



Applied Instrumentation

Student works

2024-2025 academic year

Editors: Trinitat Pradell
José E. García
Oscar Casas

ÍNDEX

Pròleg	1
Treballs	3
 <i>T1. Oncologia Radioteràpica. Verificació Dosimètrica d'un Pla de Tractament en Radioteràpia.</i>	 3
A. Aguilera, A. Haro, A. Morente, C. Griñó, P. Ràfales, X. Moreno	
 <i>T2. Fonaments físics i avaluació experimental d'un activímetre en medicina nuclear</i>	 10
M. Canut, G. García, U. Martínez, A. Montull, J. Rubio	
 <i>T3. Evaluación de la calidad de imagen de un escáner PET/CT</i>	 16
S. Blázquez, B. Casenave, C. Gómez, D. Manso, D. Martínez	
 <i>T4. Instrumentation in Radiodiagnosis. Use of an image acquisition system: CT scanner. Quality of the radiation beam parameters</i>	 21
J. Agelet, M. Bellobí, G. Osete, J. Simón, P. Monterosa	
 <i>T5. Instrumentació en Radiodiagnòstic. Utilització d'un equip d'adquisició d'imatges: Tomògraf CT. Qualitat de la imatge.</i>	 27
V. Sender, M. Stein, A. Torret, L. Vidal	
 <i>T6. Sensor Technologies for Caring People with Cerebral Palsy</i>	 34
L. Ramírez, E. Perucho, E. Casciani, A. Moll	
 <i>T7. Sensor Systems for Space Applications</i>	 39
G. Amor, J. Cintas, A. Esteve, A. Martínez, J. Sendra, R. Trull	

“Once a new technology rolls over you, if you’re not part of the steamroller, you’re part of the road.” – Stewart Brand.

Pròleg

Per què està creixent la demanda de sensors intel·ligents? La nostra necessitat de nous coneixements està creixent i dominar els sistemes de mesura ajuda a disposar de més opcions per prendre decisions. Reaccionar més ràpid permet que els processos siguin més eficaços i eficients. Així s'aconsegueix més amb menys esforç. Fa uns anys, les grans empreses no se centraven en la mesura, sinó en l'estalvi de costos. Ara això ha canviat completament gràcies a la transició que s'ha fet d'un món amb principis de mesura principalment mecànics a una era digital amb tecnologia electrònica per als sensors. Aquesta digitalització ha tingut un impacte positiu, entre altres coses, en els costos, la qualitat i el temps de producció. Es vol produir més i més ràpid. Això proporciona més temps per dedicar a altres activitats. I per això està creixent i s'espera encara ho faci més en els propers anys la demanda de sensors intel·ligents i en general dels sistemes instrumentals de mesura.

Aquest llibre recull els treballs realitzats pels alumnes d'Enginyeria Física de la Universitat Politècnica de Catalunya dins l'assignatura d'Instrumentació en el curs acadèmic 2024-2025, i presenten l'ús de modernes tècniques instrumentals en diferents àmbits d'aplicació. Van des de la instrumentació nuclear hospitalària, a les aplicacions a l'espai o en persones amb paràlisi cerebral. Esperem que la seva lectura sigui una motivació per continuar estudiant i treballant amb aquest àmbit en el que encara queden moltíssimes tècniques instrumentals que imaginar i crear. Esperem que vosaltres pugueu crear la tecnologia del futur.

Barcelona, Juny de 2025

Trinitat Pradell

José E. García

Oscar Casas

Professors de l'assignatura d'Instrumentació

Oncologia Radioteràpica. Verificació Dosimètrica d'un Pla de Tractament en Radioteràpia.

Aina Aguilera, Ainhoa Haro, Ariadna Morente, Carlota Griñó, Paula Ràfales, Xavi Moreno
Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya.
Campus Nord, 08034 Barcelona

L'oncologia radioteràpica és el tractament de càncers mitjançant l'aplicació focalitzada d'una dosi de radiació ionitzant. L'objectiu és aprofitar la radiosensibilitat de les cèl·lules en el procés de divisió, el qual és molt més abundant a les cèl·lules cancerígenes. En aquest treball s'explicarà el funcionament de tota la instrumentació necessària per dur a terme aquest tractament i s'exposarà un anàlisi gamma realitzat per fer una comparativa entre la dosi planificada i la dosi mesurada en un exemple concret de càncer de pròstata.

Paraules Clau: radioteràpia, càncer, dosi, fotó, anàlisi gamma

I. INTRODUCCIÓ TEÒRICA

Les cèl·lules en el procés de divisió són més radiosensibles; és a dir, reaccionen amb més facilitat quan són exposades a radiació. En el cas dels càncers, aquesta etapa de divisió és més abundant i extensa. Hi ha diferents formes de tractar-los: induir l'apoptosi (suïcidi de la cèl·lula), destruir el nucli o impedir que es reproduïxin. Amb major probabilitat, la radiació impacta al citoplasma i crea radicals lliures que impacten després al nucli (principal manera d'eliminar el DNA). Tot i així, l'objectiu no només és tractar el càncer, sinó que també s'ha d'evitar irradiar de més les parts sanes del cos. Per aquest motiu, es delimita el PTV, que és la regió (volum) que es vol irradiar a més d'un petit marge que el metge considera necessari en funció de l'error en reproduir el tractament. L'objectiu és irradiar des de totes les direccions per tal que el PTV rebi mínim un 90% de la dosi total sense haver d'irradiar excessivament l'entrada. Això està establert per la normativa de la IAEA (International Atomic Energy Agency). En general, la tècnica més utilitzada és la Radioteràpia Volumètrica VMAT en que, a diferència de la Radioteràpia d'Intensitat Modulada IMRT, l'accelerador emet radiació mentre gira al voltant del pacient. D'aquesta forma, ofereix una millor eficiència i velocitat.

La interacció de les partícules i la radiació depèn de la densitat i de l'energia dels fotons. Es tracta d'una interacció probabilística perquè els fotons poden travessar les partícules i no interactuar. Hi ha en total 3 tipus d'interaccions dels fotons amb la matèria:

1. Efecte fotoelèctric. Un fotó interactua amb un electró i li transfereix tota l'energia per arrencar-lo i per donar-li energia cinètica. Només és possible si l'energia del fotó és suficientment gran per arrencar-lo. És l'efecte més comú a energies baixes.
2. Efecte Compton. Un fotó xoca amb un electró, es desvia i perd energia. L'electró surt disparat amb una energia cinètica pràcticament igual a l'energia perduda pel fotó.

3. Creació de parelles. Un fotó amb energies superiors a 1023 keV crea una parella de positró i electró. Cal destacar que ha d'haver-hi la presència d'un nucli per tal que ocorri.

Entre aquests, l'efecte predominant en el feix incident és la creació de parelles, donat que en l'exemple experimental s'irradia amb un feix de raigs X de 6 MeV.

Quan es parla de dosi, es refereix a l'energia absorbida per unitat de massa i es mesura en Grays ($\text{Gy}=\text{J/kg}$). Però, sovint es fa servir el terme dosi equivalent, el qual té en consideració diferents factors de correcció deguts a les conseqüències biològiques que hi té cada tipus de radiació incident.

II. PROCÉS I MATERIAL

Un cop un pacient s'ha realitzat un TAC i el metge identifica la presència d'un tumor, si ho veu adient s'inicia el procés de tractament per radioteràpia. Per dur a terme el tractament, prèviament s'ha de planificar i s'utilitza un Sistema de Planificació de Tractament (TPS). En aquest cas s'utilitza Eclipse. Gràcies a aquest recurs es pot dissenyar de forma òptima la distribució de la dosi sobre el pacient amb el TAC que envia el metge marcant el PTV i les zones sensibles a protegir de la radiació. Com que cada òrgan té una menor o major sensibilitat davant la radiació, s'utilitzen factors ponderatius variables per a cadascun. Aquests es troben als Clinical Goals, que són un llistat de tots els òrgans i les seves restriccions (dosi màxima...). Tot i que la normativa explica que el PTV ha de rebre un mínim del 90% de la dosi total, s'intenta que rebi un 95% i, a més, la PTV ha de rebre la dosi de forma uniforme; és a dir, no pot haver-hi parts dins del PTV més irradiades que d'altres.

Aleshores, l'algorisme realitza un procés d'optimització inversa, en què a partir de les restriccions establertes calcula les dosis a irradiar segons l'angulació i com s'han de distribuir. Val a dir que és normatiu comprovar amb un sistema independent que els càlculs del TPS són correctes abans d'aplicar el tractament i que el pla ha de ser aprovat tant pel metge com pel radiofísic. A més, tot i que el programa tingui un algorisme que optimitzi la dosificació,

es pot ajustar manualment en cas que es vulgui donar més prioritat a alguns òrgans. Però, si es posen massa restriccions, potser no es podrà reproduir o en incrementar la complexitat del tractament, s'augmentarà excessivament l'error. En general, sempre es té en consideració l'error durant el tractament, tant per la instrumentació o les condicions ambientals, com en la immobilització dels òrgans durant el tractament i el desplaçament de la imatge de la zona tractada respecte el TAC de referència. Tanmateix, s'intenta reduir al màxim.

Per tal d'aplicar la dosi planificada al pacient, es fa ús d'un accelerador lineal (LINAC) TrueBeam. Està format principalment pel braç ("gantry"), l'estructura que el subjecta i la taula de tractament. Dintre del "gantry" s'assoleix la generació de raigs X de 6MeV mitjançant l'acceleració d'electrons a velocitats de l'ordre de la llum amb microones d'alta potència en una guia d'ones. Llavors, es desvien i focalitzen amb camps magnètics fins que xoquen contra un ànode de tungstè i emeten raigs X d'alta energia per la seva deceleració (fotons Breemstrahlung). Evidentment es requereixen condicions de buit per tal d'aconseguir la màxima eficiència de producció de raigs X.



Figura 1: Accelerador lineal TrueBeam.

Un cop s'obté un feix amb fotons en moltes direccions, es dirigeix amb una sèrie de filtres i dos col·limadors. El primer té forma cònica i focalitza i homogeneïtza el feix incident amb poca precisió. En canvi, el segon és un col·limador multilàmina (MLC), que està format per quatre mordasses independents en els eixos x i y, cadascuna amb un conjunt de làmines que limiten el pas dels raigs X. Cada làmina es regula recollint-se o retallant més el feix, per tant, s'adapten segons la inclinació del braç i la zona a irradiar i el feix assoleix una gran exactitud i precisió.



Figura 2: Col·limador multilàmina.

Adicionalment, dintre de l'estructura del braç també hi ha dues cambres d'ionització que controlen el flux de la radiació incident, la qual cosa ajuda a una major seguretat. Aquestes donen el valor de la radiació en unitats de monitor (MU) que es tradueixen a dosi (Gy) amb un software que segueix la normativa de la IAEA (TRS-398). Aquest aplica

factors ponderatius en funció de la cambra d'ionització, la pressió, la temperatura... per determinar la conversió de MU a Gy.

Pel que fan les proves de dosimetria, abans d'irradiar al pacient es fa una prova prèvia sobre un detector per tal de mesurar la radiació rebuda. Detecta variacions de càrrega i, juntament amb uns factors de calibració i correctius, un algorisme processa totes les dades i retorna la dosi rebuda. Hi ha diferents tipus de detectors. Per exemple, s'utilitzen les cambres d'ionització en casos de verificació puntual; és a dir, quan s'irradia en una zona molt petita. També es poden utilitzar models com PTW OCTAVIUS per casos on es requereix una verificació 2D o 3D.

Pel que fa la calibració de la instrumentació, hi ha diferents tipus de proves que es duen a terme de forma diària, setmanal, mensual o anual, perquè una inadequada calibració en l'accelerador pot esdevenir un risc de salut.

Un cop s'aprova el pla de dosimetria i es realitza el tractament, és rellevant comparar la dosi planificada amb la dosi rebuda pel pacient (donada en MU per l'accelerador i transformada a Gy). Per això, es realitza un anàlisi gamma. L'anàlisi gamma és una tècnica utilitzada per comparar quantitativament una distribució de dosi planificada (calculada pel sistema de planificació de tractament, TPS) amb una mesura experimental realitzada. El seu objectiu és verificar que la dosi administrada al pacient correspon, dins de certs marges, a la dosi planificada. Aquest mètode combina dos criteris principals. El primer és la diferència en la dosi absoluta, expressada en percentatge, que permet quantificar fins a quin punt la dosi mesurada coincideix amb la calculada. El segon aspecte és el desplaçament espacial, mesurat en mil·límetres, que serveix per valorar si la posició on s'ha administrat la dosi coincideix amb la posició prevista en la planificació. Aquests dos criteris es combinen per generar un únic valor anomenat valor gamma, que serveix per determinar si un punt de la mesura compleix simultàniament amb les condicions establertes per a la dosi i per a la posició. El criteri gamma més utilitzat habitualment és el de 3% de diferència de dosi i 3 mil·límetres de desplaçament, tot i que poden utilitzar-se criteris més estrictes o més permissius segons la complexitat del pla de tractament i el nivell d'exigència del sistema de control de qualitat utilitzat.

III. METODOLOGIA

Un cop exposats uns coneixements bàsics sobre la radioteràpia, el procés d'un pacient i la instrumentació utilitzada, es mostrarà un exemple de verificació dosimètrica d'un tractament en radioteràpia.

L'exemple concret serà un TAC d'un càncer de pròstata en que el metge ha marcat la PTV i les zones a protegir (bufeta, recte, caps femurals...). Mitjançant el software Eclipse (TPS) es dissenya un pla de tractament d'acord a les restriccions de dosi de cada òrgan proper. En aquesta planificació se simula la radiació que rebria cada òrgan o

cada zona. En el aquest cas el tumor està localitzat en una zona interna del cos, per tant, l'administració de radioteràpia requereix una planificació acurada per garantir que la dosi arribi de manera precisa al tumor, però procurant que els teixits més exteriors no rebin massa radiació. Per tal d'evitar això, no s'utilitza un únic feix dirigit frontalment, sinó que es fa servir una tècnica basada en la convergència de múltiples feixos des de diferents angles. Aquests feixos es planifiquen perquè conflueixin en un mateix punt: el tumor (zona vermella en figura 3).

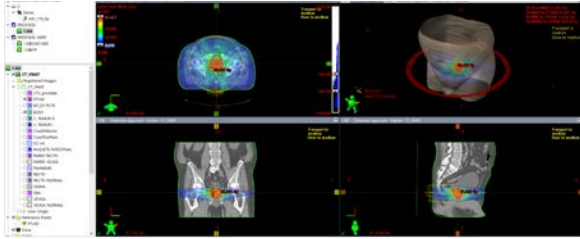


Figura 3: Disseny de la planificació del tractament.

L'objectiu en aquest cas és irradiar el PTV amb més d'un 90% de la dosi establerta pel metge (60 Gy en 20 sessions). En executar l'algorisme, s'obtenen tots els Clinical Goals en verd, és a dir, que teòricament es compleixen totes les restriccions. Un cop s'ha comprovat, com ja s'ha dit anteriorment, amb un sistema independent que els càlculs són adequats es pot aplicar el tractament.

Com la previsió s'ha fet en base al TAC, quan el pacient estigui en el búnquer per rebre el tractament és important aconseguir que el posicionament físic del pacient coincideixi amb la disposició en la qual estava en el moment del TAC. Per fer-los coincidir, s'utilitzen uns sistemes de coordenades que ja s'havien determinat en el moment del TAC en el pacient, que poden ser uns punts de referència anatòmics o tatuatges cutanis en zones específiques del cos. Llavors, coincidiran amb el model gràcies a uns làsers de posicionament que simulen els tres eixos per a aconseguir reproduir amb exactitud la posició definida durant la planificació del tractament. Per ser més precisos, amb raigs X es pot fer una imatge dins de la cambra de radiació per comparar-la amb el TAC i assegurar-se que tot coincideix amb la planificació. En cas que fos necessària alguna correcció es podria ajustar movent la llitera, donat que té sis graus de moviment.

A part del posicionament general, depenent d'on estigui el tumor s'han de tenir en compte els moviments involuntaris interns, com la respiració si fos un càncer de mama. Per evitar que el moviment pugui fer que la radiació es desviï de l'objectiu i afecti més del planificat a altres parts que poden ser més vulnerables, es pot demanar per exemple que el pacient aguantí la respiració. També s'utilitza un petit dispositiu que es col·loca sobre el pit del pacient amb el qual mirant la posició del dispositiu amb una cambra infraroja es determina en quina fase del cicle respiratori es troba el pacient i si es pot irradiar o no.

Si el tumor està per exemple en el cap, el moviment ha d'estar restringit fins a arribar a ser inexistent gairebé, perquè qualsevol petit desviament del feix pot provocar danys cerebrals greus. Per tal d'evitar-ho s'utilitza una làmina que es torna mal·leable amb calor prèvia i s'adapta al cap per immobilitzar-lo totalment. A més, en aquest motlle es marca l'isocentre del tumor. L'isocentre és el punt tridimensional on convergeixen tots els feixos de radiació i que coincideix amb el centre del tumor.

A part d'aquests mètodes per controlar els moviments involuntaris, hi ha un sistema de seguretat que atura el feix si hi ha algun moviment no planificat.

IV. RESULTATS

Per tal de mostrar un exemple de verificació dosimètrica es fa una comparació entre la dosi planificada en un tractament de càncer de pròstata amb la dosi que ha rebut el pacient. Per poder treballar amb aquestes dades s'ha utilitzat Matlab com a eina de càlcul.

Les dades planificades i les dades mesurades estan en formats diferents, les primeres estan expressades en MeV i les segones en Grays, per tant és important normalitzar-les respecte a la dosi màxima per obtenir percentatges.

Les dades planificades amb les quals s'està treballant corresponen a la dosi de radiació en l'eix x i l'eix y del camp irradiat, a una profunditat de 50 mm, de manera que per fer la comparació només es seleccionen les dades dels resultats obtinguts a aquesta profunditat.

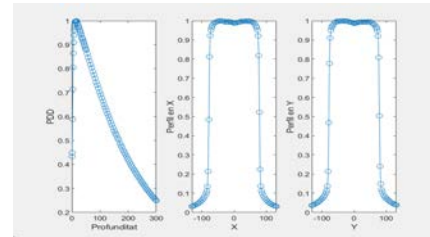
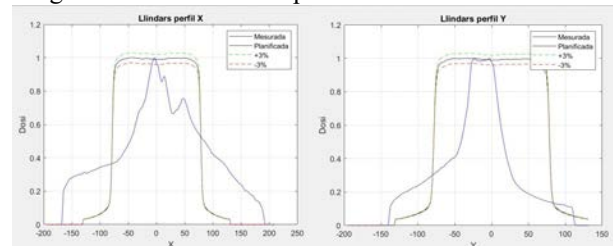


Figura 4: Dosi planificada en els eixos x, y i profunditat.

El nombre de dades planificades no és igual al nombre de dades mesurades. Així, s'han d'interpol·lar per poder comparar-les correctament. A més, les mesures no estan centrades respecte l'origen de coordenades. Per tant, es busca el valor màxim de dosi mesurada i s'hi col·loca allà.

Es representa la dosi planificada junt amb la dosi mesurada en els dos perfils del camp (eix x i eix y). També s'afegeixen les línies corresponents a la tolerància de $\pm 3\%$.



Figures 5, 6: Gràfics dosi planificada i dosi mesurada en eixos x, y, amb marge de 3%.

Seguidament, es fa el càlcul de l'índex gamma 1D amb el criteri de 3% de diferència de dosi i 3 mil·límetres de desplaçament. Per cada punt r dels eixos s'evalua:

$$\gamma(r_m) = \min \left\{ \sqrt{\left(\frac{D(r_m) - D(r_p)}{\Delta D} \right)^2 + \left(\frac{|r_m - r_p|}{\Delta r} \right)^2} \right\}$$

Amb $D(r_m)$ la dosi mesurada, $D(r_p)$ la dosi planificada, ΔD la tolerància en dosi (3%) i Δr la tolerància espacial (3mm).

Idealment tots els punts del camp han de tenir un índex gamma inferior a 1. En aquest cas, la quantitat de punts que compleixen aquest criteri són:

Gamma 1D eix-X rati d'aprovació: 16.67%

Gamma 1D eix-Y rati d'aprovació: 31.00%

A continuació es representen les dosis en un camp 2D i es fa el càlcul de l'índex gamma en dues dimensions. Es fa el càlcul en cada punt, generant un mapa de color.

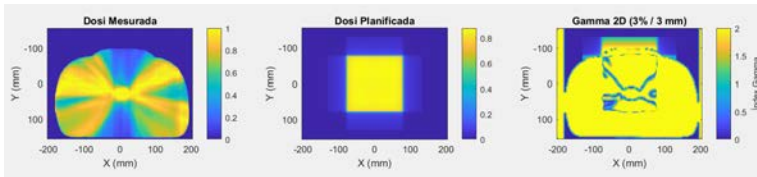


Figura 7: Representació dosi mesurada i rebuda en eixos x i y alhora i gràfic de l'anàlisi gamma en 2D.

En el conjunt del camp els resultats de l'índex gamma són:
Gamma 2D rati d'aprovació: 28.11%

V. ANÀLISI DELS RESULTATS

Els valors de gamma obtinguts de les comparacions són molt baixos i això és coherent amb el contingut dels fitxers que s'ha fet servir per la comparació.

Estudiant les gràfiques obtingudes es pot veure que la dosi planificada en funció de la posició, que té una forma bastant regular i plana, no s'ajusta gaire bé a la realitat: en el cas del perfil X la dosi mesurada té una forma molt característica i només un dels pics està a la zona desitjada; i en el cas del perfil Y la mesurada és una mica més regular i la part plana, tot i que no és molta, està a la zona desitjada.

Si es representa X i Y a la vegada i la dosi de colors diferents: en groc on n'hi ha més i en blau fosc on no n'hi ha, es veu que, en el cas de la planificada, es dibuixa un quadrat groc perfecte, i en el cas de la mesurada es dibuixa una forma irregular amb una distribució de la dosi bastant desigual.

Els gràfics obtinguts i els percentatges de la gamma: 16,67% per l'eix X, 31% per l'eix Y i 28,11% per la 2D; és indicació que una part molt petita de punts compleixen la condició necessària d'estar dins la zona de $\pm 3\%$ respecte la planificada, fet que evidencia que hi ha algun error, ja que es requereix un mínim del 90%, preferiblement del 95%, de punts que satisfacin la condició.

Es conclou que la planificació dissenyada no és l'indicada perquè s'allunya massa de la realitat i dona un error bastant gran, per tant s'hauria de repetir i fer-ne una que s'ajusti millor per tal de no perjudicar al pacient i que el procediment sigui el més òptim possible.

També, s'haurà de tenir en compte els possibles motius d'aquest error: mala alineació del detector o del pacient, calibració incorrecta de l'accelerador o del detector, configuració incorrecta de gamma o del processament de les dades, etc. Tot i això, el més probable és que l'error es degui a un problema a l'hora de carregar l'arxiu de les dades planificades i/o mesurades amb el matlab, ja que amb les eines de l'hospital els resultats eren favorables i més d'un 90% dels punts complien les condicions.

VI. CONCLUSIONS I AGRAÏMENTS

L'accelerador lineal, i la radiació ionitzant que utilitza, és una eina molt important i essencial en la cura del càncer i en altres tècniques de tractament mèdic que estan en procés de desenvolupament. L'oncologia radioteràpica és una especialitat mèdica molt complexa que segueix un procés i tractament molt rigorós: és molt important fer una bona planificació que s'ajusti a les característiques de cada pacient per així obtenir el resultat més òptim possible.

S'han de tenir en compte molts factors que podrien modificar la dosi i perjudicar al pacient: tant el detector com l'accelerador han d'estar sempre ben calibrats i s'han de sotmetre a unes proves periòdiques per comprovar que tot funciona correctament, el sistema de mesura ha d'estar ben configurat per tal de no obtenir els resultats en diferents unitats, el pacient i el detector han d'estar perfectament alineats amb els punts predeterminats perquè una petita desviació podria suposar un problema greu, etc. Per comprovar l'eficàcia de la calibració hauria estat necessari comparar les dades planificades amb la radiació mesurada, per exemple, sobre un maniquí. No es disposa d'aquestes dades mesurades i, per tant, simplement s'ha comparat la dosi planificada amb la dosi de radiació que el LINAC ha mesurat a la seva sortida.

Finalment, voldríem agrair als doctors Antoni Castel i Núria Anducas del Departament d'Oncologia Radioteràpica de l'Institut Oncològic Teknon per tota l'ajuda rebuda, per les dades i informació proporcionades per poder fer el treball i per l'oportunitat de visitar les instal·lacions i veure tota la maquinària que s'utilitza per dur a terme tot el tractament.

REFERÈNCIES

Brosed Serreta, & Lizuain Arroyo. (n.d.). *Fundamentos de física médica: Volumen 3*. Universidad Internacional De Andalucía.

Millán Cebrián, & Brosed Serreta. (n.d.). *Fundamentos de física médica: Volumen 4*. Universidad Internacional De Andalucía.

Oncológicos. (2023, August 14). *¿Qué es y qué hace un acelerador lineal en la radioterapia?* <https://www.youtube.com/watch?v=vpqWxZAZh-U>

Unidad de Radioterapia Externa. (n.d.). Hospital Quirónsalud Barcelona. <https://www.quironsalud.com/hospital-barcelona/es/cartera-servicios/oncologia-radioterapica/unidad-radioterapia-externa>

International Atomic Energy Agency. (2024). *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy*.

APPENDIX

1. Codi de Matlab

```
% Funció gamma 1D
function gammalD = gammalD(actual_dose,
ref_dose, positions, distance_mm, dose_percent)
n = numel(ref_dose);
gammalD = inf(size(ref_dose));
for i = 1:n
    xi = positions(i);
    ref_i = ref_dose(i);
    for j = 1:n
        dx = abs(xi - positions(j));
        if dx > distance_mm
            continue;
        end
        dd = (actual_dose(j) - ref_i);
        g = sqrt( (dx/distance_mm)^2 +
(dd/(dose_percent/100))^2);
        if g < gammalD(i)
            gammalD(i) = g;
        end
    end
end
end
% Funció Gamma 2D
function gamma = gamma_2d(actual_dose, ref_data,
distance_mm, dose_percent, spacing)
[rows, cols] = size(ref_data);
gamma = inf(size(ref_data));
radius = ceil(distance_mm / spacing);
```

```
for i = 1:rows
    for j = 1:cols
        for di = -radius:radius
            for dj = -radius:radius
                ni = i + di;
                nj = j + dj;
                if ni >= 1 && ni <= rows &&
nj >= 1 && nj <= cols
                    dx = di * spacing;
                    dy = dj * spacing;
                    dd = (actual_dose(ni,
nj) - ref_data(i, j)) * 100 ;
                    d = sqrt(dx^2 + dy^2);
                    g = sqrt((d /
distance_mm)^2 + (dd / dose_percent)^2);
                    if g < gamma(i, j)
                        gamma(i, j) = g;
                    end
                end
            end
        end
    end
end
end
% Carreguem les dades planificades de l'excel en
els tres perfils (x,y,z).
dadespdd = readmatrix('Práctica Alumnos
UPC.xlsx','Sheet','PDD','NumHeaderLines',1);
dadesperfil_x = readmatrix('Práctica Alumnos
UPC.xlsx','Sheet','Profile in
X','NumHeaderLines',1);
dadesperfil_y = readmatrix('Práctica Alumnos
UPC.xlsx','Sheet','Profile in
Y','NumHeaderLines',1);
profunditat = dadespdd(:,1);
pdd = dadespdd(:,2);
x_pos = dadesperfil_x(:,1); % Posició en x
perfil_x = dadesperfil_x(:,2);
y_pos = dadesperfil_y(:,1); % Posició en y
perfil_y = dadesperfil_y(:,2);
% Normalitzem les dades, dividint entre el valor
màxim.
pdd_norm = pdd/ max(pdd);
perfilx_norm = perfil_x/ max(perfil_x);
perfiy_norm = perfil_y/ max(perfil_y);
% Dibuixem els tres perfils.
figure(1)
subplot(1,3,1);
plot(profunditat, pdd_norm, 'o-');
xlabel('Profunditat'); ylabel('PDD');
subplot(1,3,2);
plot(x_pos, perfilx_norm, 'o-');
xlabel('X'); ylabel('Perfil en X');
subplot(1,3,3);
plot(y_pos, perfiy_norm, 'o-');
xlabel('Y'); ylabel('Perfil en Y');
% Carreguem el fitxer DICOM amb les dades
mesurades.
ds =
dicominfo("RD.J03X2wcerFhAldcbFxCfK8UWT.1.0@.dcm
");
dosil = dicomread(ds);
```

```

dosi2 = double(dosi1) * ds.DoseGridScaling;
disp("Unitats de dosi: " + ds.DoseUnits);
disp("Tipus de dosi: " + ds.DoseType);
% A diferència de les planificades, aquestes
dades no només tenen els valors dels perfils x i
y per
% profunditat 50, sinó també per altres valors
de z. Per comparar-les amb
% les dades planificades hem d'extreure només
els que corresponen a z=50.
% Trobem les mostres centrals y i x i l'índex de
la mostra de z més propera a z = 50.
[y_dim, x_dim, ~] = size(dosi2);
ycentrat = floor(y_dim / 2);
xcentrat = floor(x_dim / 2);
% Busquem l'índex més proper a z=50.
[~, linear_idx_50] = min(abs(dosi2(:) - 50));
[y_50, x_50, z_50] = ind2sub(size(dosi2),
linear_idx_50);
value_50 = dosi2(y_50, x_50, z_50);
disp("Valor de z més proper a 50: " + value_50);
% Trobem els perfils mesurats de x i y només a
profunditat z=50.
perfilx_mes = squeeze(dosi2(ycentrat, :, z_50));
perfily_mes = squeeze(dosi2(:, xcentrat, z_50));
perfilx_mes_norm = perfilx_mes /
max(perfilx_mes);
perfily_mes_norm = perfily_mes /
max(perfily_mes);
% Calculem les distàncies entre dos valors de z
en mm.
distpixel = ds.PixelSpacing;
gruixslice = ds.SliceThickness;
if isempty(gruixslice)
    gruixslice = distpixel(1);
end
% Muntem els eixos amb valors en mm. Com els
perfils mesurats no són
% simètrics, prenem el valor màxim com a
referència per centrar-los.
x_axis = ((0:length(perfilx_mes)-1) -
find(perfilx_mes == max(perfilx_mes), 1)) *
distpixel(2);
y_axis = ((0:length(perfily_mes)-1) -
find(perfily_mes == max(perfily_mes), 1)) *
distpixel(1);
% Interpolem els dos perfils x per tal de
poder-los dibuixar junts.
% Per fer l'axis x prenem el camp més ampli, el
qual correspon al mesurat.
axisxjunts = linspace(min([x_axis(1),
x_pos(1)]), max([x_axis(end), x_pos(end)]),
300);
interp_x_planif = interp1(x_pos, perfilx_norm,
axisxjunts, 'linear', 0);
interp_x_mesurat = interp1(x_axis,
perfilx_mes_norm, axisxjunts, 'linear', 0);
% Interpolem els dos perfils y per tal de
poder-los dibuixar junts.
% Per fer l'axis y prenem el camp més ampli, el
qual correspon al planificat.
axisyjunts = linspace(min([y_axis(1),

```

```

y_pos(1)]), max([y_axis(end), y_pos(end)]),
300);
interp_y_planif = interp1(y_pos, perfily_norm,
axisyjunts, 'linear', 0);
interp_y_mesurat = interp1(y_axis,
perfily_mes_norm, axisyjunts, 'linear', 0);
% Dibuixem llindars.
figure(2)
plot(axisxjunts, interp_x_mesurat, 'b',
axisxjunts, interp_x_planif, 'k', ...
axisxjunts, interp_x_planif*1.03, 'g--',
axisxjunts, interp_x_planif*0.97, 'r--');
legend('Mesurada', 'Planificada', '+3%', '-3%');
xlabel('X'); ylabel('Dosi'); grid on;
title('Llindars perfil X');
figure(3)
plot(axisyjunts, interp_y_mesurat, 'b',
axisyjunts, interp_y_planif, 'k', ...
axisyjunts, interp_y_planif*1.03, 'g--',
axisyjunts, interp_y_planif*0.97, 'r--');
legend('Mesurada', 'Planificada', '+3%', '-3%');
xlabel('Y'); ylabel('Dosi'); grid on;
title('Llindars perfil Y');
% Calculem Gamma 1D.
spacing = 1.0;
gamma1d_x = gamma1d(interp_x_mesurat,
interp_x_planif, axisxjunts, 3, 3);
gamma1d_y = gamma1d(interp_y_mesurat,
interp_y_planif, axisyjunts, 3, 3);
fprintf('Gamma 1D X-axis pass rate: %.2f%%\n',
mean(gamma1d_x <= 1.0) * 100);
fprintf('Gamma 1D Y-axis pass rate: %.2f%%\n',
mean(gamma1d_y <= 1.0) * 100);
% Tornem a calcular els eixos, aquest cop
agafant com a referència les
% dades mesurades.
% Extraïem les dosis x, y per a z=50 del fitxer
de mesures.
phys_pdd = squeeze(dosi2(:, :, z_50));
pdd_mes_norm = phys_pdd ./ max(phys_pdd);
% Eixos en mm.
x_axis = (0:size(phys_pdd, 2)-1) * distpixel(2);
y_axis = (0:size(phys_pdd, 1)-1) * distpixel(1);
% Centrem els eixos respecte la mitjana.
xaxis_centrat = x_axis - mean(x_axis);
yaxis_centrat = y_axis - mean(y_axis);
% Interpolem les dades planificades als nous
eixos.
interp_x_planif = interp1(x_pos, perfilx_norm,
xaxis_centrat, 'linear', 0);
interp_y_planif = interp1(y_pos, perfily_norm,
yaxis_centrat, 'linear', 0);
interp_pdd_planif = interp1(profunditat,
pdd_norm, 50, 'linear', 0);
% Planificació PDD 2D
pddplanif = interp_y_planif * interp_x_planif *
interp_pdd_planif;
% Càlcul gamma 2D
gamma2d = gamma2d(pdd_mes_norm, pddplanif, 3,
3, distpixel(1));
fprintf('Rati Gamma 2D: %.2f%%\n',
mean(gamma2d(:) <= 1.0) * 100);

```

```

% Representació gràfica
figure('Position', [100 100 1400 500]);
% Dosi mesurada
subplot(1,3,1);
imagesc(xaxis_centrat, yaxis_centrat,
pdd_mes_norm);
axis image;
xlabel('X (mm)');
ylabel('Y (mm)');
title('Dosi Mesurada');
colorbar;
% Dosi planificada
subplot(1,3,2);
imagesc(xaxis_centrat, yaxis_centrat,
pddplanif);
axis image;
xlabel('X (mm)');
ylabel('Y (mm)');
title('Dosi Planificada');
colorbar;
% Índex gamma
subplot(1,3,3);
imagesc(xaxis_centrat, yaxis_centrat, gamma2d,
[0 2]);
axis image;
xlabel('X (mm)');
ylabel('Y (mm)');
title('Gamma 2D (3% / 3 mm)');
cbar = colorbar;
cbar.Label.String = 'Índex Gamma';

```

Fonaments físics i avaluació experimental d'un activímetre en medicina nuclear

Martí Canut*, Gerard García, Uriel Martínez, Arnau Montull, Joan Rubio
 Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya.
 Campus Nord, 08034 Barcelona
 e-mail: marti.canut@estudiantat.upc.edu

Aquest article introdueix el funcionament i ús de l'activímetre com un dels equips imprescindibles dins d'una instal·lació de medicina nuclear. S'il·lustren els fonaments físics, el comportament experimental mitjançant radionúclids clínics (^{137}Cs , $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{18}F) i s'analitzen tant els errors, com la precisió, com l'exactitud de les mesures obtingudes amb l'activímetre Capintec CRC-55tR de l'Hospital Universitari Dexeus (Barcelona).

Paraules clau: activímetre, medicina nuclear, radiofàrmacs, precisió, exactitud, activitat radioactiva, control de qualitat.

I. INTRODUCCIÓ

La medicina nuclear moderna es basa en l'administració precisa i segura de radiofàrmacs, tant en procediments diagnòstics com terapèutics. En aquest context, els activímetres són dispositius essencials que permeten verificar que l'activitat del radionúclid administrat correspon amb la dosi prescrita. Aquests instruments s'utilitzen diàriament als hospitals per mesurar l'activitat de xeringues, vials i càpsules abans que siguin administrades als pacients.

L'activitat radioactiva d'una mostra es defineix com el nombre de desintegracions nuclears que s'hi produeixen per unitat de temps. És una magnitud física que indica el ritme amb què es desintegren els nuclis radioactius presents en una substància. La unitat d'activitat en el Sistema Internacional és el *becquerel* (*Bq*), que equival exactament a una desintegració nuclear per segon. També s'utilitza habitualment el *curie* (*Ci*), especialment en contextos clínics, que correspon a $3,7 \times 10^{10}$ desintegracions per segon, de manera que:

$$1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq} \quad (1)$$

L'activitat d'una mostra en funció del temps es calcula amb la llei de desintegració exponencial:

$$A(t) = A_0 e^{-\lambda t} \quad (2)$$

on A_0 és l'activitat inicial, t el temps transcorregut, i λ la constant de desintegració, relacionada amb el període de semidesintegració com:

$$\lambda = \frac{\ln 2}{T_{1/2}} \quad (3)$$

La precisió del mesurament és crucial: una dosi superior a la necessària pot augmentar el risc biològic pel pacient, mentre que una dosi insuficient pot comprometre la qualitat de la imatge diagnòstica o l'efectivitat del tractament. Per

això, aquests dispositius han de sotmetre's a programes de control de qualitat periòdics per verificar-ne l'exactitud, la precisió, l'estabilitat i la linealitat, segons les recomanacions d'organismes com la IAEA (*International Atomic Energy Agency*) i l'AAPM (*American Association of Physicists in Medicine*).

En aquest treball es presenta un estudi experimental de l'activímetre Capintec CRC-55tR, instal·lat a l'Hospital Universitari Dexeus (Barcelona). A través de proves pràctiques i anàlisi experimental, s'avalua el seu rendiment i es consolida la comprensió tècnica d'aquest instrument essencial en l'àmbit de la física mèdica.

II. MEDICINA NUCLEAR (HOSPITAL UNIVERSITARI DEXEUS)

La medicina nuclear és una especialitat mèdica que empra radiofàrmacs per obtenir imatges funcionals del cos humà o per tractar determinades patologies. Aquesta disciplina es caracteritza per la utilització de substàncies radioactives, les quals, un cop administrades al pacient, emeten radiació que pot ser detectada i processada mitjançant equips especialitzats. Ara bé, dosis massa altes dels isòtops que s'utilitzen poden ser perjudicials pels pacients, així que sempre es treballa sota el criteri ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*). El fi és lògic: irradiar el mínim possible sense perdre la qualitat de la imatge. És a dir, administrar les dosis mínimes que permetin obtenir imatges rigoroses de les quals els metges en puguin fer anàlisis, estudis i diagnòstics oportuns.

A l'Hospital Universitari Dexeus, la unitat de Medicina Nuclear està dissenyada amb estrictes mesures de protecció radiològica. A l'entrada de la zona es poden trobar senyals d'alerta de risc per radiació ionitzant, ja que s'hi manipulen fonts radioactives de manera regular. Aquestes àrees es consideren zones controlades i, en alguns casos, zones de

permanència limitada, fet que implica requisits legals per controlar l'exposició i evitar la dispersió del material radioactiu.

Els radiofàrmacs, com el ^{18}F , el $^{99\text{m}}\text{Tc}$ o el ^{123}I , poden ser administrats per diferents vies (intravenosa, oral, inhalada) segons la naturalesa de l'estudi. Per exemple, el ^{18}F , lligat a la glucosa: fluorodesoxiglucosa (FDG), és emprat en exploracions PET (Tomografia per Emissió de Positrons), on els positrons emesos s'anihilen amb electrons generant dos fotons gamma de 511 keV en direccions oposades. Aquests fotons són captats per una corona de detectors que envolta el pacient, permetent reconstruir una imatge tridimensional de la distribució del radiofàrmac en el cos. Aquesta tècnica és especialment útil en oncologia, ja que els tumors presenten un metabolisme elevat i acumulen més FDG.

Un altre dels equips més importants de la medicina nuclear és la gammacàmera, la qual s'utilitza per detectar radiació gamma directa, com la del $^{99\text{m}}\text{Tc}$, i permet fer estudis funcionals del ronyó, cervell, aparell digestiu o pulmó. En molts casos, es combinen les imatges del PET i el TAC (Tomografia Axial Computada) per obtenir una fusió anatòmica i funcional que millori la precisió diagnòstica.

El departament disposa de sales apantallades amb plom per protegir el personal hospitalari i els pacients. Un exemple n'és la sala on es realitzen les injeccions de radiofàrmacs, que està aïllada amb portes de plom i control d'accés. Un cop administrat el radiofàrmac, el pacient ha de romandre en una habitació fosca i en repòs per reduir el metabolisme cerebral i muscular i garantir una millor distribució del radiofàrmac. Abans de realitzar les imatges, se li demana d'orinar per evitar acumulacions innecessàries a la bufeta.

Les mesures de l'activitat dels radiofàrmacs es realitzen amb l'activímetre Capintec CRC-55tR, ubicat en una habitació protegida. Errors en la dosificació poden comprometre el diagnòstic o exposar el pacient a una radiació excessiva. Per això, s'estableixen protocols de control de qualitat que inclouen proves d'estabilitat, exactitud i precisió, així com controls regulars del fons de radiació i del comportament geomètric.

Un altre dels punts importants en medicina nuclear és la quantificació de la radioactivitat que rep una persona o una part concreta del cos. Una de les unitats que es tenen és el Gray (Gy) -joule de radiació absorbida per quilogram de massa- que mesura l'energia que rep un teixit per unitat de massa, anomenada dosi absorbida. Cada radiació té un efecte diferent sobre un teixit, tan se val si la dosi és la mateixa. No és el mateix partícules alfa que beta o que gamma encara que portin la mateixa energia. En aquest context, es defineix com la dosi equivalent com la dosi absorbida per un factor de qualitat de radiació, i es mesura en Sievert (Sv). Una de les

reflexions que fem quan tractem amb radiació és que el perill es troba més en la continuïtat que no pas en un cas puntual.

II.1 LA FIGURA DEL RADIOFÍSIC

El radiofísic és l'especialista d'un hospital en radiofísica hospitalària, una professió reglada com és la de metge. És el professional responsable de garantir l'ús segur, eficaç i controlat de les radiacions ionitzants en l'àmbit sanitari. Dins de la medicina nuclear, s'encarrega del control de qualitat dels equips com activímetres, PET i gammacàmeres, així com de realitzar els càlculs de la dosi absorbida pels pacients i de la verificació dels paràmetres físics que afecten la qualitat de les imatges.

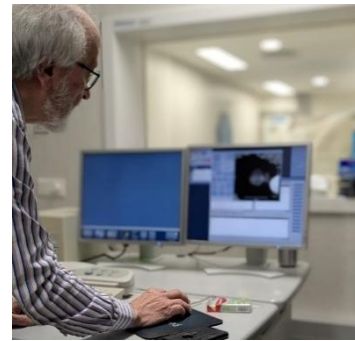


Fig. 1: Antoni Castel Millán, radiofísic.

També assumeix la protecció radiològica del personal, pacients i públic, mitjançant la supervisió dels blindatges estructurals, el control de residus radioactius i el seguiment dosimètric del personal exposat. En radioteràpia, dissenya tècniques de tractament, calcula la distribució de la dosi i valida les característiques dels equips terapèutics. Una altra de les tasques que pot arribar a fer és la de dissenyar el conjunt de la instal·lació nuclear d'un hospital, ja que és el professional que més coneixements té en aquest àmbit.

III. L'ACTIVÍMETRE

II.1 FONAMENTS FÍSICS

L'activímetre Capintec CRC-55tR està constituït per una cambra d'ionització de tipus pou, que té com a component principal un cilindre metàl·lic especialment dissenyat per garantir una elevada sensibilitat i exactitud en les mesures. Aquest cilindre, blindat amb plom per protegir l'entorn de la radiació, conté al seu interior un gas noble a una pressió elevada.

A l'interior del cilindre, hi ha dos elèctrodes coaxials: un cilindre central i una paret externa, entre els quals s'aplica

una alta diferència de potencial elèctric. Aquesta configuració crea un camp elèctric uniforme dins la cambra.

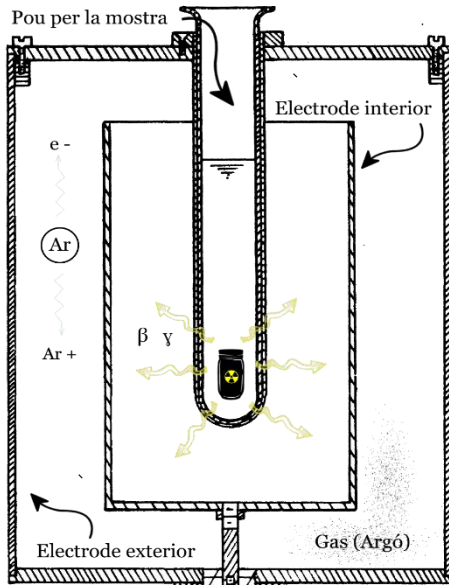


Fig. 2: Càmera d'ionització d'un activímetre

Quan una mostra radioactiva, col·locada al fons del pou de la cambra, emet fotons gamma, aquests penetren al gas i interaccionen amb els seus àtoms. Les interaccions principals són:

1. Efecte fotoelèctric: dominant a energies baixes, com ara els 140 keV del ^{99m}Tc , on un fotó gamma cedeix tota la seva energia a un electró del gas, ionitzant-lo.
2. Dispersió Compton: rellevant a energies intermèdies i altes (per exemple 662 keV del ^{137}Cs o 511 keV del ^{18}F , on un fotó gamma cedeix part de la seva energia a un electró del gas, provocant també la seva ionització.

Aquestes interaccions produeixen parells ió-electró. Els electrons alliberats són ràpidament accelerats pel camp elèctric cap a l'electrode positiu, generant així un corrent elèctric. La magnitud d'aquest corrent és directament proporcional a la quantitat de radiació gamma absorbida pel gas, i per tant, a l'activitat radioactiva de la mostra mesurada.

Aquest corrent és molt feble (de l'ordre de picoampers), i per això és necessari un sistema d'amplificació i mesura altament sensible. Un electròmetre d'alta sensibilitat s'encarrega de detectar aquest senyal, amplificar-lo i convertir-lo en una lectura precisa. Finalment, mitjançant un sistema electrònic integrat es processa aquesta lectura per transformar-la directament en unitats d'activitat radioactiva: becquerels (Bq) o curies (Ci).

II.II ESPECIFICACIONS TÈCNIQUES DEL CAPINTEC CRC-55TR (HOSPITAL DEXEUS)

L'activímetre utilitzat al servei de Medicina Nuclear de l'Hospital Universitari Dexeus és un **Capintec CRC-55tR**, basat en una **càmera d'ionització de tipus pou blindada amb plom i farcida amb argó ultrapur a 12 atm**. Està dissenyat per mesurar de forma precisa fonts de radiació gamma en l'àmbit clínic.

Les seves principals característiques són:

- **Rang d'energia:** 15 keV – 3 MeV.
- **Exactitud:** $\pm 2\%$
- **Lectura directa:** en Bq o Ci, amb factors de calibració específics per radionúclid.
- **Mesura de fons automàtica i correcció per decaïment integrada.**
- **Alta sensibilitat** i estabilitat gràcies a un electròmetre intern de precisió.

Aquestes especificacions garanteixen la fiabilitat i seguretat del procés de dosificació radiofarmacològica en entorns clínics exigents.

IV. METODOLOGIA

Per verificar la precisió i exactitud, es va utilitzar una font estàndard de ^{137}Cs de llarga vida mitjana, amb activitat certificada, emmagatzemada en les condicions establertes pel fabricant i traçable a un patró primari. Es van fer 10 mesures consecutives, en condicions ambientals estables i amb la càmera d'ionització en règim estacionari (equip prèviament encès durant més de 30 minuts).

La correcció per decaïment de l'activitat teòrica es va calcular mitjançant l'equació de desintegració exponencial (vegeu fórmula 2). També es va mesurar la radiació de fons, que es va registrar abans de les mesures i es va restar del total per obtenir valors nets d'activitat. Les dades van ser analitzades per calcular el valor mitjà, la desviació estàndard (σ), el coeficient de variació (CV) i l'error relatiu respecte del valor teòric.

V. RESULTATS

En el marc de la pràctica experimental, es van realitzar 10 mesures consecutives d'una font estàndard de ^{137}Cs utilitzant l'activímetre Capintec CRC-55tR. Les mesures es van fer amb l'equip ja estabilitzat i, abans de cada mesura, es va registrar la radiació de fons, que es va restar per obtenir els valors nets d'activitat.

nº Mesura	Valor de fons (µCi)	Valor promig observat Cs-137 (µCi)	Valor esperat sense fons Cs-137 (µCi)	Temps de realització de la mesura
1	0,19	168,3	168,1	11/4/2025 18:56:00
2	0,20	168,3	168,1	11/4/2025 18:59:00
3	0,20	168,1	167,9	11/4/2025 19:00:00
4	0,19	168,3	168,1	11/4/2025 19:01:00
5	0,19	167,7	167,5	11/4/2025 19:02:20
6	0,19	168,5	168,3	11/4/2025 19:02:41
7	0,19	168,4	168,2	11/4/2025 19:03:10
8	0,20	168,7	168,5	11/4/2025 19:03:40
9	0,21	167,4	167,2	11/4/2025 19:04:53
10	0,18	168,3	168,1	11/4/2025 19:05:50

Taula 1: Mesures experimentals.

El valor mitjà de les 10 lectures obtingudes va ser de 168,01 microcuries, amb una desviació estàndard de només 0,40 microcuries. Aquestes dades indiquen una gran consistència entre les mesures i, per tant, una bona repetibilitat del sistema. El coeficient de variació va resultar ser del 0,24%, molt inferior al llinar del 3% recomanat per organismes com la IAEA o l'AAPM per a garantir una precisió adequada en equips clínics.

$$CV = \frac{\sigma}{\mu} \cdot 100 \%$$

L'activitat teòrica de la font, corregida pel decaïment radioactiu al cap de 17,27 anys des de la seva calibració inicial, era de 164,94 microcuries. En comparar aquest valor amb la mitjana obtinguda experimentalment, s'obté un error relatiu de +1,86%. Aquest marge és inferior al límit de $\pm 5\%$ establert com a criteri d'acceptació per la majoria de protocols internacionals, fet que demostra una bona exactitud de l'equip.

IV.I PROPAGACIÓ D'INCERTESA

A més de l'anàlisi estadística de les dades experimentals, s'ha realitzat una estimació quantitativa de la incertesa associada al càlcul teòric de l'activitat esperada, utilitzant la propagació d'errors a partir de la fórmula de desintegració exponencial:

$$A(t) = A_0 \cdot \exp\left(-\ln(2) \cdot \frac{t}{T_{1/2}}\right)$$

Per determinar la incertesa relativa de l'activitat $A(t)$, s'ha utilitzat la fórmula general de propagació d'incerteses per variables no correlacionades:

$$\left(\frac{\delta A}{A}\right)^2 = \left(\frac{\delta A_0}{A_0}\right)^2 + \left(\ln(2) \cdot \frac{1}{T_{1/2}} \cdot \delta t\right)^2 + \left(\ln(2) \cdot \frac{t}{T_{1/2}^2} \cdot \delta T_{1/2}\right)^2$$

On:

- $\delta A_0 / A_0 = 3\%$ és la incertesa proporcionada pel fabricant de la font estàndard.
- $\delta t = 1 \text{ dia} = 0,0027 \text{ anys}$, és la incertesa del temps transcorregut des de la calibració (17,27 anys).
- $\delta T_{1/2} = 0,08 \text{ anys}$ és la incertesa del període de semidesintegració del ^{137}Cs , amb $T_{1/2} = 30,05 \text{ anys}$. (IAEA, s.f.)

Amb aquests valors, la incertesa relativa total calculada de l'activitat teòrica és del 3,002%.

Aquest resultat és molt rellevant, ja que el valor experimental obtingut (168,01 µCi) difereix només un +1,86% respecte del valor teòric esperat (164,94 µCi), és a dir, es troba dins dels marges d'incertesa esperats. Aquesta coherència confirma tant la validesa de la mesura com la fiabilitat de l'activímetre Capintec CRC-55tR.

En conclusió, el fet que la desviació experimental sigui menor que la incertesa teòrica reforça la confiança en el sistema de mesura, i posa de manifest la importància d'incorporar anàlisis d'incertesa rigoroses en l'avaluació de sistemes de dosimetria clínica, especialment en contextos on la precisió és crítica per garantir la seguretat del pacient.

IV.II ESTUDI DEL DECAÏMENT A LLARG TERMINI

Un dels principals avantatges d'utilitzar fonts com el Cesi-137 per a la calibració de l'activímetre és la seva llarga vida mitjana, d'aproximadament 30 anys. Aquesta característica permet que una mateixa font pugui ser emprada durant dècades sense necessitat de substitució, sempre que es realitzi un control acurat del seu decaïment. A l'Hospital Universitari Dexeus, per exemple, encara es fa servir la font de Cs-137 instal·lada l'any 2008, gràcies tant a la seva estabilitat com a la calibració que realitza el personal segons el model teòric de desintegració exponencial (vegeu fórmula 2).

Com que aquesta pràctica és realitzada anualment pels estudiants del grau d'Enginyeria Física, s'ha mantingut un registre de mesures experimentals preses en anys anteriors sobre la mateixa font. Això ens ha permès estudiar el comportament a llarg termini de la mostra i comparar la nostra mesura actual (2025) amb les d'anys previs, tot avaluant l'evolució temporal de l'activitat registrada.

VI. CONCLUSIONS

L'estudi experimental realitzat amb l'activímetre Capintec CRC-55tR ha permès confirmar la seva idoneïtat per a l'ús clínic en entorns de medicina nuclear. Les mesures obtingudes amb una font patró de ^{137}Cs han mostrat una alta precisió (coeficient de variació del 0,24%) i una exactitud dins dels marges acceptats internacionalment (error relatiu del 1,86%), evidenciant un funcionament estable i fiable.

S'ha constatat que l'instrument proporciona lectures consistents i coherents amb els valors teòrics esperats, sense desviacions sistemàtiques significatives. Això valida el correcte calibratge de l'equip i la robustesa del seu disseny, així com la seva capacitat per garantir la seguretat i eficàcia en la dosificació de radiofàrmacs.

A més de la seva rellevància clínica, l'activímetre s'ha demostrat una eina didàctica valuosa, que permet posar en pràctica coneixements de física de radiacions, electrònica de mesura i estadística experimental. L'experiència ha ofert una visió completa tant dels principis físics del dispositiu com dels protocols de control de qualitat requerits per garantir el seu correcte funcionament.

En definitiva, l'activímetre (Capintec CRC-55tR en el nostre cas) és un instrument essencial en medicina nuclear moderna i el seu estudi experimental ha resultat una oportunitat excel·lent per comprendre de manera aplicada el paper de la metrologia en entorns clínics reals.

AGRAÏMENTS

Volem expressar el nostre sincer agraïment al professorat de l'assignatura d'Instrumentació, per la seva dedicació i per facilitar-nos una experiència tan enriquidora. En especial, volem agrair al Sr. Antoni Castel Millán, cap del Servei de Protecció Radiològica dels hospitals de Quirónsalud Barcelona, per la seva atenció, professionalitat i entusiasme a l'hora de compartir els seus coneixements.

ANNEXES

1. Codi MATLAB

```
close all; clear;
```

```
% Paràmetres inicials
```

```
Ai = 9.09 / 0.037; inc = 0.05; ti = 2008.016; tf = 2028; T_half = 30.05;
```

```
% Dades experimentals (μCi) i la nostra mesura
```

```
T = [2015.882 2016.945 2023.277 2024.306]; A = [215 208 176 172];
```

```
Tn = 2025.274; An = 168.006;
```

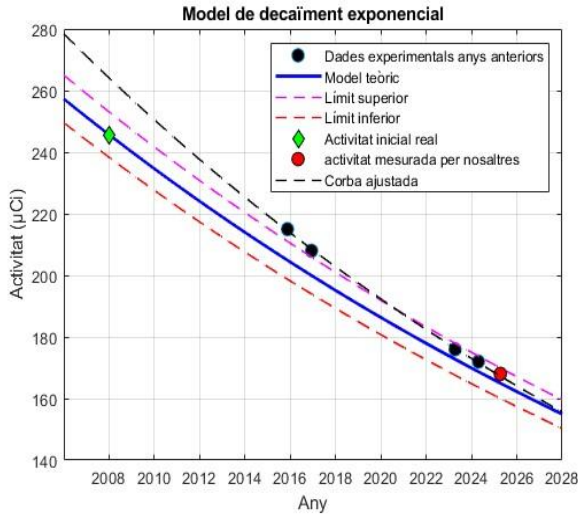


Fig. 3: Corbes de decaïment

Per descriure el decaïment radioactiu s'ha utilitzat el model matemàtic exponencial estàndard (vegeu fórmula 2). A través d'un codi senzill implementat en MATLAB (Annex 1), hem representat gràficament, en funció del temps, l'activitat inicial indicada al certificat de la font, les mesures històriques dels cursos anteriors i la nostra pròpia mesura, realitzada l'abril de l'any actual. Aquest gràfic també inclou el decaïment teòric esperat segons el model exponencial, juntament amb una banda d'incertesa de $\pm 3\%$ per avaluar visualment les possibles desviacions experimentals (fig. 3).

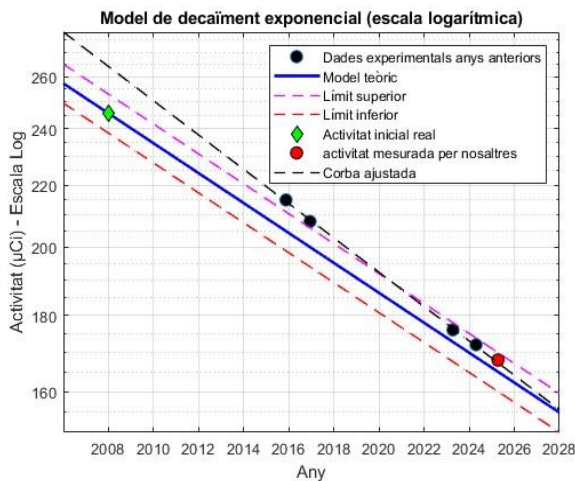


Fig. 4: Corbes decaïment en escala logarítmica.

Complementàriament, hem aplicat una regressió lineal al logaritme de l'activitat mesurada respecte al temps per tal d'obtenir una estimació empírica de l'activitat inicial i del període de semidesintegració. Aquesta aproximació ens permet comparar els valors observats amb els teòrics i verificar la coherència del model de decaïment exponencial amb les dades experimentals recollides (fig. 4).

```
% Model teòric
z = linspace(ti-2, tf, 500);
A_th = Ai * exp(-log(2)*(z - ti)/T_half);
A_sup = A_th * (1+inc); A_inf = A_th * (1-inc);

% Ajust logarítmic
p = polyfit(T - ti, log(A), 1);
lambda = -p(1); A0_fit = exp(p(2)); T_fit = log(2)/lambda;
A_fit = A0_fit * exp(-lambda*(z - ti));
fprintf('A0 ajustada: %.2f µCi | T_{1/2} ajustada: %.2f anys\n',
A0_fit, T_fit);

% Gràfic lineal
figure; plot(T, A, 'ok', 'MarkerFaceColor', 'k'); hold on;
plot(z, A_th, 'b-', z, A_sup, 'm--', z, A_inf, 'r--');
plot(ti, Ai, 'dg', 'MarkerFaceColor', 'g'); plot(Tn, An, 'or',
'MarkerFaceColor', 'r'); plot(z, A_fit, '--k'); grid on;
```

```
xlabel('Any'); ylabel('Activitat (µCi)'); title('Decaïment
exponencial'); legend('Dades', 'Model', '+5%', '-5%', 'A0',
'Mesura 2025', 'Ajustat', 'Location', 'northeast'); xlim([ti-2 tf]);
% Gràfic logarítmic
figure; semilogy(T, A, 'ok', 'MarkerFaceColor', 'k'); hold on;
semilogy(z, A_th, 'b-', z, A_sup, 'm--', z, A_inf, 'r--');
semilogy(ti, Ai, 'dg', 'MarkerFaceColor', 'g'); semilogy(Tn, An,
'or', 'MarkerFaceColor', 'r'); semilogy(z, A_fit, '--k'); grid on;
xlabel('Any'); ylabel('Activitat (µCi) - Log'); title('Decaïment
(log)'); legend('Dades', 'Model', '+5%', '-5%', 'A0', 'Mesura 2025',
'Ajustat', 'Location', 'northeast'); xlim([ti-2 tf]);
```

2. Excel amb les dades i els càlculs

<https://docs.google.com/spreadsheets/d/1emv1IJYwSaSkyN4hCj1jI-ab5RyRB3EhCUx03kWjlg/edit?usp=sharing>

-
- [1] International Atomic Energy Agency (IAEA). (s.f.). *B1 Half-lives and BF_s*. Recuperat de <https://www-nds.iaea.org/sgnucdat/b1.htm>
- [2] Capintec. (s.f.). *CRC-55tR Dose Calibrator – Product Specifications*. Mirion Technologies. Recuperat de <https://www.mirion.com/products/medical/nuclear-medicine-instrumentation/delivery-detection-and-diagnosis/dose-calibrators-accessories/dose-calibrators/crc-55tr-dose-calibrator>

Evaluación de la calidad de imagen de un escáner PET/CT

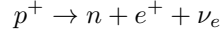
Sebastián Blázquez, Bruno Casenave, Casandra Gómez, Diego Manso, and Darío Martínez
Instrumentación. Grado en Ingeniería Física. Universitat Politècnica de Catalunya.
Campus Nord, 08034 Barcelona

El uso de escáneres PET-CT es fundamental para la detección y diagnóstico de múltiples patologías. Para el correcto funcionamiento de estos dispositivos, es necesario llevar a cabo calibraciones periódicamente. Este trabajo presenta el procedimiento de calibración seguido en el Hospital Universitari Dexeus de Barcelona.

I. INTRODUCCIÓN

La Tomografía por Emisión de Positrones (PET, por sus siglas en inglés) es una técnica de imagen médica que permite observar procesos fisiológicos y metabólicos en el interior del cuerpo humano. La tecnología PET comenzó a desarrollarse en la década de 1950, y se fue consolidando a lo largo de la segunda mitad del siglo XX como una herramienta clínica eficaz. Hoy en día se ha convertido en una tecnología fundamental para la detección y seguimiento de enfermedades como el cáncer o los trastornos neurológicos y cardiovasculares.

Esta técnica está basada en la detección de pares de fotones gamma producidos por la aniquilación de positrones emitidos por un radiofármaco. Este radiofármaco está constituido por una sustancia inestable con un exceso de protones, que decae mediante desintegración β^- , siguiendo el esquema:



es decir, un protón se convierte en un neutrón, un positrón y un neutrino electrónico. Cuando uno de estos positrones emitidos encuentra un electrón en el cuerpo, ambos se aniquilan, generando dos fotones gamma de 511 keV que se propagan en direcciones opuestas. El escáner PET detecta estos fotones de forma coincidente (en una ventana de tiempo de nanosegundos), permitiendo reconstruir imágenes tridimensionales de la distribución del radiofármaco en el organismo. El mayor gasto metabólico de los tumores hace que una parte importante del radiofármaco se acumule en estos, haciendo posible su detección.

II. PROCEDIMIENTO

El primer paso para evaluar la calidad de imagen del PET/CT es la preparación de los fantasmas que se usarán como maniquí. En este caso se dispone de 2 fantasmas de calidad distintos: un fantoma facilitado por General Electric, fabricante del escáner y otro de tipo Jaszczak. Ambos consisten en un cilindro de Polimetilmetacrilato (PMMA), pero con pequeñas diferencias en cuanto al interior. El primero es completamente uniforme y no contiene ningún tipo de ‘irregularidades’ en su interior. Sin embargo, el segundo contiene un seguido de varillas de distintos diámetros.

Las mediciones PET del Jaszczak son realizadas de forma recurrente (trimestralmente) para el análisis de la resolución espacial, además de permitir una evaluación de la separación entre varillas. En este caso, las esferas que suelen acompañar este fantoma fueron removidas.

Para la preparación del fantoma, hay que utilizar un radiofármaco. Un radiofármaco es un tipo de medicamento utilizado con finalidad diagnóstica (o terapéutica) resultado de la unión de una molécula biológica con un radioisótopo (también conocido como radionúclido) emisor de positrones. Los radiofármacos más utilizados en el ámbito del diagnóstico son aquellos que usan el ^{18}F . La ^{18}F -fluorodesoxiglucosa (2-fluoro-2-desoxi-D-glucosa) comúnmente conocida por su abreviación ^{18}F -FDG es la más comercializada. La FDG es una molécula análoga a la glucosa que tiende a acumularse en los tejidos con alto requerimiento de glucosa, es decir, con un aumento del metabolismo. Las altas tasas de glucólisis en órganos como el cerebro generalmente presentan la mayor acumulación (y por tanto, se ven resaltadas en las imágenes). El hígado, el bazo, el intestino y la vejiga también muestran una captación significativa de FDG. Típicamente, las células tumorales se caracterizan por un aumento de la captación de glucosa, y es por ello que la prueba PET suele realizarse en pacientes de oncología.

Para esta calibración se ha usado ^{18}F -FDG debido a la disponibilidad del hospital. Sin embargo, no es sorprendente encontrarla como primera opción en prácticamente cualquier complejo hospitalario ya que presenta importantes ventajas frente a otros radiofármacos. La energía de emisión del ^{18}F es de tan solo 0,64 MeV, lo que supone menor exposición a radiación para el paciente en comparación con otros radionúclidos (véase Tabla I). Además, en la desintegración del ^{18}F no se emiten rayos gamma que puedan interferir en la detección de los fotones, ni partículas (β^- o α) que puedan suponer un incremento en la dosis de radiación recibida por el paciente. Otro aspecto importante es el periodo de semidesintegración del isótopo (~ 110 min) y su compatibilidad con el tiempo de estudio deseado. Cabe considerar también la practicidad no sólo del radioisótopo sino de la molécula de FDG.

Para la correcta manipulación de materiales radioactivos es necesario disponer de salas blindadas contra la radiación. El plomo ($\sim 2\text{mm}$) es un excelente blindaje fren-

Tabla I: Características de diferentes radionúclidos

Radionúclido	$T_{1/2}$	$E_{\text{máx}}\beta^+$ (keV)
^{11}C	20,4 min	960
^{13}N	9,9 min	1198
^{15}O	2 min	1732
^{18}F	109,6 min	634
^{68}Ga	68,3 min	1900
^{82}Rb	1,3 min	3360
^{64}Cu	12,7 h	653
^{86}Y	14,7 h	1221
^{89}Zr	3,2 d	897
^{124}I	4,2 d	2135

te a rayos X y Gamma debido a su gran densidad (11,3 g/cm³) además de la alta disponibilidad y bajo coste. Esta práctica es esencial para garantizar la seguridad tanto de los pacientes como del personal del hospital, ya que, en dosis significativas, la radiación ionizante puede ser perjudicial para la salud de las personas. Además de las paredes, otras áreas de salas en que se manipula algún tipo de material radiactivo pueden estar protegidas con plomo. Es el caso de puertas, ventanas, techos... En la Figura 1 se muestra la celda de manipulación, necesaria para la preparación de las dosis.



Figura 1: Celda de manipulación de radiofármacos.

La cantidad de radiofármaco que se necesita extraer ha de ser calculada considerando la actividad que se quiere al adquirir imágenes. Para ello, se debe tener en cuenta el decaimiento del isótopo (Ecuación 1) y la dosis residual que queda en la jeringuilla. Cabe mencionar la importancia que tiene la correcta manipulación del equipo utilizado ya que incluso estando la jeringuilla vacía, ésta contiene actividad residual. Es por ello que hay que deshacerse del material adecuadamente en un contenedor que posteriormente es llevado a una sala en la cual permanece hasta disminuir la radiación a prácticamente 0. Para medir la actividad que se inyecta en el vial, es ne-

cesario un activímetro. En esta calibración, la actividad extraída a las **16:34** fue de **1,460 milicurios** para el primer fantoma y, en el caso del segundo, **1,399 milicurios** a las **17:00**.

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t} \quad (1)$$

donde:

- $N(t)$ número de núcleos radiactivos que quedan en el tiempo t ,
- N_0 número inicial de núcleos radiactivos en $t = 0$,
- λ constante de decaimiento (en unidades de s⁻¹),
- t tiempo transcurrido.

Una vez obtenida la actividad necesaria para el análisis, se debe llenar el fantoma con agua destilada hasta enrasar y seguidamente extraer cierta cantidad de agua para así dejar un pequeño espacio de aire y posteriormente (al agitar), homogeneizar la mezcla. A continuación se inyecta en el fantoma la ^{18}F -FDG y se mezcla. Finalmente se añade el agua extraída anteriormente para amalgamar concienzudamente la mezcla contenida en el fantoma, evitando al máximo que se formen burbujas de aire (las cuales pueden suponer una invalidación de la prueba). Este procedimiento se repite de igual manera para ambos fantomas.

Por último, se desplaza el fantoma hasta la sala de PET/CT para colocarlo en la máquina. Se distinguen dos casos según la estructura del fantoma: con o sin anclaje/sopORTE. Aquellos fantomas con anclaje se sitúan en la parte delantera de la camilla y se colocan utilizando el soporte. En este estudio, el Jaszczak no tiene anclaje, por lo tanto, se coloca en la camilla (también en la parte delantera) pero con mucho cuidado ya que debido a su forma cilíndrica éste puede rodar. Para centrar correctamente la camilla con el fantoma se utilizan guías laser. De esta manera, se pueden controlar los movimientos básicos de la camilla (transversal, longitudinal y vertical) para situar el fantoma en el isocentro. Tanto el PET como el CT están diseñados para ofrecer su mayor nitidez y precisión en el centro del escáner (isocentro).

III. CALIBRACIÓN

Una vez se ha preparado un fantoma, se ha de medir el tiempo exacto que pasa entre la adquisición de la muestra y la toma de las imágenes, para saber con precisión mediante la Ecuación 1 la actividad real en el momento de la medición. En la Figura 2 se puede observar el fantoma colocado en el escáner PET antes de hacer la medición.



Figura 2: Fantoma GE antes de la medición

En la calibración, se toman imágenes con dos técnicas diferentes. La primera técnica se llama tomografía computarizada, CT por sus siglas en inglés. Usa rayos X (fotones de ~ 120 keV provenientes de desaceleración de electrones) para obtener una imagen 3D precisa del fantoma/paciente. Esta técnica se usa para obtener un contorno definido en el que podamos reconocer y localizar las fuentes de radiactividad en el PET y para calibrar el efecto de atenuación debido a los tejidos. La segunda técnica es la tomografía por emisión de positrones (PET) que ya se explicó en la introducción.

De esta forma, se obtienen imágenes CT y PET que serán usadas para calibrar el escáner. El protocolo consiste en tomar dos imágenes de cada tipo para poder corregir efectos no deseados, la primera sirve para corregir la segunda. Un efecto importante que se ha de corregir es la mayor actividad detectada en los bordes del fantoma/paciente debido a que los fotones han de recorrer menos tejido para llegar al detector y por ello la probabilidad de interactuar con la materia es mucho menor. En la Figura 3 se puede ver el impacto de este fenómeno.

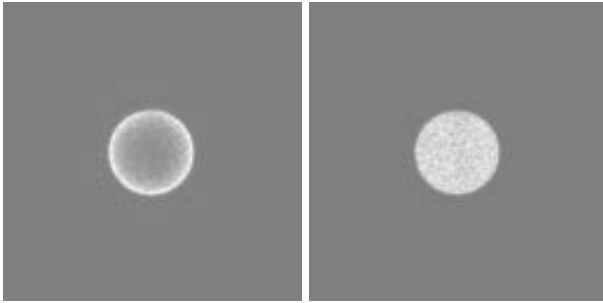


Figura 3: A la izquierda, imagen PET sin atenuar, a la derecha, imagen PET corregida. Se observa claramente el efecto de borde.

La imagen CT ofrece unos coeficientes de atenuación que se conocen como números CT y se miden en unidades Hounsfield. Estos coeficientes siguen la siguiente fórmula:

$$UH = 1000 \frac{\mu_t - \mu_{agua}}{\mu_t - \mu_{aire}}, \quad (2)$$

donde μ_{agua} , μ_{aire} , μ_t son los coeficientes de atenuación *lineales* del agua destilada, aire y del material

tratado, respectivamente. Como se puede ver, típicamente, los números CT del agua y del aire tienen un valor de 0 y -1000 respectivamente. La imagen PET muestra el valor de SUV (Standardized Uptake Value), que es la ratio entre la actividad inyectada en el paciente y la actividad detectada. Para calcularla es necesario conocer el peso y altura del paciente y un valor aceptable ha de ser cercano a 1, para poder minimizar la dosis de radiación que recibe el paciente.

En la calibración se realizan tres tests:

- Resolución: Con el fantoma Jaszczak se decide qué grupos de varillas se pueden distinguir en la imagen PET. La resolución es importante para localizar con precisión las fuentes de actividad, que son posibles tumores.
- Uniformidad: Para el fantoma de GE, que era homogéneo, se debe observar una imagen uniforme. Se examina la desviación de los valores CT y SUV en distintas regiones de la imagen.
- SUV: En la imagen PET se deben observar valores cercanos a 1.

Una vez obtenidas las imágenes, se han de procesar con un software especializado. En este caso se ha usado ImageJ, software facilitado por el National Institute of Health de Estados Unidos, junto a unos plugins específicos de medicina nuclear. Este software permite visualizar las diferentes capas de la imagen tridimensional, medir los valores de CT/SUV en la región deseada y superponer las imágenes CT y PET. Esto último es esencial para la medicina, permite localizar e identificar las fuentes de actividad dentro del cuerpo del paciente. En la Figura 4 se puede ver un ejemplo de imágenes procesadas:

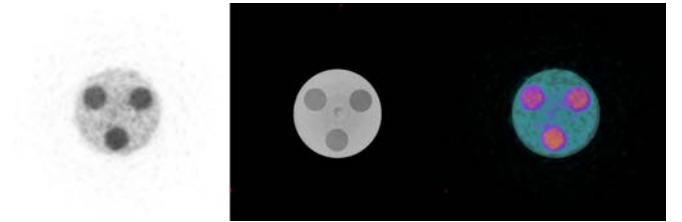


Figura 4: De izquierda a derecha: imagen PET, imagen CT y superposición de ambas.

Test de resolución

En la Figura 5 se aprecia que la imagen PET permite distinguir las varillas del primer al tercer grupo, dentro

de los valores aceptables. Se observa también que la imagen CT tiene una resolución mucho mayor, que se puede usar para evaluar la de PET.

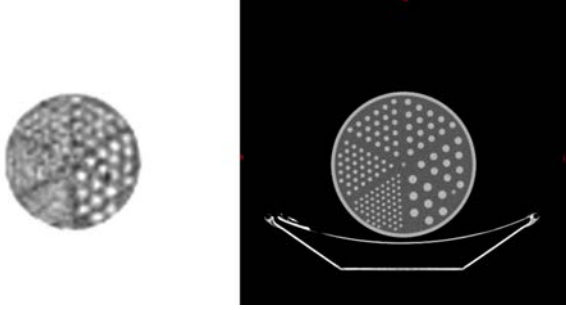


Figura 5: Test de resolución de la imagen PET.

Tests de uniformidad y SUV

Se seleccionan distintas tomas para analizar. En cada toma, se escogen varias regiones de interés (ROI por sus siglas en inglés) y se mide el valor medio de CT/SUV y su desviación. Los datos obtenidos para el SUV se muestran en la Tabla II. Se observa que los valores de SUV están por encima de 0.9, luego entra dentro de los valores aceptables. Además, la uniformidad es buena, la diferencia entre las regiones periféricas y la central es menor al 10 %.

En el caso de los números CT, obteníamos valores de entre -3 y +3 en toda la imagen. Podemos considerarlos exactos y precisos dado que el coeficiente de atenuación para el agua es 0 y puede variar mucho de un material a otro.

IV. CONCLUSIONES

El uso de escáners PET/CT ha supuesto una revolución en el diagnóstico por imagen, permitiendo la detección temprana de múltiples trastornos, especialmente oncológicos. En este trabajo se ha analizado el proceso de control de calidad y calibración de un escáner PET a través del uso de fantomas estandarizados. Asimismo, se han expuesto brevemente los fundamentos físicos en los que está basada la técnica.

Los resultados obtenidos demuestran que la máquina estudiada da una respuesta adecuada, acorde con los criterios de calidad internacionales. Es importante destacar que esta fiabilidad no puede ser mantenida sin una implementación periódica de estas pruebas, las cuales son un requisito fundamental para garantizar la precisión de los resultados clínicos y la seguridad del paciente.

Se ha visto también la importancia de la correcta manipulación de los materiales usados para la calibración.

Tabla II: Mediciones de uniformidad y de SUV

Corte 48			
ROI	Valor medio SUV	SD	Diferencia valor
Centro	0.89	0.09	0 %
1	0.93	0.08	4.49 %
2	0.95	0.09	6.74 %
3	0.96	0.08	7.87 %
4	0.94	0.09	5.62 %
Promedio	0.934	0.09	6.18 %
Corte 50			
ROI	Valor medio SUV	SD	Diferencia valor
Centro	0.89	0.1	0 %
1	0.91	0.07	2.25 %
2	0.91	0.08	2.25 %
3	0.93	0.06	4.49 %
4	0.94	0.07	5.62 %
Promedio	0.916	0.08	3.65 %
Corte 52			
ROI	Valor medio SUV	SD	Diferencia valor
Centro	0.93	0.07	0 %
1	0.9	0.08	3.23 %
2	0.94	0.07	1.08 %
3	0.93	0.08	0 %
4	0.96	0.08	3.23 %
Promedio	0.932	0.08	1.88 %

El manejo cuidadoso de los radiofármacos no solo influye directamente en la calidad de las mediciones, sino que también requiere medidas de protección adecuadas para evitar exposiciones innecesarias. Es recalable en este contexto la labor y preparación del radiofísico, que es el encargado de garantizar el correcto funcionamiento del aparato.

En conjunto, este trabajo ha permitido comprender la importancia de un control de calidad riguroso y sistemático de los sistemas PET/CT, y ha reforzado la idea de que la fiabilidad diagnóstica de estas herramientas depende tanto de la tecnología como del conocimiento y la preparación de los profesionales que las operan.

V. AGRADECIMIENTOS

Queremos dar las gracias a Oscar Casas y Trinitat Pradell, profesores de la asignatura de Instrumentación en el Grado de Ingeniería Física de la UPC. Deseamos agradecer especialmente a Antoni Castel Millán, radiofísico responsable del Hospital Dexeus de Barcelona por prestarse a enseñarnos todo el procedimiento de calibración del escáner y por acceder a vernos por segunda vez para resolver nuestras preguntas.

-
- [1] *Protocolo de control de calidad de la instrumentación de Medicina Nuclear* (Sociedad Española de Física Médica, 2021).
- [2] C. O. Arroyo, Radiofármacos utilizados en la tomografía por emisión de positrones: presente y perspectivas de futuro, *Radiología* **58**, 468 (2016).
- [3] A. Braune, L. Oehme, R. Freudenberg, *et al.*, Comparison of image quality and spatial resolution between ^{18}F , ^{68}Ga , and ^{64}Cu phantom measurements using a digital biograph vision pet/ct, *EJNMMI Physics* **9**, 10.1186/s40658-022-00487-7 (2022).
- [4] M. A. Ashraf and A. Goyal, Fludeoxyglucose (^{18}F), in *StatPearls [Internet]* (StatPearls Publishing, Treasure Island (FL), 2023) updated 2023 Aug 28. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK557653/>.
- [5] K. Albus, Phantom testing: Pet, Online document (2024), revised 15 November 2024. Modified on: Fri, 15 Nov, 2024 at 5:14 PM.
- [6] M. Koole, I. Armstrong, A. K. Krizsan, A. Stromvall, D. Visvikis, B. Sattler, S. G. Nekolla, and J. Dickson, Eanm guidelines for pet-ct and pet-mr routine quality control, *Zeitschrift für Medizinische Physik* **33**, 103 (2023), special Issue: Recent Developments in Nuclear Medicine Imaging and Therapy.
- [7] B. P. Lopez, D. W. Jordan, B. J. Kemp, P. E. Kinahan, C. R. Schmittlein, and O. R. Mawlawi, Pet/ct acceptance testing and quality assurance: Executive summary of aapm task group 126 report, *Medical Physics* **48**, e31 (2021).

Instrumentation in Radiodiagnosis. Use of an image acquisition system: CT scanner. Quality of the radiation beam parameters

Joan Agelet, Mariona Bellobí, Gerard Osete, Jan Simón, Pau Monterosa
*Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya.
Campus Nord, 08034 Barcelona*

The aim of this report is to explain the practical session carried out at Hospital Universitari Dexeus and to understand various aspects related to the operation and quality control of a CT scanner. To this end, the applications of the scanner and the underlying physical principles are presented above. Computed tomography is described along with its components and types, as well as the procedure, safety measures, and radiation conditions. Finally, the experimental procedure conducted at the hospital is outlined, replicating some of the standard quality control protocols of the instrument.

Keywords: Computed Tomography, X-rays, photoelectric effect, phantom, Computed Tomography Dose Index (CTDI).

I. INTRODUCTION

Computed Tomography (CT) is a radiodiagnostic modality that allows the examination of the patient's internal structures through the production of cross-sectional images of the body. It is especially useful in the detection of tumors and other lesions because of its high resolution and sensitivity to differentiate between tissues.

In this method, the patient is placed in the middle of a circular X-ray emission and detection system. The geometry of the instrument is an essential feature, as it allows the emission and detection of X-rays from a multitude of directions because of the coupled movement of the emitter-detector assembly (as explained in the relevant section). From the radiation that is detected, a two-dimensional image of the cross-section can be reconstructed from the information of X-rays scattered. By repeating this at different heights, a three-dimensional reconstruction of the patient's interior is obtained. Although the images obtained are difficult to interpret — with areas of different brightness as a function of tissue density and absorption capacity (physical principle detailed in the section III) — computed tomography is today one of the best techniques as far as image quality and acquisition speed are concerned.

Although it is a non-invasive technique, it should be considered that it entails exposure of the patient to ionizing radiation, which has controversial health effects. For this, strict safety precautions and control tests are carried out so as not to surpass the levels established by current regulations.

In this practice, we could visit the facilities of the Quirón Dexeus University Hospital and talk with Antoni Castel, in charge of the radiological protection service. We were explained the operation of the CT equipment during the visit and participated in some control tests that are performed to verify their proper functioning.

II. APPLICATIONS

Computed tomography (CT) is an essential imaging technique in modern medicine, widely used for both diagnostic and treatment planning purposes. It allows for the non-invasive visualization of internal anatomical structures with high spatial resolution and fast acquisition times.

Some of the most common clinical applications include:

- **Trauma assessment**, such as detection of fractures, internal bleeding, and organ damage.
- **Oncological diagnosis and staging**, by identifying tumors and monitoring their evolution.
- **Neurological evaluation**, including stroke, hemorrhages, and brain tumors.
- **Cardiovascular imaging**, particularly for coronary artery disease and vascular anomalies.
- **Radiotherapy planning**, by providing accurate 3D maps of tumor position and surrounding tissues.

The versatility, speed, and resolution of CT make it one of the most powerful tools available in radiodiagnostics.

III. PHYSICAL PRINCIPLES

To understand the operation of a CT scanner, it is essential to rely on the fundamental physical phenomena that govern the interaction between X-rays and matter.

X-rays are high-energy electromagnetic waves capable of penetrating materials. In computed tomography (CT), they are produced primarily through Bremsstrahlung radiation, which occurs when high-speed electrons are decelerated in the electric field of a nucleus. The lost kinetic energy is emitted as photons.

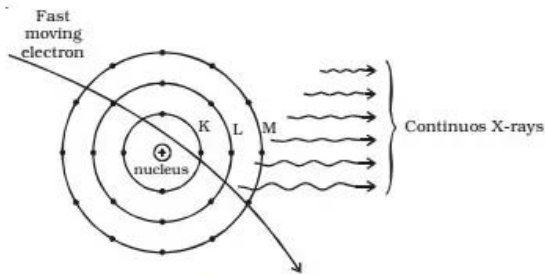


Figure 1. Schematic representation of Bremsstrahlung radiation: an electron decelerates in the electric field of a nucleus, emitting an X-ray photon.

In clinical CT scanners, the X-ray beam typically consists of photons with energies around 120 keV. Once the X-rays enter the human body, they interact with matter mainly via three processes: the photoelectric effect, Compton scattering, and pair production (although the latter does not occur at these energies).

In the photoelectric effect, a photon transfers all its energy to a bound electron, ejecting it from its atomic orbital and ionizing the atom. This interaction dominates at low photon energies and in high atomic number materials. The energy balance is given by:

$$h\nu = W + E_k \quad (1)$$

Where $h\nu$ is the incident photon energy, W is the material's work function, and E_k is the kinetic energy of the ejected electron.

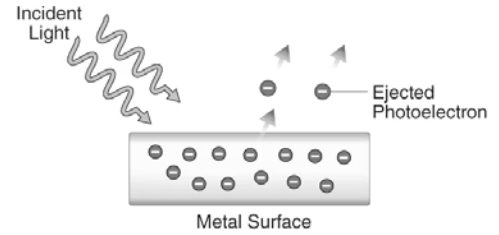


Figure 2. Illustration of the photoelectric effect: a photon transfers all its energy to a bound electron, which is ejected from the atom.

In Compton scattering, a photon collides with a loosely bound or free electron, transferring part of its energy and being deflected with lower frequency. This interaction dominates at intermediate energies, including those typical of CT, and is described by:

$$\Delta\lambda = \lambda_c(1 - \cos\theta) \quad (2)$$

Where λ_c is the Compton wavelength and θ the scattering angle.

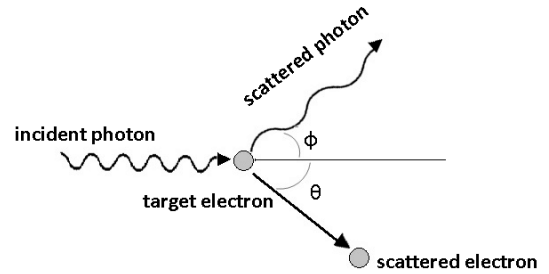


Figure 3. Compton scattering: the incident photon transfers part of its energy to an electron, resulting in a scattered photon with reduced energy and a recoiling electron.

Pair production is a high-energy interaction in which a photon converts into an electron–positron pair in the presence of a nucleus. This process requires a photon energy above 1.022 MeV, which is well beyond the range used in CT scanners, and is therefore not relevant in this context.

These interactions—particularly the photoelectric effect and Compton scattering—are responsible for the differential attenuation of X-rays in biological tissues. This differential attenuation is the key to producing high-resolution tomographic images in CT.

IV. COMPUTED TOMOGRAPHY

Computed tomography (CT) is an imaging technique that generates cross-sectional views of the body by combining X-ray projections taken from multiple angles. These images are reconstructed by a computer to provide detailed useful information about internal structures.

Main Components of a CT Scanner

A CT system is composed of several essential elements:

- **X-ray tube:** Emits a beam of X-rays that rotates around the patient to capture multiple views of the same region.
- **Detectors:** Positioned opposite the tube, they measure the intensity of transmitted radiation and convert it into electrical signals.
- **Gantry:** The circular structure that holds both the X-ray tube and the detectors. It rotates around the patient during the scan.
- **Patient table:** A motorized bed that moves the patient through the gantry at a controlled speed.
- **Computer and control console:** The computer processes the data collected by the detectors and reconstructs the images, while the console allows technicians to operate the system and choose scanning parameters.

How a CT Scan Works

During a scan, the X-ray tube and detectors rotate around the body while the table moves along the scanning axis. This helical (spiral) motion allows for rapid acquisition of data across a volume. The system then reconstructs a series of axial slices, which can be combined into a 3D image.

CT Imaging Techniques

Several CT methods have been developed to adapt to different diagnostic needs:

- **Helical CT:** Continuous scanning as the patient moves, enabling fast and efficient data acquisition.
- **Dual-energy (spectral) CT:** Uses two energy levels to differentiate materials and enhance tissue contrast.
- **Multislice CT:** Employs multiple rows of detectors to acquire several image slices simultaneously, improving spatial resolution.

These advancements have made CT one of the most powerful tools in modern radiology.

V. DOSIMETRIC PARAMETER

Accurately evaluating the radiation dose absorbed by patients during a computed tomography examination is critical, both for minimizing unnecessary exposure and for ensuring diagnostic quality. Since CT procedures involve exposure to ionizing radiation, understanding and

monitoring the amount of dose a patient receives is critical in clinical practice.

To quantify exposure, the field of radiology relies on standardized dose indicators that facilitate the evaluation and control of radiation levels during scanning. Among the most widely adopted measures are the Computed Tomography Dose Index (CTDI) and the Dose-Length Product (DLP).

CTDI provides an estimate of the average dose distributed within the scanned volume and reflects the intensity of radiation used for image acquisition. It is calculated with the following equation:

$$CTDI_i = \frac{1}{N \times T} \int_{-L/2}^{L/2} D(z) dz \quad (3)$$

where the subindex 'i' indicates the measure of the instrument used, N is the number of transversal images across the z axis and T is the X-ray beam thickness along the z axis.

For a correct dose assignment, various dose measurements must be made at different points of the phantom: one from the center of it and four others symmetrically distributed on the periphery if using the ionization chamber, and one central if using a semiconductor.

The execution of this procedure gives rise to the CTDI, where w indicates the weighting of this model. Thus, we obtain the following formula:

$$CTDI_w = 1 \frac{1}{3} CTDI_{i,center} + \frac{2}{3} CTDI_{i,perif} \quad (4)$$

The concept of *pitch* is defined as the ratio between the movement of the CT table and the product of the number of slices and slice thickness (N×T). A pitch value less than one indicates that the table advances less than the beam width, leading to overlapping slices and enhanced spatial resolution. Conversely, a pitch greater than one implies less overlap and potentially lower resolution.

Based on this parameter, CT scan protocols can be categorized into axial (pitch = 1), helical (pitch < 1), and scans with spacing between slices (pitch > 1). Using pitch, we refine the dose estimation by computing the volumetric CT dose index:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad (5)$$

To evaluate the total radiation dose delivered over a scanned volume, we compute the Dose-Length Product

(DLP), which combines the volumetric dose with the length of the irradiated area. This is expressed as:

$$DLP = CTDI_{vol} \times L \quad (6)$$

Here, L denotes the scan length. The DLP serves as a key indicator of patient exposure and is particularly useful for estimating the potential biological effects of the administered radiation, depending on the clinical context.

VI. PROTOCOL FOR CONDUCTING THE CT EXAMINATION

This section provides a concise description of the steps followed to carry out imaging tests on patients or, in the case of quality control protocols, on imaging *phantoms*.

Patient Preparation

In the case of carrying out the examination on a patient, the first step in a real clinical context involves determining the appropriate dosage and type of contrast agent to be administered according to the safety parameters mentioned above. This decision is based on the patient's medical condition, the anatomical region to be scanned (head's region does not behave like heart's one, for example), and the clinical indications.

In the context of phantom-based quality control, the phantom must be accurately positioned at the center of the gantry, perpendicular to the machine's axis. Its alignment marks should be matched with the four positioning lasers of the CT scanner, this alignment has to be done manually, so it could take a few minutes before starting the measurement (See the alignment in Figure 4).

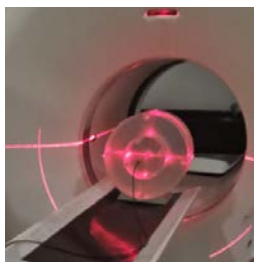


Figure 3. *Phantom alignment*

However, we have done two kinds of measurements using two different instruments: an ionization chamber and a semiconductor. The set-up for these two instruments is different. The ionization chamber has to be placed in the center of the *phantom* and in the perimeter (actually, there

are plenty of holes to make it easier). The semiconductor, otherwise, is simply placed at the center of the *phantom*.

Data Acquisition

The CT scanner is operated via a computer system located outside the scanning room, in order to protect from constant radiation dose. From this station, various scan parameters are controlled, including the position of the *phantom* within the gantry, movement speed (if applicable), the scan type (axial, helical, etc.), and the selected imaging protocol. In our case, a body protocol was used.

For the first measurement, the ionization chamber, we need to first polarize the chamber, applying a potential difference of $\Delta V=120$ kV.

In the case of the semiconductor detector, polarization is not required. The device is simply placed inside the gantry, and parameters such as pitch, scan type, etc., are selected in the software specifically configured for the semiconductor.

VII. CONCLUSIONS

In this text we have shown how a CT scanner actually works and which are the physical principles that allow it to work, which is the experimental procedure done in order to use the CT scanner, what types of CT exist and which are its medical applications (detections from tumors to a simple fracture).

Despite CT being a very advanced technology, we must acknowledge that much more can be done in order to improve it. Every year, advances are made to decreasing radiation exposure, shortening the duration of a CT scan examination, and increasing image quality.

VIII. ACKNOWLEDGEMENTS

We would like to express our gratitude to Antoni Castel for letting us visit the Nuclear Medicine installations at Hospital Universitari Dexeus and specially one of the CT scanners. This allowed us to see how a radiophysicist works in this kind of environment, which is the relation it has with a patient and how is the previous set-up he has to do in order to ensure the desired operation of the scanner. We are also very grateful to our teacher of the Instrumentació subject of Enginyeria Física because they have provided us with the opportunity to take part in this practical session.

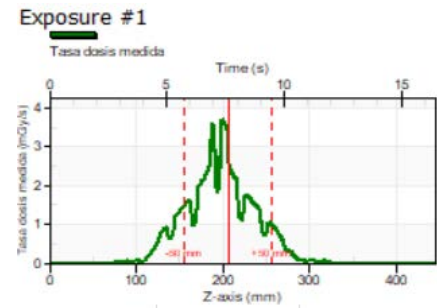
IX. APPENDIX

A. DATA ANALYSIS

DETECTOR CHAMBER			
CTDI (CT DOSE PROFILER) [POSITION A]		CTDI (CT DOSE PROFILER) [POSITION B]	
SET kV	120,0 kV	SET kV	120,0 kV
SET mAs	270 mAs	SET mAs	270 mAs
CTDI(100,c)	18,69 mGy	CTDI(100,c)	18,69 mGy
CTDI(w)	20,23 mGy	CTDI(w)	20,23 mGy
CTDIvol	11,40 mGy	CTDIvol	24,13 mGy
CT(EXPOSURE)	11,40 mGyCM	CT(EXPOSURE)	24,13 mGyCM
CTDI (CT DOSE PROFILER) [POSITION C]		CTDI (CT DOSE PROFILER) [POSITION D]	
SET kV	120,0 kV	SET kV	120,0 kV
SET mAs	270 mAs	SET mAs	270 mAs
CTDI(100,c)	18,69 mGy	CTDI(100,c)	18,69 mGy
CTDI(w)	20,23 mGy	CTDI(w)	20,23 mGy
CTDIvol	24,43 mGy	CTDIvol	17,17 mGy
CT(EXPOSURE)	24,43 mGyCM	CT(EXPOSURE)	17,17 mGyCM
CTDI (CT DOSE PROFILER) [POSITION E]			
SET kV	120,0 kV		
SET mAs	270 mAs		
CTDI(100,c)	18,69 mGy		
CTDI(w)	20,23 mGy		
CTDIvol	23,62 mGy		
CT(EXPOSURE)	23,62 mGyCM		

SEMICONDUCTOR	
CTDI (CT DOSE PROFILER)	
SET kV	120,0 kV
CTDI(100,c)	9,495 mGy
CTDI(w)	15,99 mGy
CTDIvol	11,84 mGy
DLP	260,6 mGyCM

B. WAVEFORMS



C. CONFIGURATIONS

SEMICONDUCTOR	
MANÍQUÍ CT	BODY
EXPLORACIÓN-PROTOCOLO	ABDOMEN
MODOS	HELICOIDAL
FOV (CM)	44,6
TENSIÓN (KV)	120
INTENSIDAD (mA)	200
TIEMPO ROTACIÓN (s)	1
INTERVALO (MM)	10
CARGA (mAs)	200
LONGITUD (CM)	22
ESPEJOR CORTE (MM)	10
NÚMERO DETECTORES	8
COLIMACIÓN (MM)	20
SPEED (MM/ROT)	27
PITCH	1,35
TIEMPO TOTAL EXPLORACIÓN (s)	9,5
NÚMERO IMÁGENES	23
VELOCIDAD ROTACIÓN (MM/s)	27
CTDI VOL EQUIPO (mGy)	12,49
DLP EQUIPO (mGyCM)	320,64
TIEMPO MEDIDA PIRANHA (s)	15
DOSIS MEDIDA (mGy) (CTDP)	8,994412368
TASA DOSIS MEDIDA (mGy/s) (CTDP)	0,5667335347
TIEMPO MEDIDO (MS) (CTDP)	15870,62012
FWHM	22,22209787
CTDI100	9,495245074
CTDIw	15,9899927
CTDIWN	0,07994996352
DLP	260,5776589
CTDIvol	11,84443904

REFERENCES

[1] *Computed Tomography (CT) – Beyond Traditional X-Rays*. Amar Bhidé, Srikanth Datar, Katherine Stebbins

[2] *Computed tomography and patient risk: Facts, perceptions and uncertainties*. Stephen P Power, Fiachra Moloney, Maria Twomey, Karl James, Owen J O'Connor, Michael M Maher (© 2016 Baishideng Publishing Group Inc)

[3] *CT Scans and Cancer Risks: A systematic Review and Dose- response Meta- analysis*. Chung- Feng Cao, Kun-Long Ma, Hua Shan, Tang-Fen Liu, Si-Qiao Zhao, Yi Wan, Jun-Zhang, Hai-Qiang Wang (BMC Cancer · November 2022)

[4] *Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study*. Dr Mark S Pearce, Jane A Salotti, Mark P Little, Kieran McHugh, Choonsik Lee, Kwang Pyo Kim, Nicola L Howe, Cecile M Ronckers, Preetha Rajaraman, Alan W Craft, Louise Parker, Amy Berrington de González (Copyright © 2012 Elsevier Ltd.)

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0140673612608150>

[5] *Emerging clinical applications of computed tomography*. Carlo Liguori, Giulia Frauenfelder, Carlo Massaroni, Paola Saccomandi, Francesco Giurazza, Francesca Pitocco, Riccardo Marano, Emiliano Schena (June 2015)

- *Fundamentos de Física Médica. Volumen 6. Medicina nuclear: bases físicas, equipos y control de calidad. Capítulo 6.6: Protocolo estándar de un equipo PET/TAC*
- *American Association of Physicists in Medicine Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-RAY Computed Tomography*
- <https://grupoctscanner.com/la-tomografia-computada-principios-e-historia-de-su-desarrollo/>
- <https://www.merckmanuals.com/es-us/hogar/temas-especiales/pruebas-de-diagn%C3%B3stico-por-la-imagen-habituales/riesgos-de-la-radiaci%C3%B3n-en-pruebas-de-diagn%C3%B3stico-por-la-imagen>

BIBLIOGRAPHY

- *La tomografía computada: principios e historia de su desarrollo- Grupo CT Scanner*
<https://grupoctscanner.com/la-tomografia-computada-principios-e-historia-de-su-desarrollo/>
- <https://teachmeanatomy.info/the-basics/imaging/computed-tomography-ct-scans/>
- *CT Instrumentation and Physics- National Library of Medicine*
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK597347/>
- <https://www.nibib.nih.gov/science-education/science-topics/computed-tomography-ct>

Instrumentació en Radiodiagnòstic. Utilització d'un equip d'adquisició d'imatges: Tomògraf CT. Qualitat de la imatge.

Victor Sender, Matias Stein, Arnau Torret, Leo Vidal

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

Les tomografies PET-CT s'han convertit en una eina imprescindible per la medicina d'avui en dia i el seu bon funcionament és essencial per al diagnòstic de pacients. Aquest treball recull els fonaments principals d'aquesta pràctica, per a posteriorment realitzar el calibratge d'una tomografia PET-CT a l'Hospital Universitari Dexeus del Grup Quirónsalud.

Paraules clau: PET-CT, “phantom”, Números Hounsfield, raigs X, calibratge.

I. INTRODUCCIÓ

La física i l'enginyeria en els darrers anys han unificat forces per treballar conjuntament en el camp de la medicina. Des d'aleshores, els avenços que han desenvolupat aquestes tres disciplines unides han marcat un abans i un després en el diagnòstic i la teràpia de pacients, permetent tenir tractaments més efectius i protocols més precisos per a la detecció de malalties i trastorns. Dos grans resultats d'aquesta adhesió són presents en gran part dels hospitals i centres mèdics del món, la PET (Positron Emission Tomography) i la CT (Computed Tomography).

Tot i que ambdós mètodes estiguin enfocats en el radiodiagnòstic, els fonaments físics i pràctics de les dues tecnologies són diferents. En el cas de la PET, la medicina nuclear entra en joc amb els radiofàrmacs, petites dosis d'un material radioactiu que ingereixen els pacients i amb els quals es detecta la seva l'activitat metabòlica. Pel que fa a la CT, un tub emissor propaga raigs X sobre l'organisme i es detecta l'emissió no absorbida, generant una imatge constitucional de l'individu. Units, els dos instruments faciliten una informació primordial en l'àmbit mèdic, mostrant una imatge estructural-funcional del pacient.

A més, com a tot sistema d'obtenció de dades, caldrà realitzar un calibratge entre els valors exactes de mesura i els detectats pel sistema PET-CT. Així, aquest treball se centrarà primer a entendre i descriure els principis físics claus, tant de la tomografia CT com la PET, per poder després explicar els procediments de comprovació i calibratge del Tomògraf CT realitzats a l'Hospital Universitari Dexeus.

II. CONCEPTES FÍSICS I COMPUTACIONALS PELS MÈTODES PET-CT

A. ANIHILACIÓ ELECTRÓ-POSITRÓ

Com prèviament hem mencionat, la tomografia PET empra uns radiofàrmacs o radiosondes que tenen dues característiques principals: són isòtops radioactius i tendeixen a generar positrons durant el seu decaïment. Aquesta emissió de positrons es pot obtenir amb els isòtops ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O o ^{18}F , que segueixen una descomposició beta, tal com es veu a la figura:

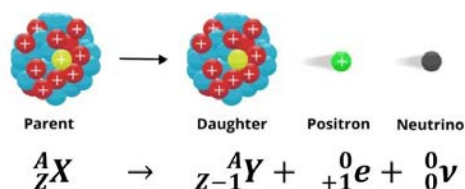


FIG. 1. Procés de descomposició beta d'un àtom o isòtop X a un Y.

Per exemple, l'isòtop ^{11}C (un dels més utilitzats pel que fa a radiosondes) decau a ^{11}B amb l'emissió d'un positró e^+ i un neutrí ν . El positró gairebé instantàniament es combina amb un electró, donant lloc a l'anihilació electró-positró. Aquest fenomen descriu, que en ajuntar-se un electró i un positró, es generen dos fotons gamma energètics.

Aquest procés és simple de descriure utilitzant el formalisme relativista dels 4-vectors i els sistemes de referència del centre de masses, a banda que s'han de satisfer totes les lleis de conservació. En general, els fotons mantindran trajectòries oposades quasi paral·leles, però les seves trajectòries no acabaran de formar un angle de 180° perquè, en la majoria de casos, els electrons i positrons no col·lidiran en sentits contraris completament. A més, tindran energies equivalents a les de les masses en repòs de

l'electró o el positró (sempre que no es treballi a temperatures altes), és a dir, d'uns 511 keV. Més endavant es veurà amb més profunditat com la PET es fonamenta d'aquest fenomen quàntic, però la clau es troba en la detecció d'aquests fotons provinents de l'anihilació electró-positró.

B. TRANSMISSIÓ DE RAIGS X

Perquè una tomografia computacional sigui funcional, cal tenir un feix de raigs X d'energia regulable segons les freqüències desitjades. En concret, aquesta font d'energia electromagnètica és un tub de raigs X, el qual utilitza una diferència de potencial de l'ordre de les desenes o centes de keV per accelerar electrons. Aquests electrons són emesos des d'un càtode cap a un ànode i, en xocar, generen els raigs X a partir de la pèrdua d'energia per ionització dels electrons de l'ànode o per efecte de frenada Breemstrahlung.

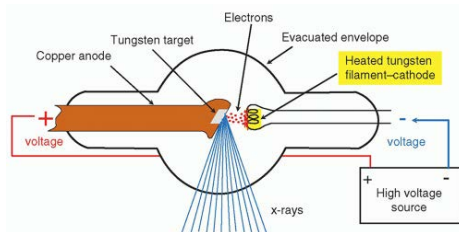


FIG. 2. Generació i emissió de raigs X a partir d'un tub de raigs X.

Un punt clau a tenir en compte és que un cert nombre dels raigs X inicials que prenen direcció cap al pacient, travessaran el cos. La quantitat d'aquests fotons que traspassen és expressada per la llei de Beer-Lambert, que estableix la relació entre la intensitat inicial i final d'un feix que travessa un volum en funció del seu coeficient lineal d'atenuació. Com que un cos pot tenir diversos teixits i, així, diversos coeficients lineals, la llei de Beer-Lambert s'expressa com:

$$I(d) = I_0 e^{-\int_0^d \mu(x) dx}$$

FIG. 3. Fórmula de la transmissió de raigs X donada per la llei de Beer-Lambert contínua.

Tot i que pugui semblar molt simple, a la pràctica els tomògrafs es basen en aquest model de transmitància per modelar molts sistemes.

C. RECONSTRUCCIÓ D'IMATGES 2D I 3D A PARTIR DE LES DADES

Per últim, un dels aspectes més importants en el procés d'obtenció i anàlisi de les dades generades per la tomografia PET-CT és la reproducció visual d'aquestes, i donat que les intensitats detectades dels fotons són isotròpiques, els mètodes MPR (*Multiplanar Reconstruction*) són molt útils per aconseguir imatges nítides i entenedores del pacient. Els MPR són softwares capaços de col·locar les dades obtingudes d'un cos o volum a la seva posició per reproduir un model del pacient o objecte. Aquests algorismes van ser desenvolupats pel matemàtic Johann Radon, qui va demostrar que es podia obtenir una imatge global d'un cos mitjançant imatges de diverses seccions d'aquest. Aquesta idea fa ser formalitzada pel matemàtic austríac el 1917, donant lloc a la Transformada de Radon.

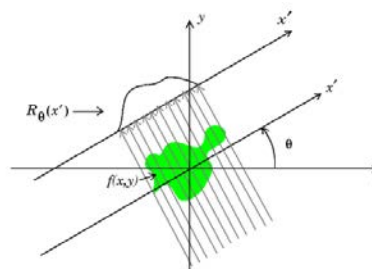


FIG. 4. Esquematització gràfica de la Transformada de Radon.

La idea d'obtenir una imatge sencera d'un objecte a partir de seccions va ser implementada en el camp de la tomografia gràcies també a la llei de Beer-Lambert, explicada a l'anterior apartat. Amb els anys, s'han anat optimitzant les tècniques inicials i afegint funcions perquè els metges disposin d'un espectre més ampli d'imatges dels individus. I tots aquests mètodes i protocols han portat que avui en dia existeixin aparells com el PET-CT.

III. APLICACIÓ DELS CONCEPTES FÍSICS AL PET-TC

La tomografia per emissió de positrons (PET) es basa en el principi que la radiació emesa per un radiofàrmac injectat per via intravenosa és detectada per sensors externs col·locats al voltant del pacient en diverses orientacions. L'isòtop es distribueix pels teixits en funció de la molècula portadora a la qual està unit (marcatge isotòpic) i emet un positró. Aquest recorre una curta distància i, finalment, s'annihila en interactuar amb un electró lliure. Aquesta reacció produeix dos fotons gamma de 511 keV (energia en repòs d'un electró o positró) que s'emeten gairebé en

direccions oposades (aproximadament a 180°). Posteriorment, la distribució de la radioactivitat s'estima mitjançant tècniques de retroprojecció (filtrada). La direccionalitat dels fotons d'anihilació permet localitzar l'origen dels mateixos, i per tant, el lloc on ha tingut lloc la desintegració radioactiva.

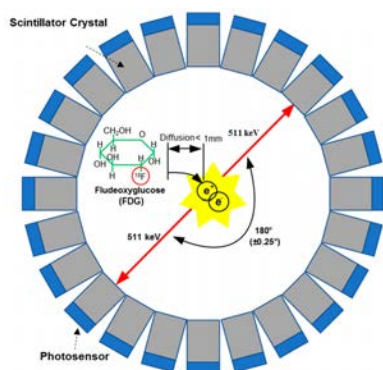


FIG. 5. Esquema del funcionament del PET.

La detecció de coincidència d'anihilació (ACD) fa referència al procés en què un positró, un cop emès, perd energia mentre travessa la matèria i acaba trobant un electró, provocant una reacció d'anihilació. Quan els dos fotons són detectats de manera gairebé simultània per un anell de detectors al voltant del pacient, es considera que l'anihilació ha tingut lloc al llarg de la línia que uneix els dos punts de detecció, anomenada línia de resposta (LOR). L'ACD actua com un col·limador electrònic per al PET, ja que permet determinar la trajectòria dels fotons detectats.

Un escàner PET sol constar de diversos anells de detectors que envolten el pacient. Els cristalls detectors són sovint de germanat de bismut. Els detectors oposats estan connectats electrònicament i identifiquen parells de fotons mitjançant circuits de detecció per coincidència, que mesuren esdeveniments dins d'un interval de 10 a 20 nanosegons. Les dades brutes d'un escàner PET consisteixen en moltes d'aquestes línies de coincidència, que s'anomenen projeccions. Aquestes dades es processen mitjançant mètodes de retroprojecció i algorismes de reconstrucció iterativa per obtenir una sèrie de talls axials. L'ordinador del sistema PET reconstrueix les imatges transversals a partir d'aquestes projeccions, juntament amb un escàner de tomografia computada (TC).

Hi ha diversos radiofàrmacs emissors de positrons, com ara el carboni-11 (^{11}C), el nitrogen-13 (^{13}N) o el gal·li-68 (^{68}Ga). Actualment, el radiofàrmac més utilitzat en

aplicacions clíniques és la fluoro-2-desoxiglucosa (fluor-18), un anàleg de la glucosa amb una vida mitjana de 110 minuts. Es fa servir habitualment per estudiar el metabolisme de la glucosa al cervell i al cor, així com per detectar metàstasis de càncer. D'altra banda, els radiofàrmacs com ^{11}C , ^{13}N i ^{15}O s'utilitzen principalment en estudis metabòlics, ja que poden substituir àtoms en molècules essencials per al metabolisme i tenen un alt potencial fisiològic. L'eficàcia del PET es deu tant a la seva sensibilitat com al fet que els isòtops més utilitzats formen part natural de les molècules orgàniques.

Pel que fa a la tomografia computada, aquesta fa servir una font de raigs X motoritzada que gira al voltant de l'obertura circular de l'estructura. Aquests aparells fan servir detectors digitals especials de raigs X situats just davant de la font emissora. A mesura que els raigs X surten del cos del pacient, són captats pels detectors i transmesos a un ordinador.

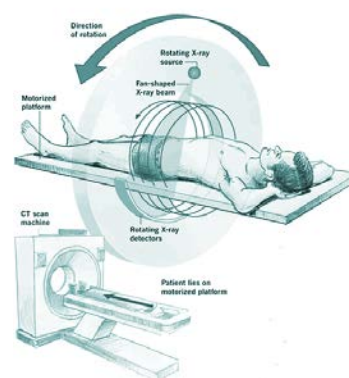


FIG. 6. Esquema del funcionament de la TC.

Els valors de píxels de la imatge estan relacionats amb el coeficient d'atenuació lineal. Els diversos teixits que són travessats per la radiació presenten valors diferents del coeficient d'atenuació, cosa que farà que la intensitat del feix disminueixi. A partir d'aquí, el sistema converteix la radiació atenuada en un senyal analògic de sortida i utilitza tècniques matemàtiques avançades per construir una imatge bidimensional (una secció) del cos del pacient. El gruix del teixit representat a cada tall pot variar segons el tipus de màquina utilitzada, però normalment oscil·la entre 1 i 10 mil·límetres. Quan es completa un tall, la imatge s'emmagatzema i el llit motoritzat avança una petita distància dins el gantry¹. Aleshores es repeteix el procés de

¹ Estructura circular que conté el tub de raigs X i els detectors, permetent que la màquina PET-TC faci escanejos del cos girant al voltant del pacient

registre de raigs X per generar una nova imatge. Aquest cicle es continua fins a obtenir el nombre de talls desitjat.

Les imatges obtingudes poden visualitzar-se de manera individual o bé combinar-se per formar una imatge tridimensional del pacient, en la qual es poden observar l'esquelet, els òrgans, els teixits i possibles anomalies que el metge vulgui detectar.

TIPUS DE TOMOGRAFIA COMPUTADA

Existeixen diversos tipus de tomografia computada, segons el mètode emprat durant la seva realització. A més de variar la quantitat de radiació que rep el pacient, també es pot alterar la manera com es recullen les dades per crear les imatges, cosa que dona lloc a diferents tècniques dins la TC.

1. Tomografia espectral: Aquesta variant aprofita diferents nivells d'energia dels raigs X per obtenir informació addicional sobre la composició dels teixits analitzats, permetent identificar el tipus de teixit i detectar determinades substàncies presents.
2. Tomografia helicoidal: Consisteix en un moviment continu del tub de raigs X al voltant del pacient, mentre la llitera es desplaça lentament a través del dispositiu. Aquesta tècnica és més àgil i precisa gràcies al moviment constant de la taula i l'ús d'algorismes de reconstrucció més avançats que en els altres casos.
3. Tomografia multicapa: Fa servir diversos detectors que capten múltiples seccions de dades durant una sola passada. Això permet obtenir imatges amb millor resolució i accelerar el procés d'escaneig.

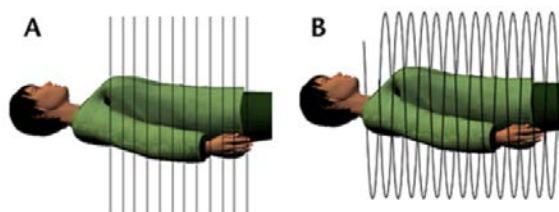


FIG. 7. Representació de dues tècniques de TC, tomografia multicapa (esquerra) i tomografia helicoidal (dreta).

IV. ÀMBIT MÈDIC

A. PROCEDIMENT D'ÚS

Els passos específics per a la realització d'una prova PET-TC poden variar segons la indicació professional i el tipus de radiofàrmac subministrat, però en general són els següents:

- Al pacient se li injecta el radiofàrmac per via intravenosa.
- Després de l'administració, ha d'esperar un període de temps dins del centre mèdic, indicat pel personal d'infermeria, per permetre que el radiofàrmac es distribueixi adequadament per tot l'organisme.
- Un cop transcorregut aquest temps, el pacient s'estira sobre la llitera i ha de romandre quiet mentre aquesta es desplaça per obtenir primer les imatges de la tomografia computada i després les de la PET.
- En determinats tipus d'exploracions PET-TC, pot ser necessari que el pacient modifiqui la seva postura per capturar imatges d'altres parts del cos.
- Quan l'examen finalitza, el radiofàrmac es desintegra de manera natural i s'elimina del cos principalment a través de l'orina o les deposicions. Es recomana hidratar-se bé per afavorir una eliminació més ràpida del compost radioactiu.

B. UTILITATS EN L'ÀMBIT MÈDIC

La tecnologia PET proporciona informació funcional i metabòlica, mostrant com funcionen els teixits i òrgans. Mentre que la TC ofereix imatges anatòmiques detallades, mostrant l'estructura dels òrgans amb precisió. La combinació d'aquestes dues tècniques permet localitzar amb gran exactitud anomalies funcionals dins l'anatomia del pacient.

Els àmbits mèdics d'aplicació d'aquesta indumentària inclouen l'oncologia, la neurologia i la cardiologia. Amb el PET-TC es permet un diagnòstic precoç de tumors, l'avaluació de la resposta a un tractament, determinació de l'estadificació d'un càncer, estudi del metabolisme cerebral, valoració de la viabilitat miocàrdica, identificació de focs infecciosos, seguiment de trasplantaments, entre moltes altres aplicacions.

Tot i això, les TC utilitzen raigs X, els quals generen radiació ionitzant, que pot afectar els teixits vius. El risc és acumulatiu al llarg de la vida, però en general és baix pel que fa a la possibilitat de provocar càncer.

Quan es fa una TC en una dona embarassada, no hi ha perill conegut per al nadó si no s'escaneja l'abdomen o la pelvis. En aquests casos, si cal explorar aquestes zones, es prefereixen tècniques sense radiació com la ressonància magnètica (RM) o l'ecografia, excepte en situacions urgents o quan aquestes proves no aporten prou informació.

L'ús de contrast intravenós pot causar reaccions al·lèrgiques o, en casos poc freqüents, alteracions temporals de la funció renal.

D'altra banda, els nens són més vulnerables a la radiació ionitzant i tenen més anys en què podria desenvolupar-se un càncer. Per això, és important assegurar-se que els ajustos de l'equip estiguin adaptats a la seva edat i mida.

V. CALIBRATGE DEL TC EMPRANT EL PHANTOM

El "phantom" (o fantoma) és un instrument que simula teixits humans i permet fer proves segures, repetibles i estandarditzades per garantir que un equip de TC dona imatges de qualitat i diagnòsticament útils. És ideal per ensenyar tècniques o fer recerca sense exposar persones a radiació o per provar un nou protocol. És per aquesta raó que emprarem un "phantom" per determinar la qualitat de la imatge i comprovar si el TC funciona correctament.

Cada fantoma incorpora seccions també anomenats mòduls orientats a determinar els diferents paràmetres que controlen la qualitat de la imatge. En el nostre cas farem ús del CATPHAN503 els mòduls del qual es troben en la direcció axial. Procedim a analitzar alguns d'ells.

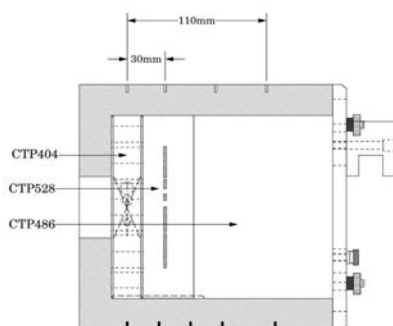


FIG. 8. Il·lustració del model 503 del CATPHAN

MÒDUL CTP404: Mòdul de Sensitometria i Geometria

Aquesta secció conté cercles de materials amb diferents densitats conegudes com l'aire o el tefló que en ser escanejats mostren tons de gris amb més o menys intensitat en funció de la densitat que tinguin. Aquesta intensitat es quantifica amb els números Hounsfield (també anomenats números CT), que indiquen com de fàcilment un material atenua els raigs X prenent com a referència l'aigua. Es calcula amb la següent fórmula:

$$HU = 1000 \times \left(\frac{\mu_{teixit} - \mu_{aigua}}{\mu_{aigua}} \right)$$

És doncs el mateix programari del TC el que calcula automàticament els HU en cada píxel durant la reconstrucció i permet comprovar si l'escàner assigna els valors HU correctes a cada material. Podem avaluar d'aquesta manera la linealitat dels números Hounsfield (HU) com veurem més endavant. A més a més, aquest mòdul disposa de marques que permetran verificar si l'alineament és correcte.

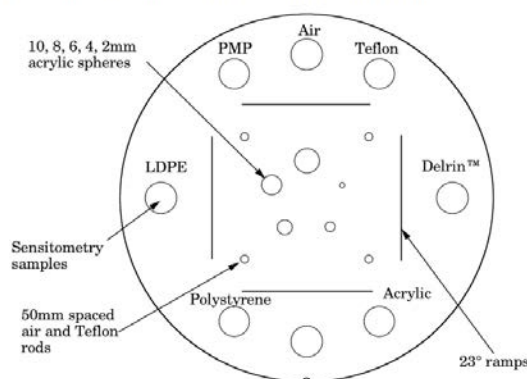


FIG. 9. Il·lustració del mòdul CTP404

MÒDUL CTP528: Mòdul d'Alta Resolució

S'empra aquest mòdul per determinar quina és la mida més petita de detall que l'escàner pot captar amb claredat, és a dir, sense que es barregin les línies. Aquesta secció del "phantom" conté dues característiques principals que permeten avaluar la qualitat de la imatge en TC:

A. Patró de línies d'alta resolució

Aquesta part incorpora un patró amb línies fines i paral·leles que van des d'1 fins a 21 parells de línies per centímetre. Cada parell de línies consta d'una línia clara i una línia fosca i a mesura que augmenta el nombre de lp/cm, les línies són més estretes i difícils de distingir. D'aquesta manera podem determinar la resolució espacial del sistema TC, és a dir, la seva capacitat per distingir detalls petits i propers entre si.

B. Fonts d'impuls amb boletes metàl·liques

Dues petites boletes metàl·liques estan encastades dins un material homogeni i actuen com a punts d'alta densitat, que generen una resposta molt definida en la imatge. Es poden utilitzar per obtenir la funció de transferència de modulació (MTF), que quantifica objectivament la qualitat de la imatge en funció de la resolució.

MÒDUL CTP486: Mòdul d'Uniformitat d'Imatge

La tercera i última secció s'anomena així donat que està composta d'un material homogeni amb una densitat adequada per mantenir un valor que es trobi dins del 2% respecte al valor de l'aigua (és a dir uns ± 20 HU).

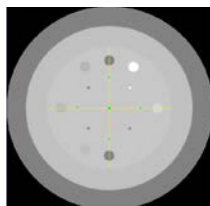
La seva funció, per tant, és poder avaluar tant la uniformitat espacial com el soroll que s'aprecia avaluant la consistència dels valors HU en diferents regions de la imatge.

VI. CAS REAL

Un cop detallades totes les seccions és el torn de l'anàlisi dels resultats. Aquests foren obtinguts a l'hospital **Quirón-Dexeus** i mitjançant un programari proporcionat pel radiofísic **Antoni Castel Millan** hem pogut determinar els paràmetres anteriorment mencionats i controlar la qualitat de la imatge.

CTP404:

- Verificació de l'alineament:



En aquest test s'ha pogut observar un desalineament entre el pla intern i el pla irradiat de 0.3 mm. A més, hi ha un desajust de 0.5 mm dels indicadors lluminosos, tant en el pla sagital com el coronal.

FIG. 10: Alineament "phantom"

- Linealitat dels números CT:

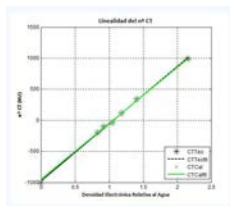
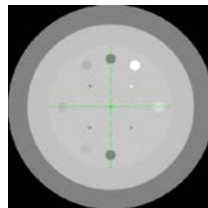


FIG. 11: Linealitat

El número de Hounsfield o CT és proporcional a la densitat electrònica del material respecte a l'aigua. Per tant, si s'estudia empíricament aquest nombre per a diversos materials, l'aproximació lineal hauria de ser correcta, tal com es pot observar a la imatge.

- Simetria Circular:

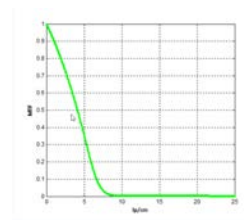


En aquesta imatge es pot observar que el diàmetre, tant en l'eix X com en l'eix Y, és de 149,9. Això ens indica que es respecta una simetria circular.

FIG. 12. Simetria Circular

CTP528:

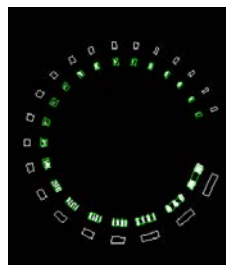
- MTF:



En aquesta prova s'avalua la definició de les imatges. Perquè aquesta es consideri vàlida, la MTF ha de donar el d'un filtre pas baix i això és exactament el que s'observa en la imatge.

FIG. 13. MTF

- Resolució espacial:

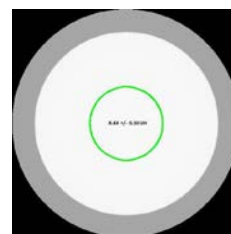


En la resolució espacial es busca veure la definició de la imatge. En aquest cas en concret, s'observa que l'última cel·la on podem distingir totes les línies és la que en conté 6. Aquest és una resolució bona, perquè permet identificar detalls amb precisió, aspecte molt important en la medicina.

FIG. 14. Resolució

CTP486:

- Soroll:



En aquest test es busca veure el soroll existent, en el nostre cas, el seu valor màxim és de ± 0.92 HU, valor molt per sota del màxim tolerat (± 20 HU).

FIG. 15. Soroll del "phantom"

● Uniformitat:

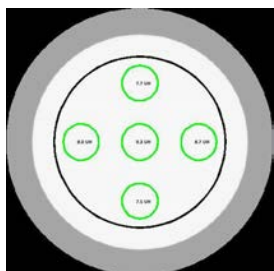


FIG. 16. Uniformitat "phantom"

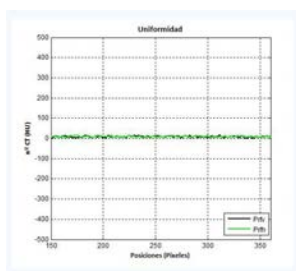


FIG. 17. Gràfic Uniformitat

D'altra banda, la uniformitat de la imatge també és un aspecte molt rellevant. En el nostre cas, s'observa que els resultats són força uniformes, amb una màxima uniformitat al centre de 1.8269 HU.

En conclusió, tot i que els resultats no són impecables, sempre es troben dins dels límits de tolerància establerts. Assegurant així una fiabilitat i consistència en tot moment.

VII. CONCLUSIONS

En l'actualitat l'ús d'instrumentació tecnològica avançada és imprescindible en qualsevol àrea, des de la producció industrial fins a la medicina. En aquest treball s'ha pogut explorar un dels instruments més importants la medicina actual, el PET-CT, i com hem vist, aquesta eina basada en la física i les matemàtiques és de vital importància en el procés de diagnòstic de malalties com el càncer.

Per aquesta raó, és imprescindible assegurar el correcte funcionament de l'instrument, ja que la vida de les persones està en joc. Així doncs, en aquest treball hem pogut experimentar el procés de calibratge d'un PET-CT, el qual hem dut a terme emprant el "phantom" CATPHAN 504. Aquesta eina proporciona un entorn de treball conegut i controlat que permet comprovar la precisió del PET-CT a partir de diversos tests com: la linealitat dels números CT, el soroll, etc. En el cas de l'hospital Quirón-Dexeus, els resultats del seu PET-CT han estat correctes i dintre dels límits tolerats en tot moment.

Tanmateix, al llarg del desenvolupament del treball hem pogut concloure que, en el context d'aquest tipus de diagnòstics, l'aspecte més rellevant no és tant el rendiment tècnic de l'equipament com la seguretat del pacient. Al cap i a la fi, les tècniques en les quals es basa el PET-CT utilitzen radiació ionitzant, que si s'utilitza en quantitats excessives o de manera inadequada, pot tenir efectes nocius sobre la salut del pacient. Per aquest motiu, és fonamental garantir un equilibri entre l'eficàcia diagnòstica i la minimització de l'exposició radiològica.

BIBLIOGRAFIA

Galal Omami, Dania Tamimi, Barton F Branstetter, *Basic principles and applications of F-FDG-PET/CT in oral and maxillofacial imaging: A pictorial essay*. National Institutes of Health,

<https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC4245476/>

Peter Hogg, Giorgio Testanera, *Principles and Practice of PET/CT*.

https://eanm.org/wp-content/uploads/2024/06/EANM_2010_Tech_Principles_and_Practice_of_PET-CT_Part_1.pdf

A. Calzado, J. Geleijns. *Tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones*. <https://revistadefisicamedica.es/index.php/rfm/article/download/115/115>

National Academies Press (US). (1996). *Positron Emission tomography. Mathematics And Physics Of Emerging Biomedical Imaging* - NCBI Bookshelf. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK232475/>

Gay, S. B., Chen, N. C., Burch, J. J., Gleason, T. R., & Sagman, A. M. (1993). *Multiplanar reconstruction in magnetic resonance evaluation of the knee. Comparison with film magnetic resonance interpretation*. Investigative radiology. <https://doi.org/10.1097/00004424-199302000-00011>

Radon, J. (1917). *Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten*: Reports on the proceedings of the Royal Saxonian Academy of Sciences at Leipzig, Mathematical and Physical Section. Royal Saxonian Academy Of Sciences Of Leipzig. https://people.csail.mit.edu/bkph/courses/papers/Exact_Conbeam/Radon_Deutsch_1917.pdf

Radon, J. (1986). *On the determination of functions from their integral values along certain manifolds*. IEEE Transactions On Medical Imaging. <https://doi.org/10.1109/tmi.1986.4307775>

The Phantom Laboratory. (2013). *Catphan ® 504 Manual*.

American Association of Physicists in Medicine (AAPM). (2019). *Performance evaluation of computed tomography systems: The report of AAPM Task Group 233*.

Sensor Technologies for Caring People with Cerebral Palsy

Laia Ramírez, Elisabet Perucho, Emma Casciani, Andreu Moll
Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya.
Campus Nord, 08034 Barcelona

Cerebral palsy is a group of conditions that affect movement and posture, and may also be associated with intellectual and developmental disabilities. In order to provide better comfort and care for people affected by this condition, different sensors have been developed, each one with its own technical functionality and relevance for CP assessment. Clinical applications and challenges, including gait analysis, muscle activity monitoring, spasticity evaluation, and brain function tracking, are discussed in this article to illustrate how these technologies contribute to improved diagnosis, personalized therapy, and enhanced quality of life for children with CP.

Keywords: Cerebral Palsy, mobility disabilities, wearable sensors, rehabilitation

I. INTRODUCTION

Each year, an estimated 100,000 to 150,000 [1] families worldwide receive a diagnosis of cerebral palsy for their child, meaning that just in Europe approximately 0.16% [1] of births result in a diagnosis of cerebral palsy. This marks the beginning of a journey characterized by complex medical, social, and emotional challenges that can be overcome by the help of new types of technologies.

Cerebral palsy (CP) is a clinical disorder caused by a non-progressive brain injury during the developmental period that affects movement, muscle tone, posture, and body coordination. Its causes can be classified according to the timing of the brain injury in: prenatal, perinatal, and postnatal. Between 70% and 80% of cerebral palsy (CP) cases are attributed to prenatal causes. These include maternal infections during pregnancy, intrauterine inflammation, exposure to toxic substances or drugs and complications related to the placenta. In addition, fetal strokes (cerebrovascular accidents occurring before birth) and various genetic or chromosomal abnormalities can also contribute to the development of CP during the prenatal period. [2] Approximately 10% of cerebral palsy (CP) cases are associated with perinatal causes. These include perinatal asphyxia (prolonged lack of oxygen during delivery), extreme prematurity (less than 32 weeks of gestation) and very low birth weight. Other contributing factors may include prolonged poor oxygenation, as well as cerebral anoxia (insufficient oxygen supply to brain tissues). [3] Less frequently, CP may result from postnatal causes, such as severe brain infections (e.g., meningitis or encephalitis), childhood stroke (caused by obstruction or rupture of a

cerebral blood vessel), and traumatic brain injuries, including those resulting from serious falls, accidents, or abuse—such as in shaken baby syndrome. [3]

The symptoms of cerebral palsy (CP) vary widely depending on the type and severity of the condition. They are generally divided into motor symptoms, which affect movement and posture such as muscle stiffness, slow movements, involuntary motions, balance issues, and difficulties walking or with motor skills; and non-motor symptoms. Non-motor symptoms can include intellectual disability, seizures, sensory impairments, communication problems, feeding difficulties, chronic pain, and issues with respiratory, digestive, or bladder and bowel control. This results in some degree of disability, that is, limitation in activity and possible restriction in participation. [4]

In the engineering fields, new sensor based technologies have been developed in order to achieve a more accessible and affordable treatment, and therefore, make the life of the ones affected by this condition easier. By capturing motion data in real-life settings, these tools provide valuable insights for diagnosis, treatment planning, and rehabilitation monitoring. Recent studies have demonstrated the potential of sensor-based gait analysis to support clinical decision-making and personalize therapy, especially in pediatric populations with CP. [5]

II. SENSORS

We will firstly start by introducing the different types of sensors that can be found in the actual state of the art to help those with mobility disabilities, specially to children with cerebral palsy and afterwards we will focus on some

of them that we have considered most relevant, exposing their technicalities and potential implementations to help patients with CP.

- **Inertial sensors (IMUs):** Accelerometers, gyroscopes, and magnetometers. Relevant for detecting movement disorders, gait analysis, and balance.
- **Electromyography (EMG) sensors:** Detect muscle activity, helpful in analyzing spasticity and motor control in CP.
- **Electroencephalography (EEG) sensors:** Measure brain activity. Useful in CP for monitoring seizure activity or brain function.
- **Force-sensing resistors (FSR):** Assess foot pressure distribution and gait abnormalities, common in CP.
- **Goniometers:** Measure joint angles—useful for evaluating range of motion impairments.
- **Optoelectronic sensors:** Less commonly wearable but provide high accuracy in movement capture.

Another relevant point is to comment on the specific apparatus that can be used to help persons with CP such as the ones which the Aspace Foundation Catalonia uses [6]: Tyromotion [7], is one of the world's leading companies specialising in high-tech physiotherapy equipment. Some of their products are:

- ★ **Pablo**, device for the rehabilitation of the upper and lower extremities. Therapists can place motion sensors on one or both sides of the body and set force and a range of motion for a large number of movement patterns.
- ★ **TYMO**, used to train specific and sensitive postural control. The tool allows the patient to practise fine and gross motor skills, rotations, and hand-eye and motor coordination in physiotherapy that uses interaction with apps and with real objects.

The devices acquired can be adapted to any patient and are easy to use. They also provide access to a database that allows therapists to monitor and record the exercises set for each patient and put together statistics on progress through a reporting system.

1. IMMS

Inertial and Magnetic Measurement Systems, a particular technique from Inertial Sensors (IMUs) which can be applied for ambulatory motion tracking to assess gait deviations in children with CP, instead of using gait laboratories with optoelectronic systems. See Figure 1.

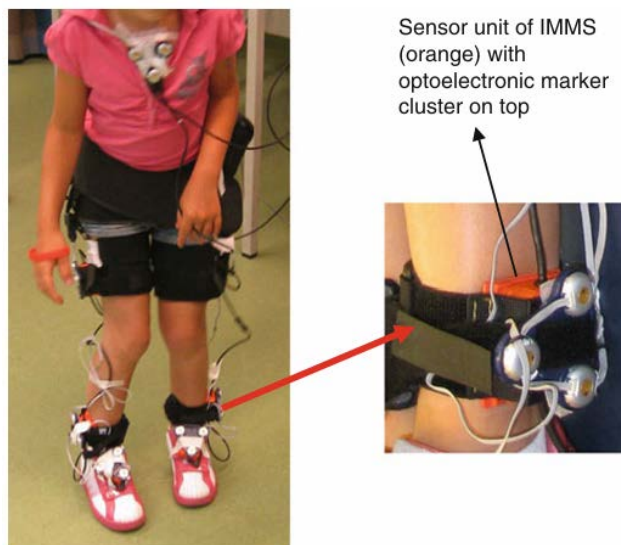


FIG. 1. A child with cerebral palsy wearing the IMMS sensor units.

Conventionally, the measurement of joint kinematics is performed by means of optoelectronic marker systems in gait laboratories. Different protocols have been developed for anatomical calibration of the optoelectronic systems, e.g. the Calibration Anatomical System Technique (CAST), which is based on technical clusters of markers attached to body segments, anatomically calibrated by palpation of bony landmarks with a pointer with markers attached. Although optoelectronic-based movement analysis is accurate, its use in clinical practice is limited, due to its complexity, costs, and lack of availability of well-equipped gait laboratories. Optoelectronic systems are barely portable, and only a small number of steps can be recorded, due to a measurement volume that is restricted by camera positioning and line of sight problems, resulting in missing data.

That is why recently, inertial and magnetic measurement systems (IMMSs) have been applied for ambulatory measures of 3D body segment orientations, since they have the potential to overcome the limitations of laboratory based optoelectronic systems. It consists of small, light weight sensor units comprising miniaturized 3D accelerometers, gyroscopes, and magnetometers.

A protocol has been proposed for the application of the IMMS in gait analysis [8]. This protocol, called Outwalk, was developed for use in clinical practice. Outwalk has been validated with respect to the CAST protocol in healthy subjects and in transtibial amputees, however it was not assessed in typically developing children or in children with CP, that was the main goal of article [5]. In which the conclusions were satisfactory: despite some limitations in calibration and offset, the system provided clinically relevant accuracy, offering potential for real-world applications in rehabilitation and monitoring.

In case the reader has curiosity to understand which challenges faced the IMMS:

- **Calibration Challenges:** Upright posture calibration may not be ideal due to anterior pelvic tilt in CP patients.
- **Offset Errors:** Particularly significant in hip and knee transverse angles.

2. EMG

It is valuable to identify the clinical or daily-life questions that can be addressed by the use of wearable textile (EMG) recording systems, for the benefit of people with CP within the framework of the International Classification of Functioning, Disability and Health.

Wearable electromyographic (EMG) sensors can be used to document the differences in muscle activity levels in children with CP compared to typically developing children [9].

More specific uses other than measuring physical activity may also be contemplated such as providing information about muscle activity relating to CP-associated pain in order to better understand how to alleviate discomfort. One possible approach involves real-time biofeedback in order to modulate muscle activation in the postures and activities during which pain occurs [10].

Wearable EMG sensors can potentially be used in active prosthetics in which an exoskeleton is controlled by voluntary muscle contraction, rather than or in addition to kinematic (torque) and kinetic (motion) sensors. Powered exoskeletons have been documented to decrease the

metabolic burden associated with performance of motor tasks, thereby augmenting endurance and maximal load bearing [11].

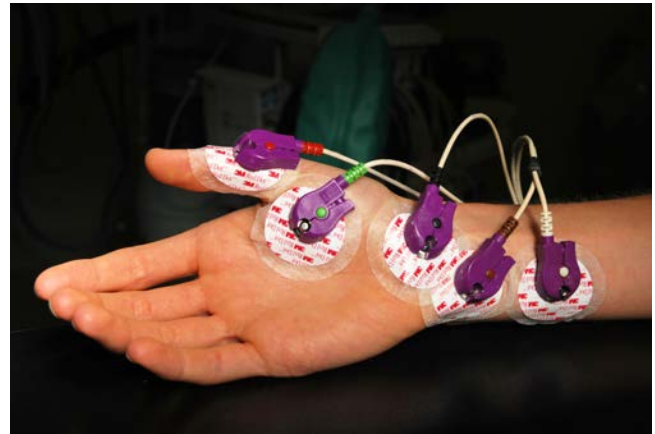


FIG. 2. EMG sensors.

3. GONIOMETERS

A goniometer is a device commonly used in clinical settings to measure joint angles, helping clinicians assess range of motion and monitor progress in patients with motor impairments. In children with cerebral palsy, spasticity—defined as a velocity-dependent increase in muscle tone—can significantly limit joint mobility. A widely used clinical practice involves using a goniometer to determine the angle of catch (AOC), which is the joint angle at which a sudden resistance is felt during a rapid passive movement. However, the accuracy of goniometric measurements during such dynamic assessments has been questioned.

In their 2009 study [12], van den Noort et al. evaluated the reliability of goniometric AOC measurements by comparing them to measurements obtained using inertial sensors. These sensors, consisting of accelerometers and gyroscopes, were validated against a gold-standard optoelectronic system, with an accuracy within 1°. The study involved children with cerebral palsy undergoing rapid passive joint movement to assess spasticity.

The results showed that goniometry often fails to accurately detect the true AOC, largely due to the delay between the catch event and the time it takes the examiner to read the angle. In contrast, inertial sensors provided more precise and immediate measurements of joint movement and catch timing. Therefore, the authors concluded that inertial sensor systems offer a more objective and accurate alternative for spasticity assessment and may enhance clinical evaluation and decision-making in cerebral palsy care.

4. FSR

Force sensors, particularly force-sensing resistors (FSRs), are growing in use in gait analysis and assistive rehabilitation for individuals with cerebral palsy (CP), especially children with spastic diplegia. Their low cost, thin profile, and ease of integration make them ideal for pediatric wearable systems such as insoles and orthoses. FSRs enable accurate detection of foot-ground contact events, offering valuable insights into gait patterns and motor function. Beyond monitoring, FSRs can actively support therapy by triggering functional electrical stimulation (FES), as shown by Smith et al. [13], who demonstrated their reliability for real-time gait event detection in children with CP. Integrating FSRs into wearable systems enables adaptive, home-based rehabilitation strategies that provide real-time feedback and personalized stimulation, with the potential to enhance mobility and promote motor recovery.

5. OPTOELECTRONIC SENSORS

Optoelectronic motion capture systems are used to quantify human movement, and they have been tested in the assessment of motor impairments associated with cerebral palsy (CP). These systems, such as Vicon and OptiTrack, utilize high-speed cameras and retroreflective markers placed

on anatomical landmarks to track three-dimensional joint movements with exceptional spatial and temporal resolution.

In a comprehensive review by Bartonek et al. [14], optoelectronic systems were identified as the gold standard for evaluating upper limb function in children with CP. These systems allow for detailed analysis of kinematic parameters, including active range of motion (AROM), joint trajectories, and coordination patterns during functional tasks like reaching and grasping. Their precision makes them highly suitable for clinical and research settings where objective quantification of movement is essential to evaluate treatment outcomes or design individualized therapy programs.

Despite their high precision, optoelectronic systems face practical limitations such as high cost, lack of portability, and the need for controlled environments, which can restrict their routine use in daily rehabilitation just as we commented in the IMMS section. However, due to their ability to detect subtle motor changes, they remain a valuable tool in cerebral palsy research and clinical assessment, especially when combined with more accessible sensing technologies.

III. CONCLUSION

Sensor-based therapy has been growing in the fields of rehabilitation and monitoring for children with cerebral palsy, offering a better quality of life for both people affected by this condition and their caretakers, as well as enabling more precise assessments of motor function, spasticity, and gait abnormalities. Physiotherapy equipment, like those developed by Tyromotion, further demonstrate how technology can be integrated into training and rehabilitation to enhance engagement and track progress over time. While traditional tools such as goniometers and optoelectronic systems remain valuable, newer wearable solutions—including IMMS, FSRs, and EMG systems—are increasingly making it possible to deliver an individual data-driven rehabilitation outside of clinical settings, making it more accessible to less resourceful facilities. Ultimately, the continued development and integration of these sensor systems hold great promise for improving the quality of life and motor outcomes for children with CP, bringing us closer to a reality where more accessible care is universally provided.

-
- [1] <https://cerebralpalsy.org.au/cerebral-palsy/>, retrieved 31/05/2025.
- [2] Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, Goldstein M, Bax M, Damiano D, Dan B, Jacobsson B. A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Dev Med Child Neurol Suppl.* 2007 Feb;109:8-14. Erratum in: *Dev Med Child Neurol.* 2007 Jun;49(6):480. PMID: 17370477.
- [3] Executive summary: Neonatal encephalopathy and neurologic outcome, second edition. Report of the American College of Obstetricians and Gynecologists' Task Force on Neonatal Encephalopathy. *Obstet Gynecol.* 2014 Apr;123(4):896-901. doi: 10.1097/01.AOG.0000445580.65983.d2. PMID: 24785633.
- [4] <https://aspace.cat/en/la-fundacio/referents-i-experts/paralisis-cerebral/> retrieved 31/05/2025.
- [5] Noort, Josien & Ferrari, Alberto & Cutti, Andrea & Becher, Jules & Harlaar, Jaap. (2012). "Gait analysis in children with cerebral palsy via inertial and magnetic sensors". *Medical & biological engineering & computing.* 51. 10.1007/s11517-012-1006-5.
- [6] <https://www.molinasfoundation.org/en/new-high-tech-physiotherapy-equipment-for-the-treatment-of-people-with-cerebral-palsy-and-other-neurodevelopmental-disorders/>, retrieved 21/5/2025.
- [7] <https://tyromotion.com/en/>, retrieved 21/5/2025.
- [8] Cutti AG, Ferrari A, Garofalo P, Raggi M, Cappello A, Ferrari A (2010) 'Outwalk': a protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Med Biol Eng Comput* 48:17–25
- [9] Michelsen JS, Lund MC, Alkjaer T, Finni T, Nielsen JB, Lorentzen J. Wearable electromyography recordings during daily life activities in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2020. <https://doi.org/10.1111/dmcn.14466>
- [10] Engel JM, Jensen MP, Schwartz L. Outcome of biofeedback-assisted relaxation for pain in adults with cerebral palsy: preliminary findings. *Appl Psychophysiol Biofeedback* 2004; 29: 135–40.
- [11] Orekhov G, Fang Y, Luque J, Lerner ZF. Ankle exoskeleton assistance can improve over-ground walking economy in individuals with cerebral palsy. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2020. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2020.2965029> [Epub ahead of print].
- [12] Noort, Josien & Scholtes, Vanessa & Harlaar, Jaap. (2009). Evaluation of clinical spasticity assessment in Cerebral palsy using inertial sensors. *Gait & posture.* 30. 138-43. 10.1016/j.gaitpost.2009.05.011.
- [13] Smith, Brian & Coiro, Daniel & Finson, Richard & Betz, Randal & McCarthy, James. (2002). Evaluation of force-sensing resistors for gait event detection to trigger electrical stimulation to improve walking in the child with cerebral palsy. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.* 10. 22-9. 10.1109/TNSRE.2002.1021583.
- [14] Francisco Martínez, Celia & Prado-Olivarez, Juan & Padilla-Medina, José & Díaz-Carmona, Javier & Perez-Pinal, Francisco & Barranco Gutiérrez, Alejandro & Martinez, Juan. (2021). Upper Limb Movement Measurement Systems for Cerebral Palsy: A Systematic Literature Review. *Sensors.* 21. 1-17. 10.3390/s21237884.

Space exploration has driven technological advancements, and the role of advanced sensor systems has become crucial to ensure proper spacecraft functionality. However, designing sensors for space presents several challenges. This paper presents key differences between terrestrial and space sensors. Additionally, it explores active and passive remote sensing technologies, power systems, and emerging quantum-based sensors that enhance space mission capabilities.

I. INTRODUCTION

[illegible]

However, space exploration poses serious challenges to those that want to tackle it. A famous related example of this would be the Mario 64 bit flip. A *speedrunner* that was playing this game suddenly found himself flying upwards towards another part of the level. This left the *speedrunning* community stunned, until a possible explanation was found: a cosmic ray had impacted on a bit, making it change value and therefore teleporting Mario. We will most likely never know if this was the real reason for this accident, but we know that this can happen and, if it can happen on Earth, where we are protected by the atmosphere, we know that the probability of it happening in space is much higher.

II. THE CHALLENGES OF SPACE

Legend: Payload size

- Heavy (Red)
- Medium (Green)
- Small (Blue)

39

Another thing to consider when designing a space system is the temperature swings which the spacecraft may experience. Those may go from -220°C to $+220^{\circ}\text{C}$ [8] depending on the amount of direct sunlight that impacts on the body. Therefore, all materials with specific properties used in the spacecraft need to be tested to ensure that these properties don't fluctuate with temperature. Imagine if a resistance experiences sudden extreme drops or increments based on the position of the satellite, it would be extremely difficult to get accurate measurements.

Another aspect to consider is the fact that, if a sensor malfunctions, one can't just go and fix it or replace it. This may be a working option for large scale systems, but for a small satellite, if the sensor stops working then we risk losing the whole satellite and all the investment put into it. Therefore, when choosing a sensor for a space mission, reliabilities upwards of 99.99% [18] for the mission lifetime are required, to ensure no sensor breaks during the mission period.

We previously mentioned that cosmic rays may have an impact on satellites, and for a good reason: outside the atmosphere, the amount of cosmic radiation is much higher, so the probability of affecting the electronics of the satellite cannot be understated. On top of this, the radiation not only alters the readings of the sensors, but also the sensors themselves, as it reduces their lifetimes, making them more prone to errors and, consequently, more likely to fail. It is also difficult to make systems fully reliable against these effects, as recreating the vacuum conditions of space and the radiation is costly both in money and time. Therefore, one may try to prevent these effects with redundancy, but this then impacts the previously mentioned points, making the design of a space system extremely complex.

Now that we know the main difficulties when designing a space sensor, we can look at some ways in which modern sensors solve them, and how these differ from those that we may find in Earth applications.

III. SENSORS IN SPACE

Space technology relies mostly on remote sensors, which are characterized by their lack of physical contact with the object of study. The main division within these sensors is passive and active remote sensors.

ACTIVE REMOTE SENSING

Active remote sensing is based on radiation emission towards the object of interest and the study of the reflected or backscattered radiation it receives. To ensure detection of remote objects despite long distances, these sensors operate in the microwave region. Two of the most common active sensors are LiDAR and RADAR. We will now focus specifically on the first one and its applications.

LiDAR, which stands for Light Detection And Ranging, emits high-frequency pulses with a laser and uses a

photodetector to obtain the signal from the target. Space missions of the last decades have used LiDAR technology in their satellites, such as CALIPSO (2006), ICESat-2 (2018) or EarthCARE (2024), to obtain a wide range of information. It ranges from landscape topography and wind profiles to interactions between aerosols, clouds and radiation. Let us dive briefly into a specific example, where LiDAR technology constitutes a core component to ensure a controlled descent and smooth landing. The EU-funded project 'Flash optical sensor for terrain relative robotic navigation' [3] allowed for a real-time 3D snapshot of the area of interest using a time-of-flight (TOF) detector. This new technology provided an improvement on navigation precision that has surely been of use in the search for a safe EDL (entry, descent and landing).

PASSIVE REMOTE SENSING

In contrast with active remote sensing, passive sensors do not emit but only detect energy that has been emitted naturally by an object. There are two principal types of passive sensors, depending on the use and range they are designed for. On the one hand, chemical sensors, thermistors, and dynamic sensors measure properties of the system they are in. Because of this, they are mostly used in conjunction with actuators to ensure the instruments are kept within reasonable margins. On the other hand, spectrometers and radiometers measure electromagnetic radiation coming from long distances (from meters to light years) and from a specific direction.

A wide range of chemical sensing technologies are required in space applications to monitor conditions in spacecraft operations. For example, the measurement of species like carbon monoxide (CO), carbon dioxide (CO₂), oxygen (O₂) and hydrogen (H₂) is key in the detection of fire conditions in spacecrafts, allowing earlier recognition of hazardous events. Likewise, keeping track of the concentrations of the earlier mentioned chemical species is necessary in jet engine emission monitoring. H₂/H_xC_y sensors are also needed for other applications, such as fuel leak detection or environmental monitoring.

Among the sensor types considered for these tasks, Schottky diode sensors offer advantages in terms of high sensitivity and fast response times, particularly for hydrogen detection in space-relevant environments [1].

Temperature sensing plays a fundamental role in ensuring the safety and efficiency of spacecraft systems. Temperature swings in space can reach hundreds of degrees and occur rapidly—for example, when part of a spacecraft rotates and begins facing the Sun. Accurate temperature measurements are therefore essential for thermal regulation, system diagnostics, and mission reliability. Subsystems that are critical for space missions such as power units, avionics, propulsion systems and batteries require continuous

monitoring of temperature to avoid overheating, freezing, or just thermal fatigue which can lead to performance losses.

To address these needs, the most commonly used temperature sensors in space have been thermistors and resistance temperature detectors (RTDs). Thermistors, particularly the negative temperature coefficient (NTC) ones, are resistors whose impedance decreases as temperature increases. Thermistors are small (a few mm long), lightweight and have high sensitivity, making them ideal for localized monitoring in constrained environments. They include operational temperatures that generally range from about -50°C up to 150°C [11].

RTDs are sensors that use a metal (usually platinum) whose resistance increases with temperature. They are mostly used in high-temperature environments. The RTD curve is near linear, and the sensor covers a much wider temperature range (commonly from -200°C to 850°C) than thermistors due to the thermistor's nonlinear (exponential) characteristics (see FIG. 3). Platinum RTDs offer superior accuracy and long-term stability to go with their wider range of temperatures, while also being more expensive. This makes them suitable for high-precision measurements in systems that are critical for the mission.

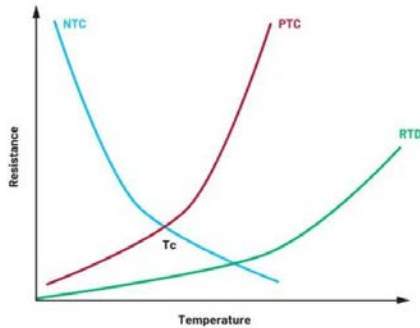


FIG. 3. Temperature sensors' resistance with temperature. PTC stands for positive temperature coefficient thermistors. From [13].

When controlling the guidance and navigation of a spacecraft craft, gyroscopes are an essential tool to maintain orientation and measure values such as the inertial angular velocity. In contrast with gyroscopes used in land transport vehicles which only needs a sensitivity of $10\text{-}100^{\circ}/\text{s}$, space applications require a value of $0.01^{\circ}/\text{s}$ - $0.001^{\circ}/\text{s}$. Gyroscopes are usually part of more complex systems, but in their basis, they are formed by an object rotating fast around its axis. By applying the laws of angular momentum, when the spacecraft experiences a turn, the axis of the object tilts. This movement allows us to establish the velocity and direction of the spacecraft's turn. Gyroscopes are essential to space missions. For example, the Hubble Telescope uses three gyroscopes to generate very precise information about the telescope's position and rotation, as this is crucial when performing measurements.

Among passive sensors, spectrometers and radiometers are particularly relevant. Both are used to analyze incoming electromagnetic radiation, but they differ in how they interpret spectral information.

On one hand, imaging spectrometers are advanced instruments that analyze light by breaking it into hundreds of narrow, contiguous spectral bands. This allows them to detect unique "fingerprints" of materials based on how they absorb or reflect specific wavelengths.

Systems like AIS (Airborne Imaging Spectrometer) and AVIRIS (Airborne Visible/Infrared Imaging Spectrometer) demonstrate this technology's effectiveness on aircraft. However, adapting spectrometers for space requires high-speed detectors to keep up with fast-moving satellites, precise spectral resolution (such as AVIRIS's 224 bands), methods to correct atmospheric distortions and powerful computing systems to handle large datasets.

On the other hand, radiometers measure the electromagnetic radiance of specific bands without being able to tell the original frequency of it. In other words, radiometers sacrifice the ability to distinguish among light wavelengths in exchange for a high radiance sensitivity, a higher measurement rate, and simplicity.

The major applications for radiometers are in the field of meteorological science. Most geostationary satellites are equipped with one to measure the ocean temperatures, tracking cloud coverage, or the progression of polar ice. In addition, they can be used to calculate the Earth energy balance, since the difference of sun radiance with the Earth radiance determines the Earth Energy balance.

IV. POWER SYSTEMS

Some space missions may drag for long periods of time, traveling far and away from the Solar System. The perfect examples of this are the Voyager missions, whose current objective is to explore outside the Solar System to try to contact extraterrestrial civilizations. These missions need some forms of power supply to keep the sensors and control systems working for large amounts of time. In these long missions, two options appear: Nuclear Power Systems (NPS) [7], such as the one the Voyager uses, and photovoltaic devices, for example used in the JWST. The first system is better for missions which aim to explore the planets further away from the Sun, while the second ones are used for missions which go closer to it or not too far away. This could be the case when exploring planets such as Mars, where the power per square meter is roughly half of Earth's, but it's still enough to power basic rover systems.

We previously discussed the main challenges that space presents when designing a space system. It is trivial to see

that solar panels are one of the most affected, since, for example, they go from being exposed to direct sunlight to being in the shadow of the earth, generating extreme temperature changes. Additionally, space solar panels need to be more efficient than terrestrial ones to compensate the drop in received power when drifting away from the sun. This is extremely crucial if we are designing the power system for a rover. Space solar panels also need to be resistant to radiation and be extremely reliable.

Due to these reasons, photovoltaic systems for space applications are different from those designed for terrestrial use. Those used for space applications use more advanced materials such as Gallium Arsenide (GaAs) [9], which gives better performance but higher manufacturing costs. The ones used on Earth, in contrast, are made using different types of silicon. Nonetheless, although they have a smaller efficiency (20% compared to 30% for the other ones), they are easier to mass manufacture and can withstand better the environmental conditions such as rain and dust that they may be subject to.

Nuclear Power Systems are more complex and less frequent than photovoltaic ones, as the missions for which they are useful are sparser [10]. They can be divided into two types, thermal and electric propulsion. In the first case, the heat from the nuclear reactor is used to evaporate a liquid, which is then expanded and exhausted to generate thrust. On the other hand, in electric propulsion NPS, the nuclear reactor is used to generate energy used to ionize a gaseous propellant and accelerate it, generating thrust.

NPS are better than traditional fuel systems for long term missions since they are more efficient, and they use less space and mass. However, they also pose higher security risks, since a failure at launch could result in an environmental disaster. In addition, they can't replace the chemical propulsion systems used to exit the Earth, as they do not produce enough thrust to escape Earth's gravity.

V. RECENT ADVANCES IN SPACE SENSING

Recent progress in quantum technology is helping to create better space sensors. NASA is now building and using sensors based on quantum science, such as sensitive magnetometers, atom interferometers, and special detectors that use superconducting materials. These new sensors are more accurate, smaller and use less energy than older types. They are applied for deep space navigation and gravitational research purposes, as well as high-resolution astrophysical observations.

NASA has already utilized some of these sensors on space missions. For example, the International Space Station's Cold Atom Lab uses very cold atoms to test physics in

microgravity conditions. Another mission, XRISM, contains a quantum sensor that helps in investigating space objects' emitted X-rays with very high accuracy. Other detectors, including the kinetic inductance detectors (MKIDs) and superconducting single-photon detectors (SNSPDs), can identify extremely weak light signals and are used to search for exoplanets or data on long distances in space. New technologies enable us to collect better data on space, and NASA is attempting to develop them further for upcoming missions. [2]

One other big advance in space sensing is the use of quantum interferometers. These are sensors that measure the changes in the gravitational field of the Earth via the gravity gradiometers. To do that, they measure the difference in accelerations between two ensembles of ultra-cold atoms (around 100 pK), which are 0.3m apart. This allows us to create this gravity gradient from which we can reconstruct the mass density of the Earth surface.

The precision on this system is really high, with sensitivities of around 97 mE and typical standard deviations of the order of tenths of μE , for standard measurement times [15]. Here, the unit used is the Eötvös, which stands for a 1 nm/s^2 acceleration difference at a 1m distance ($1 \text{ E} = 10^{-9} \text{ s}^{-2}$). This type of technology is a potentially useful resource for critical developments. Many advances on long-time pending experiments such as the demonstration of existence of the Bose-Einstein condensate were developed in microgravity not long ago.

VI. CONCLUSIONS

Space sensor design is extremely difficult due to the space environment beyond Earth's atmosphere. Weight constraints, large temperature variations, exposure to cosmic rays and unavailability of in-mission maintenance make reliability and efficiency a priority. So, space sensors must be light, strong and extremely reliable.

We can distinguish between passive and active remote sensing devices. Active sensors like LiDAR send radiation and record reflected signals to make precise applications like mapping terrain and landings by spacecraft safely. Passive sensors record naturally emitted energy and are the ones responsible for measuring atmospheric gases and temperature variations.

Spacecrafts rely on power systems, either photovoltaic solar arrays or NPS. Solar arrays are utilized more for solar system missions, whereas nuclear systems are critical for long-duration space missions beyond it. These systems must be durable and energetically efficient under the outer space extreme conditions.

Space exploration pushes the design of sensors and power systems forward, needing special technologies. Recent advances make use of quantum technologies and microgravity conditions to get a higher sensitivity.

-
- [1] G. W. Fralick et al.; *Smart Sensor Systems for Aerospace Applications: From Sensor Development to Application Testing*, presented at the IEEE Sensors Conference, 2004. [Link](#)
- [2] Mercer, C. R. et al.; *Quantum sensing for NASA science missions*. EPJ Quantum Technology, 12:56, 2025. [Link](#)
- [3] FOSTERNAV Project Final Report, European Commission, CORDIS, 2014. [Link](#)
- [4] C. Wang et al.; *Introduction to LiDAR Remote Sensing*, 2024. [Link](#)
- [5] F. Fouladinejad, A. Matkan, M. Hajeb, F. Brakhasi; *History and applications of space-borne LiDARs*, Remote sensing and GIS Center, University of Shahid Beheshti, Tehran, Iran, 2019. [Link](#)
- [6] L. Critchley; *An Introduction to the Sensors Used in Space*, AZO sensors, 2019. [Link](#)
- [7] R. Verduci et al.; *Solar Energy in Space Applications: Review and Technology Perspectives*, Advanced Energy Materials, University of Messina, Messina, Italy, 2022. [Link](#)
- [8] K. Dong et al.; *Reducing temperature swing of space objects with temperature-adaptive solar or radiative coating*, Department of Materials Science and Engineering, University of California, Berkley, United States, 2022. [Link](#)
- [9] YimSpace; *Solar Panels In Space vs On Earth: A Comparison*. [Link](#)
- [10] NASA; *Space Nuclear Propulsion*: [Link](#)
- [11] TE Connectivity, *Sensors in Space: The Critical Role of Sensors in Supporting Space Missions*, TE Connectivity White Paper, 2022. [Link](#)
- [12] NASA; *Hubble Gyroscopes*. [Link](#)
- [13] Passive Components Europe, *Thermistor-Based Temperature Sensing System Explained*, 2021. [Link](#)
- [14] Goetz; *Imaging Spectrometry for Earth Remote Sensing*. Science (New York, N.Y.), 1985. [Link](#)
- [15] B. Stray et al; *Quantum gravity gradiometry for future mass change science*, 2025. [Link](#)
- [16] United Nations Office for Outer Space Affairs (2025) – with major processing by Our World in Data. “Annual number of objects launched into space – UNOOSA” [dataset]. United Nations Office for Outer Space Affairs, “Online Index of Objects Launched into Outer Space” [original data]. Retrieved May 21, 2025. [Link](#)
- [17] CSIS Aerospace Security Project (2022) – with minor processing by Our World in Data. “Cost of space launches to low Earth orbit” [dataset]. CSIS Aerospace Security Project, “Cost of space launches” [original data]. Retrieved May 21, 2025. [Link](#)
- [18] B. Hufenbach et al.; *Space Applications For Smart Sensors*. European Space Research and Technology Centre, European Space Agency, 2022. [Link](#)