUCLEAR

En arribar a les instal·lacions, el primer que s'adverteix és la presència del senyal d'atenció següent en l'entrada de la secció de medicina nuclear:



FIG. 2. Vista de la primera senyal de seguretat

Els pics radials simbolitzen el risc d'irradiació i els puntets el risc de contaminació. El símbol central és el símbol de radioactivitat. A més el títol, *zona controlada*, correspon a una designació legal de la zona. S'estableix que qualsevol zona un pugui superar-se un cert límit de dosi equivalent (ex. 6mSv per any), o bé on sigui necessari seguir protocols per tal d'evitar la dispersió de material radioactiu. En aquest cas aquestes instal·lacions són una zona controlada ja que cal evitar que els materials, ja siguin intrínsecament radioactius o contaminats, en surtin sense cap tipus de control.

El primer que es visualitza dins les instal·lacions són les habitacions on s'injecten els isòtops radioactius als pacients. El procediment més habitual és injectar glucosa amb un isòtop radioactiu, deixar el pacient relaxat a una habitació fosca i esperar una estona. Els següents passos consisteixen en veure quines zones del cos han utilitzat la glucosa mitjançant les màquines i les tècniques que es detallaran a continuació. A més del cor i el cervell, els tumors solen estar actius i utilitzar aquesta glucosa, i per tant emetran la radiació que correspon a l'isòtop.

El senyal a la porta d'aquesta habitació era el següent:



FIG. 3. Vista de la segona senyal de seguretat

En aquest cas el pacient es comporta com un emissor de radiació i la sala està recoberta de plom. D'aquí la diferència amb l'anterior. Un cop més el terme *zona de permanencia limitada* fa referència a una designació legal, aquesta és un subtipus de zona controlada on la radiació és més alta. Si en el cas de zona controlada el límit està en un 5mSv per any, aquí el límit es troba en uns 100mSv per any. Cal notar també que existeixen zones amb perills majors de radiació que no trobarem en la nostra visita, *zonas de permanencia reglamentada* i *zonas de permanencia prohibida* que fan referència a aquelles zones on es poden rebre dosis de 100mSv en curts períodes de temps. En aquestes zones controlades la llei imposa que és necessari controlar-ne l'entrada, senyalitzar-les adequadament i monitoritzar-ne la dosi rebuda d'aquelles persones que entrin i tinguin risc de quedar-ne contaminades.

En aquesta habitació existeix el risc de la radiació, que ve causat per la proximitat amb els pacients que han estat recentment injectats, o bé per la proximitat amb els materials radioactius mateixos, salvaguardats en la *gammateca* (que s'omple cada dia, no es fa *stock* per evitar més emissió), o finalment pel material mèdic que ha entrat en contacte amb el material o la sang del pacient (xeringues, agulles, benes,...). Tot això està ben controlat gràcies a un sistema d'escombraries molt organitzat i protegit.

El PET-TAC i la Gammacàmera són les dues màquines que es fan servir per a la detecció de malalties. El PET-TAC consisteix en la unió de dos aparells: el PET (*Positron Emission Tomography*) que funciona de la següent manera: el pacient és injectat amb elements radioactius de tipus β^+ , que emeten positrons que s'aniquilen amb electrons dins del cos, creant dos fotons de 511keV; aquesta parella és detectada per la màquina que fent un processat és capaç de dir on s'ha creat (la idea, en cas de càncer per exemple, és fer una substitució amb elements radioactius en glucosa,

molt consumit per les cèl·lules del tumor, i per tant els elements es concentraran allà, sent detectats per el PET); i el TAC (*Tomografia axial computarizada*), un aparell que emet raigs X, permeten veure la estructura interna del cos (ossos, etc) en 3D. Les dues imatges s'alineen donant de forma molt precisa l'origen de la radiació a dins del cos humà en 3D. Un fet curiós és que certes parts del cos, en cas de col·locar la radiació en glucosa, sempre són visibles ja que en consumeixen constantment, com ara el cervell o el cor i després s'acumula a la bufeta. Si es vol estudiar un càncer d'aquests òrgans, per exemple, caldrà un altre tipus d'element radioactiu. Per altra banda, la Gammacàmera és un detector de raigs gamma d'estat sòlid, compost de dues plaques que es poden rotar al voltant del pacient.

Les imatges obtingudes amb ambdues màquines serveixen per a la detecció de zones del cos que no estan funcionant correctament. La precisió donada pel PET-TAC és superior, encara que comporta el problema ja esmentat de sempre detectar unes certes zones del cos. Les imatges d'ambdues màquines es poden superposar en una sola imatge, per veure l'interior del cos amb les zones més actives.

A continuació s'ha utilitzat un comptador Geiger. Aquest aparell funciona amb un tub d'un gas inert que condueix electricitat breument en rebre radiació ionitzant, i d'aquesta manera pot mesurar el nombre de partícules que rep.

S'ha utilitzat el comptador per mesurar objectes varis a la Gammateca, una sala que tenia objectes radioactius. Alguns altres objectes tenien una contaminació lleu, a diferència dels autors d'aquest article (que no estaven contaminats en el moment de realitzar les mesures). El procediment de mesurar la radioactivitat després de treballar en la secció de medicina nuclear de l'hospital és estàndard. Si no es duu a terme correctament i un usuari tingués contaminades les mans, després podria contaminar el menjar. El risc podria ser alt, sobre tot per algú que treballa a l'hospital diàriament.

Els detector de radiació també són àmpliament utilitzats en aquestes instal·lacions. Cada persona té un límit de dosi equivalent que pot absorbir a la feina legalment, i per assegurar-se que aquest límit no se sobrepassa, cal que els treballadors portin aquest accessori.

IV. ACTIVÍMETRE: EXPERIMENT DE LA PRECISIÓ

És molt important que l'activímetre, com tot instrument científic, gaudeixi d'una bona precisió, és a dir, que diferents mesures realitzades sobre una mateixa mostra, mantinguin una dispersió petita.

En el cas de l'activímetre, la comprovació que està dins dels llistats de precisió es fa prenent una mesura del fons, sense que hi hagi cap mostra radioactiva, introduint una mostra i tornant a mesurar un cop l'activímetre està estabilitzat. Després de retirar la mostra, es repeteix aquest procediment, sempre amb la mateixa mostra i amb un mínim de 10 realitzacions.

Es defineix el coeficient de variació com

$$CV = \frac{\sigma(\bar{x})}{\bar{x}} \cdot 100$$

On $\sigma(\bar{x})$ és la desviació típica de les mesures i $\bar{x}$ n'és la mitjana. Aleshores es diu que l'activímetre és precís quan aquest coeficient satisfà

$$|CV| < 3\%$$

Aquesta és una mesura que es repeteix trimestralment per un radiofísic i que està qualificada com a essencial.

En el cas que recull aquesta memòria, s'ha dut a terme aquest experiment amb Cs-137, però realitzant tan sols tres repeticions de les mesures, sense arribar a les deu reglamentàries. Hem obtingut els resultats de la taula següent:

Fons (μCi)	Mostra (μCi)
0	200
0	200
0	200

Malgrat aquest procés s'hagi de fer amb 10 mesures i tan sols n'hem realitzat 3, el coeficient de variació corresponent als resultats és $CV = 0\%$, que cau dins la tolerància del 3%. Per tant, es consideraria - si féssim l'experiment amb deu repeticions i obtinguéssim els mateixos resultats - que el nostre activímetre és suficientment precís.

V. EXPERIMENT DE L'EXACTITUD

A més d'assegurar que l'activímetre tingui una bona precisió, també ha de ser possible comprovar l'exactitud entre l'activitat mesurada al laboratori i la calibrada pel fabricant, corregida amb un cert factor segons el decaïment

de la mostra. És per aquesta raó que els fabricants sempre inclouen una activitat calibrada a un cert instant de temps. Amb aquesta activitat es podrà calcular quin era el volum de la mostra mesurada.

Segons la informació del certificat, la mostra tenia una activitat de $370 \text{ MBq/5ml} = 10^4 \text{ } \mu\text{Ci/5ml}$ al moment del calibratge. Aquesta activitat s'ha de corregir amb la corresponent exponencial decaent, de la forma:

$$A(t) = A_0 \cdot e^{-\lambda t}, \quad \lambda = \frac{\ln 2}{T_{1/2}}$$

On la constant λ és el temps de desintegració de la mostra, en el cas del I-123 $T_{1/2} = 13 \text{ h}$.



FIG. 4. Vista de l'interior de l'activímetre (pou)

La mostra va ser calibrada el dia 16/12/18 a les 23h de l'horari central europeu i les mesures es van prendre el

17/12/18 a les 20:10h. Amb aquestes dades es pot corregir l'activitat del fabricant i s'obté que, teòricament, al moment de la mesura la mostra tenia una activitat de $6125 \text{ } \mu\text{Ci/5ml}$.

Per tant, es pot concloure que el volum de la mostra mesurada era de 0.16 ml aproximadament, tal i com s'esperava, un volum considerablement petit.

VI. CONCLUSIONS

Aquesta visita ha tingut una finalitat doble. En primer lloc s'han vist els protocols mèdics seguits en un centre de medicina nuclear per tal de fer proves mantenint la gent segura davant dels riscos associats a la radiació, així com els procediments o aparells mèdics importants dins d'aquest món. En segon lloc s'ha treballat realitzat un treball experimental per mostrar com es comprova que l'activímetre estigui ben calibrat. L'activímetre és un aparell fonamental per tal de comprovar que la radiació es troba dins dels límits establerts.

VII. AGRAÏMENTS

Voldríem agrair als professors de l'assignatura d'instrumentació, així com a l'Antoni Castel, qui es va encarregar de guiar-nos, la possibilitat de visitar unes instal·lacions de medicina nuclear i l'entusiasme amb el que se'ns va informar de tots els detalls. Sense cap mena de dubte, va ser una experiència molt valuosa.

- [1] Francisco Javier de Haro, Concepción González et al. *Técnicas de radiofarmacia*, 2014.

Tractaments de rehabilitació amb videojocs: una revisió bibliogràfica

Pau Batlle, Gonzalo Cao, Erik Ferrando, Marta Florido, Joan Llobera, Pol Mestres

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

Campus Nord, 08034 Barcelona

e-mail: {paubatlle11, gonzalocaolabora, erikferrando, martafloridollinas, jlloberaq, polmestres4}@gmail.com

En aquest article s'exposen diferents sistemes presentats a la bibliografia l'objectiu dels quals és utilitzar els videojocs com a eina terapèutica, tant en prevenció com en diagnosi i tractament, així com altres sistemes més genèrics de mesura de diferents paràmetres quan un usuari està jugant a un videojoc. Es proposa la possibilitat de combinar el sistema de teràpia amb els sistemes de mesura per fer més fàcil la feina dels terapeutes donant-los accés a les dades obtingudes amb els sistemes.

Keywords: videojocs, tractament, rehabilitació, prevenció, diagnosi

I. INTRODUCCIÓ

Al llarg de la història els humans han usat diferents tècniques per a la rehabilitació d'altres humans amb problemes de salut més o menys greus. Aquestes tècniques han anat canviant amb el temps i segons avançava la tecnologia, usant en alguns casos tecnologia que no s'havia creat pensant amb la finalitat específica de la rehabilitació mèdica. Aquest és el cas dels videojocs, que l'any 2016 tenien una indústria amb una recaptació anual de 91.000 milions d'euros [1], una de les més elevades en el sector de l'oci. En aquest article recollim diferents treballs fets relacionats en o bé l'ús de videojocs per a teràpia o bé estudis per a estudiar el jugador de videojocs, exposant sistemes que usant treballs de diversos articles podrien ser usats en teràpia. Els primers dos articles que analitzem indaguen sobre com millorar i/o analitzar l'experiència que té un jugador al jugar un joc, mentre que els tres últims tracten els videojocs com a eina de teràpia.

II. CONTROLADOR DE JOCS BASAT EN MÚLTIPLES SENSORS.

La visió clàssica que tenim en ment quan parlem de la interacció entre humans i màquines a l'hora de jugar a videojocs és a través d'un comandament. Darrerament, però, amb la irrupció de consoles com *Wii* de Nintendo al mercat, aquesta interacció s'ha vist afectada, portant la indústria dels videojocs i la dificultat tecnològica que hi ha al darrere fins a límits insospitats.

A [3] es planteja la construcció d'un sistema integrat que permeti al jugador interactuar amb la màquina d'una manera més activa físicament de com s'ha fet tradicionalment. L'arquitectura bàsica d'aquest sistema és la de la Figura 1.

D'una banda, el *Sensor Module* és el conjunt de sensors que fan mesures sobre el comportament físic del jugador. Per exemple, un conjunt d'aquests sensors podria ser un sistema de mesura amb làsers (LMS a la literatura) que permetés

identificar quan el jugador està saltant. Els làsers s'enfocarien a les cames del jugador i s'intentarien identificar dos objectes cilíndrics (les cames). En cas que es detectin, el jugador estaria de peus a terra, mentre que en cas contrari, probablement estigui saltant.

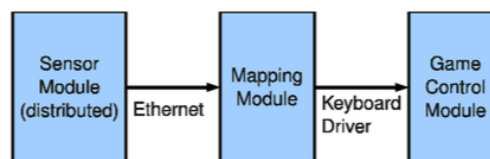


FIG. 1. Arquitectura del sistema.

Un altre tipus de sensors que podrien estar presents en aquest mòdul són sensors de reconeixement de veu. Zhang et al. [3] utilitzen una tecnologia anomenada *Radio Frequency Identification* (RFID) que bàsicament permet reconèixer identificadors sense cap contacte físic. En particular, permet reconèixer freqüències de veu de més de 100 Hz. Els autors de l'estudi citat, per tal d'evitar la difícil tasca de reconèixer el contingut d'àudio, van limitar-se a que aquest sensor tingués només dos possibles *inputs*: veu alta i veu baixa. Només amb això el joc ja guanya bastant en complexitat i jugabilitat.

D'altra banda, el *Mapping Module* és la part del sistema que relaciona (*mapeja*) els *outputs* dels sensors amb les accions sobre el videojoc. La manera més senzilla de fer-ho, i que és la que s'implementa a [3] és mitjançant *Finite State Machines*, grafs tals que cada node és l'*input* d'un dels sensors del *Sensor Module*. Per a cada conjunt de nodes s'anota una "energia" que es pot transmetre virtualment al personatge del videojoc.

Quan Zhang et al. [3] van provar el sistema complet amb jugadors reals, van trobar-se amb que la majoria preferien el joystick clàssic pel que fa a la qualitat de control del videojoc, però preferien el sistema que ells havien desenvolupat quan se'ls feia valorar la jugabilitat en conjunt. En resum, trobaven aquesta nova forma de jugar molt més

engrescadora per al joc de lluita (*Samurai II*) que els investigadors havien escollit per testejar el seu sistema.

III. CLASSIFICAR L'IMPLICACIÓ D'UN USUARI JUGANT A UN VIDEOJOC

D'altra banda, [2] proposa una forma objectiva, EngageMon, d'avaluar la implicació (engagement) d'usuaris d'aplicacions de mòbil que utilitza dades recopilades pel mòbil (a la pantalla tàctil), dades d'una polsera i una càmera externa. El sistema s'ha dissenyat tenint en compte la opinió de 22 dissenyadors i desenvolupadors de jocs de mòbil. Han fet proves amb 64 usuaris i han obtingut una precisió molt alta. L'interès en fer aquest tipus de recerca és poder saber per exemple si algú que està rebent una teràpia usant videojocs els està gaudint o no, podent així crear un feedback pel terapeuta. L'article defineix engagement com "la connexió emocional, cognitiva i conductual que hi ha entre un usuari i un recurs tecnològic". Tal paràmetre és difícil d'estimar, i tot i que es podrien fer enquestes per saber l'engagement, fer preguntes mentre els usuaris juguen afecta massa a la experiència.

A. Disseny del sistema EngageMon

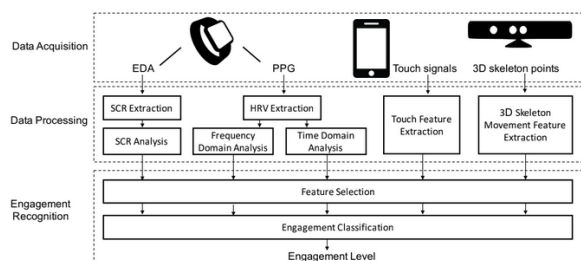


FIG. 2. Esquema del sistema EngageMon.

El sistema proposat consta d'una polsera, un detector de senyals tàctils i una càmera exterior. La polsera mesura la resistència de la pell amb dos elèctrodes (Electrodermal Activity, EDA) i el temps entre batecs en el domini temporal i freqüencial. El detector de senyals tàctils mesura tot sobre el tàctil del mòbil (on i quan es toca, duració, etc.), i la càmera tot el moviment 3D de la part superior del cos. També s'usa l'acceleròmetre del mòbil. Les dades processades s'introdueixen a un classificador *random forest* amb *voting* i *cross-validation* per decidir l'engagement.

El sistema ha estat validat. Per fer l'experiment es van escollir els jocs Temple Run, Traffic Rider i Monument Valley. Per tal que els participants tinguessin el mateix estat d'ànim al principi se'ls exposava a tots a un mateix vídeo. En acabar cada joc feien un qüestionari per veure l'engagement del joc. Els resultats extrets van ajustar-se molt als predits pel sistema.

IV. VIDEOJOC SERIOSOS PER A LES CURES DE LLARGA DURADA

Actualment, a Europa, s'inverteixen molts pocs diners en les cures de llarga durada, com poden ser els lligats a una rehabilitació o a mantenir la mobilitat en gent gran. Aquest període inclou uns exercicis de rehabilitació que el pacient ha de fer. Per una banda, és altament ineficient tenir personal sanitari a plena disposició per cada exercici de rehabilitació. Per una altra banda, és comú que els pacients no facin els exercicis o que els facin malament.

Una manera de solucionar aquest problema és gràcies a les noves tecnologies, en particular, gràcies als videojocs. Aquests són viables com a via d'aprenentatge, en el que s'acostuma a anomenar *jocs seriosos* [4]. Els pioners en aquest tipus d'aplicació són Maggiorini et al. [5]. Aquest grup ha dissenyat un videojoc especialment pensat per a gent gran que ha de realitzar exercicis de rehabilitació.

Una part important del disseny (i més si tractem amb gent gran) és el disseny de la interfície. En el cas de [5], han triat fer servir una interfície natural de usuari (NUI) que permet la interacció amb l'usuari mitjançant veu i gesticulació. Dins d'aquest tipus de tecnologies, podem trobar la *Wii* ja mencionada, però també d'altres alternatives com a *MSKinetics* o *Sony Move*.

En el cas de [5], s'han decantat per la NUI *MSKinetics*, com a conseqüència de prioritzar el tractament amb l'usuari. *MSKinetics* ofereix facilitats per a gent gran amb mobilitat reduïda a la vegada que és poc invasiva i estable enfront de fenòmens externs (com a poden ser mascotes, per exemple).

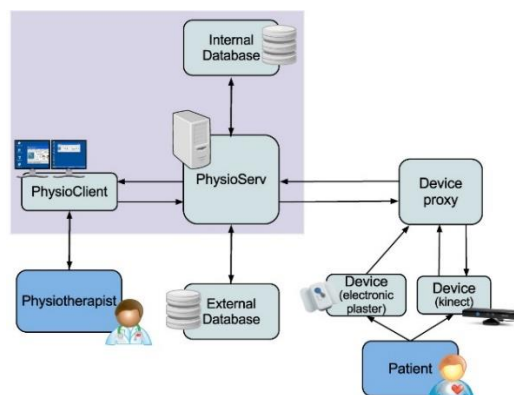


FIG. 3. Esquema del disseny del sistema.

El disseny que han triat es basa en un dispositiu a casa del pacient (el *Device proxy*) i un pel sanitari corresponent (el *PhysioClient*). Tot això està connectat a través d'un servidor central *PhysioServ*. *PhysioServ* disposa d'una base de dades externa (que pot ser gestionada per tercers) i d'una base de dades interna que conté informació sensible dels pacients.

Per la part del pacient, el *Device proxy* intercanvia informació amb la NUI i amb un sensor al cos del pacient, que informa del seu ritme cardíac, pressió sanguínia, etc. El sensor permet dissenyar exercicis específicament pel pacient, veient com reacciona a cada exercici. També és molt

útil per cridar a urgències o al personal sanitari corresponent en cas de qualsevol incident. Com ja hem comentat, la NUI ideal seria un videojoc, que indicaria la evolució del pacient (en termes de nivells o puntuacions) i també ajudaria al pacient a identificar quan un exercici es fa malament. A [5] no es va arribar a la implementació d'aquest videojoc.

Per la part del personal sanitari, el *PhysioClient* permet tenir tota la informació sobre cada pacient, amb la seva evolució diària i l'estat actual. És independent del *PhysioServ* de manera que permet al personal sanitari treballar des de casa.

Per a la comunicació d'aquests dispositius, a [5] s'ha dissenyat un nou protocol, el HDTP (*Healthcare Data Transport Protocol*) com a una adaptació del HTTP amb connexió persistent. L'avantatge que presenta respecte les alternatives (com NAC) és que pot passar pels tallafocs sense cap problema, encara que el tràfic de dades sigui molt alt.

V. SISTEMES MULTIMODALS PER A REHABILITACIÓ AMB VIDEOJOC

En els països en vies de desenvolupament, el servei de rehabilitació física no està prou avançat per satisfer les necessitats de la població: l'alt cost de les tecnologies i dispositius més avançats i el fet que no sigui una prioritat per al sistema de salut públic fa que moltes persones només puguin accedir a baixa tecnologia. Moltes vegades el sistema sanitari públic disposa de pocs recursos, amb la massificació i la poca eficiència del procés que això comporta, que al seu torn provoca un mal recull d'informació individualitzada, que pugui garantir un tracte personalitzat al pacient.

Des de temps ençà es busca com utilitzar la informació que ens proporciona l'anàlisi del cervell humà per poder fer millors diagnòstics. Un sistema multimodal és aquell que es configura en diversos nivells per poder registrar diverses variables, i l'enfocament enginyeril es fa molt necessari.

L'evolució tecnològica ha estat capaç de desenvolupar experiències multisensorials, que pretenen estimular el major nombre de sentits possibles. Aquestes, juntament amb els sistemes multimodals permeten que la interacció humà ordinador sigui més semblant a la interacció de l'humà amb l'entorn quotidià.

De la mateixa manera, els sistemes desenvolupats tenen una configuració flexible per treballar amb diferents registres de biosenyals, en contraposició amb els sistemes clínics, menys flexibles. Els sistemes d'assistència a la llar han de ser econòmics, senzills i dedicats a una sola tasca.

A. Exemples de projectes de neurorehabilitació

- A través del seu producte MindMotion [7], l'empresa MindMaze crea interfícies humà màquina més intuïtives reunint la neurociència, la realitat virtual i la intel·ligència artificial.
- Amb el projecte RehabNet [8], el NeuroRehabLab de la Universitat de Madeira proposa el desenvolupament d'una tecnologia lowcost per a la rehabilitació motriu

dels pacients siguin on siguin, a partir de l'entrenament motriu i sobretot de la recollida de dades, que genera unes dades valuosíssimes per ser utilitzades per a la millora del tractament i també per a la recerca clínica.

- El grup Poizner Lab [9] de l'Institute for Neural Computation de l'UC San Diego estudia el control sensorial i motriu, l'aprenentatge i la memòria, desenvolupant tecnologies d'anàlisi de moviment 3D, robòtica i realitat virtual immersiva. Amb aquesta tecnologia duen a terme projectes per avaluar l'efecte de tractaments per a la malaltia de Parkinson, entre d'altres.
- El sistema multimodal BKL, proposat pels investigadors en [6] per a implementar en el sistema públic colombià, registra dades fisiològiques del procés de rehabilitació dels pacients mitjançant videojocs amb tècniques de captura de moviments (MoCap) i interfície cervell ordinador (BCI) encarat a pacients amb lesions del sistema nerviós central.

VI. VIDEOJOC AMBIENTALS PER A LA MONITORITZACIÓ DE LA SALUT DE LES PERSONES GRANS

La fragilitat és una síndrome associada a l'envelliment que comporta el deteriorament de les capacitats físiques i cognitives de la persona, fent-la més dependent i molt vulnerable a tot tipus de malalties [10]. Un símptoma associat a la fragilitat és la dinapènia, que és la pèrdua de la capacitat de generar força, ja sigui per motius morfològics (pèrdua de massa muscular o sarcopènia) o neuronals, i que afecta la realització de les activitats quotidianes [11].

Els videojocs, mitjançant l'ús de diversos sensors, poden fer-se servir per detectar l'aparició de la dinapènia sense necessitat d'anar a una consulta mèdica. Així, s'elimina l'estrès induït per la realització d'aquest tipus de tests i es pot portar un registre complet de la força muscular de l'individu i la seva evolució. En [12], es persegueix precisament aquest objectiu: dissenyar un videojoc ambiental que permeti detectar l'aparició de dinapènia mesurant la força muscular (el terme "videojoc ambiental" fa referència als jocs amb els quals s'interactua de manera físicament activa).

De fet, l'ús de videojocs té una sèrie d'efectes addicionals molt positius per a la salut física i mental de les persones grans. Per mencionar alguns estudis en aquest sentit:

- Alguns jocs de videoconsola de primera generació (com "Pacman" o "Donkey Kong") redueixen el temps de reacció i milloren el rendiment cognitiu [13].
- Jugar al "Tetris" 5 hores a la setmana durant 5 setmanes millora l'atenció, la coordinació, les habilitats motores, la memòria a curt termini, la resolució de problemes i la velocitat de reacció [14].
- S'està estudiant l'ús de videojocs per a la detecció de malalties com l'Alzheimer [15].
- L'ús de videojocs ambientals pot ser utilitzat com a eina en la lluita contra la obesitat o el sedentarisme i pot promoure la socialització [16].

En primer lloc, els investigadors en [12] van reunir un grup d'onze persones d'un centre comunitari amb edats d'entre 65 i 85 anys, que presentaven discapacitats físiques però no cognitives, i sense experiència amb els videojocs. Se'ls va dividir en dos grups: un amb una Xbox 360 i el sensor Kinect, i un altre amb una Wii, i van jugar a Wii fit o Kinect sports, i Kinect Carnival. Les sessions amb cada joc duraven 45 minuts i es van fer rotacions. Es va observar que, tot i que presentaven algunes dificultats per aprendre els controls o navegar pels menús inicialment, tots van gaudir de l'experiència. En particular, trobaven més entretingudes les activitats que els resultaven familiars (tennis o beisbol), fet que va evidenciar la necessitat de crear una interfície simple i intuïtiva, que consistís en activitats familiars per al jugador.

El sensor escollit per mesurar la força de la mà va ser un "Vernier Hand Dynamometer". Les mesures de 10 individus comparades amb les d'un dinamòmetre clínic van donar un coeficient de correlació de 0.98. Així doncs, es va concloure que es tractava d'un sensor prou fiable per a la mesura de la força muscular.

L'arquitectura de la interfície que van desenvolupar consisteix en un DSC (Digital Signal Controller) que recull 20 vegades per segon les lectures dels sensors (el dinamòmetre, l'acceleròmetre, un mesurador de la freqüència cardíaca...) i les envia inalàmbricament a través d'un xip de ràdio ZigBee a un receptor, connectat mitjançant USB a l'ordinador per generar les corresponents accions al joc. El disseny del videojoc va seguir un procés iteratiu: es triaven algunes propostes en una pluja d'idees i se'n feien uns prototips inicials, que després eren avaluats per tal de corregir tots els possibles defectes en una nova pluja d'idees.

Els videojocs creats van ser: un semblant al billar, en què cal colpejar una bola blanca amb la força detectada pel dinamòmetre per fer entrar les boles del taulell a forats del

seu mateix color, i un segon joc en què cal controlar l'altura i velocitat d'un ocell a partir de la força amb què s'agafa el controlador per recollir els objectes que apareixen a la pantalla i evitar els avions que volen aleatòriament. Les opinions d'algunes persones que els van provar van suggerir la necessitat de crear més conceptes diferents de videojocs per atreure un espectre més ampli de persones grans. A més, van plantejar diverses millores: ser capaços d'organitzar i tractar de manera més efectiva les dades recollides pels sensors per tal de detectar més malalties físiques, o fer que el joc adapti la seva dificultat automàticament a les habilitats del jugador i a la seva condició física.

VII. CONCLUSIONS

En aquest article hem revisat diferents sistemes de rehabilitació usant videojocs, així com de millora de jugabilitat en aquests i mesura de l'engagement dels jugadors. Si bé tots aquests sistemes són interessants per si mateixos, els autors creiem que hi ha una oportunitat de combinar-los per tal de millorar l'experiència tant d'usuaris com de terapeutes. Per exemple hom podria usar el sistema de millora de jugabilitat exposat juntament amb alguna de les teràpies presentades, i també seria igualment interessant que els terapeutes que realitzen les diferents teràpies tinguessin accés a les dades d'engagement obtingudes amb el sistema EngageMon per a millor anàlisi dels resultats de la teràpia amb videojocs sobre els seus pacients. Amb tantes possibilitats el món de la teràpia amb videojocs té molt futur.

AGRAÏMENTS

Voldríem agrair al professor Oscar Casas l'ajuda que ens ha proporcionat i els ànims durant la realització del treball.

-
- [1] "Worldwide game industry hits \$91 billion in revenues in 2016, with mobile the clear leader" <https://venturebeat.com/2016/12/21/worldwide-game-industry-hits-91-billion-in-revenues-in-2016-with-mobile-the-clear-leader/> [visitat el 05/01/2019]
 - [2] S. Huynh et al. "EngageMon: Multi-modal engagement sensing for mobile games" (2018).
 - [3] D. Zhang et al. "A game controller based on multiple sensors." (2009). University of Freiburg.
 - [4] Serious Games Initiative, <https://www.wilsoncenter.org/program/serious-games-initiative> [visitat el 05/01/2019]
 - [5] D. Maggiorini et al. "Supporting Seniors Rehabilitation through Videogame Technology: A Distributed Approach" (2012)
 - [6] J.E. Muñoz et al. "Multimodal system for Rehabilitation Aids Using Videogames". (2014)
 - [7] <https://www.mindmaze.com/> [visitat el 05/01/2019]
 - [8] <https://neurorehabilitation.m-iti.org/lab/rehabnet-2/> [visitat el 05/01/2019]
 - [9] <https://inc.ucsd.edu/poizner/> [visitat el 05/01/2019]
 - [10] K. Rockwood et al. "A global clinical measure of fitness and frailty in elderly people" (2005)
 - [11] F. Mata-Ordóñez et al. "Sarcopenia and resistance training: actual evidence" (2013)
 - [12] I. Zavala-Ibarra et al. "Ambient videogames for health monitoring in older adults" (2012)
 - [13] E. Clark et al. "The Effects of Videogame Playing on the Response Selection Processing of Elderly Adults" (1987)
 - [14] J. Goldstein et al. "Video Games and the Elderly" (1997)
 - [15] H. Jimison et al. "Unobtrusive monitoring of computer interactions to detect cognitive status in elders" (2004)
 - [16] D. A. Lieberman et al. "The power of play: Innovations in Getting Active Summit 2011: a science panel proceedings report from the American Heart Association" (2011)

Sensores para Robótica: El tacto del futuro

Josep Bataller, Mireia Hernandez, Sergi Mas, Mikel Mercader, Alexandra Mestre, Sandra Wells

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

Campus Nord, 08034 Barcelona

e-mail: author@completar.email

Con el avance de la tecnología cada vez es más abundante en nuestras vidas la presencia de los robots. No aumenta únicamente el número de aplicaciones que se les puede encontrar, sino la perfección con la que pueden llegar a llevar a cabo su tarea. Para muchas de estas tareas, su uso no es únicamente una sustitución de nuestras capacidades ya existentes, sino una ampliación de ellas. Un brazo robótico, como claro ejemplo, permite a una persona con amputación de brazo recuperar capacidades perdidas de la extremidad. La complejidad de la naturaleza, sin embargo, no pone fácil su imitación. Los sensores son imprescindibles para este objetivo, puesto que disponemos de nuestros sentidos para detectar información del entorno. Supone un gran reto, en la actualidad, la detección de señales hápticas al usuario de la prótesis, recuperando así cada vez más su sentido del tacto. Nos centramos en algunos de los últimos desarrollos en la detección del desliz de un objeto agarrado, los sensores usados y, como ejemplo relevante, el sensor GelSight, sus métodos, resultados y limitaciones.

I. INTRODUCCIÓN

Los robots son máquinas programables, que interactúan con el mundo físico mediante sensores y actuadores, y que pueden trabajar autónomamente o semi-autónomamente.

Existen diferentes tipos de robots según su uso y características: industriales (brazos mecánicos para soldaduras, ensamblaje, manejo de materiales, robots de transporte), humanoides (androides), domésticos (robots de vigilancia, de limpieza), inteligentes, médicos (robots cirujanos), militares (transporte, drones de espionaje, búsqueda, rescate, ataque, colección de datos e imágenes), nanorobots... A pesar de lo que pueda pensarse, no todos incluyen una inteligencia artificial, e incluso algunos (mayoritariamente la primera generación de robots) no incluyen sensores (los primeros sensores se introdujeron en los años 70). Los sensores aportan a la robótica la capacidad de percibir señales del entorno y saber analizarlas. Esto es de inmensa utilidad en un robot. Hay dos grandes tipos de sensores especialmente relevantes en la robótica:

Sensores propioceptivos: se encargan de la recepción de señales internas del robot, medidas de carga de baterías, posición del robot, etc.

Sensores exteroceptivos: son sensores que detectan señales externas del robot: temperatura, presión, localización de objetos, etc.

Un brazo robótico es un caso particular de robot, con amplias aplicaciones que se expanden hasta la medicina y la industria. Como tal, necesita de sensores que determinen o influyan en la toma de decisión de su siguiente movimiento. Estudiamos en este trabajo sensores que se usan en un brazo robótico de uso protésico, los cuales

ayudan a, en última instancia, reproducir el funcionamiento natural de un brazo humano.

Para el uso de una prótesis activa de brazo son necesarios sensores de la intención del movimiento del usuario, que mayoritariamente captan señales mioeléctricas (del campo eléctrico alrededor de la fibra muscular) [1], o electroencefalográficas (de la actividad eléctrica de diferentes regiones del cerebro y de su descripción mediante un trazado visual) [2]. Sin embargo, estos sensores son exteroceptivos y no proporcionan información háptica alguna. Por ello, el desarrollo de los brazos protésicos pone atención también a los sensores relacionados con el sentido del tacto, capaces de imitar las sensaciones de agarre, textura, temperatura, etc. de los objetos, personas, etc. con que el usuario de la prótesis interactúe. Introducimos estos sensores y nos centramos en los usados en la detección del desliz de un objeto agarrado.

II. BRAZOS ROBÓTICOS

Los brazos robóticos suelen constar de tres partes: estructura de acoplamiento, antebrazo y mano. La primera se considera si el individuo ha sufrido una amputación por encima del codo.

1. **Estructura de acoplamiento:** es la parte de la prótesis encargada de unir el brazo robótico al cuerpo del individuo. Para mejor fijación, muchas veces se usa también una estructura de neopreno en el hombro. En uno de los extremos tiene un mecanismo de elevación, que irá unido al antebrazo, que simulará el movimiento del codo. Se le pone un motor con una potencia suficiente para poder levantar el peso medio que puede levantar un humano. Carece de sensores propioceptivos.

2. **Antebrazo:** esta estructura tiene la función de unir el codo con la muñeca. Contiene muchas componentes electrónicas, tales como motores y sensores, para simular correctamente el movimiento del brazo. Poseen un motor especializado en el movimiento de abrir y cerrar los dedos, pero para regular la fuerza que se debe aplicar en función del peso del objeto que se quiere coger, estos poseen elastómeros entre las terminaciones de los cables y la salida del motor, que disipan el exceso de potencia. También poseen sensores para el giro de muñeca, pero estos sólo permiten tres posiciones posibles para la muñeca por sus limitaciones físicas.
3. **Mano:** como en las manos humanas, los dedos de la prótesis tienen tres puntos de articulación. Debido a su compleja geometría, algunos autores como Harayashiki et al [2] usaron impresión 3D para fabricar moldes de los dedos. Debido a la necesidad de fuerza en los puntos de articulación, se usan materiales compuestos como resina epoxi con carburo cálcico. Por otra parte, la activación de la apertura y el cierre de la mano se lleva a cabo mediante cables, y la muñeca tiene un mecanismo de rotación.

III. SENSORES DE TACTO

En un brazo robótico de uso prostético, como ya se ha introducido, los sensores relacionados con el sentido del tacto son de vital importancia. Es necesaria la toma de medidas relacionadas con el contacto físico a partir de las cuales se podrá transmitir al paciente lo que se conoce como señal táctil. La señal táctil contiene la información que hará conocer al paciente el tipo de objeto con el que está interactuando, su temperatura o las fuerzas de contacto con el mismo (brazo robótico - objeto).

La señal táctil se extrae de medidas que suelen estar basadas en cambios en la capacitancia, resistencia, distribución óptica o carga eléctrica, entre muchos otros. Actualmente, existen una gran cantidad de sensores y técnicas para la adquisición de señales.

Autores como Mingrino et al [3] o Tura et al [4], por ejemplo, han usado FSR (Force-Sensing-Resistors) para medir el tacto o la fuerza de agarre. Generalmente, pero, este tipo de sensores no son capaces de ofrecer demasiada precisión.

En varios sistemas de medida se han implementado las conocidas galgas extensiométricas, que permiten obtener una mayor precisión. Wang et al [5], por ejemplo, mediante el uso de acoplamientos mecánicos entre el pulgar y el resto de los dedos y la medida de la fuerza aplicada sobre ellos con galgas, demostraron que se podía calcular la fuerza de agarre de forma más o menos precisa.

A lo largo de los años y más recientemente, se han desarrollado nuevas técnicas para la adquisición de este tipo de señales. Así, Wisitsoratt et al [6] diseñaron un sensor táctil en forma de película fina con una sensibilidad para medir fuerza y desplazamiento optimizada. También, Heo et al [7] presentaron un sensor con buena sensibilidad y resolución espacial parecida a un dedo basado en un array de sensores de fuerza usando el elemento óptico FBG (Fiber Bragg grating).

Los sensores presentados hasta ahora permiten obtener información de la parte táctil, pero es necesario el uso de sensores más sofisticados para obtener los datos necesarios para resolver un problema como el de la detección del desliz. En las últimas décadas, algunos investigadores desarrollaron sensores táctiles que detectaban deslices midiendo la vibración, la fuerza de contacto, o el movimiento entre el objeto y los dedos. Por la complejidad de la medida de señales de desliz, aún no hay ningún método comercializado que sea capaz de hacerlo con gran precisión.

IV. DETECCIÓN DE DESLICES

Un desliz ocurre cuando el agarre de un objeto no se realiza con fuerza suficiente o se realiza inadecuadamente. Los humanos, cuando detectamos que un objeto está a punto de deslizarse de nuestras manos, aumentamos la fuerza ejercida. Este proceso es muy corto y resulta en una elevación muy sutil del objeto. La detección de deslices en un brazo robótico tiene como objetivo imitar esta estrategia humana, y consiste en conseguir que el brazo se dé cuenta de que no está agarrando adecuadamente el objeto, y corrija la fuerza ejercida. Estos sistemas reducen la carga cognitiva que experimenta el usuario del brazo robótico, ya que éste no tiene que asumir la responsabilidad de asegurarse visualmente del buen agarre del objeto. Además, evitan la aplicación de una fuerza innecesariamente grande, aumentando la confianza y confort del usuario. A continuación explicamos algunos sensores que se han desarrollado para la detección de deslices:

1. **Sensor piezoeléctrico:** Cotton et al [8] presentaron un sensor táctil piezoeléctrico que se usaba en la punta de los dedos de la prótesis y podía notar deslices mediante la detección de vibraciones. Los resultados mostraron que para un coeficiente de fricción de aproximadamente 0.3, el objeto llegaba a una velocidad del de 0.025 ± 0.008 m/s antes de recibir el señal de desliz del sensor piezoeléctrico. Una reducción de esta velocidad se podría conseguir implementando un filtro para eliminar las fuentes de ruido, equipando el sensor con una batería y apantallando correctamente las conexiones.
2. **Sensor de fuerzas:** Melchiorri [9] publicó un artículo en el que presentaba un sensor integrado

formado por un sensor táctil y otro de fuerzas y momentos. De este modo, no solamente tenía en cuenta la fuerza lineal de fricción, sino que también tenía en cuenta el caso rotacional, pudiendo detectar deslices traslacionales y rotacionales. Este método tiene el inconveniente de que se debe medir el coeficiente de fricción de la superficie de contacto antes del agarre.

3. **Sensor térmico:** Accoto et al. [10] desarrollaron un microsensor que incluye una sonda miniaturizada que detecta variaciones en la transferencia convectiva de calor, asociadas al fenómeno del desliz. Se evaluó su efectividad variando la velocidad del desliz, y se comprobó que variando los parámetros operacionales se podían detectar deslices con un tiempo de respuesta similar al de la piel humana. Propusieron mejorar el sensor añadiendo un sensor de presión y aumentando la precisión de las medidas de resistencia eléctrica. Desafortunadamente, se mantiene siendo una dificultad para los sensores térmicos diferenciar las señales de desliz de las de contacto.

V. SENSORES GELSIGHT PARA LA DETECCIÓN DE DESLICES

Exponemos en más detalle un tipo especial de sensor para la detección de deslices, conocido como GelSight. Se trata de un sensor táctil basado en detección por cámara desarrollado en 2009 por Johnson et al. [11]. Fue diseñado para medir la geometría del perfil de la superficie de contacto. En comparación con los sensores que ya hemos visto, este cuenta con una alta resolución espacial (0.024 mm/pixel), obtenida gracias al uso de una cámara enfocada a la superficie de contacto. De este modo, el movimiento del objeto respecto la superficie de contacto se puede capturar con una resolución mayor que la de los dedos humanos.

El sensor GelSight está formado de un gel de silicona con una membrana reflectante, tres LEDs (azul, verde y rojo) y una webcam. El gel de silicona se pone en la punta de los dedos de la prótesis, y cuando el brazo robótico agarra un objeto el gel de silicona se adapta su contorno. Seguidamente se hace incidir luz de los LEDs en distintas direcciones, que es reflejada por la membrana del gel y capturada por la webcam. La imagen obtenida se utiliza para medir el contorno de la superficie de contacto, gracias a las variaciones de profundidad del gel debido al agarre del objeto. En un diseño típico de este sensor, el gel está formado de goma de silicona XP-565 de Silicones, Inc., con un coeficiente neo-Hookeano de 0.145 MPa. Además, algoritmos de visión por computador interpretan la imagen de color y reproducen la superficie de contacto en tres dimensiones.

Supongamos que la prótesis está sujetando un objeto. La interacción se infiere a partir de la deformación del elastómero. Para conocer dicha deformación, se añaden unos marcadores en la membrana del elastómero. Estos marcadores tienen forma triangular y están distribuidos de forma casi uniforme y aleatoria por la membrana del elastómero. La distancia media entre dos marcadores adyacentes es de aproximadamente 1.2 mm, y la longitud media de los marcadores es de unos 0.4 mm. Estos marcadores están muy dispersos para que la función original del GelSight no se vea modificada por su presencia. La cámara GelSight toma imágenes del elastómero, así como la posición plana de los marcadores, y el desplazamiento de los marcadores se obtiene comparando las posiciones de los marcadores en diferentes marcos. El campo de desplazamiento global de la superficie del elastómero se obtiene mediante la interpolación de los desplazamientos de los marcadores, con una precisión de 1.2 mm (la distancia de intervalo de los marcadores). Los tamaños aleatorios y la distribución de los marcadores ayudan a determinar su ubicación al medir el campo de desplazamiento. La densidad de los marcadores podría mejorarse para obtener un campo de desplazamiento de mayor precisión, pero existe un compromiso entre la densidad del marcador y la función GelSight de medir el mapa de altura de las superficies de contacto. La densidad de corriente se eligió para lograr un buen equilibrio entre mantener las dos funciones paralelas.

Se realizaron varios experimentos para conocer la respuesta del sensor GelSight a diferentes cargas externas. A continuación comentamos los resultados de dichos experimentos. Concretamente, estudiaremos el vector de desplazamiento eléctrico que se induce sobre los marcadores en algunos ejemplos de agarre.

El campo de desplazamiento de los marcadores GelSight está determinado por la carga en la superficie de contacto. Las cargas utilizadas para los experimentos descritos en este documento incluyen las cargas normales, de corte y de par. Diferentes cargas causan diferentes patrones en el campo de desplazamiento del marcador, y por lo tanto sirven como características de las cargas. La magnitud del desplazamiento aumenta a medida que aumenta la carga.

Por ejemplo, se estudia el resultado del comportamiento del sensor ante una carga normal. La carga normal es la carga de fuerza en la dirección normal hacia la superficie de contacto. En un trabajo de agarre robótico, la fuerza normal es la fuerza de compresión al sostener un objeto. Bajo la fuerza normal, el elastómero en el sensor GelSight se comprime lateralmente desde el centro de contacto, de modo que el campo de desplazamiento apunta en dirección radial, tomando como centro la zona de contacto. Cuando la presión ejercida sobre la superficie no es homogénea, el campo sale de las zonas de mayor presión a las zonas de menor presión.

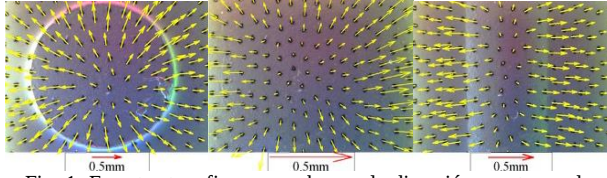


Fig. 1. En estas tres figuras se observa la dirección que toma el campo de desplazamiento ante tres situaciones. En la primera, el contacto es una superficie circular de 12.5mm de diámetro (el círculo que se puede observar en la figura). En la segunda, hay contacto en toda la superficie. En la tercera, el contacto se produce a través de un cilindro con un diámetro de 38.08 mm [12].

VI. CONCLUSIONES

Aunque simular un órgano como una mano humana, que puede reconocer fácilmente numerosas propiedades de objetos que sujeta, sea una tarea difícil, el rápido avance de la tecnología es esperanzador.

Los brazos robóticos perfeccionan ya técnicas como agarre, la controlabilidad y la precisión en sus movimientos. Acercándose cada vez más al

comportamiento de un brazo humano, cada vez estamos más cerca de perfeccionar también una sustitución del sentido del tacto. Aunque queda mucho camino por recorrer, los ejemplos expuestos muestran una parte de la investigación que se lleva a cabo en la actualidad para llegar a este objetivo.

Los estudios y experimentos realizados hasta ahora con sensores como GelSight muestran buenos resultados, tanto a la hora de medir la fuerza de contacto como de detectar deslises, y aportan motivación para continuar perfeccionando los métodos y poniéndolos a prueba en más diversidad de casos.

No podemos olvidar que el progreso y evolución de estos sensores no supone únicamente un avance científico y tecnológico sino una gran contribución a las vidas de los usuarios de las prótesis. Mediante el trabajo en esta línea, las vidas de las personas con una amputación de brazo cada vez serán mejores; cada vez menos diferentes a las que tendrían con un brazo humano.

- [1] Kuiken TA, Li G, Lock BA, Lipschutz RD, Miller LA, Stubblefield KA, Englehart KB. Targeted Muscle Reinnervation for Real-time Myoelectric Control of Multifunction Artificial Arms. *JAMA*. 2009;301(6):619-628. doi:10.1001/jama.2009.116
- [2] Harayashiki Moreira, Anderson & Settanni Misiuk Barbosa, Felipe & Hiroji Anraku Ikeda, Guilherme & Carvalho, Gustavo & Silveira Madani, Fernando & Trabasso, Luís Gonzaga. (2017). Development of a Hybrid Arm Prosthesis Controlled by EEG Signals. 203-207. doi:10.1109/CRC.2017.47.
- [3] A. Mingrino, A. Bucci, R. Magni and P. Dario, "Slippage control in hand prostheses by sensing grasping forces and sliding motion," *Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS'94)*, Munich, Germany, 1994, pp. 1803-1809 vol.3. doi: 10.1109/IROS.1994.407614
- [4] Tura, Andrea & Lamberti, Claudio & Davalli, Angelo & Sacchetti, R. (1998). Experimental development of a sensory control system for an upper limb myoelectric prosthesis with cosmetic covering. *Journal of rehabilitation research and development*. 35. 14-26.
- [5] Wang, Y & Chen, J. (2009). Research of touch-slide sensor based theory of acoustic. 22. 1701-1703.
- [6] A. Wisitsoraat, V. Patthanasetakul, T. Lomas, A. Tuantranont, Low cost thin film based piezoresistive MEMS tactile sensor, *Sensors and Actuators A: Physical* Volume 139, Issues 1–2, 2007, pp. 17-22
- [7] Jin-Seok Heo, Jong-Ha Chung, Jung-Ju Lee, Tactile sensor arrays using fiber Bragg grating sensors, *Sensors and Actuators A: Physical*, Volume 126, Issue 2, 2006, pp. 312-327,
- [8] D. P. Cotton, P. H. Chappell, A. Cranny, N. M. White, and S. P. Beeby, "A novel thick-film piezoelectric slip sensor for a prosthetic hand," *IEEE sensors journal*, vol. 7, no. 5, pp. 752–761, 2007.
- [9] C. Melchiorri, "Slip detection and control using tactile and force sensors," *IEEE/ASME transactions on mechatronics*, vol. 5, no. 3, pp. 235–243, 2000.
- [10] D. Accoto, R. Sahai, F. Damiani, D. Campolo, E. Guglielmelli, and P. Dario, "A slip sensor for biorobotic applications using a hot wire anemometry approach," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 187, pp. 201–208, 2012.
- [11] M. K. Johnson and E. Adelson, "Retrographic sensing for the measurement of surface texture and shape," in *Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, 2009 IEEE Conference on. IEEE, 2009, pp. 1070–1077.
- [12] W. Yuan, R. Li, M. A. Srinivasan, and E. H. Adelson, "Measurement of shear and slip with a gelsight tactile sensor," in *Robotics and Automation (ICRA)*, 2015 IEEE International Conference on. IEEE, 2015, pp. 304–311

Sensors pel desenvolupament de videojocs: aplicacions per la tercera edat

David Feldstein, Albert Herrero, Víctor Marrugat, Carlos Núñez, Èric Planas, Marta Rubio

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

Campus Nord, 08034 Barcelona

e-mails: feldstein.cat@gmail.com, aherrero.parareda@gmail.com, victormarrugat88@gmail.com, Carles131998@gmail.com, ericplanas98@gmail.com, martarubiohuertas@gmail.com

Avui en dia, la població occidental està envellint de manera sistemàtica degut als grans avenços mèdics, farmacèutics i socials. Tot i així, és evident que la tercera edat ve acompanyada d'un seguit de dificultats degut a la càrrega de tota una vida, i en ocasions de malalties que compliquen la situació per a aquesta gran part de la població, com és el cas del deteriorament neurocerebral i trastorns psiquiàtrics. En aquest treball ens proposem veure com teràpies utilitzant sensors destinats a videojocs, podem detectar i tractar aquests problemes de manera no invasiva, estimulante, discreta i accessible.

Paraules clau: videojocs, geriatria, tercera edat, sensors

I. INTRODUCCIÓ

D'acord amb les estimacions, s'espera que d'aquí uns 30 anys, un 40% de la població europea serà major de 60 anys, doblant el percentatge de fa 10 anys, i la gran generació dels "baby-boomers" passaran a ser jubilats (H. Afsarmanesh, 2010). Evidentment, aquest gran grup de població requereix d'assistència sanitària, allotjament, pensions, i un llarg etcètera, i és necessari estar preparats per a poder-los subministrar d'una manera cada cop més eficient i eficaç per a poder proporcionar-los la vida digna que mereixen, situació que actualment no està ben tractada pel que cal proposar noves tècniques i opcions.

Per altra banda, aquest envelliment ve en general de la mà d'un deteriorament de les capacitats cognitives, pel que és necessari tenir en compte aquest factor a l'hora de pensar en com millorar les condicions per aquest grup. Sabem que la matèria gris de l'hipocamp és un important indicador d'un gran nombre de trastorns neurològics i psiquiàtrics que afecten en especial a gent d'edat avançada, com és el cas de l'Alzheimer. Alhora, estudis demostren que aquesta part del cervell també té una relació causal amb l'aprenentatge i la memòria (West, GL, 2017).

Tot això ha portat a pensar que tècniques enfocades a l'estimulació del sistema hipocamp podrien evitar aquest deteriorament cognitiu comentat, i una proposta que ha mostrat resultats molt positius és l'ús d'entrenament via videojocs, els quals gràcies a la millora de la tecnologia dels sensors permeten una immersió 3D i són un element quotidià per a la major part de la població.

II. EL VIDEOJOC I LA TERCERA EDAT

La tercera edat és una edat plena de complicacions i de canvis, sovint acompanyats d'una desentesa per part de la resta de la societat. Aquesta etapa de la vida està definida sobretot per la pèrdua de la capacitat cognitiva i motora, un fet que es pot donar de sobte, com a resultat d'un esdeveniment sobtat (accident, malaltia, etcètera), o que pot desenvolupar-se durant un període llarg de temps. De totes maneres aquesta pèrdua passa desapercebuda (degut a l'abandonament que pateix la gent gran) i, per tant, no es tracta ni es preveu, i si es fa, té un cost increïblement alt, ja que demana unes instal·lacions i unes atencions molt específiques.

Per això, en aquest treball plantegem l'ús de videojocs com a teràpia de prevenció i rehabilitació per evitar la pèrdua de capacitat cognitiva, preveure l'Alzheimer, entre d'altres.

Els videojocs ocupen tots els nivells tecnològics (des dels d'alta gamma, fins als jocs més senzills), i solen ser accessibles a una majoria de la població. Com que ja estan dissenyats per a interactuar amb un usuari i solen complicar-se de manera progressiva i adaptable, són ideals per a guiar una persona adulta cap a una tercera edat més plàcida i còmode.

III. EL SENSOR KINECT

Les aplicacions que se li poden donar als videojocs envers la monitorització de la salut de persones de la tercera edat es poden enfocar des de molts aspectes diferents, com ho poden ser la interacció amb la realitat augmentada o la detecció del moviment mitjançant sensors. Des d'aquest últim enfoc, les tecnologies desenvolupades per les indústries del videojoc han jugat un paper pioner i s'han anat perfeccionant per tal

d'adaptar-les a les funcionalitats que es requereixen per a aquest tipus d'aplicacions.

El primer sensor de moviment que va començar a complir amb les especificacions necessàries com per començar a pensar en aquestes tecnologies com a solució de problemes reals va ser el WiiMotion Plus. No obstant, al 2010 Microsoft va llançar al mercat el sensor Kinect per a la consola Xbox 360, molt més complet. Kinect consisteix en una barra d'uns 23 cm dissenyada per col·locar-se a sobre o sota la pantalla de vídeo i compta amb múltiples sensors incorporats com ara una càmera RGB, un sensor de profunditat, un micròfon, sensors de reconeixement facial i de la parla i un processador que proporciona una captura dels moviments de tot el cos en 3D.



FIG. 1. Sensor Kinect.

Durant aquests anys s'han desenvolupat diverses APIs (Application Programming Interface) i s'han utilitzat per a interactuar amb el hardware de Kinect i el seu sistema de seguiment de l'esquelet, proporcionant una estimació molt exacta de la posició i altres paràmetres de 20 marcadors anatòmics tals com els que mostra la imatge que treballen a una freqüència de 30 Hz i una resolució espacial de 640x480 píxels.

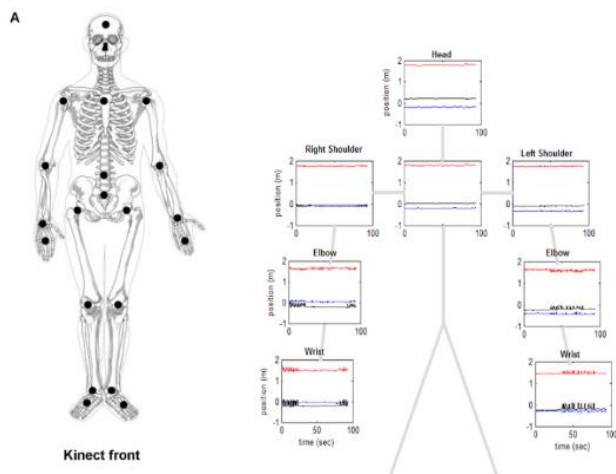


FIG. 2. Marcadors anatòmics del sensor Kinect.

Amb la informació d'aquests marcadors proporcionada al sistema es pot fer un seguiment de la posició corporal del subjecte així com dels canvis en el moviment.

La Kinect conté tres peces que treballen en conjunt per a detectar el moviment i crear una imatge física a la pantalla: una RGB color VGA càmera de vídeo, un sensor de profunditat, i un micròfon multi-array.

• Sensor de profunditat

Resumidament, la Kinect inicialment cobreix l'espai de l'habitació amb un patró de punts predeterminats fets amb raigs IR. El sensor monocromàtic CMOS es col·loca a un offset relatiu als raigs IR transmesos, i la diferència entre les posicions dels punts IR observades i esperades es fa servir per a calcular la profunditat de cada píxel de la càmera RGB.

La informació de la profunditat es fa servir per a calcular el model de l'esquelet de qualsevol persona que es situï davant del sensor, el software classifica aleshores cada píxel segons si és part del cos humà o bé del fons en qüestió. Aquesta classificació s'anomena Random Forest classifier. Píxels corresponents a cada part del cos es col·loquen en un model "esqueletal" frame per frame, sense seguiment entre cada frame.

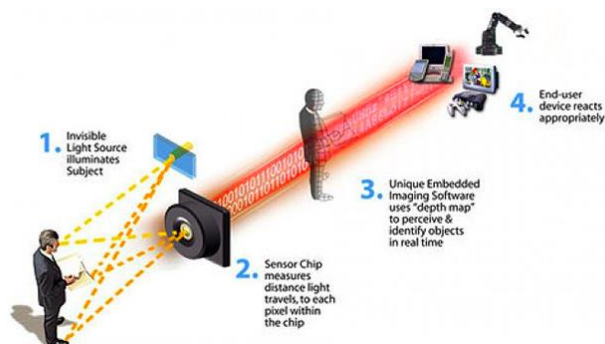


FIG. 3. Esquema de funcionament del sensor de profunditat.

• Càmera RGB

La càmera detecta les components vermelles, verdes, i blaves a més del tipus de cos i característiques facials. Té una resolució de 640x480 píxels i una frame rate de 30 fps.

• Micròfon

El micròfon és en realitat una array de quatre micròfons que poden aïllar les veus del jugador del soroll de fons, així el control per veu és una prestació més d'aquest dispositiu. Aquestes components s'ajunten per a detectar 48

diferents punts en el cos del jugador/pacient 30 cops cada segon.

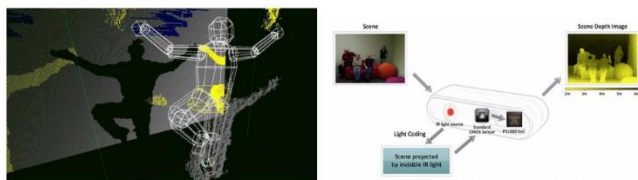


FIG. 4. Imatge gràfica d'un jugador de la XBOX.

En posar hardware i software junts som capaços de generar imatges 3D i reconèixer els cossos humans en el camp de visió. La informació és constantment transferida entre la Kinect i els objectes de l'entorn, mentre que el jugador gaudeix de la diversió del joc sense tenir res a les seves mans.

IV. APLICACIONS I EXEMPLES

La rehabilitació mitjançant videojocs és una de les aplicacions terapèutiques que es poden dur a terme gràcies als videojocs, orientant i millorant les dificultats físiques i mentals dels pacients. Plataformes que compten amb control de moviment, en particular la Nintendo Wii, el Kinect de la consola Xbox de Microsoft, l'Eye Toy de Sony i escenaris de realitat virtual han estat eficaços en aquest camp d'investigació.

Cada vegada més persones grans s'entretenen amb els videojocs, i hi ha estudis que revelen que el seu ús pot aportar beneficis físics i mentals. Els principals beneficis que han observat els professionals i els més grans són una millora del control postural, l'equilibri i la coordinació, així com una millora en aspectes físics, cognitius i socials.



FIG. 5. Persones de la tercera edat jugant a la videoconsola Wii.

• Exemples

- L'equilibri i la despesa d'energia són altres grans millores observades entre els pacients dels mètodes de

rehabilitació mitjançant jocs. Mètodes com l'ús de la Wii Fit bord i Wii Sports han demostrat ser eficaços per incrementar aquests números entre una varietat de pacients. En concret, els ancians han mostrat manca d'equilibri i mobilitat a causa de les condicions de la seva edat, el que resulta en la necessitat d'intervenció de rehabilitació.

- La Universitat d'Essex va dur a terme un estudi per avaluar l'eficàcia de la inclusió de la consola Wii en un programa per a la prevenció de caigudes establert per millorar l'equilibri, la mobilitat, i educar la recuperació després d'una caiguda. Després d'unes 7 setmanes d'entrenament, els resultats van indicar que la Wii pot donar suport positivament a la rehabilitació estàndard. D'altra banda, els participants van trobar l'experiència de joc amb la Wii tan agradable, que incita els pacients a l'entrenament.

El sensor Kinect, però, permet anar més enllà dels jocs més lúdics i ofereix altres potencials avantatges més serioses de cara la teràpia. Les prestacions del sensor, com s'ha vist abans, són molt altes. Per tant, si es recopilen les dades captades sobre la posició i altres paràmetres fisiològics en una centraleta a la pròpia casa del pacient, es poden enviar a l'hospital, on es poden processar i, per tant, monitoritzar en temps real l'activitat que està duent a terme el pacient. Això ofereix moltes avantatges com ara que els doctors ja no cal que vagin un per un a casa dels pacients que ho necessiten i poden monitoritzar i donar, si cal, *feedback* al pacient de l'hospital i, el més important, hi ha la possibilitat de fer-ho amb diversos pacients simultàniament. El sensor de Kinect, a més, com que no compta en què el pacient hagi de tenir cap complement a sobre mentre l'utilitza, pot oferir també la possibilitat de monitoritzar el pacient fins i tot quan no està duent a terme cap activitat lúdica o de rehabilitació amb la consola. Això permet que des del propi hospital es pugui tenir també la possibilitat de vigilar si el pacient ha sofert alguna pèrdua d'equilibri, caiguda o alguna altra anomalia referent a la posició, com ara detectar que un dia no s'aixequi del llit a causa d'alguna indisposició. En cas de detectar una d'aquestes anomalies, d'aquesta manera, es podria actuar ràpidament i atendre el pacient el més aviat possible per minimitzar els possibles impactes a la seva salut.

V. CONCLUSIÓ

L'ús de videojocs per la millora de la qualitat de vida de la gent gran és un exemple més que paradigmàtic de l'adaptació de la tecnologia a les noves necessitats de la societat. Tot i que aquest aspecte encara no ha tingut la transcendència que mereix, és cert que, tal com es pot interpretar d'aquest treball, el món acadèmic se n'està fent cada cop més ressò.

Cal comentar que, probablement, la recerca sobre videojocs aplicats a la geriatria, despertarà cada cop més interès lucrativament parlant, ja que la població de les societats benestants està en procés d'envelliment. Aquest augment de l'interès suposarà també una millora de les tècniques comentades al present document. Si tot això es fa de manera responsable, resultarà en una millora del benestar social per a les societats envellides

FONTS CONSULTADES

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636214000241>, consultat el 3/1/2019

https://www.researchgate.net/publication/261306828_Senior_health_monitoring_using_Kinect, consultat el 7/1/2019
https://link.springer.com/content/pdf/10.1007/978-3-642-15961-9_6.pdf, consultat el 10/1/2019
www.sciencedaily.com/releases/2017/12/171206141648.htm, consultat el 10/1/2019

Visió per computador: Com funciona la visió de les màquines i com ajuda als humans

Armando Estévez, Alejandro Fernández, Pau López, Miquel Negre, Josep Maria Panadés, Gerard Pons
Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya.
Campus Nord, 08034 Barcelona
e-mail: Alejandro.fernandez.alburquerq@alu-etsetb@upc.edu

Aquest article és un breu anàlisi de la situació actual sobre algunes aplicacions que s'han desenvolupat gràcies a la visió per computador, com per exemple: els mètodes de recobriment de vista dels cecs, la conducció autònoma i la interacció entre robots i humans. Finalment, es dirimeix quines són les perspectives de futur i les possibles vies de millora de les tecnologies associades a la visió computacional.

Paraules clau: visió per computador; robots; detecció de l'entorn

I. INTRODUCCIÓ

L'objectiu principal d'aquest article consisteix en retratar de forma fidedigna l'estat actual, esbossant-ne les possibilitats futures, de certs camps i/o aplicacions rellevants relacionades amb la visió per computador, sempre des dels límits de la profanitat en la matèria dels qui el subscriuen.

II. ASSISTÈNCIA DE CECS AMB VISIÓ COMPUTACIONAL

Aconseguir que les superfícies dels objectes i els entorns del dia a dia siguin accessibles per a persones cegues segueix sent un repte a llarg termini, i moltes vegades depèn de la inclusió de superfícies amb Braille o d'assistents de veu. Això moltes vegades es veu limitat segons l'aplicació del producte, que per motius de costos pot no estar habilitat. Per altra banda, el món digital ha suposat, a vegades, un pas enrere en el desenvolupament de la llibertat de persones cegues a l'hora d'interactuar amb nous entorns. És per això que s'estan dedicant esforços a resoldre aquesta matèria mitjançant el *Internet of Things* i una utilització de la visió computacional (VC) que pugui actuar en un context força general, com són els casos de VizLens [1], una aplicació que serveix per analitzar superfícies, i del prototip presentat per (Mekhalfi et al., 2015) [2], que dona assistència en la navegació per espais interiors.

VizLens és una aplicació dedicada a interpretar la informació visual disposada a superfícies físiques per mitjà de la càmera fotogràfica dels telèfons mòbils. En primer lloc, quan l'usuari troba una superfície amb la qual vol interaccionar per primera vegada, utilitza la càmera fotogràfica del mòbil per capturar una imatge del producte i enviar-la a uns sistema de *crowd work*, que analitza la qualitat de la imatge i marca i descriu els elements de la interfície. Finalment, els resultats són combinats en funció del vot majoritari i es retorna com una imatge de referència. Més tard, quan l'usuari vol fer servir el producte que disposa de la superfície en qüestió, obre l'aplicació de VizLens i

enfoca el mòbil cap a l'objecte, i la visió computacional (VC) s'encarrega de fer coincidir la imatge de referència amb la imatge en temps real del producte que s'està obtenint amb el mòbil. Amb això, l'usuari va rebent la informació de la interfície desitjada mitjançant respostes de veu a mesura que mou el dit per la pantalla del mòbil.

El procés total triga al voltant de 8 minuts i té el gran avantatge de poder donar llibertat i independència a aquestes persones davant de nous entorns i de problemes puntuals.

Per altra banda, el prototip presentat per Mekhalfi et al. suposa un gran progrés en matèria d'assistència de navegació en interiors, una necessitat vital per persones cegues. Aquest prototip ha estat desenvolupat amb ajuda de la literatura anterior de la matèria, i combina per primera vegada dues funcionalitats: un sistema de guia i un sistema de reconeixement.

El sistema de guia està integrat per tres mòduls, un d'egomoció que s'encarrega de determinar la posició actual de l'usuari a l'espai en el qual es troba, un altre de càlcul de vies lliures d'obstacles a la destinació desitjada (especificada mitjançant comandes de veu) i un últim mòdul de detecció d'obstacles imprevistos. El mòdul d'egomoció funciona mitjançant reconeixement de patrons, requereix la situació de marcadors als espais que es volen habilitar per la mobilitat de persones amb incapacitat visual, i funciona amb l'ajuda d'un microprocessador i una càmera CMOS amb IDS. El mòdul de càlcul de vies es realitza per mitjà d'un mapa de CAD, i el mòdul de detecció d'obstacles funciona gràcies a un sensor làser.

El sistema de reconeixement de l'entorn té com a objectiu proporcionar informació de l'entorn per tal d'ajudar a l'usuari a la seva comprensió i garantir la seva seguretat, cosa que és especialment útil en ambients desconeguts. Així doncs, és una funcionalitat que només s'executa sota demanda. El procés en qüestió consta de dues fases, una *offline* i una *online*. El procés es basa en l'establiment d'imatges test que contenen objectes de referència i són carregades al dispositiu, i la part *online* consta de la realització d'una fotografia de l'entorn per analitzar si es

detecten objectes de referència per comparació amb imatges test. Finalment els resultats són comunicats per comandes de veu.

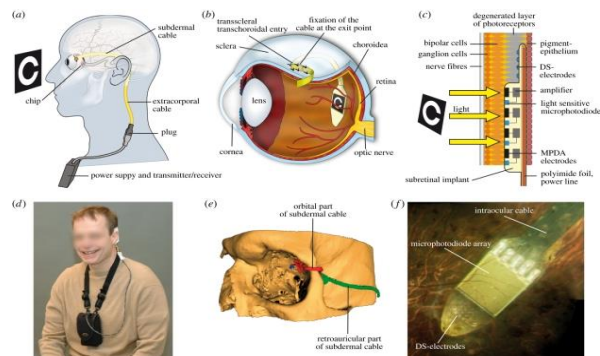
No obstant, el gran repte al que s'enfronta avui en dia aquest camp és la restauració total, o si més no parcial, de les capacitats visuals de les persones afectades per algun tipus d'oftàlmia. Si bé és cert que encara no és possible tractar de forma efectiva pacients amb ceguera severa, sí s'han fet grans avanços en casos hereditaris de degeneració progressiva de retina, casos on les cèl·lules retinals encara posseeixen certa sensibilitat lumínica (no suficient però, com per a desenvolupar la vista), amb l'ajut de fotosensors.

Per tal de plantejar una idea general de l'estat actual d'aquest tipus de tractament, a continuació s'explicarà de forma concisa el punter estudi: *"Subretinal electronic chips allow blind patients to read letters and combine them to words"* de Zrenner et al.. L'objectiu d'aquesta publicació era provar l'eficàcia d'una pròtesis fotosensible en pacients afectats per una distròfia reticular crònica que havia degenerat en ceguera. El dispositiu protètic en qüestió, implantat quirúrgicament en la una capa retinal inferior prop de la màcula, consistia en un conjunt de 1500 microfotodíodes ('xip') actius cada un amb el seu propi amplificador i elèctrode d'estimulació local. Tal i com es pot apreciar a la imatge, al final de la pròtesis es troben un total de setze elèctrodes que, independentment de la llum rebuda, permeten obtenir un test i una excitació provinent de la connexió neuronal del nervi òptic.

El xip genera un patró amb una resolució 38x40 píxels, i cada un dels microfotodíodes, en funció dels estímuls lumínics rebuts, s'encarrega de crear un pols elèctric en conseqüència. Els resultats obtinguts van ser molt satisfactoris, no només es va aconseguir que aquest tipus de pacients fossin capaços d'identificar, reconèixer i localitzar certs objectes i formes (blanc-i-negres) així com certes tonalitats i contrastos de gris sobre blanc, sinó que els pacients van arribar a distingir lletres (majúscules d'entre 5 i 8 cm d'altura) i efectuar un cert exercici de lectura. Es tracta d'un avanç prometedori però incipient d'aquest tipus de tecnologia doncs, tot i que és cert que millora de forma notable la capacitat visual dels subjectes, en un principi nul·la, presenta encara limitacions.

La principal i més evident és la resolució de la imatge obtinguda que permet només reconèixer objectes/figures sobre contrastos molt marcats i molt ben definits. Clarament queda encara molt a progressar per a poder arribar a un prototip d'ús estandarditzat de fàcil implementació, ja que la pròtesis proposada presenta certs problemes degut a la alimentació externa necessària per al seu correcte funcionament, que permeti resoldre les necessitats dels seus usuaris. Aquest estudi, de gran repercussió, és el present de la visió per computació aplicada a l'oftalmologia, la fita que assoleix, és molt rellevant ja que per primera vegada demostra que aquest tipus d'implants permeten un reconeixement visual i cognitiu dels estímuls processats. Però què depara el futur d'aquest àmbit? (avui encara

incipient). Doncs altres estudis, agafant el relleu del presentat anteriorment, han profunditzat en la relació entre les capacitats cognitives i visuals fins arribar a desenvolupar una pròtesis capaç de millorar la memòria visual dels seus usuaris. Aquests avenços obren les portes a no només a l'assistència per a cecs sinó per a persones amb problemes de memòria fotogràfica-local.



III. CONDUCCIÓ AUTÒNOMA

Des de fa uns anys, la presència de càmeres en el mercat de vehicles d'ús personal no és un fet estrany. Primerament van aparèixer com ajudes visuals per l'usuari quan es disposava a estacionar el vehicle, fet que encara no suposava una relació entre la imatge i una acció duta a terme autònomament per el propi vehicle. Més endavant, van aparèixer comercialment els primers automòbils que realitzaven la maniobra d'aparcament de forma autònoma, guiats per la informació rebuda de sensors d'ultrasò que mesuraven les distàncies. Tot i això, les càmeres incorporades en els vehicles només serveixen per donar seguretat al conductor a l'hora de supervisar la maniobra.

No obstant, en els darrers anys, diferents fabricants automobilístics s'han interessat en la fabricació de cotxes autònoms, és a dir, que puguin operar sense la necessitat d'un ésser humà realitzant la conducció. La conducció autònoma és important ja que portarà grans avantatges en l'àmbit de l'automoció: augmentar la seguretat a les carreteres, reduir el trànsit i el consum de combustibles, millorar els problemes d'aparcament i donar més descans als conductors, entre altres. És aquí, on les tècniques de visió computeritzada van guanyar pes al costat de les altres tècniques de localització per formar part de la tecnologia aplicada en el vehicle. Les tècniques i tecnologies aplicades en aquests vehicles, han d'estar molt controlades i verificades, ja que es pot posar la vida de persones en perill. Els factors més importants on la visió computeritzada pren un paper molt important son els descrits a continuació:

1. Detecció de carrils

Un aspecte molt important és la detecció del carrils per fer servir aquesta informació per mantenir el vehicle dins del traçat de la carretera. Tècniques de processat d'imatges són

les més utilitzades avui en dia. Primer passem d'una imatge a color a una imatge en blanc i negre. Tot seguit se li aplica una tècnica de detecció de fronteres, que fa comparacions entre els gradients de la intensitat la imatge, mètode conegut com l'operador Sobel. Tot seguit es fa una digitalització de la imatge i un filtre que li dona més importància al centre de la imatge degut a que la càmera al vehicle va centrada. Finalment, es fa una transformació de Hough que és una tècnica molt estesa en la detecció de figures les quals poden ser expressades matemàticament, com és el cas de rectes i paràboles que modelaran els carrils. Seguint aquest procés es troba una instantània on es ressalten les línies del carril.

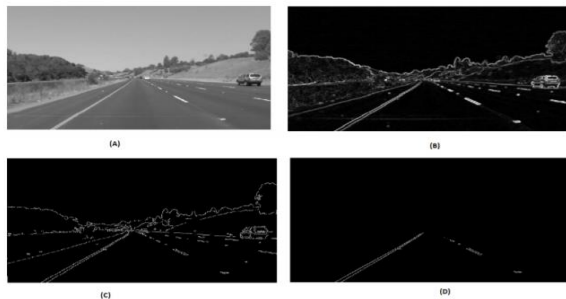


Figura 1: Detecció de carrils [6]

2. Caracterització i detecció de senyals

El reconeixement de senyals i la seva posterior caracterització és molt important per l'adaptació del comportament del vehicle a l'entorn. La dificultat que presenta és que s'han de reconèixer un gran ventall de senyals diferents extrets d'imatges les quals poden tenir il·luminacions molt diferents. És molt important no només saber què indica el senyal, sinó saber el seu color, ja que en funció d'ell el significat varia. Per tant, per començar a identificar els senyals, es filtra la imatge rebuda en funció d'una predicció de la llum ambiental i tenint en compte la reflectivitat del senyal. Un cop fet aquest procés, s'agrupen els píxels coincidents que tinguin colors coherents amb els senyals de trànsit, i es fa una caracterització més detallada del color dels seus píxels. Finalment, haurem de comparar aquesta caracterització amb la nostra base de dades, fins a trobar una coincidència.

3. Predicció de l'angle de gir

Un dels aspectes més importants en la conducció autònoma és la predicció de la trajectòria que el vehicle seguirà per a poder realitzar correctament els girs que efectuarà. Els nous models dissenyen estratègies que depenguin poc de codis previs per minimitzar errors i cada vegada s'està fent servir més sistemes que aprenguin a partir de l'observació i les realitzacions. S'ha de tenir en compte que les realitzacions varien en funció del conductor, i que per tant és interessant tenir-ne un ampli ventall. Els paràmetres més importants que es volen estimar en funció de l'angle de

direcció són: la curvatura de la carretera i la posició del vehicle respecte les línies de traçat. Per tant, en aquesta predicció es fa servir la detecció de carrils presentada anteriorment. A partir de les observacions es crearan prediccions al observar les característiques del traçat i el vehicle actuarà en conseqüència.

4. Detecció de vehicles i obstacles

És molt important que el cotxe autònom sigui capaç de detectar eficaçment altres vehicles que es puguin trobar a la carretera, així com detectar vianants o obstacles que puguin aparèixer de forma sobtada. Unes de les tècniques usades per dur a terme aquesta funció és la utilització d'un histograma de gradients orientats (HOG). Aquesta tècnica ens permet reconèixer formes a partir de la direcció del gradient en el seu contorn. Per tal de que es pugui reconèixer amb precisió els objectes, cal un procés de *machine learning*, on s'entren diferents figures amb el seu HOG, les quals ja estan prèviament caracteritzades segons l'objecte que són o no són. D'aquesta manera, s'aconsegueix un reconeixement eficaç dels nous objectes identificats. En funció de la identificació de l'objecte, el cotxe actuarà en conseqüència.

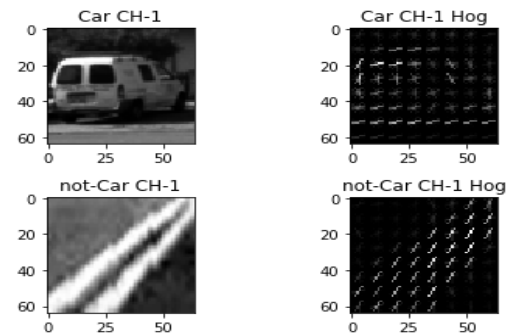


Figura 2: filtre HBO [7]

Aquestes i altres moltes tècniques de visió per computador s'utilitzen per aconseguir millorar la conducció autònoma, i treballen harmònicament amb altre tipus de sensors per aconseguir una conducció autònoma segura i eficient.

IV. INTERACCIÓ HUMÀ-ROBOT

Les interaccions entre humans i robots han constituït un important camp d'estudi al llarg dels últims vint anys, especialment des que es va visualitzar el potencial de la inclusió de robots en activitats de la vida quotidiana dels éssers humans. Uns dels principals impulsors d'aquesta simbiosi progressiva han sigut els sistemes de visió computacionals desenvolupats en els últims anys arreu del món.

Cal posar l'accent al fet que les esmentades interaccions es van veure limitades en el passat recent per causa d'una acusada falta de naturalitat en l'estructura i mobilitat dels robots, degut tant als materials de construcció i l'electrònica

que involucraven, com als complexos i sovint ineficients en aquest sentit algorismes, que limitaven considerablement el rang de possibilitats motrius dels robots que governaven, a escala de software.

L'interès a naturalitzar els moviments dels robots és degut en gran part a la necessitat nascuda en els diferents camps per tal que puguin realitzar moviments complexos. És per això que recentment han aparegut tendències de desenvolupament per aconseguir naturalitzar els moviments dels robots a través de la imitació directa dels moviments humans, en una clara relació al mètode d'aprenentatge humà, el qual consisteix, en les primeres etapes de desenvolupament infantil, en la imitació.

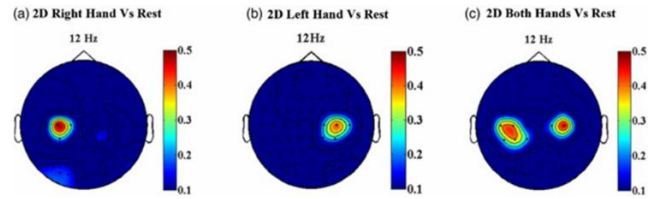
Aquestes investigacions han fet ús de maquinari dedicat, complex, i sovint costós, entre els quals es troba l'ús d'acceleròmetres, giroscopis i sistemes de rastreig per infraroig. És per això que han sorgit alternatives per a la rèplica de moviments humans en robots, com ho és el desenvolupament de sistemes relativament econòmics i amb bon nivell de precisió com per exemple el sistema Kinect, de Microsoft. Tanmateix, cal dir que aquest tipus de dispositius, basats principalment en sistemes de navegació inercial com els esmentats, si bé continuen sent fonamentals en la interacció humà-robot, han cedit ja el pòdium del avantguardisme tecnològic a altres de més recent aparició i per tant, no gaire coneguts.

De fet, els avenços en els mecanismes d'interacció entre persones i robots han fet possible l'invent d'una tecnologia que permet controlar un dron amb la ment. El funcionament es basa en el processament del senyal elèctric que es genera al sistema nerviós quan el subjecte imagina una acció motora com moure una mà. Aquest tipus d'interfície, anomenada BCI per les sigles en anglès "Brain Computer Interface", té un dipòsit de software lliure, el BCI2000, que facilita el processament de l'electroencefalograma.

És indispensable que pel bon funcionament del sistema es faci un calibratge per cada usuari. La principal funció del calibratge és identificar quins elèctrodes, dels molts que es col·loquen, detecten un augment de diferents components

freqüencials del senyal quan el subjecte imagina una acció. En la figura sota aquestes línies s'hi pot observar el component freqüencial de 12 Hz per tres accions diferents. Podem concloure que aixecar una mà caracteritza prou una ordre amb l'objectiu de poder, en aquesta aplicació, indicar una direcció de moviment 3D per al dron.

Aquesta tecnologia obre les portes a nous invents, basats en la interfície BCI, que millorin la qualitat de vida de persones afectades per la falta de mobilitat, com en el cas de malalts d'esclerosi lateral amiotròfica.



V. CONCLUSIONS

Després dels exemples presentats no hi ha cap mena de dubte que l'àmbit de la visió per computador, amb un bagatge d'ascens exponencial en els darrers vint anys, posseeix una salut present envejable i un futur molt esperançador, que el converteixen en un dels camps clau per al desenvolupament tecnològic dels propers anys. La interdisciplinarietat de les innumerables aplicacions que es beneficiaran d'aquests avenços fa difícil predir quines seran les guies mestres del seu progrés però, clarament les aplicacions biomèdiques, aquelles relacionades amb el control de la intel·ligència artificial, així com aquelles que permeten una simplificació de les activitats diàries que realitzem, com ara la conducció, hi jugaran un paper molt important. Aquests no obstant, només són alguns exemples entre tots aquells que podrien encapçalar aquesta revolució de la visió per computador, el veritable abast ens és del tot imponderable a dia d'avui i només el temps podrà dictaminar el seu impacte real.

- [1] A. Guo and J. P. Bigham, "Making Everyday Interfaces Accessible: Tactile Overlays by and for Blind People", in IEEE Pervasive Computing, vol. 17, no. 2, pp. 66-70, Apr.-Jun. 2018.
- [2] Mohamed L. Mekhalfi, Farid Melgani, Abdallah Zeggada, Francesco G.B. De Natale, Mohammed A.-M. Salem, Alaa Khamis, "Recovering the sight to blind people in indoor environments with smart technologies", in Expert Systems with Applications, vol. 46, pp. 129-138, 2016.
- [3] Eberhart Zrenner, et ál, "Subretinal electronic chips allow blind patients to read letters and combine them to words"
- [4] Shuyang Du, Haoli Guo, Andrew Simpson, "Self-Driving Car Steering Angle Prediction Based on Image Recognition".
- [5] Rohit Gandikota, arXiv:1812.02542.
- [6] Aušra Vidugirienė, Andriejus Demčenko, Minija Tamošiūnaitė (Magnus University), "Steering angle prediction using neural networks and look-up table for different drivers".
- [3] Yves Berub Lauzi, Denis Gingras, Frank P. Ferriey (McGill University), A Model-Based Road Sign Identification System.
- [7] <https://github.com/stathopoan/CarND-Vehicle-Detection>, visitada el 14/12/2018.
- [8] R. Jiménez, F. Espinosa, and D. Amaya, "Control de movimiento de un robot humanoide por medio de visión de máquina y réplica de movimientos humano," INGEUC, vol. 9, no. 2, pp. 44-51, 2013.

Sensor use for superior playing experience in Nintendo Switch

Miquel Anglada, Pau Blanco, Oscar Escolano, Miquel Masanas, Javier Vila
Instrumentation. Physics engineering degree. Universitat Politècnica de Catalunya.
 Campus Nord, 08034 Barcelona

e-mail: miquelanglada97@gmail.com, paublanco1998@gmail.com, oscaritue@gmail.com, miquel.masanas.j@gmail.com,
javi.vila.98@gmail.com

Due to an ever-increasing interest in modern electronic devices' approachability, the UI has become one of the pillars in modern design works. In this article we will discuss the sensors that the new generation console Nintendo Switch uses to bring the gaming experience to its current best. We will enumerate which components it uses in its interaction with its surroundings and the user, and we will explain the ones that directly measure magnitudes used later in the games or interface.

Keywords: User Interface, Motion tracking, IR

I. INTRODUCTION

The Human-Machine Interface, usually referred to as UI (User Interface) in computers and electronic devices, is the space where the set of input components present in the device, both hardware and software, enable communication between user and machine.

In the beginnings of the computer era, the sole object of improvement was to increase both the information volume and the speed at which this could be processed, and their users were either technicians or experts, so not much development in the UI was needed. There was, in fact, more work coming from the user to "accommodate" the computer than the other way around.

With the later start of their distribution and use in new environments, the inexpert user profile appeared, creating the need of an approachable UI. The first response this problem received were the CLIs (Command-Line Interfaces), which after the NLS (on-Line System) developed by Douglas Engelbart in 1968 [1], evolved into the current GUIs (Graphical User Interfaces).

Nowadays, GUIs are still the most popular interfaces in the regular use of computers, and as their name implies, they allow the user to graphically manipulate elements in a direct way, using peripherals; the input effect on the machine can be monitored visually at any given time. Recently, other UI ideas based in different input types have appeared and gained popularity, each one in a particular scope, as for example conversational, touch, gestures or even manipulate a physical body in a direct way.

Currently, in contrast with the previously mentioned first computers, one of the pillars of any electronic device is how well it enables the use to interact with it, be it to assure a greater success with the general public from a business point

of view, or to fulfill a particular job in a more professional scope.

II. VIDEOGAME CONSOLES

A videogame console is a computer system built specifically for playing videogames.

Since the first videogame console, Magnavox Odyssey with the *Pong* game in 1972, the mainly used UIs had been the same as in traditional computers: the GUIs, but this does not live up to this day. Nowadays, the most common way of playing videogames is through both mobile phones and tablets, which work with a touchpad interface, but focusing only in the "classic" videogame consoles, there has also been an increase of interest in different UIs rather than in raw computational power. [2]

Nintendo, a leading company in the videogames sector, has been one of the biggest supporters of these new UI implementations in modern consoles. From their pioneer take into AR in their 1995 Virtual Boy, they have tried to add different layers of input possibilities.

In their 2004 Nintendo DS, a touchpad was incorporated as a second screen, bursting into life what would later become the UI used in mobile and tablet games, and in their 2006 Wii, the use of accelerometers and optical sensors in the remotes allowed for a gesture UI. The latter has been also employed afterwards by other companies, such as Sony's PlayStation Move or Microsoft's Kinect via different systems of movement measure.

Nintendo's newest console, Nintendo Switch, is a hybrid console featuring touch, gesture and classical graphical UIs, by means of different sensors which will now be introduced.

The main measuring systems are contained in the controllers, called Joy-cons.



Figure 1. Joy-con controllers

They consist of a motion tracking system, formed by an accelerometer and a gyroscope, which is used to determine the relative position and velocity of the controller with respect to the user. This is used in several games to simulate movements such as the ones of driving wheels, following a target trajectory, etc. and it is the base of the cursor system, which works similarly to the previous console Wii while avoiding the use of infrared positioning. It also contains an infrared depth tracking sensor capable of reading a wide area precisely enough to even recognize shapes. It communicates with the main terminal using Bluetooth, and can also use NFC (near field communication) to interact with physical devices that take part in games like Amiibos. Moreover, it has haptic feedback engines, or popularly HD rumbles, that simulate physical sensations at hand using vibrations in the controller. As of the main terminal, its only interactive system is a 6.2-inch multi-touch capacitive screen. [3] [4] [5]



Figure 2. Nintendo Switch main module

III. SENSORS

A. MOTION TRACKING

Nintendo Switch remotes use a pack of 6-axis accelerometer alongside with a gyroscope to efficiently track its motion independently in every axis of movement. Both

sensors of movement are all together attached in the ST Microelectronics SH627. [6]

ACCELEROMETER

An accelerometer is a sensor that measures the change of velocity of an object with respect to its own reference system. It is a capacitive sensor that has a structure of some fixed plates alongside with some moving plates that change their relative position with the fixed plates when the device is accelerated and thus the capacitance between the plates is modified. Each moving plate is located in between two fixed plates so that they create two different capacities.

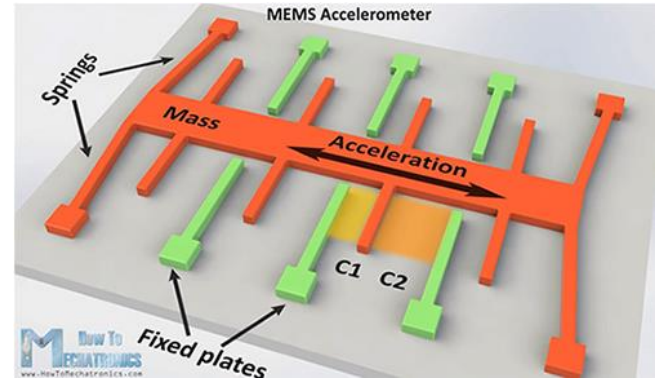


Figure 3. Example of functioning of accelerometer

When the distance between one fixed plate with the moving one increments, the distance between the same moving plate with the next fixed plate.

The capacities C1 and C2 between the plates obey the following equation:

$$C = \frac{\epsilon_r \epsilon_0 L W}{d}$$

Where ϵ_0 is the dielectric constant of air, ϵ_r is the dielectric constant of substrate relative to air, L and W are the length and Thickness of the fixed and moving (or mass) plates, and d is the distance between the plates.

The accelerometer used in the Switch remote, works in six independent axes so that it describes the movement in the three dimensions. Such sensor has three power modes, which are power-down, low-power, normal, and high-performance.

GYROSCOPE

A gyroscope is a sensor that measures the angular velocity and the orientation of an object. Gyroscopes used in devices such as the Switch remote, are also capacitive sensors but in this case, the capacitance is modified by the change of angular velocity. 3D gyroscope sensors usually have three different gyroscopes in three orthogonal axes so that they can define the whole movement.

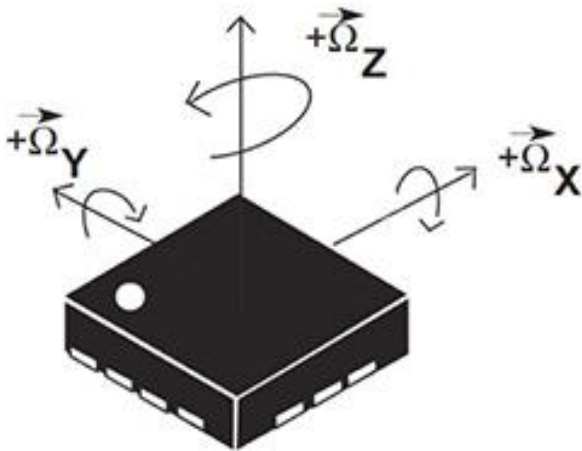


Figure 4. Example of functioning of gyroscope

The gyroscope used by Nintendo has four power modes like in the accelerometer, which are power-down, low-power, normal and high-performance. [7]

ST MICROELECTRONICS SH627

Both accelerometer and gyroscope mounted separately have some uncertainties that cannot be observed. Those uncertainties are corrected by putting the two sensors together measuring the same movement, so they complement each other, obtaining more accuracy in the measures.

The sensor SH627 is part of the package LSM6DS3, assembled by ST Microelectronics and contains both a 3D accelerometer and a 3D gyroscope. This package performs at 1.25mA and can get up to 1.6mA when performing at high-performance power mode.

This sensor has a power consumption of 0.9mA, which makes it an ideal sensor for portable devices that need low-power consumption such as the Nintendo Switch Joy-con. It also has an analog voltage supply of 1.71V up to 3.6V. The size of the sensor is very small, so it's easily fitted inside the Joy-con, as its dimensions are 2.5mm x 3mm x 0.85mm. [8]

B. THE IR CAMERA

The left joy-con also has an infra-red camera embedded in its bottom part. This camera is an infrared CMOS image sensor and is manufactured by Omnivision [9]. This camera allows for the detection of distances and basic shapes, such as a gesture done by a hand.



Figure 5. Infrared sensor

A CMOS sensor is a phototransistor, which means that when it is illuminated with light, inside the wavelength range determined by the sensor, it will output a voltage related with the intensity of the incoming light. The layout of the sensors allows for the formation of the image in the form of an array that can later be displayed in the screen. [10]

In addition to the formation of images, only in black and white because the range is infrared so it would be impossible to form a colored image, this sensor is also able to measure distances using emitted IR light that gets reflected in the objects in its path and bounces back to the CMOS where it can be recorded.

This sensor isn't used at as many games as the gyroscope and accelerometer, but it is very useful in games such as LABO, in which, by using cardboard and some reflective stickers this sensor can be used in some creative ways.



Figure 6. Example of the use of the reflective stickers

IV. IMPLEMENTATION

Here we will provide some examples of the use these features are given in order to really understand how these improve the user experience.

As we said the tracking system can be used to move the cursor both in the main screen and inside games, as seen in the next image. As stated before it can be used to simulate tools such as driving wheels in Mario Kart 8 Deluxe, to move the camera view as in The Legend of Zelda: Breath of the Wild, but more subtly spins and shakes are now fully implemented new controls that work just as the old buttons, and just as precisely.



Figure 7. Example of cursor use

With respect the use of the IR camera the most representative example is the Nintendo Labo robot, which is a game concept that consist on creating cardboard hardware, attach it to the joy-cons and control it via IR with the switch main module, or use the IR to see the movement of the cardboard hardware. In the following example the IR camera reads the movement of the cardboard piano tiles using reflective tape, measures the distance, then the information is transmitted to the main module and the corresponding note is played: [11]

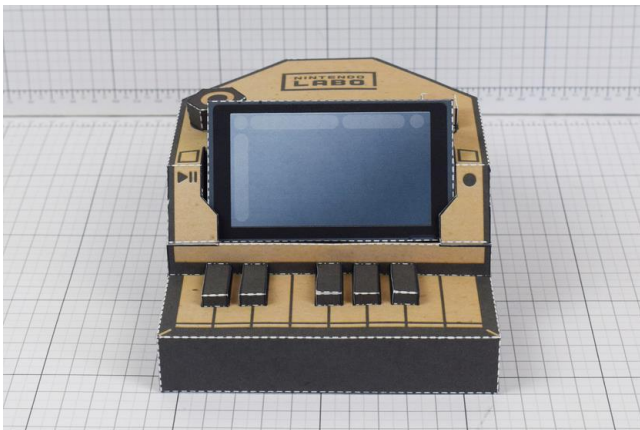


Figure 8. IR based Labo piano

Moreover, the IR sensor may be used in the future to attach new elements to the Joy-con, such as a module with more buttons or joysticks, as it would work as a communication system like in the case of the Nintendo 3DS and 2DS circle pad pro, which was an extra joystick to be attached to the main module:



Figure 9. Circle pad pro contains an extra joystick for N3DS. The data is transmitted via IR. [12]

V. CONCLUSIONS

While Switch is probably just another step in Nintendo's path to the most possible immersive experience in videogames, it has already proven an important one. With the implementation of some tech never seen before in consoles, it has tried to keep a market previously won with Wii and open new ones with LABO, for instance.

In the years to come, this path could follow from what we have discussed in this article or it could as well follow other recent technologies, such as VR and brain-controlled games; but only one thing is certain: it leads to the fore mentioned ultimate immersive experience in videogames.

VI. REFERENCES

- [1] <https://arstechnica.com/features/2005/05/gui/>
- [2] SUNG; K. (2011) Recent Videogame Console Technologies. University of Washington, Bothell. IEEE Computer Society, Issue No. 2 2014
- [3] https://en.wikipedia.org/wiki/Nintendo_Switch
- [4] <https://www.nintendo.com/switch/features/>
- [5] <https://www.nintendo.com/switch/features/tech-specs/>
- [8] <https://techinsights.com/about-techinsights/overview/blog/nintendo-switch-teardown/>
- [9] <https://www.digikey.com/en/articles/techzone/2018/jan/apply-sensor-fusion-to-accelerometers-and-gyroscopes>
- [10] <https://www.st.com/en/mems-and-sensors/lsm6dsm.html>
- [11] <https://techinsights.com/about-techinsights/overview/blog/nintendo-switch-teardown/>
- [12] <https://ieeexplore-ieee.org/recursos.biblioteca.upc.edu/document/4610906>
- [11] <https://heavy.com/games/2018/01/nintendo-labo-piano-works-how-switch/>
- [12] https://en.wikipedia.org/wiki/Nintendo_3DS

Instrumentació en Radiodiagnòstic (Dexeus)

Oriol Vidal, David Civantos, Joan Villalonga, Jesús Morales, Joan Farré
*Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya.
Campus Nord, 08034 Barcelona*

Actualment, la tècnica PET/TAC s'ha convertit en una de les eines més importants en la part del diagnòstic d'imatge dins de la medicina nuclear. Ens proporciona informació sobre la morfologia i l'estructura dels teixits i òrgans.

La física i la instrumentació juguen un paper molt important en aquesta tècnica. En aquest breu document explicarem breument els principis bàsics del PET/TAC i també remarcarem els avantatges d'aquest. Finalment, mostrarem els resultats obtinguts a partir d'un calibratge de l'equip de l'Hospital Universitari Dexeus de Barcelona.

I. INTRODUCCIÓ

En aquest treball parlarem, majoritàriament, de la importància del aparell o instrument conegut i utilitzat en el camp de la medicina nuclear, anomenat PET/TAC.



Figura 1. PET/TAC de l'Hospital Dexeus

La tomografia per emissió de positrons (PET) és una tècnica que es fa servir per detectar i analitzar la distribució tridimensional que adopta un radiofàrmac a l'interior del cos. Es basa en detectar el parell de fotons que s'emeten com a conseqüència de l'aniquilació d'un positró emès per un radiofàrmac, com pot ser el Fluor-18, i un electró sobre el cos. La tomografia per emissió de positrons utilitza petites quantitats de materials radioactius, anomenats radiosondes, una càmera especial i una computadora per ajudar a avaluar les funcions dels seus òrgans i teixits. Mitjançant la identificació a nivell cel·lular de canvis en el cos, la PET pot detectar l'aparició d'una malaltia abans que sigui evident amb altres proves per imatge. Per exemple, utilitzant el radiofàrmac Fluor-18, el que passa és que aquest s'uneix a la glucosa del nostre organisme, que és un component del qual les cèl·lules tumorals necessiten en grans quantitats per poder créixer; i així mateix podem detectar la zona on hi habiten aquestes cèl·lules.

Per altre banda, tenim que la Tomografia Axial Computeritzada (TAC) és una tècnica que utilitza raigs X per

obtenir imatges d'un tall d'un cos. La tècnica consisteix en irradiar una secció del cos des de diferents angles mentre es mesura l'atenuació del focus a l'altre extrem amb l'ajuda de detectors. Mitjançant uns algorismes de reconstrucció s'aconsegueix una imatge morfològica dels teixits.

Definits els conceptes importants, ara passarem a explicar tots els altres apartats del treball.

II. MEDICINA NUCLEAR

La medicina nuclear és una especialitat de la medicina en la qual s'utilitzen radiofàrmacs per diagnosticar enfermetats i per tractar-les.

S'introdueix al pacient petites dosis de material radioactiu. Aquesta dosis viatja pel cos fins la zona que es vol examinar i emet radiació en forma de raigs gamma. Aquest rajos són captats per un detector i amb un ordinador es poden recrear imatges de l'interior del cos. D'aquesta manera podem obtenir molta informació de la zona que volem estudiar.

Protocols de seguretat:

Treballar amb material radioactiu és molt perillós i s'ha de tenir molta cura. Per aquest motiu s'han de seguir uns protocols de control.

- Instal·lacions:

Les instal·lacions del centre hospitalari han d'estar molt preparades per aquest tipus de medicina. Les parets i les portes han d'estar recobertes de plom per tal d'impedir que passi la radiació. També és important que les portes no es quedin obertes.

- Dosis permesa:

Els pacients estan en contacte directe amb materials radioactius. Per controlar la quantitat de radiació que reben s'ha establert una dosi permesa.

A continuació mostrem una taula extreta del Real Decret 1841/1941, de 5 de desembre, que indica les exploracions més freqüents en medicina nuclear, els radiofàrmacs més comuns i la activitat màxima que no es deu sobrepassar a cada una de les exploracions.

Les activitats següents es refereixen a l'home-patró. A la pràctica clínica s'haurà de tenir en compte el tamany corporal i l'edat del pacient.

Exploración	Radiofármaco	Actividad
Gammagrafía tiroidea	^{99m}Tc Pertecnato	222 MBq
	^{123}I INa	37 MBq
Captación tiroidea	^{131}I INa:	1.110 kBq
Gammagrafía ósea	^{99m}Tc Compuestos fosfonados	1.110 MBq
Gammagrafía con citrato de galio ^{67}Ga	^{67}Ga Citrato	370 MBq
Gammagrafía pulmonar perfusión	^{99m}Tc Macropartículas	296 MBq
Gammagrafía miocárdica perfusión	^{201}Tl	185 MBq
	^{99m}Tc MIBI	925 MBq
	^{99m}Tc TTF	925 MBq
Ventriculogammagrafía	^{99m}Tc Hematies	925 MBq
	^{99m}Tc Seroalbúmina	925 MBq
Renograma	^{99m}Tc MAG3/ ^{99m}Tc -DTPA	370 MBq
Gammagrafía hepatobiliar	^{99m}Tc IDA y derivados	370 MBq
Gammagrafía hepática	^{99m}Tc Coloide	259 MBq
Gammagrafía cerebral	^{99m}Tc HMPAO	925 MBq
Gammagrafía leucocitos	^{99m}Tc HMPAO	370 MBq
	^{111}In Oxina/tropolona	18.500 kBq
Filtrado glomerular	^{123}I Iothalamato	3.700 kBq
	^{51}Cr EDTA	5.550 kBq

Fig 2. Taula que relaciona la radioactivitat amb el seu radiofàrmac respectivament

Els metges també reben radiació de manera menys directa. La dosi màxima que poder rebre correspon a 20 mcybergs/any. Per protegir-se d'aquesta radiació, porten un delantal de plom.

Per tal de controlar aquestes dosis, s'utilitzen dosímetres que mesuren l'activitat radioactiva.

- Residus:

Una vegada s'ha utilitzat el material radioactiu, es converteix en residu. Aquest residu han d'estar molt ben aïllats. Per això s'han d'utilitzar paperes de plom que no deixin sortir la radiació. Segons el Real Decret 479/1993, de 2 de abril:

“Los residuos generados se tratarán y evacuarán en función de su naturaleza, observando las normas legales al respecto.”

- Control de qualitat:

Les proves que es realitzen a la medicina nuclear han de tenir molta precisió i ha de funcionar tot correctament. Per verificar-ho s'han de fer controls de qualitat regularment. Els instruments que s'utilitzen han d'estar ben calibrats. A més no hi ha d'haver fuges per on passi la radiació.

Diàriament, es realitza un control per assegurar el funcionament del sistema. A més, cada tres mesos s'ha de fer un control de qualitat més profund.

Segons el Real Decret 479/1993, de 2 de abril:

“El control de calidad debe abarcar todas las medidas tendentes a hacer que cada radiofármaco cumpla las especificaciones establecidas y reúna la calidad requerida para su administración.”

El control de calidad incluye el mantenimiento y calibrado de los aparatos y equipos de detección y medida, limpieza de material y locales, revisión periódica de los protocolos, control analíticos de los medicamentos radiofármacos, etc.”

III. FÍSICA

Dins aquest apartat ens centrarem en estudiar la física darrere la instrumentació en radiodiagnòstic. Segons l'energia de les ones electromagnètiques, on, en el nostre cas, seran fotons, es poden produir tres efectes probabilístics, també anomenats efectes ionitzants:

- Efecte fotoelèctric: consisteix en la emissió d'electrons al fer incidir radiació electromagnètica (llum) sobre un material.

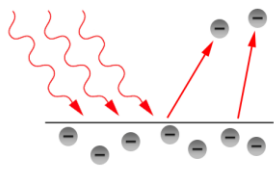


Fig 3. Efecte fotoelèctric

Els fotons del raig de llum tenen una energia característica determinada per la freqüència de la llum. En el procés de fotoemissió, si un electró absorbeix l'energia d'un fotó i aquest té més energia que la funció de treball (característica del material), l'electró és arrencat del material. Si l'energia del fotó és massa baixa, l'electró no pot escapar de la superfície del material.

Augmentar la intensitat del feix no canvia l'energia dels fotons, només canvia el nombre de fotons. En conseqüència, l'energia dels electrons emesos no depèn de la intensitat de la llum, sinó de l'energia dels fotons.

- **Efecte Compton:** consisteix en l'augment de la longitud d'ona d'un fotó quan xoca amb un electró lliure i perd part de la seva energia. La freqüència o la longitud d'ona de la radiació dispersada depèn únicament de l'angle de dispersió.

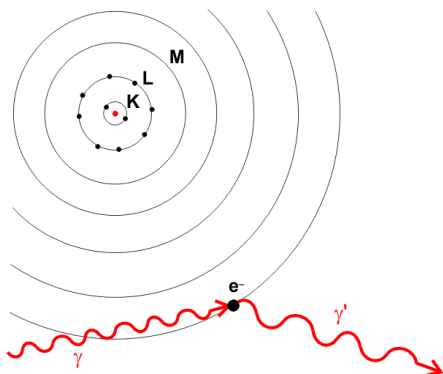


Fig 4. Efecte Compton

La variació de la longitud d'ona es pot calcular amb la relació de Compton:

$$\Delta\lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos \theta),$$

On h és la constant de Planck, m_e és la massa de l'electró, c és la velocitat de la llum i θ l'angle format entre els fotons incidents i dispersats.

- **Aniquilació o creació de parelles:** nosaltres ens basarem en l'aniquilació de parelles electró-positró. Aquest és el fenomen principal que s'utilitza per prendre dades en el PET i en que aprofundirem més.

La reacció $e^+ + e^- \rightarrow \gamma + \gamma$ es coneix com aniquilació positró-electró. Consisteix en la conversió total de la massa d'un electró i un positró en energia i és la forma més comuna d'aniquilació partícula-antipartícula.

Com que l'aniquilació de parelles és un procés d'interacció electromagnètica, l'energia sempre s'emetrà en forma de raigs gamma. Si les partícules es mouen a velocitats molt menors que la de la llum o es troben en repòs, es produiran 2 fotons emesos en la mateixa direcció però amb sentits oposats (per conservació del moment lineal), cadascun amb una energia de 0.511 MeV, el que coincideix amb les masses en repòs de l'electró i del positró (per conservació de l'energia).

Idealment, l'angle que formen els dos fotons hauria de ser de 180° , tot i això, a la realitat, aquest angle pot variar fins a 0.5° . Això és degut a que el positró amb el que es treballa, no està en repòs total; sinó que té una petita energia cinètica i un petit moment lineal. Aquest moment fa que el moment total no sigui nul i que, per tant, l'angle entre els fotons resultants variï una mica dels 180° teòrics.

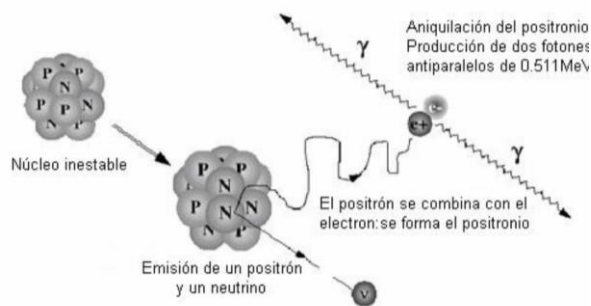


Fig 5. Aniquilació o creació de parelles

Els positrons utilitzats al radiodiagnòstic PET es formen durant la desintegració radioactiva d'un nucli que té un nombre excessiu de protons per assolir l'estabilitat nuclear. Després de successives col·lisions, el positró perd la seva energia i quan està pràcticament en repòs es combina (aniquila) amb un electró d'un orbital convertint-se la massa de les dues partícules (electró i positró en repòs) en energia.

IV. INSTRUMENTACIÓ (APARELLS)

En aquest apartat posarem èmfasis en els diversos aparells que vam poder veure de primera mà. Bàsicament n'explicarem el funcionament, amb les bases físiques que hi ha darrere, i la seva utilitat.

Abans d'explicar els dos més importants que vam veure, la màquina de PET i la de TAC, començarem pels aparells de detecció de radiació.

Els aparells de detecció són necessaris precisament degut al procés PET/TAC, ja que emeten radiació nociva que ha de ser quantificada per evitar riscos a la salut. Els que vam veure a la pràctica mesuraven en microSieverts per hora. Els són una unitat de mesura de *dosis equivalent*, que no és més que la *dosis absorbida* multiplicada per un factor de qualitat. La dosis absorbida es mesura en Grays [J/Kg] i té en compte la quantitat d'energia absorbida per quilogram de massa. Es multiplica per aquest factor de qualitat ja que no és igual de perjudicial rebre 1 Gray de fotons que de partícules pesades com les *alpha*, així doncs els fotons tenen un factor de qualitat associat d'1 i les partícules *alpha* de 20, per exemple.

I com mesuren aquests aparells la radiació rebuda? Doncs bé, el dosímetre amb el que vam treballar ho feia amb un tub de Geiger-Müller. Un tub de Geiger-Müller és un dispositiu format bàsicament per dos electrodos sotmesos a una diferència de potencial i immersos en un gas inert. Amb l'arribada de partícules ionitzants, es ionitza una partícula de gas generant un parell ió- electró. Aquests són accelerats oposadament degut al camp elèctric generat pels electrodos. Degut a l'energia que adquireix aquest electró, és capaç de ionitzar altres partícules de gas, generant un efecte allau i per tant multiplicant el senyal d'electrons rebut. D'aquesta manera aquest dispositiu pot captar l'arribada de fins i tot una sola partícula ionitzant.

La quantitat d'electrons rebuda als elèctrodos en funció del voltatge aplicat no és una corba trivial i depenent d'en quina zona treballi el dispositiu, existeixen els dosímetres de cambra de ions i d'àrea proporcional.

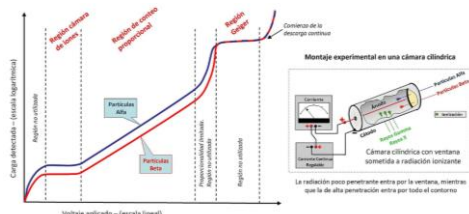


Fig 6. Corba Tub de Geiger-Müller

Passem a entrar en detall amb l'aparell de PET/TAC.

El dispositiu consta de dues parts, la zona de TAC i la de PET. El TAC (Tomografia Axial Computeritzada) es realitza per mitjà d'un giratori al voltant del pacient que consta d'un emissor de fotons dins del ventall d'energies dels Raigs X i un receptor just al costat oposat de l'eix de gir. Aquests fotons poden interaccionar amb la matèria o travessar i ser captats pel receptor. D'aquesta manera, les zones amb un material més dens tindran un coeficient d'atenuació més alt que les zones amb menys densitat. Aquest coeficient d'atenuació es tradueix en una escala de grisos que ens

permet formar la imatge. Les zones més denses es veuen de color clar i les que ho són menys de color fosc. En la possible interacció amb la matèria es pot produir l'efecte Compton, pel qual els fotons es veurien desviats. Per tant podria anar a parar al receptor un fotó no provinent de la línia paral·lela que forma amb l'emissor però que serà interpretat com si hagués travessat aquest tros. És per això que aquest efecte d'interacció radiació matèria ens produeix soroll a la imatge generada per TAC.

Així doncs aquesta primera informació ens dibuixa una estructura anatòmica molt detallada del pacient.

A continuació es realitza el PET (Positron Emission Tomography). Primer de tot se li introdueix al pacient un radiofàrmac que consta bàsicament de l'isòtop radioactiu Fluor¹⁸ i de sucre. El sucre es posa perquè els tumors en són grans consumidors i, d'aquesta manera el radiofàrmac es concentra allà. També és gran consumidor de sucre el cervell, per això durant el procés s'apaguen els llums i s'intenta que el pacient estigui en un estat de repòs absolut.

L'isòtop radioactiu comença a emetre positrons des del tumor. Aquests positrons de seguida es troben amb electrons i s'aniquilen donant vida a dos fotons que s'emeten en sentits oposats tal i com hem explicat en l'apartat de les bases físiques.

Lavors l'aparell de PET format per una anella plena de receptors al voltant del pacient rep aquestes parelles de fotons. Per descartar fotons que no ens interessin produïts o modificats per interaccions amb matèria, només es consideren com a bones les parelles detectades en una finestra de temps i dins d'una finestra de marge d'energia. A partir d'aquesta informació i d'un software extremadament sofisticat, es pot recrear una imatge 3D del cos on les zones que han estat emetent aquests parells de fotons s'hi veuen més il·luminades.

Aquestes zones seran el cervell, la bufeta (on va a parar els residus del radiofàrmac encara emetent positrons) i altres zones si hi ha presència de tumors.

En l'annex podem observar tant fotografies del dispositiu PET/TAC realitzades per nosaltres el dia de la pràctica com imatges reals generades per PET/TAC de cossos humans.

V. EXPERIMENT

Ara que sabem com funcionen els dispositius amb els que ens trobem a l'hospital procedim a explicar l'experiment realitzat el dia de la visita a l'hospital Dexeus.

L'experiment realitzat és un senzill control de qualitat del TAC per comprovar que emet la quantitat de radiació desitjada. No vam poder fer cap prova amb el PET, ja que haguéssim necessitat mostres de material radioactiu F i aquest material té un temps de semidesintegració tant curt

(unes hores) que les mostres produïdes al matí ja no són útils per la tarda, que és quan vam fer nosaltres la visita.

Llavors l'experiment fet consisteix en comprovar que la quantitat de radiació emesa per la font de raig X del TAC és l'adequada. Aquest control s'ha de fer diàriament abans de realitzar les primeres proves en pacients.

La manera de mesurar aquesta radiació que es fa per conveni és la mesura de l'índex CTDI (Computed Tomography Dose Index). Aquest índex ens indica la dosi de radiació absorbida per una persona en cada tall de l'exploració. La unitat amb què s'expressa el CTDI és el miliGray (mGy). [3]

Per mesurar la dosi absorbida utilitzarem el que s'anomena un *phantom*, un cilindre de metacrilat amb un diàmetre similar al del cos humà (32 cm de diàmetre i 15 cm d'espessor). Per altres tipus de test s'utilitzen diferents tipus de *phantoms*, per exemple per fer tests al PET s'utilitza un cilindre ple d'aigua on s'introdueix l'isòtop radioactiu.

Al centre del cilindre de metacrilat hi col·loquem el que serà el nostre sensor. Aquest sensor, anomenat *Piranha*, mesura la dosi absorbida en un punt molt prim però en totes les direccions. Les dades són enviades des de el sensor a l'ordinador mitjançant un dispositiu de transferència de dades per Bluetooth. Obtenim les mesures en mGy/s.

A l'hora de fer l'experiment el que fem primer és motar el *phantom* a la camilla del PET/TAC i li col·loquem el sensor al centre. És molt important que el sensor es trobi ben situat al centre del TAC per aquest motiu alineem el

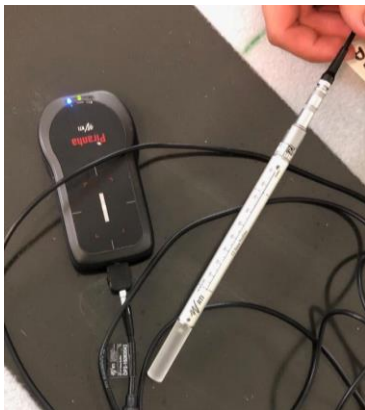


Fig 7. Sensor *Piranha* (dreta) i dispositiu de transmissió de dades per Bluetooth (esquerra.)

phantom amb l'ajuda dels làsers dels que disposa l'aparell per marcar els seu centre.

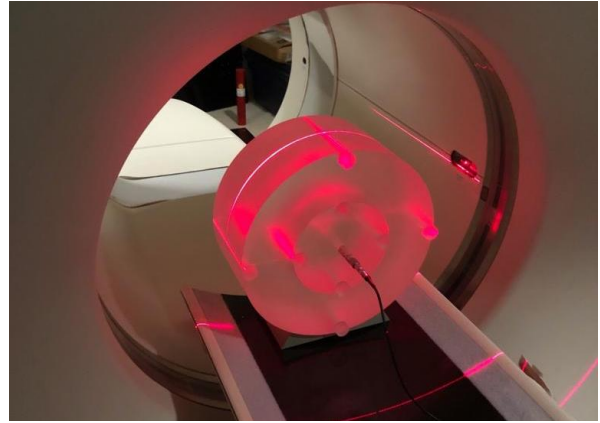


Fig 8. *Phantom* amb el sensor col·locat al centre del TAC. Veiem com està il·luminat amb els làser de referència.

Un cop col·locat el *phantom* abandonem la sala del PET/TAC i ens dirigim a la sala contigua on es troben els ordinadors que controlen l'aparell. Des de l'ordinador programem el TAC com si es tractés d'un TAC habitual al tòrax d'un pacient. Varem fer dues proves, a la primera vam programar el TAC com si es tractés d'un pacient tombat panxa enlaire i a la segona com si es tractés del pacient tombat de costat. Programem l'experiment amb configuracions predeterminades però és important destacar que es poden modificar paràmetres com: la intensitat, la tensió, la velocitat de rotació, longitud...

També es pot modificar la manera de prendre la imatge: helicoidal que vols dir que el moviment circular del detector i la velocitat lineal de la taula són simultanis o circular on es fa una rotació completa per cada posició de la taula. Només es fa circular al cap on es necessita més detall en la imatge. Nosaltres farem la mesura amb el mode helicoidal. Si utilitzem el model helicoidal haurem de configurar el *Pitch* que és la relació entre la velocitat lineal de la taula i la circular de detector-emisor.

Finalment vam adaptar la llargada de la imatge que volíem obtenir a partir d'un primer TAC preliminar que li vam fer al *phantom*. Indicarem que la llargada de l'exploració ha de ser de 21 cm, ja que l'espessor del cilindre és de 15 cm i volem que comenci 3 cm abans i acabi 3 cm després. Aquesta mesura preliminar també ens va servir per indicar el punt de referència que utilitzariem com a 0.

Un cop el *phantom* està col·locat i tenim el procediment configurat a l'ordinador iniciem el TAC i la captació de dades.

VI. RESULTATS

Un cop s'ha fet l'experiment l'ordinador rep les dades captades en un programa d'*Ocean* preparat per els físics

hospitalaris de la clínica Dexeus per a fer l'anàlisi de les dades i determinar el correcte funcionament de l'aparell.

En primer lloc podem veure quina és la dosi absorbida captada per el sensor en cada punt en sa següent gràfica:

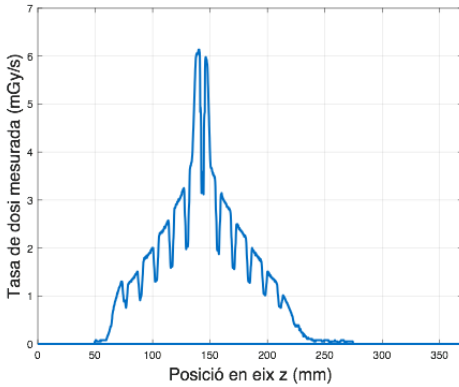


Fig 9. Gràfica obtinguda de la dosi mesurada en funció de la posició en l'eix z en que es troba el sensor. Aquesta és la gràfica obtinguda en la primera mesura, torax d'una persona tombada cap amunt.

Podem observar diverses coses d'aquesta gràfica. En primer lloc hem de comentar la seva forma. Podem veure clarament que la gràfica té un pic molt pronunciat a la posició on el sensor es troba just a sota el detector-emisor. Si els fotons fossin disparats en una direcció recta perfecta i no interfericin amb el material a la gràfica només tindriem aquest pic. En canvi tenim que a les dues bandes del pic percebem radiació, en menys quantitat. Això es deu a que l'efecte Compton que es produeix entre els raigs X i els electrons dels àtoms del metacrilat provoca que alguns fotons es desviïn de la seva trajectòria i vagin a parar al detector. Com es pot veure clarament com més ens allunyem del sensor més probabilitat hi haurà que la desviació hi arribi.

També veiem que en alguns punts la dosi mesurada disminueix ràpidament creant valls molt estretes en la gràfica. Aquest fenomen s'explica molt fàcilment ja que aquest són els punts on tenim la camilla entre la font i el sensor. La camilla provoca un apantallament que fa disminuir la radiació que arriba al sensor.

Finalment la dada que ens indica si el funcionament de l'aparell és correcte és el CTDI que és l'àrea sota la figura anterior, és a dir, que s'obté integrant les dades obtingudes amb el sensor. El codi d'Ocean del que disposem ja ens calcula automàticament aquest valor i el compara amb el valor que hauriem d'obtenir tenint en compte la configuració prèvia de l'aparell. Els resultats obtinguts són:

Exploració	CTDI esperat	CTDI obtingut
Tórax frontal	20,92 mGy	20,92 mGy

Tórax lateral	8,68 mGy	8,405 mGy
---------------	----------	-----------

Fig 10. Taula de resultats importants de l'experiment

Podem veure com en el primer cas el funcionament és perfecte però en els segon tenim un petit error. Tot i així, obtenim que el test està passat en els dos casos.

VII. CONCLUSIONS

Podem concloure dient que l'instrument PET/TAC treballa de forma excepcional i té un bon rendiment.

Havent explicat tots els conceptes importants del nostre treball, ens agradaria comentar que aquest instrument tant important avui en dia en la medicina nuclear és molt útil. Amb els diferents avenços que es poden fer, es pot arribar a aconseguir un model que, a la llarga, pugui salvar més vides, intentant detectar tumors amb molta més precisió i que es puguin tractar després de la millor manera possible.

Pensem que aquest instrument és un aparell de gran interès mundial i què s'hauria de continuar donant-li la importància que se li dona.

AGRAÏMENTS

Primer de tot ens agradaria donar les gràcies al Toni Castel Millán, físic que treballa a la part de Medicina Nuclear de l'Hospital Universitari Dexeus, que ens va ajudar amb el nostre treball i ens va guiar en l'experiment realitzat. Gràcies a ell vàrem aprendre tots els coneixements explicats anteriorment.

ANNEX

En aquest annex adjuntarem diverses fotografies que vàrem realitzar el dia que vam anar a l'hospital.

La primera imatge fa referència als resultats obtinguts al experiment amb l'instrument PET-TAC, fet al mateix hospital aquell mateix dia, i del qual en parlem en apartats

anteriors. El resultat que ens interessa i del que hem parlat en els apartats anterior és el CTDIvol.

Analysis	
Summary	
CTDI (CT Dose Profiler) [Row 4]	
Result: Pass	
Set kV	120,0 kV
CTDI(100,c)	16,77 mGy
CTDI(w)	28,24 mGy
CTDIvol	20,92 mGy
DLP	439,2 mGycm
CTDI (CT Dose Profiler) [Row 5]	
Result: Pass	
Set kV	120,0 kV
CTDI(100,c)	3,743 mGy
CTDI(w)	6,303 mGy
CTDIvol	8,405 mGy
DLP	176,5 mGycm

Fig 11. Taula de tots els resultats obtinguts a l'experiment

En la següent imatge veurem un company nostre amb la vestimenta reglamentària que s'hauria de portar en casos de treballar amb nivells alts de radioactivitat, juntament amb la porta d'entrada a la sala del PET/TAC on veiem una senyal d'avís que ens indica que es una zona de permanència limitada degut al risc de contaminació i irradiació.



Fig 12. "Bata" per treballar en zones amb alta radioactivitat, i senyal de perill radioactiu a la porta.

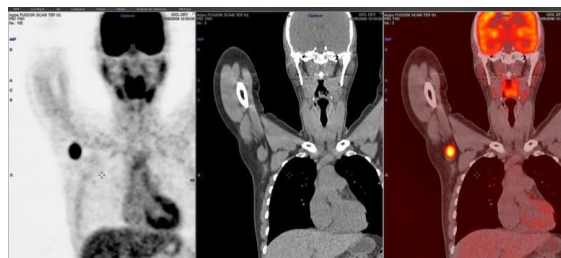
La següent imatge fa referència al tub vermell que hi ha a l'instrument PET/TAC on s'emmagatzema tot el material

radioactiu. Un tub molt pesant, molt aïllant i amb components, a l'interior, molt perillosos.



Fig 13. Tub vermell pel material radioactiu

Finalment, adjuntem una imatge presa amb un dispositiu



PET/TAC:

Fig 14. A l'esquerra veiem la imatge obtinguda amb el PET, al centre la obtinguda amb el TAC i a la dreta la unió de les dues imatges.

References

- [1] <https://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=pet>
- [2] <https://www.radioncologia.com/2013/12/que-es-y-para-que-sirve-una-pet-tac/>
- [3] <http://www.elbauradiologico.com/2011/12/indicadores-de-dosis-absorbida-en-tc>