

**Optimización de protocolo de baja dosis de  
tomografía computarizada en pacientes  
pediátricos con deformidad craneal**

**Tesis Doctoral**

José Luis Vázquez Castelo



**UNIVERSIDAD DE SANTIAGO DE COMPOSTELA**

**FACULTAD DE MEDICINA Y ODONTOLOGÍA**

Departamento de Psiquiatría, Radiología y Salud Pública

Santiago de Compostela, 2011

Los doctores MIGUEL ÁNGEL POMBAR CAMEÁN y JOSÉ MANUEL PUMAR  
CEBREIRO,

INFORMAN: que el licenciado en Medicina y Cirugía José Luis Vázquez Castelo ha realizado bajo nuestra dirección el trabajo titulado «Optimización de protocolo de baja dosis de tomografía computarizada en pacientes pediátricos con deformidad craneal», considerando que dicho trabajo cumple los requisitos necesarios para poder ser defendido como tesis doctoral en el departamento de Psiquiatría, Radiología y Salud Pública.

Y, para que conste, extendemos el presente informe en Santiago de Compostela, a 5 de septiembre del 2011.

Vº Bº

Vº Bº

Dr. Miguel Ángel Pombar Cameán

Director

Dr. José Manuel Pumar Cebreiro

Director

José Luis Vázquez Castelo

Doctorando



*A mis padres, María del Carmen y José Luis*

*A Salomé, Rodrigo y Guillermo*



## **Agradecimientos**

Esta tesis ha sido posible gracias al trabajo y enseñanzas de muchas personas a las que quiero expresar mi gratitud.

Al **Prof. Dr. Miguel Ángel Pombar Cameán**, jefe del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Clínico Universitario de Santiago, profesor asociado de la USC y al **Prof. Dr. José Manuel Pumar Cebreiro**, jefe de sección del Servicio de Radiodiagnóstico del Hospital Clínico Universitario de Santiago, profesor titular de la USC, directores de esta tesis, por haber aceptado dirigirla, por su gran ayuda, consejos, guía y apoyo, sin lo cuales no hubiera sido posible llevar el proyecto a buen puerto.

Al **Dr. Víctor Miguel del Campo Pérez**, jefe de sección del Servicio de Medicina Preventiva del Hospital Meixoeiro, por el diseño e interpretación del análisis estadístico de esta tesis, por su desinteresado trabajo, sus preguntas y sugerencias, que han contribuido a mejorar distintos aspectos del estudio.

A **Iago Martínez Souto**, especialista en Educación Clínica, CT/AW, General Electric Healthcare Technologies, por su ayuda y colaboración.

A todo el personal del Servicio de Radiodiagnóstico del Hospital Xeral-Cíes de Vigo.

A mi padre, el **Dr. José Luis Vázquez Rey**, clínico excelente, por enseñarme una visión práctica de la medicina y animarme a desarrollar esta tesis.

A mi madre, **María del Carmen Castelo Tettamancy**, catedrática de Geografía e Historia de instituto, por inculcarme el esfuerzo y estudio como medios para conseguir los objetivos.

A mi sobrina, **Natalia Mosquera Sarmiento**, y a mi mujer, **Salomé Sarmiento Cabezas**, por su inestimable ayuda con la edición y corrección del manuscrito.



# ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN.....	5
1.1. Craneosinostosis y plagiocefalia .....	7
1.1.1. Aspectos históricos .....	12
1.1.2. Etiología .....	12
1.1.3. Epidemiología.....	17
1.1.4. Consecuencias .....	18
1.2. Tipos de craneosinostosis .....	19
1.2.1. Craneosinostosis sagital.....	19
1.2.2. Craneosinostosis coronal .....	20
1.2.3. Sinostosis de la sutura metópica.....	21
1.2.4. Sinostosis de la sutura lambdoidea.....	23
1.2.5. Craneosinostosis universal .....	25
1.2.6. Craneosinostosis secundaria.....	25
1.2.7. Craneosinostosis sindrómica .....	27
1.3. Diagnóstico por la imagen.....	30
1.3.1. Gammagrafía ósea .....	31
1.3.2. Radiografía simple.....	31
1.3.3. Tomografía computarizada.....	32
1.3.4. Resonancia magnética .....	35
1.3.5. Ecografía.....	35
1.3.6. Complicaciones .....	37
1.4. Tratamiento.....	39
1.4.1. Tratamiento conservador .....	39
1.4.2. Tratamiento quirúrgico .....	42
1.4.2.1. Principios generales.....	43
1.4.2.2. Cirugías específicas .....	44
1.5. Exámenes radiológicos y protección frente a la radiación .....	47
1.5.1. Dosimetría de la radiación.....	47
1.5.1.1. Exposición .....	47
1.5.1.2. Dosis absorbida .....	48
1.5.1.3. Dosis equivalente.....	49
1.5.1.4. Dosis efectiva .....	50
1.5.2. Radiología simple .....	52
1.5.3. TC multicorte.....	58
1.5.3.1. Radiación en pediatría .....	60
1.5.3.2. ALARA .....	66
1.5.3.3. Dosis de radiación .....	68
1.5.3.4. Indicadores de dosis .....	70
1.5.3.5. Visualización de dosis .....	78
1.5.3.6. Parámetros de los estudios.....	81
1.5.3.7. Principios clínicos .....	97
1.5.3.8. Parámetros clínicos y de realización .....	106
2. OBJETIVOS.....	109
3. MATERIAL Y MÉTODOS .....	113
3.1. Datos demográficos .....	115
3.2. Material.....	118

3.2.1.1.	Equipo de TC y estación de trabajo .....	118
3.2.1.2.	Pacientes.....	120
3.2.1.3.	Exámenes de TC .....	122
3.3.	Metodología .....	127
3.3.1.	Diseño del estudio .....	127
3.3.2.	VARIABLES del estudio .....	128
3.3.3.	Sistemática de visualización de las imágenes .....	129
3.3.4.	Protectores oculares de bismuto.....	133
3.3.5.	Sedación .....	138
3.3.6.	Evaluación de calidad de imagen.....	140
3.3.7.	Dosis de radiación.....	143
3.3.8.	Tratamiento estadístico .....	144
4.	RESULTADOS.....	147
4.1.	Características demográficas.....	149
4.2.	Evaluación de la calidad de imagen .....	161
4.3.	Estimación de las dosis de radiación.....	163
4.3.1.	Magnitudes dosimétricas y valores de dosis impartidas .....	163
4.3.1.1.	Magnitudes de dosis.....	179
4.3.1.2.	Dosis en órganos y riesgo de cáncer .....	180
5.	DISCUSIÓN .....	183
6.	CONCLUSIONES .....	199
7.	BIBLIOGRAFÍA .....	203
8.	APÉNDICES.....	213
8.1.	Apéndice 1. Equipo de TC.....	215
8.2.	Apéndice 2. Formulario de valoración de calidad .....	219
9.	ABREVIATURAS.....	221

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.-	Cráneo de un recién nacido .....	8
Figura 2.-	Cierre retrasado de suturas en un paciente con hipotiroidismo congénito .....	11
Figura 3.-	Sinostosis de la sutura sagital.....	19
Figura 4.-	Sinostosis de la sutura coronal izquierda .....	20
Figura 5.-	Sinostosis de la sutura metópica.....	22
Figura 6.-	Sinostosis lambdoidea unilateral .....	23
Figura 7.-	Plagiocefalia postural .....	24
Figura 8.-	Síndrome de Crouzon.....	28
Figura 9.-	Síndrome de Pfeiffer .....	29
Figura 10.-	Estudio radiográfico simple.....	32
Figura 11.-	TC de cráneo de un lactante .....	34
Figura 12.-	Ecografía .....	36
Figura 13.-	Ortesis de remodelado craneal .....	41
Figura 14.-	Corrección de plagiocefalia con ortesis craneal.....	41

Figura 15.- Distribución de dosis en la TC.....	69
Figura 16.- Maniquí de metacrilato y cámara de ionización para la medida del CTDI .....	72
Figura 17.- CTDIvol .....	73
Figura 18.- DLP .....	75
Figura 19.- Información de dosis en la consola de la TC .....	78
Figura 20.- Informe de dosis .....	79
Figura 21.- Correspondencia entre el CTDIvol medido y el valor mostrado .....	80
Figura 22.- Control automático de dosis .....	84
Figura 23.- Control automático de dosis.Topograma .....	85
Figura 24.- Tabla mA .....	86
Figura 25.- Índice de ruido .....	87
Figura 26.- Índice de ruido del protocolo de craneosinostosis .....	88
Figura 27.- Overbeaming .....	91
Figura 28.- Representación gráfica del overranging .....	92
Figura 29.- Overranging .....	93
Figura 30.- Lista de protocolos de cabeza en pediatría .....	107
Figura 31.- Área sanitaria de Vigo .....	116
Figura 32.- Pirámide poblacional .....	117
Figura 33.- Equipo de TC .....	118
Figura 34.- Estación de trabajo .....	119
Figura 35.- Asignación de grupos de estudio .....	125
Figura 36.- Fractura lineal .....	130
Figura 37.- Cefalohematoma .....	130
Figura 38.- Sistemática de visualización de las imágenes .....	132
Figura 39.- Protector ocular de bismuto .....	135
Figura 40.- Topograma correcto e incorrecto con protector ocular de bismuto .....	136
Figura 41.- ROI en cabeza de caudado y tálamo .....	142
Figura 42.- Histograma de distribución de frecuencia de edad .....	150
Figura 43.- Visualización de estructuras intracraneales .....	157
Figura 44.- Hidrocefalia .....	158
Figura 45.- Artefacto de movimiento .....	161
Figura 46.- Correlación entre SD en tálamo y caudado .....	169
Figura 47.- Variación E durante el estudio. Total de casos .....	173
Figura 48.- Variación DLP durante el estudio. Total de casos .....	174
Figura 49.- Variación CTDIvol durante el estudio. Total de casos .....	175
Figura 50.- Variación E durante el estudio por grupos de estudio .....	176
Figura 51.- Variación DLP durante el estudio por grupos de estudio .....	177
Figura 52.- Variación CTDI durante el estudio por grupos de estudio .....	178

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.- Factores de ponderación de la radiación .....	49
Tabla 2.- Factores de ponderación de los tejidos .....	51
Tabla 3.- Técnicas recomendadas .....	54
Tabla 4.- Técnica de estudios de radiología simple de cráneo hospital Xeral, Vigo .....	55
Tabla 5.- Directrices europeas de criterios de calidad en radiodiagnóstico pediátrico .....	56
Tabla 6.- Valores medios E / DSE .....	57
Tabla 7.- Incidencia de cáncer asociado a radiación ionizante de baja energía .....	62

Tabla 8.- Factor de conversión de E para cráneo en pacientes pediátricos.....	77
Tabla 9.- Distribución poblacional y grupos de edad .....	116
Tabla 10.- Tasas de exploración según edad y sexo .....	120
Tabla 11.- Exploraciones anuales según grupos de edad.....	121
Tabla 12.- Recomendaciones TC cráneo en pediatría en malformaciones craneofaciales ..	123
Tabla 13.- Valores de los parámetros técnicos de los exámenes .....	124
Tabla 14.- Variables del estudio.....	128
Tabla 15.- Protocolo sedación consciente en TC pediátrico.....	139
Tabla 16.- Criterios de calidad de imagen en estudios por malformaciones craneofaciales en pacientes pediátricos. Guía europea TCMC.....	140
Tabla 17.- Distribución de frecuencia de edad.....	149
Tabla 18.- Edad media por protocolo de estudio .....	150
Tabla 19.- Distribución por sexo según protocolo de estudio.....	151
Tabla 20.- Estudios cráneo y cráneo-cara según protocolo.....	151
Tabla 21.- Médico prescriptor.....	152
Tabla 22.- Médico especialista prescriptor del estudio.....	152
Tabla 23.- Número de estudios de TC .....	153
Tabla 24.- Número medio de TC según protocolo.....	153
Tabla 25.- Diagnósticos de trastornos suturales en nuevos pacientes.....	154
Tabla 26.- Hallazgos globales .....	155
Tabla 27.- Hallazgos según protocolo.....	156
Tabla 28.- Pacientes sindrómicos.....	156
Tabla 29.- Hallazgos adicionales .....	158
Tabla 30.- Pacientes con radiografía simple de cráneo.....	159
Tabla 31.- Hallazgos radiografía simple cráneo .....	159
Tabla 32.- Necesidad de sedación.....	160
Tabla 33.- Distribución de la sedación según protocolo .....	160
Tabla 34.- Calidad de los estudios .....	162
Tabla 35.- Calidad según protocolo .....	162
Tabla 36.- Parámetros por protocolo.....	163
Tabla 37.- Parámetros por grupos de estudio.....	165
Tabla 38.- Dosis en los grupos de estudio .....	168
Tabla 39.- Correlación de SD en tálamo y caudado.....	170
Tabla 40.- Cambios en los parámetros de estudio según año .....	171
Tabla 41.- Valores obtenidos en TC según edad y grupo .....	179
Tabla 42.- Riesgo calculado de cáncer por protocolo.....	181
Tabla 43.- Riesgo calculado de cáncer por grupos de estudio .....	182
Tabla 44.- Recomendaciones de dosis para TC cráneo en pediatría. Sociedad Francesa....	192
Tabla 45.- Niveles de referencia de dosis TC cráneo pediátricos. Guía europea TCMC ....	192

# **1. INTRODUCCIÓN**



## **1.1. Craneosinostosis y plagiocefalia**

La bóveda craneal, que envuelve y protege el cerebro, está constituida por los huesos frontal, parietal, occipital y la porción escamosa del temporal. Están recubiertos por periostio, que está firmemente adherido a la duramadre en la superficie intracraneal. Estos huesos se hallan separados por seis suturas principales (metópica, sagital, dos suturas coronales y dos suturas lambdoideas) y en los bebés además por las fontanelas (1, 2) (figura 1).

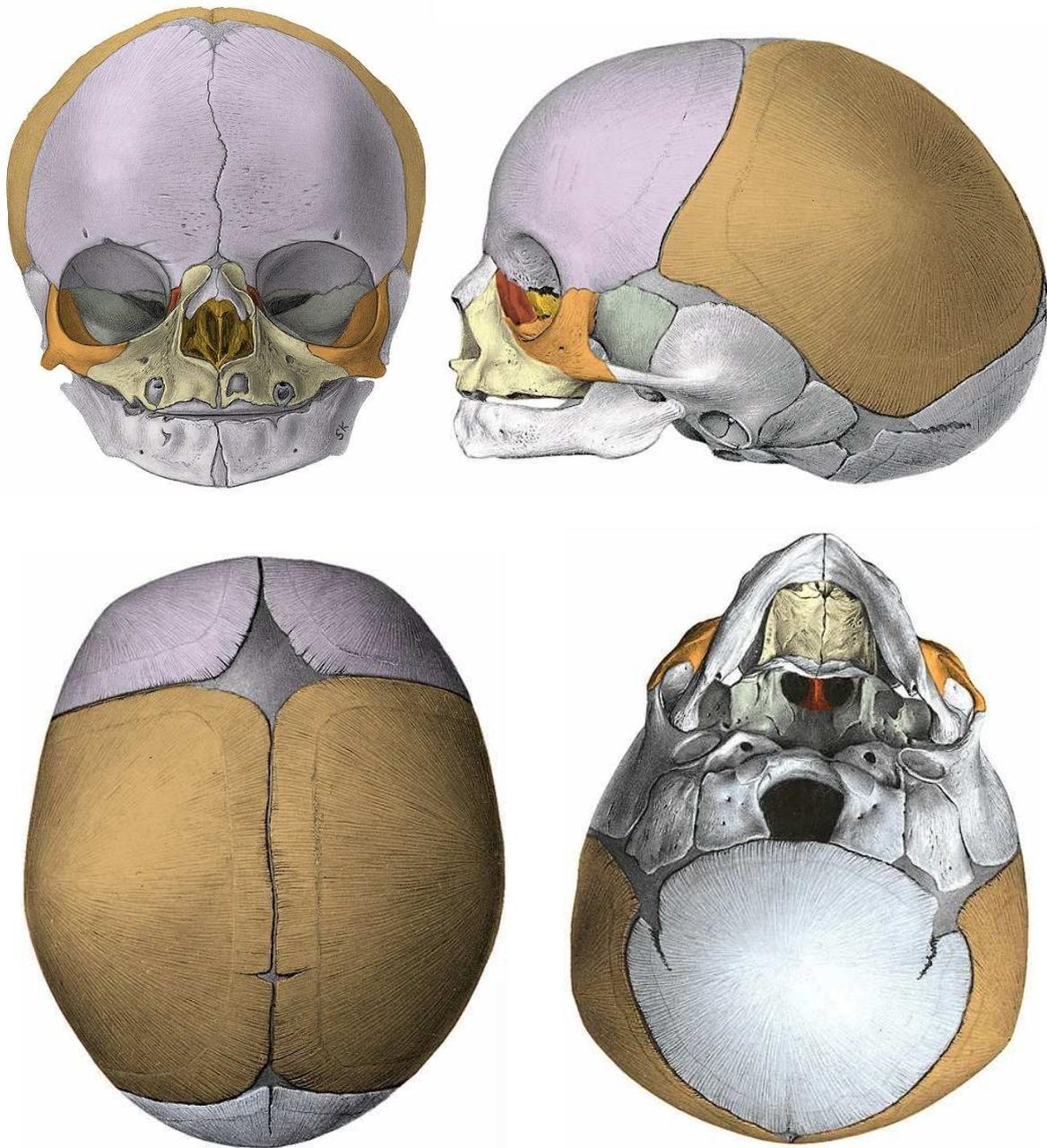
En el niño, los huesos craneales son unilaminares, sin diploe, desde el nacimiento hasta aproximadamente los cuatro años de edad. A partir de ahí y a lo largo de la edad adulta se hacen patentes dos capas de hueso compacto, los diploes interno y externo, con una capa interpuesta de tejido óseo trabecular (1).

Las suturas se ensanchan en sus intersecciones para formar las fontanelas. En el recién nacido tenemos seis fontanelas: anterior, posterior, dos mastoideas y dos esfenoidales. La fontanela anterior o bregmática es la mayor y tiene morfología de diamante. Se encuentra en la intersección de las suturas coronales, sagital y metópica. Cierra alrededor del segundo año de vida. La fontanela posterior está entre la sutura sagital y las lambdoideas y se cierra antes del tercer mes (1).

Las suturas craneales son una forma de articulación fibrosa flexible entre los huesos planos del cráneo. Ejercen dos funciones diferentes: en primer lugar, posibilitan la deformación o amoldamiento con acabalgamiento de los huesos craneales durante el paso por el canal del parto, y, en segundo lugar, permiten el crecimiento y cambio de forma del cráneo adaptándolo al crecimiento cerebral (3, 4).

El neurocráneo tiene su origen embrionario en poblaciones celulares mesodérmicas, siendo inicialmente una membrana alrededor del tubo neural. El neurocráneo se divide en bóveda craneal o calota (frontal, parietal, escama del temporal y escama del occipital) y base del cráneo (3).

**Figura 1.- Cráneo de un recién nacido. Visión anterior, lateral, superior e inferior**  
(*Atlas de Anatomía Humana Sobotta*)



Los huesos de la bóveda craneal se forman a partir de una condensación de mesénquima llamada “centro primario de osificación”, por proliferación y diferenciación de células mesenquimales multipotenciales. La proliferación celular y la subsecuente diferenciación en osteoblastos ocurren en los márgenes produciendo un crecimiento óseo radial hasta que los frentes osteogénicos de dos huesos se aproximan y se forman las suturas.

Este proceso, conocido como “osificación intramembranosa”, es distinto del desarrollado por la mayoría de huesos del cuerpo que se forman por la osificación de una matriz cartilaginosa preexistente (osificación endocondral). El mantenimiento del crecimiento en el frente óseo, en el borde de las suturas, requiere un balance fino entre proliferación y diferenciación. La apoptosis juega un papel fundamental asegurando que los dos frentes osteogénicos permanezcan separados (5).

En el niño a término los huesos craneales están bien formados y separados por las fontanelas y suturas (3). La alteración de estos procesos puede resultar en la fusión prematura de las suturas craneales, proceso conocido como “craneosinostosis” (5).

El encéfalo del niño se desarrolla a un gran ritmo en los primeros meses de vida. El volumen cerebral se duplica en los primeros seis meses de vida, duplicándose nuevamente cuando alcanza el año de vida. A la edad de dos años y medio se habrá producido el 80-85 % del total del crecimiento cerebral. El cráneo crece y se remodela supeditado a este rápido crecimiento. Se requiere una mínima presión (aproximadamente de 5 mmHg) del encéfalo en desarrollo para estimular la formación de nuevo hueso en los márgenes. El crecimiento más significativo del cráneo ocurre a expensas de la sutura sagital y las suturas coronales (1, 2).

Finalmente, las suturas se fusionan, normalmente de atrás hacia delante y desde el lateral hacia la zona medial, a excepción de la sutura metópica que lo hace en dirección opuesta, desde la glabella a la fontanela anterior. La sutura metópica es la primera en fusionarse, haciéndolo alrededor de los diez meses. Las suturas coronal, lambdoidea y sagital permanecen permeables hasta la cuarta década de la vida, siendo la sutura sagital la última en fusionarse (3).

“Craneosinostosis” o “craneoestenosis” es el cierre prematuro de una o varias suturas del cráneo (6, 7). Este cierre precoz inhibe el crecimiento del cráneo en el eje perpendicular a la sutura afecta, produciéndose un crecimiento aumentado en la dirección de la sutura cerrada por crecimiento compensatorio del resto de suturas que permanecen abiertas (6). Al

ser el crecimiento cerebral tan rápido durante los primeros años de vida, los signos de cierre prematuro de las suturas resultan evidentes a medida que el aspecto del cráneo se desvía de la normalidad (3). Como consecuencia, se producirá deformidad del cráneo con alteración estética e incluso funcional, como aumento de la presión intracraneal que en casos severos puede causar daño cerebral como déficit visual o incluso ceguera (2, 8).

La craneosinostosis puede ser primaria o secundaria a enfermedad metabólica, hematológica, displasia ósea, prematuridad, compresión externa del cráneo, fallo del crecimiento cerebral o disminución de la presión intracerebral (7, 9). El diagnóstico temprano es esencial para el manejo, prevención de complicaciones y corrección quirúrgica temprana (3).

“Plagiocefalia” se refiere al aplanamiento de la bóveda craneal, sin presuponer una etiología (10). El término proviene del griego *plagios* y *cefalia* que significa “cabeza oblicua” (11).

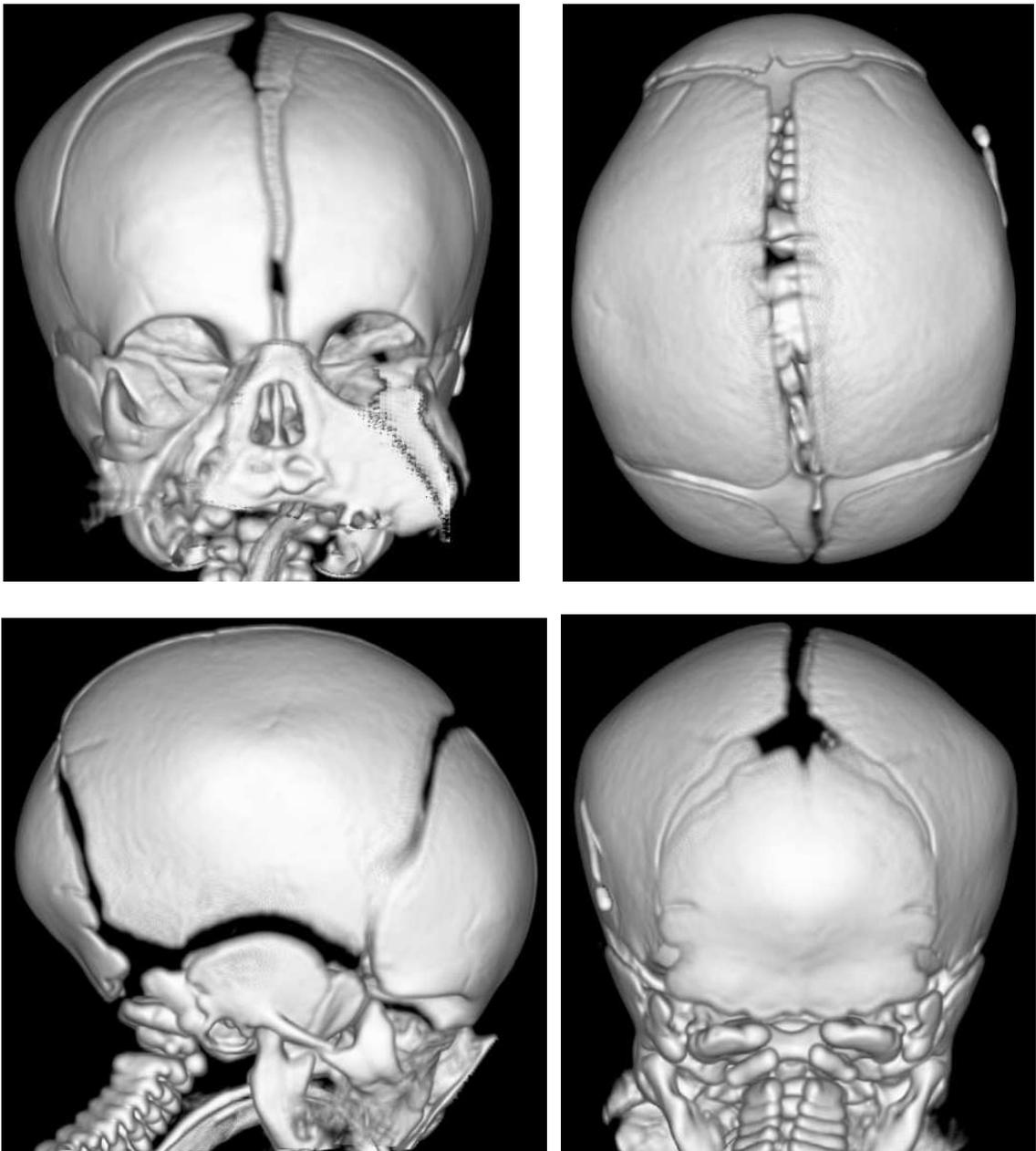
La plagiocefalia puede ocurrir por varios factores: tortícolis, restricción de espacio en el útero, o postural por la posición adoptada durante el sueño (3). Hace décadas era más habitual el aplanamiento frontal debido a la posición de decúbito prono durante el sueño (12). Actualmente, y al posicionar a los bebés boca arriba para dormir, se ve –cada vez con mayor frecuencia– aplanamiento posterior secundario (6, 7, 13, 14).

El diagnóstico de la asimetría craneal en general, y de la plagiocefalia en particular, puede ser evaluado desde el nacimiento y en las visitas rutinarias programadas al pediatra hasta el año de vida. El pediatra valorará la forma de la cabeza y cara desde distintos ángulos. Puesto que el diagnóstico se realiza en función de la historia clínica y el examen físico, la realización de pruebas de imagen estaría indicada en casos atípicos donde el diagnóstico es dudoso, o en deformidades severas (3, 11).

En el otro extremo, la formación de la bóveda craneal puede verse afectada por retraso en el cierre de las suturas debido a cualquier causa que resulte en aumento de la

presión intracraneal, acondroplasia, hipotiroidismo congénito, síndrome de Down y raquitismo (1). En la siguiente figura se ilustra un paciente con hipotiroidismo congénito y cierre retrasado de las suturas (figura 2).

**Figura 2.- Cierre retrasado de suturas en un paciente con hipotiroidismo congénito. Reconstrucción 3D, visión frontal, superior, lateral y posterior**



### **1.1.1. Aspectos históricos**

Cien años antes de nuestra era, Hipócrates ya describió niños nacidos con una morfología craneal anormal. El término craneosinostosis se acredita a Otto en 1830 y Virchow en 1851. La primera corrección quirúrgica la realizó Lannelongue en 1890, cayendo pronto en desuso por la muerte de un niño durante un intento de reparación de la sutura sagital en 1892. La era moderna de la cirugía craneofacial empezó cuando Tessier presentó sus trabajos en las décadas de los sesenta y setenta del siglo pasado. Estableció el principio fundamental de que grandes porciones de la bóveda craneal pueden ser despojadas de flujo sanguíneo y sobrevivir. Todas las formas de remodelado craneal se basan en este principio, más allá de la simple escisión de la sutura afecta, para remodelar directamente los cambios secundarios del cráneo (3).

### **1.1.2. Etiología**

La mayoría de las sinostosis ocurren en el útero y pueden ser detectadas al nacer con la exploración rutinaria del recién nacido o poco después. Para ser deformantes, el cierre precoz debe ocurrir durante la vida fetal o en la infancia temprana, ya que el remodelado óseo es capaz de mantener una forma craneal normal o casi normal después de un año de edad si sólo una sutura está cerrada (7).

Las craneosinostosis pueden ser debidas a diversos factores: mecánicos (restricción del espacio intrauterino para la cabeza o hidrocefalia con derivación valvular); metabólicos (hipertiroidismo, raquitismo, hipofosfatasa, hipercalcemia); hematológicos; exposición a teratógenos como el ácido retinoico; o factores genéticos (5, 15).

En el siglo XVIII y XIX, Sommering y Virchow atribuyeron la craneosinostosis a etiologías infecciosas, desechándose más tarde esta idea por errónea (3).

Más recientemente se ha propuesto la teoría de la duramadre, basada en la observación de que después de una craneotomía por alteraciones suturales, la fusión ocurre en el mismo sitio que antes de la cirugía. La teoría de la duramadre propone que ésta tiene un papel regulador en el crecimiento del cráneo y la fusión de las suturas, actuando como un periostio interno con un papel osteogénico. Se cree que las células de la duramadre controlarían mediante señales paracrinas el hueso suprayacente regulando la capacidad de la sutura de mantenerse fibrosa mientras se expande el cráneo óseo con el desarrollo cerebral (3, 4). Como consecuencia de la alteración de este proceso se producen una serie de cambios característicos en la sutura afectada que incluyen estrechamiento de la misma, esclerosis perisutural, engrosamiento de los bordes y puentes óseos. Las suturas pueden estar parcial o totalmente fusionadas, pero incluso con una fusión parcial la morfología del cráneo se altera de forma característica indicando un cierre funcional completo (7).

La deformidad craneal, consecuencia de la craneosinostosis, no es simplemente efecto de la restricción del crecimiento óseo resultante de la fusión de una sutura, sino que, como ya se ha mencionado, también es causada por el crecimiento compensador que se produce en el resto de suturas. A medida que el cerebro del bebé aumenta rápidamente en tamaño –fundamentalmente durante el primer año de vida– la necesidad de volumen para acoger este desarrollo resulta en áreas de sobrecrecimiento del cráneo, de tal forma que la morfología craneal en la craneosinostosis está determinada por tres elementos principales: la sutura fusionada, los componentes craneales restrictivos o hipoplásicos y los componentes craneales compensatorios o hiperplásicos (3).

La craneosinostosis no sindrómica se refiere a la fusión sutural prematura en ausencia de otras anomalías del desarrollo. La craneosinostosis sindrómica ocurre como resultado de

mutaciones genéticas asociadas a otras anomalías del desarrollo, particularmente las extremidades (5).

Mutaciones genéticas como EFNB1, EFNA4, MSX2, FGFR1-3, o TWIST1 pueden resultar en sinostosis aislada unisutural, multisutural o sinostosis como parte de un síndrome. La expresión de estos genes es frecuentemente “sutura-específica” (5, 8). Estas mutaciones gobernarían moléculas que controlan la osificación intramembranosa y también podrían predisponer a la sinostosis en presencia de restricción de espacio intrauterino (15).

La plagiocefalia posicional puede ser definida como aplanamiento craneal sin sinostosis, habitualmente de la región occipital o parieto-occipital (16). Podemos verla referida en la literatura médica con términos como plagiocefalia por moldeamiento, plagiocefalia occipital, plagiocefalia deformativa, plagiocefalia sin craneosinostosis, plagiocefalia postural, plagiocefalia funcional y plagiocefalia posterior (17).

La plagiocefalia posicional ha sido y es objeto de controversia tanto en la forma de diagnosticarla como en la forma de tratarla. En la valoración del niño con plagiocefalia posterior debemos tener presente que puede ser originada por causas distintas. Muy frecuentemente será debida a un modelado postural o plagiocefalia posterior deformativa, y raramente secundaria a una sinostosis unilateral de la sutura lambdoidea. La diferenciación entre ambas posibilidades es crítica ya que el modelado postural responde a tratamiento conservador como cambios en la postura en la cuna o cascos correctores, mientras que la sinostosis requiere reconstrucción quirúrgica (13).

En cuanto a la etiología de la deformidad en la plagiocefalia postural, ésta es de carácter externo, ya que está producida por fuerzas mecánicas exteriores que actúan generalmente sobre la sutura lambdoidea o la región posterior del cráneo, bien sea durante la vida intrauterina o más frecuentemente después del nacimiento.

Diversos factores pueden actuar sobre la cabeza fetal produciendo moldeamiento craneal durante el embarazo y el parto: posiciones fetales prolongadas, primiparidad, edad

materna mayor de treinta y cinco años, presentación podálica, embarazos múltiples, anomalías uterinas como útero bicorne, macrocefalia, grandes fetos, partos con fórceps o ventosa, cefalohematoma, etc.

Después del nacimiento son numerosas las causas que pueden ocasionar esta deformidad: causas posturales, como dormir en decúbito supino con apoyo sistemático de la cabeza en la región occipital (sobre todo durante el sueño pero también en períodos de vigilia), la utilización prolongada de modernos portabebés que mantienen la misma posición en decúbito supino, tortícolis congénita, lesiones en los músculos oculomotores, lesiones cerebrales y otras causas que favorecen la aparición de la plagiocefalia al disminuir la motilidad espontánea del bebé.

En este sentido y reforzando esta idea, un estudio reciente de casos control ha mostrado que muchos casos de plagiocefalia están asociados a dormir en decúbito supino (18). Puede también ser potenciada por factores mixtos, así tenemos que niños que nacen con asimetría craneal producida por moldeamiento intrauterino o durante el parto empeoran en las siguientes semanas de vida por una tendencia reiterada a apoyarse sobre el lado aplanado, que tenderá a persistir y empeorar si no se actúa, agravándose todavía más en presencia de tortícolis (12, 17).

En relación con la etiología de la plagiocefalia no debemos olvidar la influencia que ha tenido la preocupación por el síndrome de muerte súbita del lactante (SMSL). En la década de los sesenta y setenta del siglo pasado se sugirió una posible relación entre el SMSL y el hecho de que éstos durmieran en decúbito prono. Se postularon varias hipótesis que no han sido probadas, tales como obstrucción orofaríngea, desplazamiento posterior de la mandíbula con obstrucción de la relativamente más pequeña vía aérea del lactante posiblemente precipitada por presión facial, distorsión del blando cartílago nasal del bebé, etc. Aunque no se hicieron en la época estudios clínicos prospectivos y aleatorios, el peso de la evidencia implicaba un riesgo algo mayor de SMSL derivada del hecho de dormir en

decúbito prono en relación con dormir de lado o boca arriba. Valorando todos estos argumentos, en 1992 la Academia Americana de Pediatría (AAP) recomendó que los bebés sanos fueran colocados para dormir en decúbito supino o en posición lateral, y a partir de dicha recomendación se inició en el año 1994 una campaña de divulgación de la misma con el lema “Back to Sleep” (14). Como resultado de esta campaña, algunos estudios señalan una reducción de la mortalidad del SMSL de hasta un 54 %, de 1,2/1.000 nacidos vivos en 1992 a 0.56/1.000 en 2001 (12, 17). Pese a todo, el SMSL es todavía la primera causa de muerte en la infancia en EE. UU., excluyendo el período neonatal (19, 20).

Esta recomendación de la AAP fue revisada y modificada en el año 2000, enfatizando la recomendación de dormir boca arriba y dejando como menos preferible la recomendación de dormir en posición lateral con el argumento de que los bebés que duermen de lado podrían girar y quedar en posición de decúbito prono (12, 19). Una nueva revisión en el año 2005 preconiza exclusivamente la posición de decúbito supino para dormir y deja de recomendar la posición de decúbito lateral (20).

Teniendo en cuenta el hecho de que la posición inicial en la que se coloca al bebé para dormir va a determinar de forma significativa la posición que éste va a mantener durante el sueño, se ha producido un dramático incremento de plagiocefalia posterior en niños en los últimos años. Los centros de referencia de cirugía craneofacial han señalado también, y desde la recomendación de la AAP, un aumento de hasta seis veces en el número de pacientes remitidos para consulta por deformidad craneal, la gran mayoría de ellos con plagiocefalia posterior (6, 13, 14).

Hoy por hoy, es un problema común tanto para las familias como para los pediatras (12). Esto es así hasta el punto que la plagiocefalia posicional es, actualmente, la causa más frecuente de asistencia en la consulta de neurocirugía pediátrica, tanto en España como en los demás países occidentales, y es previsible que esta demanda aumente todavía más en el

futuro debido a una falta de estrategia en la asistencia pediátrica que coincide con una presión social creciente (17).

Por último, y en relación con lo anteriormente expuesto, en un intento por minimizar la presentación de la plagiocefalia postural posterior, la AAP recomienda variar la posición de la cabeza al poner al niño a dormir en decúbito supino. También sugiere, bajo la supervisión de un adulto, posicionar al niño despierto sobre la barriga más de cinco minutos al día a fin de fortalecer la musculatura del cuello, y de igual forma aconseja sostenerlo en brazos en posición vertical cuando esté despierto (20).

### **1.1.3. Epidemiología**

La prevalencia al nacimiento de craneosinostosis aislada es de 3-6 casos por 10.000 nacidos vivos (3, 5, 8, 15). Los niños se ven afectados de dos a tres veces más que las niñas. Un 90 % de los casos son esporádicos, generalmente involucrando una sola sutura (3).

El orden de frecuencia de afectación tradicionalmente recogida en la literatura médica es: sagital 56 %, múltiple 14 %, coronal unilateral 11 %, metópica 7 % y lambdoidea 1-0.003 % (3, 7). Es decir, la prevalencia de la craneosinostosis de la sutura lambdoidea podría estar alrededor de 3/100.000 nacimientos (12, 17).

Estudios recientes apuntan a una mayor incidencia de sinostosis de la sutura metópica que la tradicionalmente considerada y la situarían como la segunda causa más frecuente con un 28 % del total, posiblemente debido a un mejor diagnóstico clínico más que a un aumento real de su incidencia (21).

Es imposible establecer la incidencia real de la plagiocefalia posicional. Dependiendo de la sensibilidad de los criterios usados para hacer el diagnóstico, la incidencia podría ser tan baja como 0,33 % (1 en 300 nacidos vivos) y tan alta como 48 % en niños sanos menores de un año de edad (11, 17).

#### **1.1.4. Consecuencias**

En la craneosinostosis, la restricción de crecimiento de una o más suturas produce el crecimiento compensatorio de las restantes suturas permeables y, fundamentalmente, ocasiona una deformidad craneal por la alteración del patrón normal de crecimiento de la bóveda craneal, resultando en unos fenotipos craneofaciales característicos. Esto conlleva, además del estigma social asociado a la deformidad craneofacial, posibles consecuencias sobre el desarrollo psicológico del niño (15). En menor medida, puede también asociarse a morbilidad significativa, incluyendo retraso mental, sordera y ceguera (5).

En la craneosinostosis unisutural no hay impedimento para el crecimiento cerebral y la craneotomía se realiza por razones estéticas. En la craneosinostosis multisutural o universal se puede producir un aumento crónico de la presión intracraneal con papiledema, parálisis de pares craneales y afectación del crecimiento cerebral y, consecuentemente, la corrección quirúrgica temprana es obligada (7, 9).

Estudios recientes indican también que antes de ninguna intervención terapéutica, los niños con plagiocefalia deformativa tienen dificultades cognitivas y de desarrollo psicomotor en una proporción significativa. Queda todavía por ver, con estudios de seguimiento, el impacto de las medidas de tratamiento sobre la evolución natural de este leve retraso psicomotor (22-26).

## 1.2. Tipos de craneosinostosis

### 1.2.1. Craneosinostosis sagital

Es la más común de las craneosinostosis (6). La mayoría de las veces, aproximadamente el 80 %, son casos aislados. También, aunque menos frecuentemente, pueden ser sindrómica y genéticas (15). Es cuatro veces más frecuente en niños que en niñas (3).

El cierre prematuro de la sutura sagital produce un cráneo largo y estrecho denominado dolicocefalia o escafocefalia. Esta forma característica es fácilmente apreciable desde el punto de vista clínico y radiológico (figura 3). En general, la fusión comienza en la porción media de la sutura y progresa tanto en dirección anterior como posterior. Como respuesta compensatoria es habitual observar diástasis de la sutura coronal y lambdoidea (7, 9).

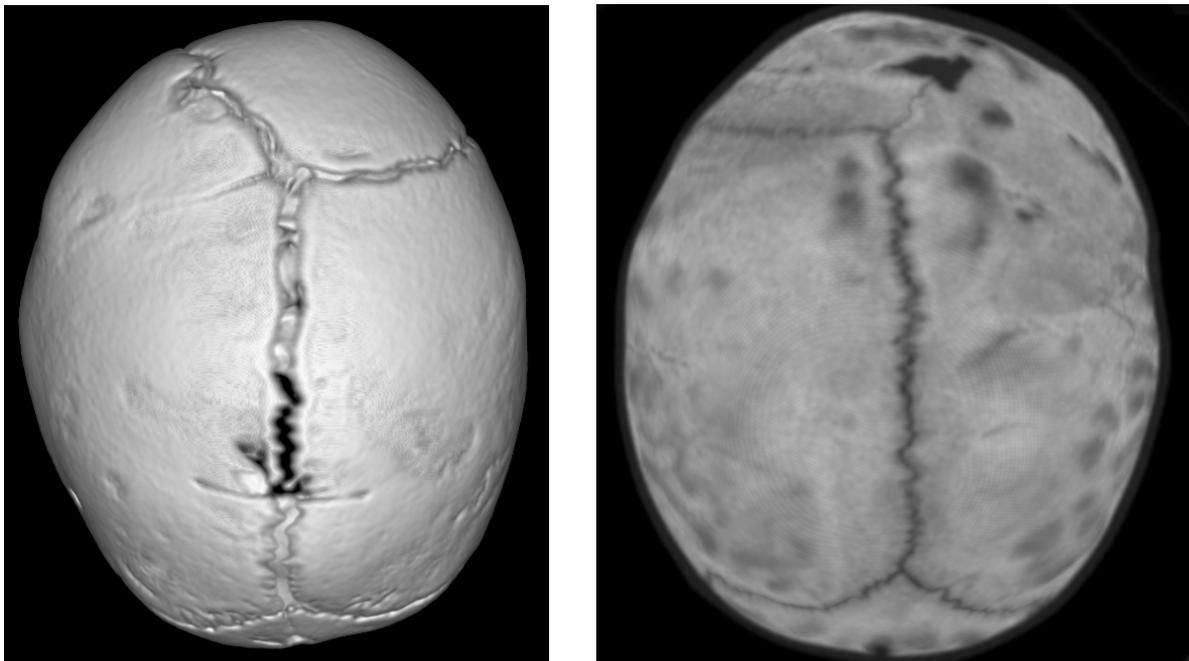
**Figura 3.- Sinostosis de la sutura sagital. 3D y MIP**



### 1.2.2. Craneosinostosis coronal

La sutura coronal es la segunda sutura más frecuentemente afectada (figura 4). Puede ser uni o bilateral. El cráneo se acorta en su diámetro antero-posterior y aumenta en su diámetro latero-lateral (braquicefalia). Toda la sutura coronal puede estar fusionada con extensión a la sutura esfenofrontal y sincondrosis esfenoetmoidal. Se produce aplanamiento del área frontal ipsilateral y acortamiento antero-posterior de la fosa craneal anterior. Como consecuencia, las órbitas son menos profundas, con márgenes oblicuos, produciéndose elevación del ala menor del esfenoides y expansión del ala mayor, originando la apariencia de “ojo de arlequín”. Puede haber también hipertelorismo (7, 9).

**Figura 4.- Sinostosis de la sutura coronal izquierda. 3D y MIP**



La sinostosis coronal bilateral es habitualmente la deformidad principal en afecciones como la enfermedad de Crouzon y el síndrome de Apert. La enfermedad de Crouzon es una disostosis craneofacial en la cual las estructuras faciales están subdesarrolladas y la bóveda craneal sufre un cierre primario prematuro de suturas. Es generalmente familiar, y la sutura sagital puede también afectarse. En el síndrome de Apert, las alteraciones de la bóveda craneal son similares a las de la enfermedad de Crouzon, pero también hay anomalías en manos y pies. Éstas consisten básicamente en anomalías de fusión, segmentación y sinfalangismo (9). Varias mutaciones se han documentado en estos síndromes y en otros, también asociados a craneosinostosis, como Pfeiffer, Beare-Stevenson cutis gyrate y Jackson-Weiss (15).

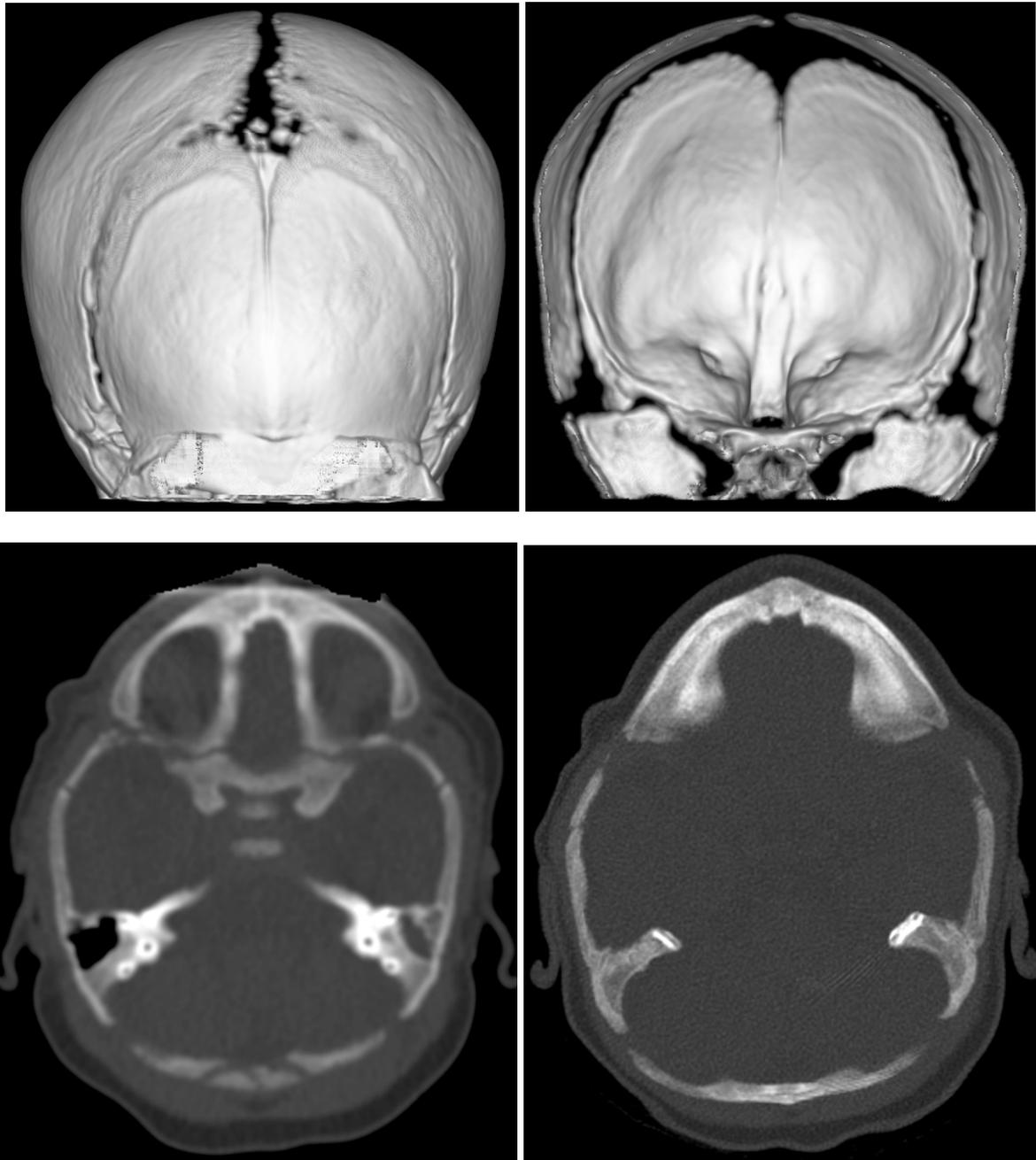
### **1.2.3. Sinostosis de la sutura metópica**

La osificación y cierre de la sutura metópica se completa generalmente a los diez meses de vida (3, 15). Su cierre prematuro, generalmente antes de los seis meses, produce trigonocefalia (cabeza triangular vista desde arriba) e hipotelorismo con constricción de la fosa craneal anterior, así como hipoplasia de los senos etmoidales. Se producirá estrechamiento bitemporal con arqueamiento anterior de las suturas coronales y expansión compensatoria de la región occipitoparietal. Las órbitas están anguladas superior y medialmente, produciendo el aspecto del “ojo interrogativo”. Se suele ver también un resalte óseo a lo largo de la sutura fusionada (figura 5).

Si la sutura se cierra después de los seis meses, la deformidad será inexistente o leve, puesto que la mayoría de los casos leves se resuelven espontáneamente (3, 7).

Generalmente, los casos identificados postnatalmente son aislados y no sindrómicos. Un tercio puede ser sindrómico o tener malformaciones asociadas. Los síndromes asociados incluyen deleción 11q23/Jacobsen, deleción cromosoma 9p, Opitz C y varias aneuploidías (15).

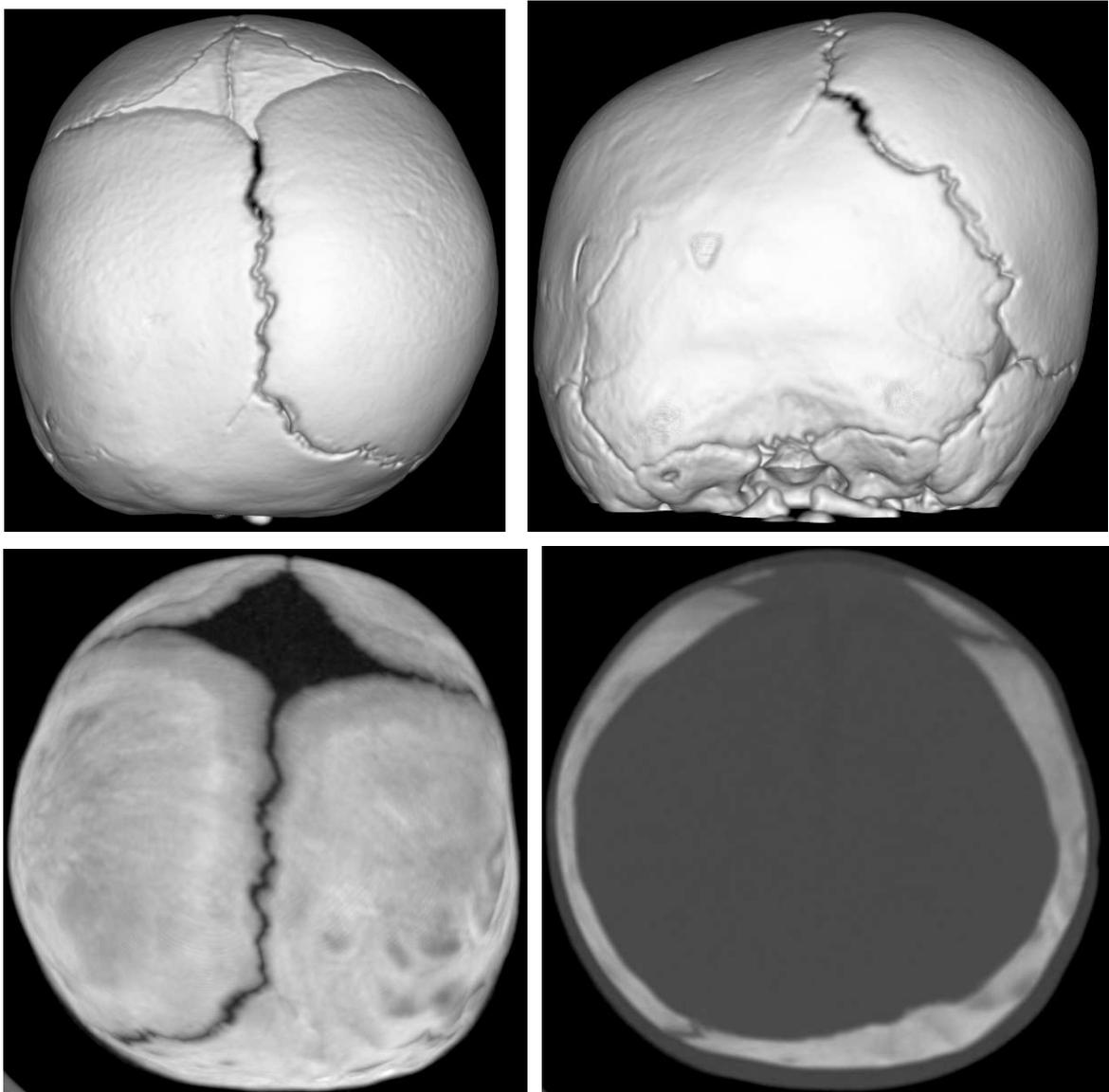
**Figura 5.- Sinostosis de la sutura metópica. 3D visión frontal e interior y MIP axial**



#### 1.2.4. Sinostosis de la sutura lambdoidea

Es la menos frecuente de las craneosinostosis aisladas. En la sinostosis lambdoidea unilateral se produce aplanamiento severo de la región occipital ipsilateral con subdesarrollo de la porción inferior de la fosa posterior (figura 6). En la sinostosis lambdoidea bilateral toda el área occipital está aplanada y las marcas circunvolucionadas de la tabla interna son prominentes por encima de la sinostosis (7, 9). Puede haber un crecimiento excesivo del bregma, originando una oxicefalia o turricefalia (9).

**Figura 6.- Sinostosis lambdoidea unilateral. 3D visión superior y posterior, MIP axial**



Es crítico distinguir la infrecuente sinostosis lambdoidea unilateral, que requiere cirugía compleja, de la muy habitual plagiocefalia deformativa, que responde bien al manejo conservador. Una característica clínica que ayuda a diferenciarlas es el desplazamiento anterior de la oreja ipsilateral en la plagiocefalia y el desplazamiento posterior de la misma en la sinostosis (3, 11).

Un especialista en cirugía craneofacial puede hacer la distinción en la mayoría de los pacientes; sin embargo, en casos dudosos o en pacientes con alta probabilidad de tener una sinostosis lambdoidea unilateral, realizar un estudio de tomografía computarizada (TC) con reformateo volumétrico es el siguiente paso, ya que la morfología craneal de la plagiocefalia deformativa y de la sinostosis unilateral lambdoidea tal y como podemos visualizarla con la TC tridimensional (3D) es diferente (27) (figura 7).

**Figura 7.- Plagiocefalia postural**



### **1.2.5. Craneosinostosis universal**

La craneosinostosis universal o cráneo en hoja de trébol ocasiona malformación por cierre prematuro de las suturas coronal, lambdoidea y sagital. También y como consecuencia, se produce severa microcefalia.

La craneosinostosis universal frecuentemente se asocia a hidrocefalia o disgenesia cerebral. Un tercio de los pacientes tienen cambios óseos de enanismo tanatofórico (7).

Debe diferenciarse de la craneosinostosis secundaria a atrofia cerebral. En la craneosinostosis universal la intervención quirúrgica es obligada ya que de no ser tratada originará un retraso mental severo (7, 9). El principal factor diferenciador con los niños con craneosinostosis universal secundaria por atrofia cerebral es que muestran un marcado aumento de las circunvoluciones de la tabla interna (9).

### **1.2.6. Craneosinostosis secundaria**

La craneosinostosis secundaria puede observarse en diversas alteraciones metabólicas como hipofosfatasa, hipercalcemia e hipertiroidismo. También se puede producir por engrosamiento de la bóveda craneal secundario a anemia.

Más importante es la craneosinostosis secundaria a falta de desarrollo cerebral, ya sea por infección, traumatismo, hemorragia etc. Cuando el cerebro deja de crecer cesa el estímulo para la expansión de la bóveda craneal y, en consecuencia, las suturas se estrechan y finalmente se cierran (6, 9). El cráneo es pequeño, con aplanamiento postural del occipucio, engrosamiento de la bóveda craneal y ausencia de marcas circunvolucionadas, fontanelas pequeñas y suturas estrechas sin esclerosis, puentes o resaltes. La bóveda craneal es suave y homogénea. Característicamente se visualiza hiperneumatización de los senos paranasales y mastoides.

El cierre secundario prematuro de las suturas también sucede en los niños con hidrocefalia tratada con éxito mediante derivación ventricular. Con la derivación, la presión intracraneal disminuye y también lo hace el tamaño del sistema ventricular, de tal forma que, aunque el cerebro continúe creciendo, lo hace hacia dentro, hacia los ventrículos, con lo que el crecimiento hacia fuera es inferior a lo normal, perdiéndose el estímulo para la expansión de la bóveda craneal (9).

### 1.2.7. Craneosinostosis sindrómica

Hasta hoy, han sido descritos más de ciento ochenta síndromes asociados a craneosinostosis. Los síndromes de Muenke, Crouzon, Apert, Saethre-Chotzen y Pfeiffer son síndromes autosómicos dominantes bien caracterizados. Estos síndromes producen sinostosis multisuturales no específicas, basándose el diagnóstico diferencial en las anomalías asociadas en cara, manos y pies.

El manejo de las craneosinostosis sindrómicas es distinto de las formas no sindrómicas y vendrá definido por las alteraciones craneales, intracraneales y faciales. Todos los síndromes tienen un riesgo mayor de elevación de la presión intracraneal, hidrocefalia, atrofia óptica, problemas respiratorios, trastornos en el habla y la audición y muchos están asociados a paladar hendido (3).

#### *Síndrome de Apert*

En 1906, el francés Eugene Apert describió por vez primera el síndrome deacrocefalosindactilia. Los pacientes afectados pueden presentar craneosinostosis bicoronal, hipoplasia de la cara, exorbitismo e hipertelorismo. La sindactilia de dedos de las manos y pies es una característica distintiva del síndrome de Apert que clínicamente la diferencia de otras craneosinostosis (3).

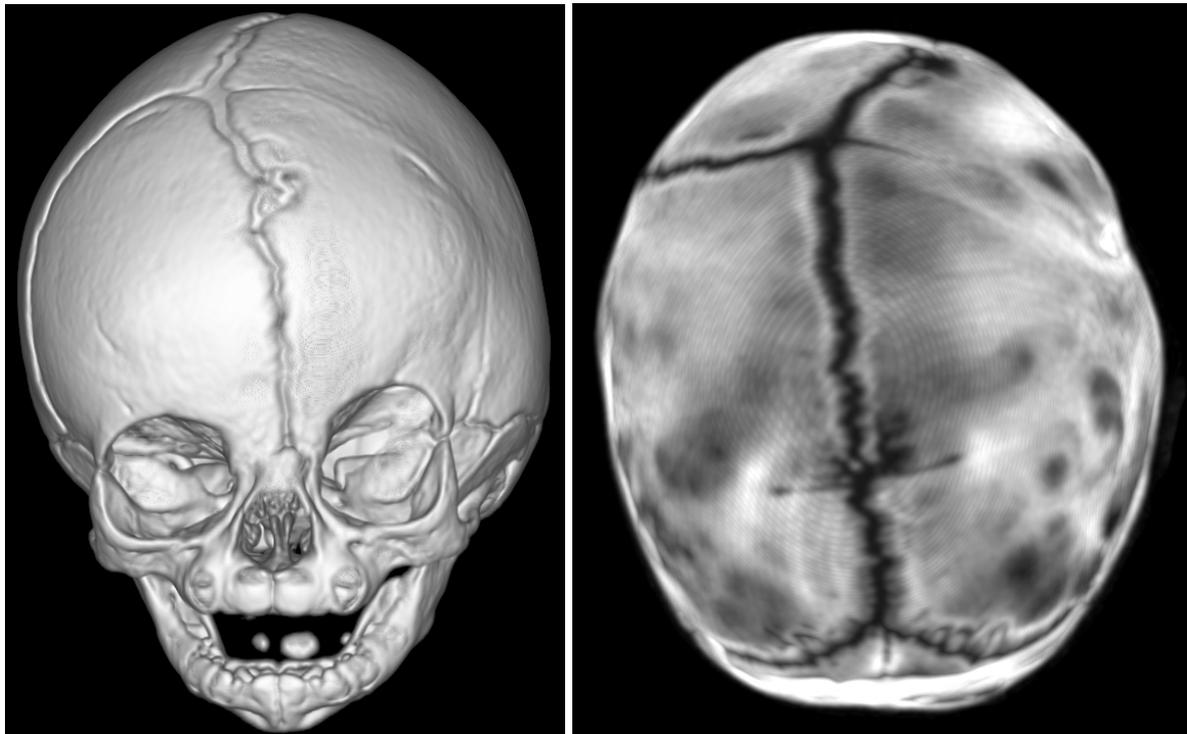
Recientemente se ha demostrado que casi todos los pacientes con síndrome de Apert tienen una mutación en FGFR2, afectando a Ser252Trp y Pro253Arg, dos aminoácidos adyacentes (3).

### *Síndrome de Crouzon*

Crouzon describió en 1912 la tríada de deformidades craneales, anomalías faciales y exorbitismo en una madre e hijo. El síndrome de Crouzon se puede presentar con sinostosis bicoronal, exorbitismo, hipertelorismo e hipoplasia de la zona media de la cara (figura 8). La ausencia de anomalías en manos y pies lo diferencia clínicamente de otros síndromes sinostóticos. Existen otras anomalías asociadas, en general menos severas que en el síndrome de Apert (3).

Se han atribuido al síndrome de Crouzon múltiples mutaciones en el gen FGFR2 y también mutaciones similares se han descrito en otros síndromes (3).

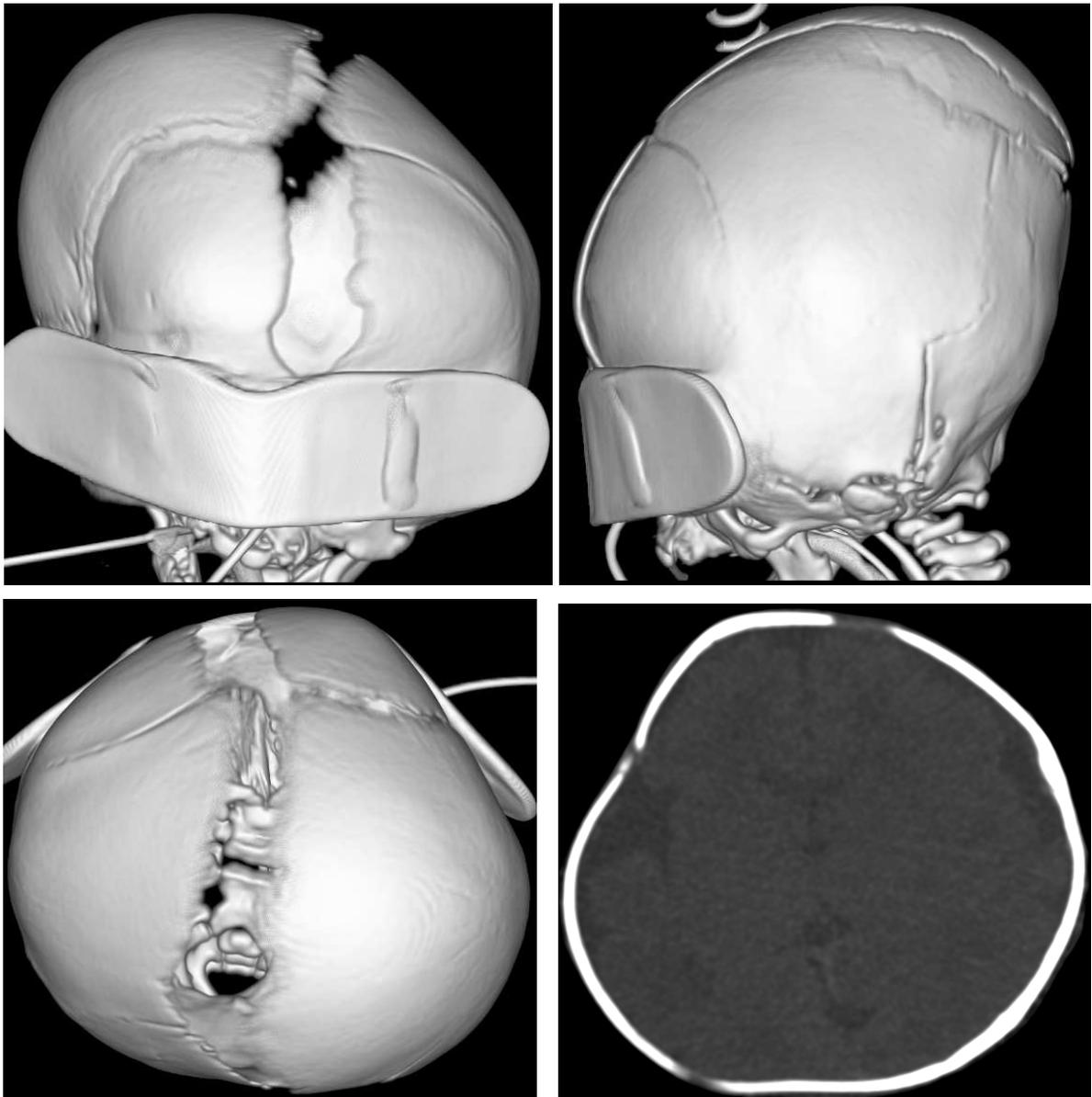
**Figura 8.- Síndrome de Crouzon. Sinostosis coronal unilateral. 3D visión anterior y MIP axial**



### *Síndrome de Pfeiffer*

Pfeiffer describió en 1964 este síndrome caracterizado por acrocefalosindactilia. Consiste en craneosinostosis multisutural, hipoplasia facial, exorbitismo severo e hipertelorismo (figura 9). Son también frecuentes anomalías del esqueleto periférico con ensanchamiento y desviación medial del primer dedo de los pies, pulgares anchos y sindactilia de tejidos blandos. Se ha identificado una mutación rara, única, recurrente en FGFR1 (Pro252Arg) y varias mutaciones diferentes más comunes en FGFR2 (3).

**Figura 9.- Síndrome de Pfeiffer. Sinostosis suturas coronal y lambdaidea izquierdas. 3D visión frontal, lateral y superior y corte axial**



### *Síndrome de Muenke*

Descrito por Muenke en 1995. Las manos y pies están afectados en algunos casos pero la mayor parte de las anomalías no son significativas desde el punto de vista clínico. La importancia de identificar anomalías de los miembros como falanges medias en “dedal”, coalición carpal o tarsal y epífisis cónicas, en combinación con sinostosis coronal, sugiere el diagnóstico de síndrome de Muenke e indica la necesidad de hacer pruebas genéticas para la mutación Pro250Arg. La Pro250Arg en FGFR3 es la mutación más común que causa sinostosis coronal. Además, a todos los pacientes con síndrome de Muenke se les debería realizar una prueba de pérdida de audición neurosensorial, aunque sólo unos pocos vayan a estar afectados (3).

### **1.3. Diagnóstico por la imagen**

En nuestra área sanitaria, el clínico que consulta al paciente con deformidad craneal es el pediatra, el neurocirujano y el médico rehabilitador; a su vez, y en determinados pacientes, pueden solicitar pruebas de imagen con objeto de confirmar o excluir la presencia de craneosinostosis, la localización y extensión de la misma, determinar la presencia o ausencia de anomalías cerebrales y planificar el tratamiento (15). El plan terapéutico y, consecuentemente, la obtención de un resultado satisfactorio, dependerá de un diagnóstico preciso y temprano (2, 6).

Los pacientes son evaluados clínicamente. En cuanto a la evaluación mediante pruebas de imagen, históricamente –hoy en desuso– se han utilizado la fluoroscopia y gammagrafía. Actualmente contamos con la radiografía simple y la TC con reconstrucciones 3D (7, 8). La ecografía también es útil. La resonancia magnética (RM) puede ser necesaria para valorar complementariamente alteraciones del sistema nervioso central, tales como hidrocefalia, agenesia del cuerpo calloso o malformaciones arteriovenosas, que, de estar

presentes, pueden tener una influencia considerable en el tratamiento (8). La angioTC, la angioRM o la angiografía pueden ser ocasionalmente necesarias para hacer el mapa vascular preoperatorio (15).

### **1.3.1. Gammagrafía ósea**

En el pasado fue empleada para el diagnóstico de craneosinostosis. El diagnóstico precoz se hacía basándose en el hallazgo de aumento de actividad en la sutura antes del tiempo estimado de cierre de la misma. El diagnóstico tardío dependía de los cambios en la forma de la cabeza y disminución de la actividad a lo largo de la sutura. La interpretación de las gammagrafías requiere conocer la actividad normal en cada sutura. La gammagrafía se demostró menos eficiente que el estudio radiológico simple, y prácticamente se ha desechado en el estudio de esta patología (6).

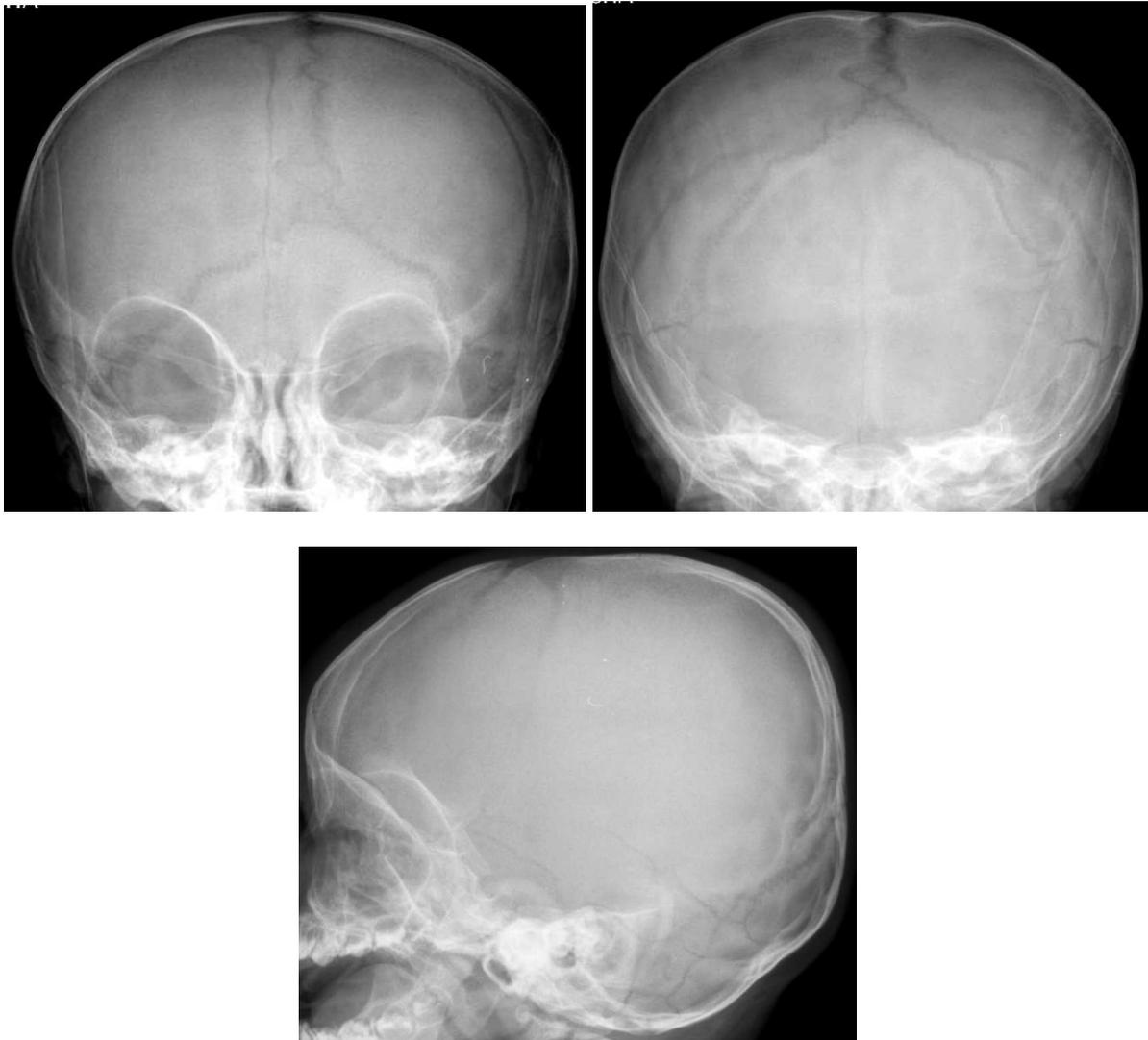
### **1.3.2. Radiografía simple**

El diagnóstico de craneosinostosis se basa en signos primarios, cambios de la propia sutura (pérdida de visualización de la misma, esclerosis perisutural, puentes óseos) y signos secundarios, por crecimiento cerebral alterado (impresiones digitales, cobre batido) (6, 8).

Es importante evaluar la longitud completa de cada sutura, ya que puede estar afecto sólo un pequeño segmento. Los signos primarios son a menudo poco fiables en los primeros tres meses de vida, ya que la baja mineralización del cráneo neonatal dificulta la visualización de la presencia y progresión de la fusión de las suturas (3, 8, 28).

El estudio de radiología simple debe incluir al menos tres proyecciones: anteroposterior, axial o Towne y lateral (figura 10). Se podrían necesitar, además, radiografías adicionales como una proyección tangencial al resalte óseo (6, 7).

**Figura 10.- Estudio radiográfico simple, proyección anteroposterior, Towne y lateral**



### **1.3.3. Tomografía computarizada**

La TC es una herramienta de probada utilidad en el diagnóstico de las craneosinostosis. Los hallazgos morfológicos están bien documentados y proporciona datos objetivos de las estructuras óseas (6, 8, 29-33).

La sutura obliterada se manifiesta por la formación de un puente óseo, frecuentemente con resalte, o pérdida de la arquitectura (3, 29). Los hallazgos de la TC varían en función de la localización de la sutura. El engrosamiento del reborde óseo

predomina en la sutura sagital; el engrosamiento óseo focal y erosiones se ven con más frecuencia en la sutura metópica, y la esclerosis perisutural es el hallazgo prevalente en la sutura lambdoidea (8). También se puede apreciar la deformidad de la base del cráneo (6).

En este sentido, recientemente se han descrito fusiones prematuras de las sincondrosis de la base del cráneo (intraoccipitales anterior y posterior) y de las suturas mendasas que alteran la morfología craneal de forma similar a como lo hace la sinostosis de la sutura lambdoidea. Estas son nuevas anomalías descubiertas gracias a los avances en la resolución de la TC multicorte (TCMC) y a la tecnología del postprocesado volumétrico, que han permitido llegar a un punto en el que causas previamente ocultas de plagiocefalia posterior son ahora detectables, ampliando las posibilidades en el diagnóstico diferencial del niño con deformidad craneal posterior (27).

Además, la TC permite evaluar los órganos intracraneales buscando alteraciones estructurales (hidrocefalia, agenesia del cuerpo calloso, alteraciones de fosa posterior, etc.) y excluir otras causas de crecimiento asimétrico de la bóveda craneal (hemiatrofia cerebral o hematoma subdural crónico) (8).

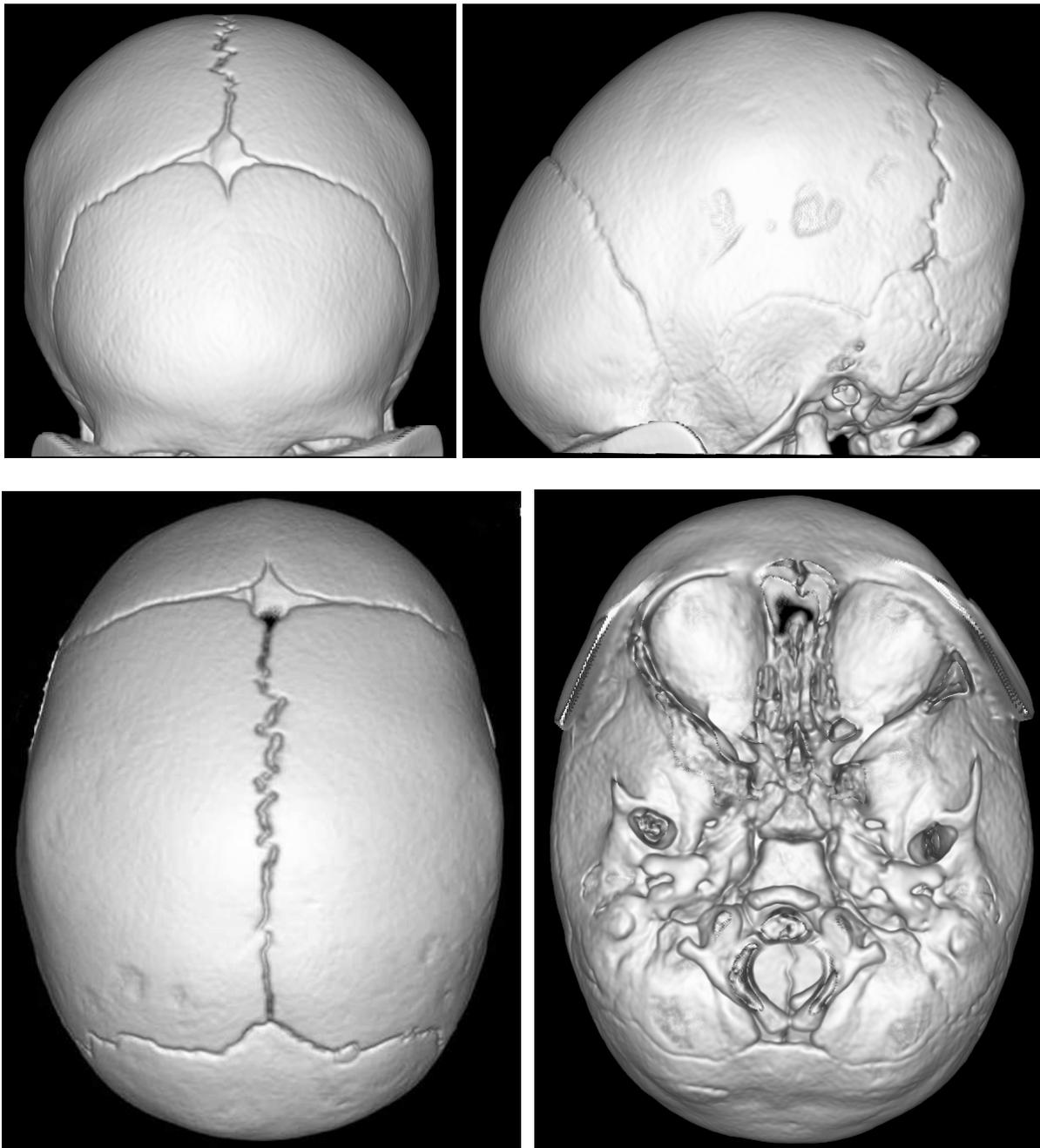
La TC helicoidal con reconstrucción 3D ha aumentado la precisión diagnóstica sobre las imágenes axiales del 83,7-95,5 % al 90,7-100 % (3, 8). La alta tasa de acuerdo interobservador de las imágenes 3D (84,4-100 %) documenta la validez de este método (8).

Una ventaja adicional de la TC y de las reconstrucciones 3D es su capacidad para mostrar de manera global las deformidades craneofaciales, ayudando así a valorar mejor la deformidad y facilitando la planificación de la reconstrucción quirúrgica (8, 29) (figura 11).

La TCMC permite además un acortamiento sustancial en el tiempo de examen, que implica una reducción en la necesidad de sedación, mayor cobertura, aumento de la resolución longitudinal debido al menor grosor de corte y alta resolución en el manejo de datos volumétrico. Sin embargo, la posible mayor dosis de radiación registrada al inicio del uso de la TCMC podría representar una desventaja. A mayor dosis de radiación y mayor

esperanza de vida –como viene a ser el caso en la población pediátrica–, se produce un aumento en el riesgo de mortalidad por cáncer (8). Este aspecto de la radiación y su optimización será tratado extensamente a lo largo del presente trabajo.

**Figura 11.- TC de cráneo de un lactante. Reconstrucción 3D visión anterior, lateral, superior e inferior**



### **1.3.4. Resonancia magnética**

Durante el período fetal la RM puede diagnosticar alteraciones intracraneales mejor que la ecografía, aunque no puede visualizar de forma adecuada la fusión sutural (3). Es una técnica excelente para el diagnóstico de enfermedades asociadas del encéfalo, tales como anomalías de la línea media, lesiones del parénquima, herniación intracraneal e hidrocefalia (8).

La RM ha permitido, por ejemplo, postular que la herniación del romboencéfalo en pacientes con craneosinostosis es consecuencia de las fuerzas físicas resultantes de la deformidad anatómica en la base del cráneo y de la hipertensión intracraneal, más que una malformación primaria del desarrollo del cerebro (8).

Los problemas neurológicos asociados con craneosinostosis incluyen cambios en la morfología intracraneal, como dilatación de los ventrículos cerebrales. Esto se ve con frecuencia en las craneosinostosis sindrómicas, afectando al menos al 40 % de pacientes con síndrome de Crouzon, Pfeiffer o Apert y es más raro en las no sindrómicas. La ventriculomegalia puede reflejar una alteración del desarrollo encefálico o, en algunos casos, un estado compensado de resistencia al flujo de líquido cefalorraquídeo y/o drenaje venoso y circulación (8).

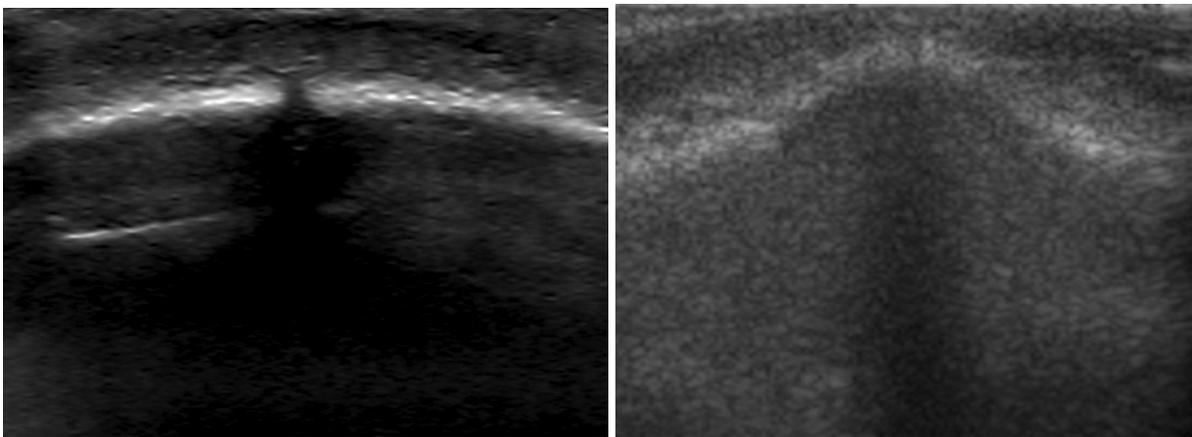
### **1.3.5. Ecografía**

Esta modalidad de imagen constituiría un método barato, accesible, sin radiación y sin necesidad de sedación que podría ser usado en el diagnóstico de craneosinostosis (8).

La ecografía prenatal, sobre todo con la llegada de la ecografía 3D, permite evaluar de manera fiable los huesos craneales y las suturas, además de valorar su asociación a malformaciones cerebrales en el feto (34-36).

En el período postnatal, también se ha recurrido a la ecografía como método de cribado de la permeabilidad de la sutura lambdoidea, usando la TC como el estándar de referencia (13, 37). Más recientemente, se ha analizado en un estudio piloto su eficacia para la evaluación de todas las suturas en sospecha de craneosinostosis con resultados prometedores (28). La ecografía podría diferenciar sinostosis de acabalgamiento o lesión intracraneal (figura 12).

**Figura 12.- Ecografía. Sutura metópica normal y sinostosis en niño con trigonocefalia**



Se ha señalado como una limitación intrínseca de la técnica, la incapacidad de valorar la permeabilidad sutural después de una cierta edad, aunque la edad precisa no ha sido determinada (13). No obstante, estos resultados deben ser contrastados de forma más amplia, ya que son muy dependientes de la experiencia del ecografista y de las cualidades técnicas del ecógrafo. Otra limitación es la imposibilidad de realizar reconstrucciones globales 3D postnatales, con lo que no se puede presentar de forma tan precisa la extensión de la alteración ni su repercusión global con vistas al manejo y pronóstico. Es, por tanto, limitada para los controles evolutivos de la apariencia craneal, tanto en el manejo conservador como en la planificación quirúrgica y en su evolución morfológica posterior.

### **1.3.6. Complicaciones**

Ocasionalmente, las craneosinostosis se pueden asociar a complicaciones que deben ser descartadas preoperatoriamente mediante pruebas de imagen.

#### *Aumento de la presión intracraneal*

El aumento de la presión intracraneal es una de las complicaciones funcionales más serias de la craneosinostosis. La obstrucción de la vía aérea superior es la complicación importante más frecuente y también puede ser causa de aumento de presión intracraneal.

La hipertensión venosa puede dificultar la reabsorción del líquido cefalorraquídeo y agrandar los espacios subaracnoideos y ventrículos cerebrales. Si el cráneo puede todavía expandirse se puede ver diástasis sutural; si el cráneo no se puede expandir, habrá disminución del espacio subaracnoideo subyacente y herniación del cerebro a través de cualquier defecto en el cráneo en un intento de descompresión. La presencia de “cobre batido” de forma difusa en la superficie interna del cráneo, la erosión del dorso de la silla turca o el borramiento de surcos anteriores en pacientes de menos de dieciocho meses, son todos signos sugestivos de aumento de presión intracraneal. Es controvertido si el aspecto en “cobre batido” leve o localizado representa un aumento de la presión intracraneal. Por otro lado, la ausencia de signos radiológicos no excluye el diagnóstico, y será necesaria la monitorización intracraneal cuando haya sospecha clínica (3).

#### *Hidrocefalia*

La hidrocefalia es un signo más definitivo de aumento de la presión intracraneal, con agrandamiento o prominencia de los ventrículos laterales, astas temporales, tercer ventrículo y borramiento de las cisternas basales. El mecanismo de la hidrocefalia no está del todo claro. Probablemente es debido a una combinación de factores, tales como constricción

mecánica, hipertensión venosa, malformación de Chiari; todas ellas comunes en las formas sindrómicas de craneosinostosis (3).

#### *Anomalías de drenaje venoso*

En las craneosinostosis sindrómicas existe un alto riesgo de anomalías venosas durales por maduración anormal de los senos venosos, hipertensión venosa y enfermedad venooclusiva. La enfermedad venooclusiva comprende desde una estenosis aislada de un seno venoso a una obstrucción venosa generalizada sin evidencia de trombosis. Como consecuencia, las venas emisarias avalvulares que conectan los senos durales a las venas extracraneales se dilatan y proporcionan la vía principal de retorno venoso intracraneal. Esto ocurre fundamentalmente en fosa posterior y base de cráneo, donde acontecen gran parte de las anomalías de las venas durales.

La imagen venosa preoperatoria es importante en pacientes con craneosinostosis sindrómicas para minimizar la morbilidad y mortalidad quirúrgica. Su presencia puede ser una contraindicación de la cirugía de descompresión posterior. La RM venografía informa de la extensión de la enfermedad venooclusiva y del cerebro, aunque infravalora el lento flujo venoso por efectos de saturación, especialmente en bebés de poco tiempo. La angiografía se considera el patrón oro, pero es invasiva y puede no detectar algunos vasos colaterales por dilución del contraste. La TC venografía con reconstrucción vascular 3D puede identificar las pequeñas venas cerebrales y no se ve afectada por artefactos de flujo. Tiene la ventaja adicional de que la información del cerebro y del cráneo puede ser realizada de una sola vez (3).

## **1.4. Tratamiento**

El tratamiento adecuado dependerá de un análisis preciso. El diagnóstico adecuado es vital, ya que el tratamiento será enteramente diferente. Por ejemplo, en la plagiocefalia posterior el tratamiento será conservador mientras que en la sinostosis lambdoidea será quirúrgico (38).

### **1.4.1. Tratamiento conservador**

El tratamiento de la plagiocefalia posicional consiste en una serie de medidas que, en opinión de muchos autores, deben ser escalonadas: rehabilitación, ortesis craneales o “cascos” y la reconstrucción quirúrgica en último lugar (17).

Durante todo el proceso la información facilitada por el pediatra y/o el rehabilitador debe ser lo más clara posible, educando en las medidas encaminadas a lograr una correcta rehabilitación posicional del niño. Así, por ejemplo, los cambios de posición posterolateral de la cabeza mientras el niño duerme con ayuda de la inclinación del colchón, el aprovechamiento de algunos minutos durante el tiempo de vigilia y bajo la supervisión de un adulto para que practique movimientos de cabeza en posición decúbito prono y sobre superficies duras, y el tratamiento fisioterapéutico de la tortícolis son medidas fundamentales con las que los niños corrigen la deformidad craneal en la gran mayoría de los casos y durante los primeros meses de vida (11, 12, 17).

El tratamiento con ortesis craneal parece adecuado para determinados pacientes, especialmente en los casos refractarios a la primera línea de tratamiento. Algunas civilizaciones antiguas han usado sistemas de remodelado craneal para alterar la normal morfología del cráneo y del mismo modo se pueden utilizar cascos correctores para corregir formas craneales atípicas.

El principio general de su acción terapéutica, denominado “simetría mediante remodelado activo”, es el de brindar contacto pleno sobre las áreas prominentes o sobresalientes con el fin de inhibir el crecimiento en dichas áreas y, por otra parte, dejar espacio para el crecimiento de las zonas aplanadas. Como orientación general, solamente se indicará tratamiento con ortesis craneal en casos de grado grave en los que la plagiocefalia se acompañe de clara deformación craneofacial, habiendo agotado previamente la posibilidad de tratamiento postural (figura 13).

Parece que la respuesta más idónea a este tipo de tratamiento se obtiene a partir de los cuatro meses de edad y hasta un límite que estaría en los doce meses, más allá de los cuales el cráneo deja de ser susceptible a moldeamientos externos (figura 14).

Generalmente, la ortesis craneal se lleva veintitrés horas al día durante tres meses, ajustándose para optimizar el remodelado craneal y minimizar la irritación de la piel (12). En todo caso, y dado que el tratamiento con ortesis craneales supone unos costes evidentes, conviene sistematizar adecuadamente su empleo (11, 17, 38).

**Figura 13.- Ortesis de remodelado craneal**



**Figura 14.- Corrección de plagiocefalia con ortesis craneal**



**Antes del tratamiento**



**Después del tratamiento**

### **1.4.2. Tratamiento quirúrgico**

El tratamiento quirúrgico debería ser reservado para los pacientes con craneosinostosis o bien para los infrecuentes pacientes con plagiocefalia importante refractaria a las terapias conservadoras (11, 17).

El tratamiento quirúrgico en la craneosinostosis depende del tipo de la misma y de la edad del paciente. Idealmente, el niño debe ser intervenido entre los tres y doce meses (8).

Por ejemplo, el consenso en el Reino Unido es intervenir alrededor del año de edad aprovechando la capacidad del niño de osificar pequeños defectos de craneotomía y, por tanto, reduciendo la necesidad de injertos óseos. Esto también permite al cerebro, todavía en un estadio de rápido crecimiento, dirigir el desarrollo de la bóveda craneal. Por otra parte, la cirugía entre los tres y seis meses tiene la ventaja de que el hueso es más blando y maleable, aunque tiene también el riesgo añadido de la necesidad de repetir la cirugía más adelante. La presencia de aumento de la presión intracraneal o la necesidad urgente de proteger los ojos o la vía aérea marcará la urgencia de la cirugía (3).

Las imágenes 3D han reemplazado a los modelos para la valoración del resultado quirúrgico y a los estudios de crecimiento craneal, y el desarrollo de estas herramientas continúa a buen ritmo. La fusión del TC, RM y fotografías 3D, mediante la utilización de programas informáticos de manejo de imágenes, nos permitirá predecir el efecto de la cirugía en tejidos tanto blandos como duros y el crecimiento de los mismos. Se espera que en el futuro estos avances permitan planificar la cirugía de forma más apropiada, con una mejor idea de los resultados finales que podremos conseguir (39).

### **1.4.2.1. Principios generales**

La cirugía es específica para cada sinostosis, pero existen unos principios generales que se pueden agrupar en tres:

1. Prevenir la progresión de la anomalía.
2. Corrección de la misma.
3. Reducir el riesgo del aumento de la presión intracraneal.

La cirugía craneal va dirigida a la sutura fusionada, a los elementos craneales restrictivos y a las áreas de crecimiento compensatorio. Las distintas técnicas quirúrgicas no siempre van dirigidas de forma directa a resolver estos tres problemas (3). De forma general tenemos:

1. Craneotomías en banda. Intentan remodelar el cráneo mediante la escisión de la sutura afecta exclusivamente. Esta técnica deja que sea el crecimiento cerebral el que remodele el cráneo y no va directamente dirigida a tratar la hipoplasia y deformidad craneal de forma directa.

2. Técnicas de remodelado craneal. Permiten la liberación de la sutura fusionada además de dirigirse a los cambios hipoplásticos y compensadores del cráneo de forma directa. La bóveda craneal se remodela usando una variedad de técnicas, incluyendo osteotomías en “duela de barril” con incurvación y limado óseo, separando, rotando y reuniendo los segmentos remodelados.

3. Craneoplastia de distracción. Remodelado del calvario usando los principios de osteogénesis por distracción (generación de hueso nuevo) e histogénesis (generación de tejido blando nuevo). Para ello se utilizarán dispositivos internos o externos, incluyendo muelles.

4. Liberación posterior. Consiste en una osteotomía alrededor de todo el aspecto posterior del calvario. Frecuentemente, esta técnica se combina con osteogénesis por distracción y, estimulando de esta forma al cerebro a conducir el crecimiento en el acortado

diámetro anteroposterior antes del avance frontoorbital. Es particularmente útil para limitar la progresión de la turricefalia en casos severos de craneosinostosis bicoronal antes del avance frontoorbital. Además, tiene efectos beneficiosos en el sentido de que aumenta el volumen intracraneal y reduce, por tanto, la presión intracraneal.

Por último, comentar la posibilidad de corrección con técnicas mínimamente invasivas mediante osteotomías endoscópicamente asistidas de las craneosinostosis más simples o leves, como la de la sutura metópica, que permiten disminuir el número de complicaciones y las pérdidas hemáticas, así como acortar el tiempo quirúrgico y la estancia hospitalaria postoperatoria (40, 41).

#### **1.4.2.2. Cirugías específicas**

##### *Sinostosis sagital*

Las craniectomías en banda, escindiendo una tira de 5 cm de ancho que incluía la sutura fusionada sin intentar remodelar el calvario, constituyeron los primeros intentos quirúrgicos de corrección de la sinostosis sagital. Fueron realizadas con la idea de que el crecimiento cerebral conduciría el subsiguiente remodelado del calvario. Sin embargo, un análisis crítico de craniectomías aisladas sugiere una alta tasa de reestenosis y una pobre resolución del índice cefálico con un escaso 29 % que regresaban a la normalidad. En comparación, las técnicas de remodelado craneal consiguen un 66 %. Pocos centros usan craniectomías en banda sagitales aisladas.

La segunda forma principal de cirugía correctora en la sinostosis sagital es el remodelado craneal. Esta técnica va dirigida no sólo a la sutura fusionada sino también a las deformidades hipoplásticas y compensadoras de forma directa. Existen múltiples variaciones en técnicas de remodelado craneal, pero el principio general incluye remodelación de segmentos de una gran craniectomía con osteotomías radiales. Dependiendo de las áreas primarias de anormalidad, se puede hacer una combinación de craniectomías bifrontal,

bitemporal y occipital. El acortamiento del diámetro coronal en la escafocefalia puede ser abordado con osteotomías transversas, en “duelas de barril”, en el hueso parietal.

La tercera forma importante de cirugía en la sinostosis sagital es la craneoplastia asistida por muelles. Esta técnica ha sido desarrollada en la última década como consecuencia de la búsqueda de cirugías más conservadoras. Este procedimiento consiste en una craniectomía sagital en banda con colocación de dos muelles a través del defecto de craneotomía para separar de forma gradual la constricción biparietal. Los muelles se retiran a los seis meses. Este tipo de cirugía tiene ventajas como menor pérdida de sangre, menor tiempo operatorio y hospitalización más corta, pero todavía tiene que ganar aceptación universal. En estudios retrospectivos se han mostrado resultados morfológicos favorables aunque no tan buenos como en procedimientos de remodelación total del calvario (3).

#### *Sinostosis unilateral coronal*

El avance frontoorbital puede ser usado para remodelar el hueso frontal y avanzar el reborde supraorbitario. El avance supraorbitario corrige la recesión orbital superior ipsilateral y la osteotomía corrige la anomalía de contorno del hueso frontal. Aunque se puede hacer un abordaje unilateral, la mayoría de autores sugieren un avance frontoorbital bilateral, ya que resulta en menor deformidad craneal residual (3).

#### *Sinostosis bicoronal*

El tratamiento quirúrgico principal es el avance frontoorbital. En el caso de turricefalia se valora hacer primero una liberación posterior. Esto significa hacer una osteotomía en el área occipital para permitir que el crecimiento cerebral remodele el cráneo, aumentando así su diámetro anteroposterior. En un segundo tiempo se realiza el avance frontoorbital (3).

### *Sinostosis lambdoidea*

El aplanamiento parietooccipital ocurre naturalmente en el mismo lado que la sutura fusionada, y esta puede ser liberada mediante una craneotomía parietooccipital con remodelación (3).

### *Sinostosis metópica*

El objetivo de la cirugía es incrementar el volumen de la fosa craneal anterior mediante un procedimiento de avance frontoorbitario anterior.

### *Sinostosis sindrómicas*

Una diferencia clave de las sinostosis sindrómicas es la hipoplasia de la región media de la cara. Esto puede abordarse al tiempo que la cirugía del calvario con un avance en monobloque del hueso frontal, barra supraorbitaria y zona media de la cara, o bien, sólo ésta última en un segundo tiempo quirúrgico (3).

## 1.5. Exámenes radiológicos y protección frente a la radiación

### 1.5.1. Dosimetría de la radiación

#### 1.5.1.1. Exposición

La exposición es la magnitud física que caracteriza el efecto de las radiaciones ionizantes mediante la medida de la cantidad de carga eléctrica que producen en una unidad de masa de aire seco en condiciones estándar de presión y temperatura (1 atmósfera y 20° C).

Se define esta magnitud como el cociente  $X=dQ/dm$ , donde  $dQ$  es el valor absoluto de la carga total de todos los iones de un mismo signo producidos en aire, cuando todos los electrones liberados por los fotones absorbidos en la masa  $dm$  sean detenidos completamente en el aire.

La magnitud exposición es una magnitud definida exclusivamente para un haz o campo de fotones (radiación X o gamma) en un medio específico, el aire.

La unidad de exposición en el Sistema Internacional de Unidades (SI) es el Culombio/kg (C/kg), aunque históricamente se ha utilizado otra unidad, el Roentgen (R).

La equivalencia entre ambas unidades es la siguiente:

$$1 \text{ C/kg} = 3876 \text{ R}$$

$$1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$$

El punto clave de la exposición es la relación directa con la intensidad de la fuente de radiación, y es independiente de cualquier absorbente que pueda ser interpuesto en el haz. La exposición se mide normalmente usando una cámara de ionización interpuesta en el haz de rayos X en una localización específica (42).

### **1.5.1.2. Dosis absorbida**

La dosis absorbida difiere de la exposición en que depende de lo interpuesto en el haz de rayos X. Para una exposición determinada, un material de elevado número atómico absorberá más energía radiante que uno de número atómico bajo.

La dosis absorbida (D) es la magnitud física básica de la dosis y se utiliza para todos los tipos de radiación ionizante. Viene definida por el cociente entre la energía media impartida por la radiación ionizante dividida por la masa radiada.

La unidad de la dosis absorbida en el SI es Julio/kg (J/kg) y su nombre especial es el Gray (Gy). Fuera del SI se mide en rads (1 Gy = 100 rad, 1 rad = 10 mGy).

La dosis absorbida es una magnitud medible y existen estándares primarios para determinar su valor.

Se asume que desde el punto de vista de la protección radiológica, para dosis bajas, el valor medio de la dosis absorbida promediada en un órgano o tejido puede correlacionarse con el detrimento de la radiación para los efectos estocásticos en ese tejido.

### 1.5.1.3. Dosis equivalente

En la práctica radiológica, nuestra primera preocupación es cuantificar cualquier daño a órganos resultante de la energía ionizante absorbida.

La dosis equivalente en un órgano o tejido ( $H_T$ ) está definida por la suma de los productos de la dosis absorbida promedio en cada órgano o tejido ( $D_{T,R}$ ) por el factor de ponderación de la radiación ( $w_R$ ) (tabla 1).

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

La unidad de dosis equivalente en el SI es J/kg y su nombre especial es el Sievert (Sv). Fuera del SI se mide en rem (1 Sv = 100 rem, 1 rem = 10 mSv) (43).

**Tabla 1.- Factores de ponderación de la radiación**

<b>Tipo de radiación</b>	<b>Factor de ponderación de la radiación</b> $w_R$
Fotones	1
Electrones y muones	1
Protones y piones cargados	2
Partículas $\alpha$ , fragmentos de fisión, iones pesados	20
Neutrones	<i>Función continua de la energía del neutrón</i>

#### 1.5.1.4. Dosis efectiva

La radiación total que recibe un paciente se cuantifica mejor con la dosis efectiva (E). La E tiene en cuenta la dosis equivalente recibida en todos los órganos irradiados y su sensibilidad a la radiación. Es el mejor indicador del riesgo estocástico de la inducción de cáncer y efectos genéticos en futuras generaciones. Es, por lo tanto, esencial para el análisis de riesgo-beneficio y debería ser usada para dar una estimación de dosis a los pacientes (42, 44).

La Comisión Internacional de Protección Radiológica introdujo la E, la cual permite comparar el riesgo de todos los procedimientos radiológicos que emplean radiaciones ionizantes y también con la radiación natural de fondo (45).

La E está definida como la suma ponderada de las dosis equivalentes a los tejidos.

$$E = \sum_T w_T H_T$$

Donde  $w_T$  es el factor de ponderación para el tejido T y la suma de ellos es la unidad. La suma se realiza sobre todos los órganos y tejidos del cuerpo humano considerados sensibles a la inducción de efectos estocásticos.

La tabla 2 indica los valores de los factores de ponderación,  $w_T$ , para cada uno de los órganos y tejidos (43).

**Tabla 2.- Factores de ponderación de los tejidos**

<b>Tejido</b>	<b>Factor de ponderación de los tejidos <math>w_T</math></b>
Médula ósea	0,12
Colon	0,12
Pulmón	0,12
Estómago	0,12
Mama	0,12
Resto de los tejidos*	0,12
Gónadas	0,08
Vejiga	0,04
Esófago	0,04
Hígado	0,04
Tiroides	0,04
Superficie del hueso	0,01
Cerebro	0,01
Glándulas salivares	0,01

\* Resto de tejidos: Suprarrenales, región extratorácica, vesícula, corazón, riñones, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, páncreas, próstata, intestino delgado, bazo, timo, útero/cérvix

Estos valores de  $w_T$  representan valores medios para los seres humanos, promediados para ambos sexos y todas las edades y, por tanto, no se refieren a las características de individuos particulares. Por ejemplo, una TC de tórax tiene una E de aproximadamente 5 mSv, mientras que una radiografía de tórax (frontal y lateral) tiene una E de 0,05 mSv. Desde el punto de vista del riesgo para el paciente, una TC de tórax equivaldría a cien estudios de tórax simple. Podemos compararlas también con la radiación natural de fondo (~3 mSv/año) (42).

### **1.5.2. Radiología simple**

Es de la mayor importancia cuantificar la dosis de radiación que recibe un paciente durante un examen radiológico, y esto es así por varias razones:

- Un mismo examen puede ser realizado de formas distintas y es útil saber cómo la dosis que recibe el paciente varía con cada una de ellas. Investigar de que modo las dosis y la calidad de la imagen cambian con los parámetros técnicos permitirá al operador optimizar el examen radiológico y ayudará también a reducir las considerables variaciones de dosis en los diferentes protocolos de examen entre distintos hospitales (46).
- Si mantenemos constante la dosis al paciente, podremos identificar el procedimiento que maximiza la calidad de imagen.
- Si mantenemos constante la calidad de imagen, podremos identificar la dosis óptima y comparar dosis para diferentes exámenes radiológicos o para el mismo tipo de examen en diferentes servicios de radiología. Esto también lo podríamos aplicar a estudios de medicina nuclear.
- Podemos cuantificar la contribución total de la radiación médica y compararla con la radiación natural de fondo (42, 47).

En los pacientes pediátricos, en los que se realiza aproximadamente un 10 % del total de los exámenes radiológicos, es fundamental el uso de protocolos optimizados para reducir las dosis a niveles tan bajos como sea posible, por el mayor riesgo intrínseco de daño por radiación y su mayor expectativa de vida, como será explicado más adelante (46).

La mayor parte de los exámenes radiográficos convencionales tienen una distribución de dosis no uniforme. Por ejemplo, la dosis de salida es del orden del 1 % de la dosis de entrada, y los órganos dentro del haz directo de radiación reciben dosis mayores que tejidos fuera del campo de radiación que la reciben como radiación dispersa (42).

En exploraciones simples, las magnitudes dosimétricas más utilizadas siguen siendo la dosis superficie a la entrada del paciente o dosis piel (DSE) y el producto dosis por área (PDA). Este último es muy útil en pediatría, ya que aporta, además, un indicador del tamaño de campo utilizado, y, por tanto, de posibles fallos en la colimación, parámetro siempre importante y especialmente en el paciente pediátrico (48).

La DSE es útil para predecir la posibilidad de efectos determinísticos como quemaduras de piel (eritema) o depilación, sin embargo y ya que los mismos tienen un umbral del orden de 2 Gy (200 rad), son extremadamente raros en radiología diagnóstica (<0,01 %). El riesgo del paciente en el 99,99 % de los exámenes radiológicos son los efectos estocásticos de carcinogénesis. Las dosis en piel no cuantifican el riesgo del paciente ya que no contabilizan el tamaño del campo de rayos X, el poder de penetración del haz o la radiosensibilidad de los órganos y tejidos irradiados y, por tanto, se necesita un factor indicador de dosis significativo como la E, que tenga en cuenta los tejidos y órganos irradiados así como su radiosensibilidad (42).

La radiación total recibida por un paciente se cuantifica mejor por medio de la E (37). En radiología simple, la E puede estimarse midiendo el haz de rayos que incide en el paciente como la DSE o con el PDA, en conjunción con los apropiados factores de conversión. Estos factores de conversión están influenciados por el tamaño del paciente, la región anatómica expuesta, la calidad del haz de rayos X y el área del mismo. Los valores de DSE, PDA y E en pacientes pediátricos se presentan en un rango que contempla desde el recién nacido hasta el adolescente (42).

Como ejemplo de las exploraciones de interés para el estudio de la craneosinostosis, la tabla 3 recoge las técnicas recomendadas en la realización de estudio de radiología simple del cráneo en pediatría por el libro de radiología pediátrica de Kirks (7).

**Tabla 3.- Técnicas recomendadas. Practical Pediatric Imaging, Kirks**

	<b>Cráneo AP</b>	<b>Towne</b>	<b>Cráneo LAT</b>
<b>Recién nacido</b>	70 kV / 2,3 mAs	80 kV / 2,3 mAs	65 kV / 2,3 mAs
<b>3 – 12 meses</b>	70 kV / 2,9 mAs	80 kV / 2,9 mAs	65 kV / 2,9 mAs
<b>1 – 3 años</b>	70 kV / 3,7 mAs	80 kV / 3,7 mAs	65 kV / 3,7 mAs
<b>3 – 6 años</b>	75 kV / 5,6 mAs	85 kV / 5,6 mAs	70 kV / 5,6 mAs

Distancia foco – película = 107 cm.

Sin embargo, existe una gran variabilidad de técnicas utilizadas en distintos hospitales, como, por ejemplo, el nuestro, por lo que para realizar las comparaciones correspondientes con nuestra situación, la tabla 4 presenta nuestras técnicas utilizadas en función de la edad de los pacientes así como la E y la DSE para cada una de ellas.

**Tabla 4.- Técnica de estudios de radiología simple de cráneo (kV, mAs) y E / DSE correspondiente. Datos exploraciones hospital Xeral, Vigo**

<b>Técnica radiografía simple de cráneo</b>				
	<b>Directo</b>	<b>Bucky</b>	<b>AP/Bucky</b>	<b>LAT/Bucky</b>
<b>Recién nacido</b>	42 kV / 16 mAs			
<b>1 mes</b>		47 kV / 25 mAs		
<b>5 meses</b>			52 kV / 25 mAs	48 kV / 25 mAs
<b>13 meses</b>			56 kV / 25 mAs	50 kV / 25 mAs
<b>6 años</b>			59 kV / 32 mAs	54 kV / 25 mAs
<b>E (μSv) / DSE (μGy)</b> (Distancia foco – piel = 80 cm.)				
<b>Recién nacido</b>	---- / 600			
<b>1 mes</b>		---- / 1100		
<b>5 meses</b>			88,2 / 1400	--- / 1200
<b>13 meses</b>			28,3 / 1600	25,1 / 1300
<b>6 años</b>			24,2 / 2200	18 / 1500

Equipo: Philips, Medio 65 CP-H; Distancia foco – receptor = 100 cm.

E calculada con el programa ChilDose (National Radiation Laboratory, New Zealand), que utiliza los coeficientes NRPB-SR279 (Normalised Organ Doses for Paediatric X-ray Examinations Calculated using Monte Carlo). El programa no calcula para voltajes inferiores a 50 kV.

En España no existen, de forma global, niveles de referencia de dosis (DRL) para exploraciones pediátricas, por lo que en su defecto, se utilizan los valores de la correspondiente guía europea (49, 50) (tabla 5).

**Tabla 5.- Directrices europeas de criterios de calidad en radiodiagnóstico pediátrico. Valores DSE ( $\mu\text{Gy}$ ), Valor medio (valores mínimo-máximo)**

	<b>Cráneo AP PA</b>	<b>Cráneo LAT</b>
<b>10 meses</b>	<b>930</b> (152-4514)	--- (---)
<b>5 años</b>	<b>967</b> (242-4626)	<b>703</b> (138-2358)
<b>10 años</b>	<b>1036</b> (130-5210)	<b>577</b> (113-3787)

Directrices europeas de criterios de calidad en radiodiagnóstico en pediatría observados en tres sondeos (1989  
91, 1992, 1994 95)

Otros estudios recientes como el realizado en Finlandia y publicado en el año 2009, han mostrado datos similares, tal como se indica en la tabla 6 (46).

**Tabla 6.- Valores medios E / DSE**

	<b>Cráneo AP</b>	<b>Cráneo PA</b>	<b>Cráneo LAT</b>
<b>0 años</b>	13 / 460	---	11 / 320
<b>1 año</b>	11 / 520	---	7 / 280
<b>5 años</b>	10 / 830	10 / 720	9 / 530
<b>10 años</b>	11 / 1240	---	12 / 810
<b>15 años</b>	5 / 120	14 / 1460	6 / 530

E ( $\mu\text{Sv}$ ) / DSE ( $\mu\text{Gy}$ )

E determinadas con el programa PCXMC y factores de peso para los tejidos de la ICRP 60.

([http://www.stuk.fi/sateilyn\\_kaytto/ohjelmat/PCXMC/en\\_GB/excel\\_application/\\_files/82167574942449687/default/autocalc\\_sheet.xls](http://www.stuk.fi/sateilyn_kaytto/ohjelmat/PCXMC/en_GB/excel_application/_files/82167574942449687/default/autocalc_sheet.xls))

En este estudio se obtuvieron las conclusiones siguientes:

- Los protocolos para radiografías de cráneo fueron independientes de la edad de los pacientes.
- Las variaciones en la DSE provienen de las variaciones en mAs.
- Las E medias en proyecciones anteroposterior y lateral han sido 10 y 8  $\mu\text{Sv}$  respectivamente.
- Las principales contribuciones a la E provienen de las dosis en médula ósea y cerebro.

### **1.5.3. TC multicorte**

La TC ha revolucionado el diagnóstico por imagen desde su introducción en el diagnóstico médico en 1972 (51, 52). Desde entonces, su uso se ha incrementado rápidamente en todo el mundo. Este aumento en la cantidad de exploraciones de TC realizadas se comprende porque se ha consolidado como una técnica fundamental en el diagnóstico y seguimiento de múltiples patologías (53-55).

La llegada de la técnica helicoidal en 1989 supuso su mayor avance. Básicamente, consiste en la rotación continua del gantry con avance continuo de la camilla de examen, obteniéndose una adquisición volumétrica espiral de un área del paciente. En relación con la adquisición axial supuso notables mejoras sobre las aplicaciones existentes y nuevas utilidades que tienen un impacto significativo en el manejo clínico de la enfermedad, como la angiografía, la endoscopia virtual y las reconstrucciones 3D (52, 53, 55, 56).

La introducción progresiva a partir de 1991 de los equipos multidetector y la consecución de tiempos de rotación de medio segundo supusieron de nuevo un gran avance. El tiempo de rotación se rebajó después a 0,4 segundos y hubo un aumento progresivo también en el número de filas de detectores: 2, 4, 16, 32, 64 (año 2004), etc. Los equipos multidetector tienen múltiples filas de detectores en paralelo a lo largo del eje Z permitiendo la adquisición simultánea de un determinado número de proyecciones. La consecuente mejora de los tiempos de adquisición ha permitido ampliar la cobertura, acortar los tiempos de examen, reducir los artefactos por movimiento, aumentar la resolución espacial y disminuir la necesidad de sedación en pacientes pediátricos (52, 54, 55, 57).

Con imágenes axiales más finas se pueden reconstruir y manejar volúmenes 3D casi isotrópicos con voxels submilimétricos que facilitan el trabajo de revisión y reconstrucción en la consola (56). La revisión de imágenes, habitualmente realizada sobre imágenes más gruesas, se puede realizar en modo cine, reconstrucciones bidimensionales (2D)

multiplanares, reformato curvo, máxima y mínima intensidad de proyección (MIP y MinIP) e imágenes 3D (52, 54-57).

La mayor disponibilidad global de los equipos y el perfeccionamiento de los mismos conlleva una mejora y ampliación de sus utilidades diagnósticas y por tanto un aumento considerable de su uso con una importante exposición a radiación de los pacientes. Además del aumento del número de exploraciones, también se temió por un aumento específico de dosis por estudio en exámenes multicorte. Inicialmente, sí que supuso un aumento de dosis de radiación por examen en relación con la técnica unicorte que, aunque no era alarmante, promovió también, y de manera temprana, la investigación para la reducción de dosis desde la implantación de los primeros equipos. La reducción de dosis se puede alcanzar mediante la justificación de los estudios, optimización de protocolos ajustados al tipo de estudio y características del paciente, modulación de dosis, entrenamiento del personal de radiología y cambio en la mentalidad del radiólogo a la hora de valorar la calidad de los estudios de TC, donde no sólo hay que considerar el detalle y la resolución de las imágenes (58-61). Estudios recientes sugieren incluso que, con técnicas similares, existe una media de un 13 % (rango 0-25 %) de menor dosis en la adquisición helicoidal comparada con la axial (62).

En la actualidad, se estima que más de sesenta y dos millones de estudios de TC se realizan actualmente al año en EE. UU., incluyendo al menos de cuatro a siete millones de estudios de TC en niños (63, 64). El mayor incremento del uso de la TC ha sido en la categoría de diagnóstico pediátrico y de chequeo de salud en la población adulta (63) . La frecuencia de exámenes de TC en pediatría continúa incrementándose a una tasa de casi el 10 % anual y esto es así porque la TC es una modalidad de imagen estándar en la evaluación de muchos problemas pediátricos y por la amplia disponibilidad de la técnica, así como por los avances de la misma que han permitido, por ejemplo, disminuir la necesidad de sedación consecuencia de un menor tiempo de examen (44, 63, 64).

La TC implica mayor dosis de radiación que los más comunes y convencionales estudios de radiología simple u otros estudios de imagen. Prueba de ello es que, siendo la proporción en número de los exámenes de TC en torno al 10-15 % del total de los exámenes de radiodiagnóstico, su contribución a la dosis de radiación en los países desarrollados se estima alrededor del 70 % (44, 48, 56, 64-69).

### **1.5.3.1. Radiación en pediatría**

Debemos tener en cuenta una serie de consideraciones específicas de la población pediátrica que la hace particularmente susceptible a los efectos dañinos de la radiación ionizante.

En primer lugar, los niños son inherentemente más radiosensibles; al estar creciendo y madurando, tienen células que se dividen rápidamente y por tanto son más sensibles a los efectos de la radiación. Una dosis de radiación en un niño resulta en un aumento del riesgo de diez veces en relación con la misma dosis en un adulto, sobre todo en tejido tiroideo, mamario y gonadal.

En segundo lugar, al producirse la exposición a temprana edad, es mayor el período de tiempo para que se pueda desarrollar un cáncer inducido por radiación.

En tercer lugar, hasta hace relativamente poco tiempo los estudios de TC no tenían en cuenta que el menor tamaño del niño resulta en una mayor dosis de radiación por unidad de tejido para un estudio dado (53, 64).

Es bien sabido que la exposición a altas dosis de radiación se asocia al desarrollo de cáncer; incluso bajas dosis de radiación, en el rango de 10-50 mSv, aumentan el riesgo de cáncer. La E de un estudio de TC pediátrico puede oscilar entre 5 y 60 mSv. Además, el 30 % de los pacientes tendrán más de un estudio de TC, y ya que la dosis es acumulativa, múltiples exámenes resultan en un riesgo todavía mayor (64). Incluso se ha sugerido que

dosis relativamente bajas de radiación al cerebro en etapas tempranas de la vida podrían, en algunos casos, afectar adversamente al normal desarrollo intelectual (70).

El aumento del número de estudios de TC con su dosis de radiación asociada y el inherente riesgo de cáncer en adultos y, como hemos visto, especialmente en niños, hace que aunque este riesgo para una persona en particular no sea grande, el aumento progresivo de la radiación en la población en general y en la población pediátrica en particular, pueda llegar a ser un problema de salud pública en el futuro (48, 63, 64, 67, 68, 71).

Por tanto, y específicamente en lo que a la atención pediátrica se refiere, el papel del personal sanitario implicado en su atención es crítico para reducir o eliminar la radiación innecesaria que reciben los niños de exámenes de TC (48, 64).

Además, el gravamen que supone la radiación aditiva es particularmente importante en niños que serán sometidos a múltiples estudios de TC de control (como los pacientes con craneosinostosis, que tendrán varios controles evolutivos de TC para evaluar la progresión tras la cirugía correctora). Idealmente, los exámenes de TC en niños deben exponerlos a dosis mucho menores que el mismo estudio en un adulto (72).

En el séptimo informe del National Research Council of the National Academies sobre los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes (BEIR) se desarrolla la más actualizada y extensa estimación de riesgo para el cáncer y otros efectos sobre la salud derivados de la exposición a bajos niveles de radiaciones ionizantes de baja transferencia lineal de energía, como la de los rayos X y rayos gamma. El informe BEIR VII define dosis bajas a aquellas que están en el rango próximo a cero hasta alrededor de 100 mSv. Una persona está expuesta a un nivel de radiación natural de fondo anual de alrededor de 3mSv; la exposición de un estudio radiográfico simple de tórax es de alrededor de 0,05 mSv, y la exposición de una TC de cuerpo entero es de unos 10 mSv. El informe concluye diciendo que la actual evidencia científica indica que existe una relación lineal entre la exposición a la radiación ionizante y el desarrollo de cáncer en humanos.

Los mecanismos que conducen a los efectos deletéreos de la exposición a radiaciones ionizantes no se entienden en toda su extensión. Las radiaciones ionizantes –tales como los rayos X– tienen energía suficiente para vencer la fuerza de unión de los electrones que orbitan en átomos y moléculas, pudiendo desplazar electrones de sus órbitas y creando iones. Lo más habitual, en material biológico expuesto a rayos X, es que se creen radicales hidroxilo de la interacción con moléculas de agua, y estos radicales a su vez interactúen con ADN en su proximidad causando roturas o daños en sus bases, o también pueden ionizar el ADN directamente. Gran parte del daño inducido por la radiación es reparado rápidamente por mecanismos de reconstrucción celulares, pero roturas de la doble hélice del ADN son restauradas con dificultad y ocasionalmente de forma defectuosa con mutaciones puntuales, translocaciones cromosómicas y fusiones genéticas, todas ellas vinculadas con la inducción del cáncer (63, 73). No obstante, la evidencia apunta a que sólo una pequeña parte de estos cambios resultarán en cáncer u otros efectos nocivos para la salud (74).

En la siguiente tabla extraída del informe BEIR VII se pone en relación la tasa de incremento de cáncer por edades en casos por mil habitantes y mSv (tabla 7) (74):

**Tabla 7.- Incidencia de cáncer asociado a radiación ionizante de baja energía**

<b>Casos por mil habitantes y mSv (BEIR VII)</b>	
0 – 1 año	3,7
1 – 5 años	2,6
5 – 10 años	2,0
10 – 16 años	1,6
ADULTO (65 años)	0,5

Por tanto, se necesitan medidas especiales que aseguren la realización óptima de los exámenes de TC garantizando una protección efectiva de los pacientes (56). La exigencia de atención especial a la protección radiológica en TC fue formalizada por la legislación europea, que demanda que los estados miembros presten especial atención a la protección en estudios de TC y en radiología pediátrica (66). En esta normativa europea 97/43/EURATOM, se explicitan obligaciones tales como que los estados miembros de la Unión Europea (UE) promuevan la implementación y uso de DRLs para exámenes de diagnóstico que empleen rayos X, y establece los principios de justificación y optimización del proceso, que debe incluir la valoración y evaluación de las dosis administradas al paciente, y desarrollo de dispositivos que informen al radiólogo de la cantidad de radiación suministrada por el equipo durante el procedimiento diagnóstico. Además, reconoce en su artículo 9 los procedimientos en pediatría como “prácticas especiales” para las que requiere se asegure que sean empleados los equipos radiológicos y las técnicas adecuadas, prestando especial atención a los programas de garantía de calidad, medidas de control de calidad y evaluaciones de dosis al paciente (48, 66).

En Europa se elaboró una guía europea de criterios de calidad en TC para la optimización de la práctica diaria con TC (51). Esta guía aplica el concepto de criterio de calidad, que se empezó a utilizar en las radiografías simples con rayos X convencionales (EUR 16260, 1996), relacionando la calidad diagnóstica de las imágenes, dosis impartidas y técnica de trabajo empleada.

En 1997 se elaboró una primera versión de esta guía de TC, documento en el que se recogían distintos proyectos de investigación llevados a cabo en la UE dentro del marco del Research Action on Optimisation of Radiation Protection of the Patient. Posteriormente, los comentarios de expertos europeos referidos a este primer documento y los resultados de otros trabajos científicos centrados en la optimización de la práctica con TC, permitieron la elaboración en 1999 de la guía europea de criterios de calidad en TC (EUR 16262) (51). Este

documento contiene una serie de recomendaciones para exámenes-tipo, por áreas anatómicas y no por indicaciones clínicas, que determinan un marco de actuación en el cual los parámetros técnicos aplicados se valoran en función de la calidad de imagen y la dosis de radiación. Para analizar la calidad de la imagen propone unos criterios anatómicos de visualización con “mayor o menor nitidez” de determinadas estructuras anatómicas variables en función del área estudiada. Para la valoración de la dosis de radiación se establecen unos valores de referencia para cada examen-tipo en pacientes estándar. Como se recoge en la misma guía, estos valores sirven para identificar un pobre o inadecuado uso de la técnica pero no permiten conseguir un manejo satisfactorio de los parámetros técnicos relacionados con la dosis de radiación (51).

Desde esta publicación, que sólo se refería a la TC unicorte, con la TCMC ha cambiado el uso del mismo de forma radical. En comparación con la TC convencional, las técnicas de adquisición, reconstrucción y realce con contraste son bastante diferentes y pueden afectar a niveles de calidad y dosis paciente. Por todo ello, en el año 2004 se editó una nueva guía europea para la TCMC (56). Este nuevo documento, resultante del esfuerzo cooperativo de un grupo europeo de médicos radiólogos y radiofísicos, establece los elementos claves para la TCMC, con atención especial a la calidad de imagen, dosis de radiación y dosimetría. En él se hacen recomendaciones de buena práctica en áreas claves, incluida el área pediátrica. Esta guía también servirá de base para futuras guías acordes con el desarrollo de la TCMC (56).

Las condiciones de exposición en los exámenes de TC son bastante diferentes a los estudios de radiología convencional; por tanto, se necesitan técnicas específicas para permitir la evaluación de dosis de TC y para recabar información sobre la misma en la práctica clínica. En este sentido, se han realizado encuestas nacionales e internacionales de dosimetría de la TC en la práctica médica (59, 60, 65). La evidencia de esas encuestas indicaba el potencial margen para la mejora de la optimización de protección de pacientes

estudiados por TC y la necesidad de una más extensa evaluación de los niveles típicos de dosis paciente como parte rutinaria de control de calidad. Las inherentes variaciones en el diseño de los equipos de TC mostraba diferencias entre los distintos modelos de hasta tres veces en los valores de E calculadas para una región anatómica estándar. En la práctica médica diaria se vieron variaciones aún más importantes que llegaban a ser diez veces mayores. Esto significa que se puede mejorar las dosis existentes en un número considerable de prestaciones de radiología, incluyendo la TC pediátrico. Actualmente, los equipos de TC indican la dosis suministrada al paciente, por tanto podemos, a partir de aquí, valorar directamente la dosis de la exposición y no indirectamente sobre los parámetros de adquisición (voltaje de tubo, exposición radiográfica, espesor de corte y paso de hélice); en consecuencia, la precisión en la valoración de la dosis aumentará (56). También se han propuesto programas informáticos, sistemas automáticos de recogida de datos y cálculo de estimación de dosis en TC que permiten la recogida de datos de grandes series de pacientes y su comparación con los niveles de referencia, que podrán ser usados en optimización y como control de calidad de protocolos de TC (75).

Siguiendo el principio ALARA (que se desarrollará en el siguiente apartado), cada vez se busca más el estudio adecuado con la menor dosis de radiación, trabajando ahora de forma específica en los nuevos equipos de TCMC. Un estudio multicéntrico publicado en el año 2009 de TCMC en estudios de angiografía cardiaca, ha demostrado que las dosis medias de los estudios varían de forma significativa según los centros y tipos de aparato y, pese a que existen estrategias efectivas en la reducción de dosis, éstas no son usadas habitualmente. Es decir, para una calidad diagnóstica comparable, se puede y se debe incrementar el uso de estrategias de reducción de dosis en pacientes adecuadamente seleccionados (76).

Por último, y no por ello menos importante, en los últimos años y de forma creciente, se está desarrollando una sensibilización social a la exposición a radiaciones ionizantes y, en particular, en su utilización con fines médicos. Esto se ha puesto de manifiesto con especial

intensidad desde diferentes instituciones, redundando en los dos principios del sistema de protección radiológica aplicables a las exposiciones médicas; esto es, la justificación y optimización de pruebas radiológicas, como se desarrollará más adelante (45, 77, 78).

### **1.5.3.2. ALARA**

ALARA (acrónimo del inglés: as low as reasonably achievable) se refiere a trabajar en la optimización de los niveles de dosis paciente en pruebas médicas que supongan la exposición a radiaciones ionizantes, rebajándolos al mínimo indispensable para conseguir un estudio diagnóstico.

Incluye la educación del médico prescriptor de pruebas de imagen que supongan exposición a radiaciones ionizantes, en la juiciosa petición de las mismas. En el caso del presente trabajo: pediatra, neurocirujano y médico rehabilitador (64).

Para el radiólogo y, concretamente para el radiólogo pediátrico, supone en líneas generales lo siguiente:

- Desarrollar protocolos ajustados al tamaño, peso y edad del paciente. Especialmente importante para niños pequeños (prematuros, recién nacidos y lactantes).
- Considerar pruebas de imagen que no radien como alternativa (RM, ecografía).
- Mejorar la protección con blindajes de plomo y bismuto (Bi).
- Hacer estudios ajustados al área de interés y evitar duplicar estudios, es decir, evitar estudios sin y con contraste (53, 64).

En la TC, como en todas las modalidades de imagen digital, la calidad de imagen no sufre con dosis demasiado altas a nivel del receptor de imagen. Sin embargo, las imágenes son ruidosas cuando la dosis es demasiado baja. Esto resulta en exposiciones que pueden ser más altas de lo necesario para adquirir imágenes de calidad diagnóstica (44).

La calidad de imagen en la TC está determinada por el contraste y el ruido, que no dependen sólo de los parámetros técnicos de adquisición sino también del tamaño del paciente. Esto implica en pacientes pediátricos ajustar los mAs y el kilovoltaje (61, 71, 79-81). El bajo kilovoltaje además mejora el contraste del hueso, del yodo y, también en cierta medida, el de los tejidos blandos. En estudios de TC con contraste en pacientes pediátricos o en general en cualquier TC de un paciente pequeño, se puede alcanzar la calidad de imagen deseada con bajo kilovoltaje con una reducción significativa de los niveles de dosis (44). El radiólogo debe adaptarse a un cambio en la impresión general de la imagen, ya que la significativa reducción de dosis justifica este esfuerzo (44).

Medidas en la reducción de dosis incluyen:

- Reducción de los errores técnicos en pacientes pediátricos con protocolos claros, sencillos y específicos ajustados para peso, tamaño y edad.
- Utilización de control automático de exposición (CAE), es decir, la modulación de los mA durante el examen adaptándose a los cambios de atenuación por el tamaño y densidad tisular variable de las distintas áreas anatómicas del paciente.
- Mejorar la eficiencia geométrica (cociente expresado en porcentaje entre la anchura de corte en la imagen o perfil de sensibilidad y la anchura de corte irradiada o perfil de dosis) usando un mayor porcentaje del perfil de dosis a medida que el número de filas de detectores aumenta.
- Filtración de la imagen en forma de mejoras del procesado y técnica de examen menor con programas informáticos de simulación de ruido (44, 82, 83).

Las medidas de adquisición y su ajuste, esto es reducción de dosis, se desarrollarán con mayor profundidad más adelante, en el apartado dedicado a parámetros de los estudios.

Por otra parte, y cada vez más, distintas organizaciones a múltiples niveles se están preocupando por la protección radiológica en general y en pediatría en particular. Así, por ejemplo, y además de las mencionadas en otros apartados del presente trabajo, tenemos el

ejemplo reciente de la Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging constituida en 2007 en EE. UU. y a la que se han unido varias organizaciones internacionales. Su página web ([www.imagegently.com](http://www.imagegently.com)) tiene información actualizada de los riesgos asociados a la radiación y proporciona guías para protocolos de imagen en pediatría. Otra iniciativa, inicialmente introducida por la International Commission on Radiological Protection en 1996 y adoptada por la legislación europea (Directiva 97/43/EURATOM), es el concepto del desarrollo de DRL, anteriormente mencionados. Los DRLs son válidos para un rango amplio de equipamiento radiológico y para exámenes radiológicos típicos en pacientes o maniqués dosimétricos. Están basados, en general, en el análisis estadístico de encuestas radiológicas. Por definición, los DRLs corresponden al tercer cuartil de la distribución de dosis y sirven como límite de dosis que no debe ser excedido en circunstancias normales.

En España, en esta línea por optimizar la dosis de los exámenes radiológicos, podemos destacar los esfuerzos individuales y conjuntos de la Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR), la Sociedad Española de Radiología Médica (SERAM) y su filial, la Sociedad Española de Radiología Pediátrica (SERPE).

### **1.5.3.3. Dosis de radiación**

La exposición a radiación de los pacientes en un estudio de TC viene determinada por dos factores:

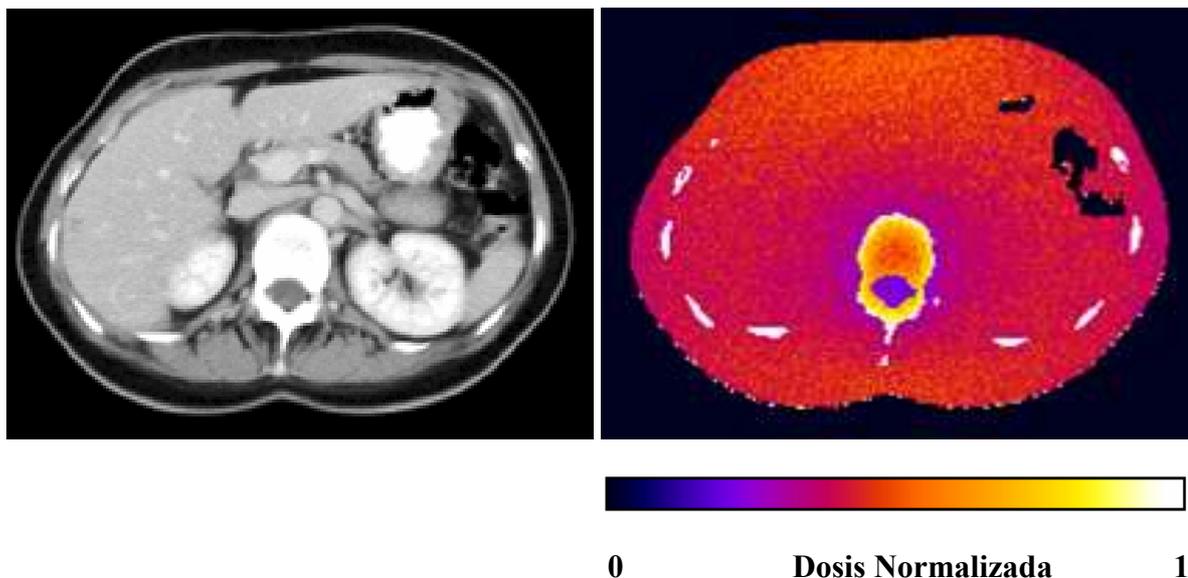
1. El equipo. Diseño del mismo en relación con la eficiencia de dosis.
2. La selección de parámetros de los protocolos. Uso del equipo por parte del radiólogo y del técnico especialista en radiodiagnóstico (TER) (57, 84, 85).

Los exámenes de TC, a diferencia de los estudios de radiología simple, se asocian con un patrón complejo de depósito de energía con irradiación a múltiples órganos y tejidos (47).

Las dosis de radiografía simple no se pueden aplicar a la TC por tres razones:

1. La distribución de dosis es distinta. Mientras en radiología simple la dosis decrece progresivamente desde la entrada del haz de rayos X con una proporción entre 100 y 1.000 a 1, en la TC, al irradiar al paciente desde todas direcciones, la dosis se distribuye de manera casi uniforme en el plano de examen (figura 15).
2. La TC usa un haz estrecho a lo largo del eje longitudinal (Z) del paciente, lo que implica que una porción de la radiación se deposita fuera del haz nominal debido al efecto penumbra y radiación dispersa.
3. En la TC, a diferencia de la radiografía convencional, el volumen a estudiar no se irradia de forma simultánea. Esto a menudo lleva a confusión acerca de la dosis de una serie completa; por ejemplo, un estudio de TCMC de quince cortes se compare con la dosis de un solo corte de TC unicorte (84).

**Figura 15.- Distribución de dosis en la TC**



#### **1.5.3.4. Indicadores de dosis**

En consecuencia, se necesitan indicadores de dosis propios que tengan en cuenta las peculiaridades de los estudios de TC. Para ello tenemos indicadores de dosis propios del mismo como son:

1. Índice de Dosis de TC (Computed Tomography Dose Index o CTDI), que es una medida de la dosis local.
2. Producto Dosis Longitud (Dose Length Product o DLP), que representa la exposición a radiación integral asociada a un examen de TC.
3. E, que es un indicador adicional que nos permite comparar la exposición a la radiación de la TC con las de otras modalidades y fuentes.

En definitiva, disponemos de tres indicadores de dosis en total: CTDI, DLP y E, con los que todo el que esté implicado en la realización de un estudio de TC debería estar familiarizado (84).

## 1.- Índice de dosis de TC (CTDI)

Es el indicador de dosis fundamental y es, además, un excelente parámetro para la comparación entre diferentes protocolos y diferentes aparatos de TCMC (56).

Por medio de esta medida se tienen en consideración las primeras dos peculiaridades del examen de TC: distribución de dosis y anchura del haz.

La unidad de dosis de CTDI es el miligray (mGy). Resulta de la distribución de dosis a lo largo de una línea paralela al eje de rotación de la TC registrada para una única rotación de la fuente de rayos X. CTDI es el equivalente al valor de dosis dentro del corte que resultaría si el perfil de dosis de radiación estuviera completamente concentrado en un perfil rectangular de ancho igual al ancho del haz nominal (84).

Para obtener la estimación de dosis en los órganos localizados en el área de examen, el CTDI, generalmente, se refiere al maniquí dosimétrico de metacrilato con diámetros aproximados al del paciente. Cada par de valores de CTDI (central y periférico) puede ser combinado en un valor denominado CTDI “weighted” o CTDI<sub>w</sub> que representa el CTDI medio de la sección axial del maniquí pertinente.

$$CTDI_w = 1/3 CTDI_c + 2/3 CTDI_p$$

Si los efectos de la exposición a radiación relacionados con el paso de hélice han sido tenidos en cuenta a nivel de la dosis local, se define un valor denominado CTDI “volume” o CTDI<sub>vol</sub>. De tal forma que el CTDI<sub>vol</sub> es el CTDI<sub>w</sub> corregido para el paso de hélice (84).

$$CTDI_{vol} = 1/p CTDI_w$$

En el procedimiento normal de medida del CTDI se utilizan dos maniqués de metacrilato cilíndricos de distinto diámetro. El uso de estos maniqués permite la estandarización del protocolo y su comparación con otros centros. La dosis se mide en el centro o cerca de la periferia del maniqué (figura 16). El maniqué mayor, de 32 cm de diámetro, representa la absorción típica de la región del tronco de los adultos. El maniqué pequeño, de 16 cm de diámetro, representa la cabeza del paciente y también se usa para la valoración de dosis en pediatría (56, 84, 85). En el caso concreto de la TC de cráneo en pediatría y puesto que el diámetro de la cabeza de un niño pequeño es inferior a 16 cm, el CTDI<sub>vol</sub> subestima la dosis de radiación recibida (86).

**Figura 16.- Maniqué de metacrilato y cámara de ionización para la medida del CTDI**



El CTDIvol depende primariamente de parámetros de adquisición técnicos como corriente y voltaje del tubo, tiempo de rotación, filtración del haz, eficiencia geométrica, paso de hélice y campo de visión, así como de la configuración de adquisición y cobertura del detector y el espesor nominal de corte. Estos parámetros son los que deben ser optimizados para obtener un estudio de calidad suficiente con un nivel de dosis tan bajo como sea posible (principio ALARA) (56, 87).

En pocas palabras, y de manera sencilla, el CTDI indica la dosis en el corte (figura 17).

**Figura 17.- CTDIvol. Indica la dosis en un corte de TC**



## **2.- Producto dosis longitud (DLP)**

El DLP incluye la intensidad, representada por el  $CTDI_{vol}$ , y la extensión, representada por la longitud del examen (56, 84).

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

La unidad de dosis de DLP es el  $mGy \cdot cm$ . En la práctica diaria el DLP es usado como el segundo y más importante de los dos indicadores de DRL introducidos por la European Commission (51, 84).

En estudios secuenciales, la longitud del mismo es igual al rango desde el principio del primer corte hasta el final del último.

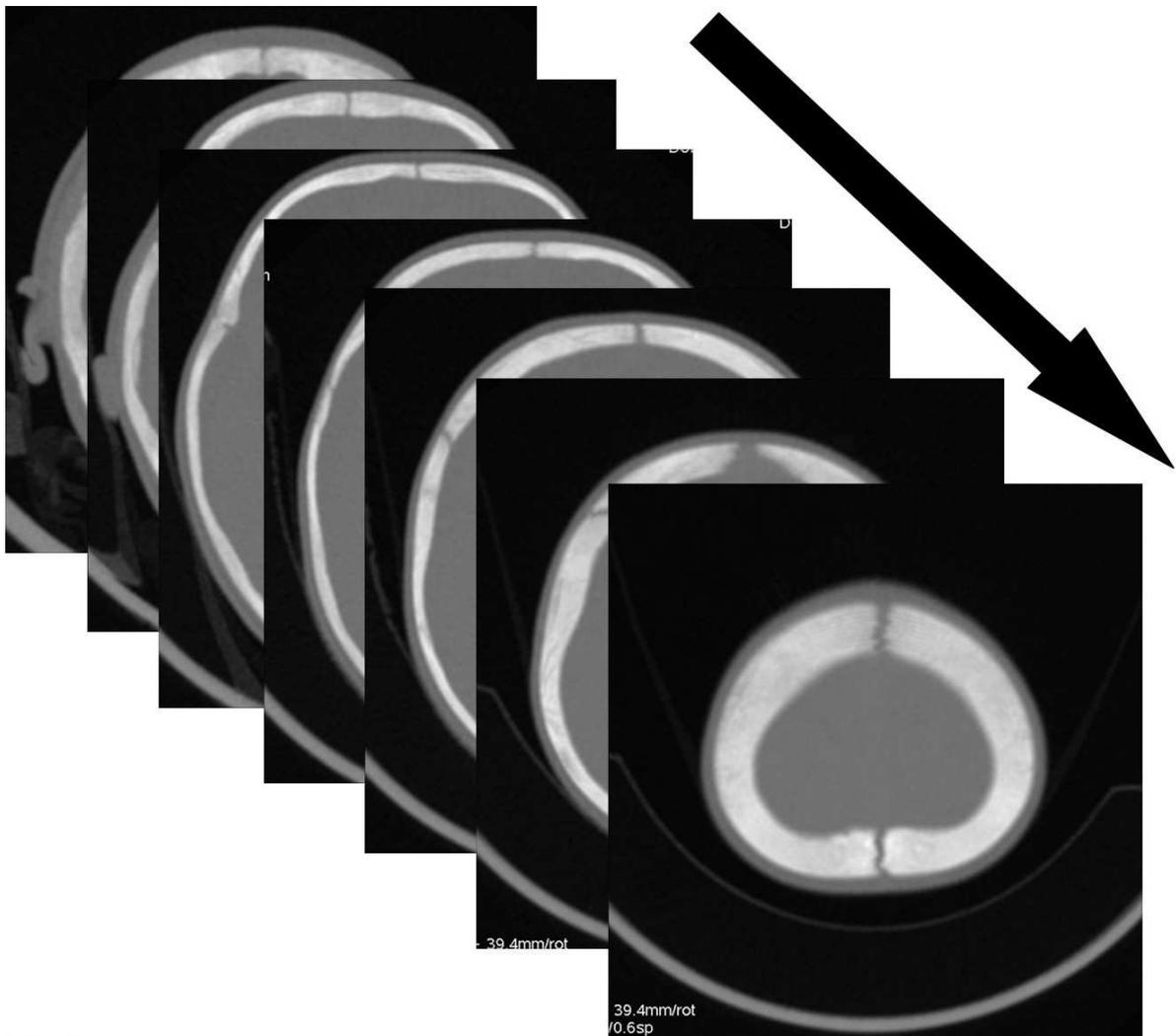
En estudios helicoidales, la longitud del estudio se corresponde con el área seleccionada más las rotaciones adicionales al principio y al final del examen necesarias para la interpolación de los datos (overranging) (84).

Existe buena concordancia entre DLP y la E. La relación lineal viene expresada como factor de conversión para el cálculo de la E a partir del DLP.

Para estudios pediátricos, se considera que el maniquí de 16 cm se aproxima más que el de 32 cm para estudios de tórax y abdomen, mientras que existe menor disparidad en tamaño entre la cabeza pediátrica y del adulto, y se considera aceptable usar el maniquí de 16 cm para todas las edades (88).

En conclusión, el DLP es un indicador de dosis que muestra la dosis de una serie completa (figura 18).

**Figura 18.- DLP. Indica la dosis en una exploración/adquisición de TC**



### 3.- Dosis Efectiva

El CTDI y el DLP son indicadores de dosis específicos de la TC que no permiten la comparación con radiación proveniente de otras fuentes, como por ejemplo radiografía convencional, fluoroscopia, medicina nuclear o radiación natural de fondo.

Para poder contrastarlas necesitamos la E. Con la E, las dosis de los órganos de una irradiación parcial del cuerpo se convierten en una dosis uniforme equivalente de todo el cuerpo. En protección radiológica, la E se aplica frecuentemente como medida de dosis que se correlaciona bien con el riesgo de la radiación, tanto carcinogénico como hereditario (56, 84).

Puntos fuertes del cálculo de la E:

- Asequible a todos los radiólogos, puede ser usada localmente para calcular las dosis en un centro en particular.
- Permite desarrollar estrategias de reducción de dosis.
- Facilita información para la investigación, como en grandes muestreos, permitiendo alcanzar niveles de referencia diagnóstica tanto a nivel nacional como internacional (88).

La unidad de E es el mSv. Se define como la media ponderada de valores de dosis órgano por un número específico de órganos. La contribución de un órgano particular al cálculo de la E depende de su relativa sensibilidad a los efectos inducidos por la radiación.

Se debe tener en cuenta que los valores de CTDI<sub>vol</sub> y DLP que muestra la consola están basados en maniqués de 16 y 32 cm, que habitualmente no están ajustados para el tamaño y peso. Por otra parte, y como es natural, existe una diferencia importante de tamaño entre niños y adultos. Consecuentemente, la energía impartida al centro del paciente pediátrico (menor tamaño) es mayor que la impartida al adulto (mayor tamaño) para la misma exposición. Por lo tanto, se podría subestimar de manera importante la dosis de

radiación recibida en pacientes pediátricos. En pacientes pediátricos estas cifras deberían ser multiplicadas por dos en niños y por tres en bebés para conseguir una correcta estimación de dosis paciente. Esto se minimiza convirtiendo el DLP en E mediante factores de conversión ajustados por edad y región corporal ( $E_{DPL}$ ). Por tanto, las dosis órgano y E son consecuentemente mayores en niños (84, 87-90).

$$E = E_{DPL} \times DLP$$

En nuestro estudio la E de los estudios de TC fue calculada multiplicando la DLP por un factor de conversión específico de región y edad, siguiendo los valores publicados para E normalizada para adultos y pacientes pediátricos de diferentes edades y por regiones corporales (90) (tabla 8).

**Tabla 8.- Factor de conversión de E para cráneo en pacientes pediátricos**

<b>Edad</b>	<b>Factor de conversión</b>
0-1 año	0,0110
1-5 años	0,0067
5-10 años	0,0040
>10 años	0,0032

### 1.5.3.5. Visualización de dosis

En la consola del operador de la TC, tras la obtención de la radiografía de planificación o topograma, selección del área a estudiar y previamente a la adquisición de la serie, se muestra la información de dosis de la misma, incluyendo el número de imágenes, el CTDIvol, el DLP y el porcentaje de eficiencia de dosis o eficiencia geométrica del detector.

El porcentaje de eficiencia de dosis indica el porcentaje de fotones que forman la imagen, siendo el resto del porcentaje fotones que contribuyen a dosis de la radiación pero no forman imagen, es decir, cuanto más cercana al 100 %, mejor (figura 19).

**Figura 19.- Información de dosis en la consola de la TC**

<b>Info dosis</b>				
<b>Imágenes</b>	<b>CTDIvol mGy</b>	<b>DLP mGy · cm</b>	<b>% Efi. dosis</b>	<b>Fantom. cm</b>
<b>1-185</b>	<b>2.53</b>	<b>40.88</b>	<b>95.61</b>	<b>Head 16</b>
<b>Serie DLP proyectada:</b>		<b>40.88</b>	<b>mGy · cm</b>	
<b>Examen acumulado DLP:</b>		<b>0.00</b>	<b>mGy · cm</b>	

Los nuevos equipos deben mostrar la visualización de la dosis (66). En el momento actual sólo es obligatorio mostrar el CTDIvol (IEC2001) (56, 91). Muchos equipos muestran

también el DLP, bien por series o bien por series y examen. Este informe de dosis del estudio se adjunta, con las imágenes del mismo, al sistema para archivo y comunicación de imágenes (PACS), acrónimo del inglés “Picture Archiving and Communication Systems”, y que se refiere a la combinación de software y hardware destinado al almacenamiento, recuperación, gestión, distribución y presentación de imágenes digitales (figura 20).

**Figura 20.- Informe de dosis**

<b>Patient Name:</b>		<b>Exam no: 22862</b>			
<b>Accession Number: Z000001728033201</b>		<b>13 jul 2010</b>			
<b>Patient ID: 817681</b>		<b>LightSpeed VCT</b>			
<b>Exam Description: TC CEREBRO SIN CONTRAS</b>					
<b>Informe de dosis</b>					
<b>Series</b>	<b>Type</b>	<b>Scan Range (mm)</b>	<b>CTDIvol (mGy)</b>	<b>DLP (mGy-cm)</b>	<b>Phantom cm</b>
<b>1</b>	<b>Scout</b>	<b>-</b>	<b>-</b>	<b>-</b>	<b>-</b>
<b>2</b>	<b>Helical</b>	<b>I151.500-I22.750</b>	<b>2.44</b>	<b>42.71</b>	<b>Head 16</b>
<b>Total Exam DLP:</b>				<b>42.71</b>	
<b>1/1</b>					

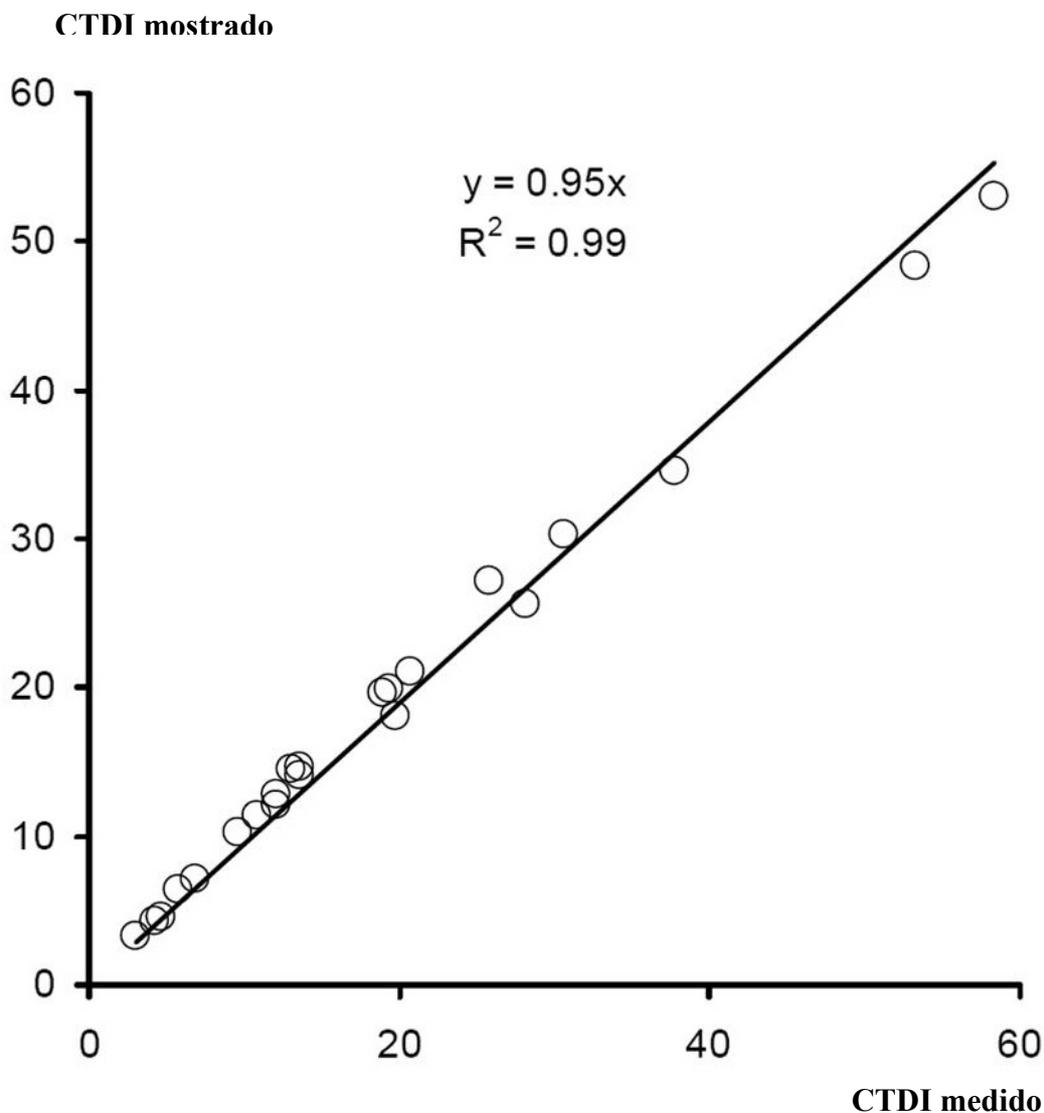
Al mostrar la dosis de radiación, ésta no se disminuye intrínsecamente, pero se tiene información útil para lograr este objetivo al compararla, por ejemplo, con las recomendaciones de dosis.

Los cambios en los parámetros de examen y sus implicaciones en la exposición del paciente se hacen evidentes de manera inmediata. De esta manera, la visualización de dosis se puede usar para optimizar la misma. Asimismo, el conocimiento de la dosis de radiación puede ser importante para que el riesgo/beneficio de un examen de TC pueda ser valorado por el radiólogo conjuntamente con los clínicos. También permitiría desarrollar protocolos

de investigación clínica o modelos de estimación de riesgo para cáncer asociado a la radiación derivada de la imagen (88).

El CTDIvol se puede usar como estimación de dosis a los órganos irradiados en el examen (84). La figura 21 muestra la correspondencia entre el CTDIvol medido en una selección de aparatos de TC de los principales fabricantes y el mostrado por el propio aparato, indicando buena correlación entre ellos (56).

**Figura 21.- Correspondencia entre el CTDIvol medido y el valor mostrado en la consola de la TC**



Las medidas se corresponden con aparatos de los principales fabricantes (GE Lightspeed, Philips Aura, Siemens: Somaton AR Star & Somaton Plus-4 y Toshiba Aquilion 16)

### 1.5.3.6. Parámetros de los estudios

Es esencial que los estudios de TC sean realizados con un nivel optimizado de exposición radiográfica; esto es, optimizados para el problema clínico específico y para el paciente individual. Dependiendo del tamaño del paciente, exactamente la misma exposición radiográfica dará diferentes valores de E; es decir, para las mismas condiciones de examen de TC, la E será considerablemente mayor en pacientes menos voluminosos (especialmente niños) y la E será menor en pacientes de mayor tamaño. Pese a todo, no hay todavía una base científica genérica suficiente para la optimización de la exposición radiográfica. La mayoría de los estudios de TC se realizan con exposiciones establecidas de forma pragmática (56).

Aunque el diseño del equipo tiene importancia, es la forma en la que se usa la que tiene un mayor impacto en la dosis de un examen de TC. Estos parámetros, de los que va a depender la exposición, se pueden agrupar en parámetros de adquisición, reconstrucción y visualización y, finalmente, parámetros del examen.

#### *Parámetros de adquisición*

Son aquellos factores que directamente determinan el nivel local de dosis (CTDI<sub>vol</sub>) y, a menudo, están preinstalados o recomendados por el fabricante (guías de aplicación) e incluyen los siguientes:

##### 1.- Voltaje de tubo (kilovoltaje)

Debido al menor tamaño del niño, es generalmente posible disminuir el voltaje de tubo manteniendo, e incluso mejorando, la calidad diagnóstica de la imagen con una significativa reducción de dosis.

Al aumentar el kilovoltaje aumenta la dosis de manera casi exponencial. Hasta hace poco la mayoría de estudios de TC se realizaban con voltajes de tubo de 120 y 140 kV, aunque hoy existe una tendencia hacia un uso de voltajes de tubo más bajos, entre 80 y 100

kV, que en pacientes pediátricos son suficientes. La ventaja de un alto voltaje de tubo es una mayor energía fotónica y mejor transmisión de los rayos X, con una mayor dosis a nivel del detector y, por tanto, imágenes de relativamente menos ruido. En estudios de TC de estructuras con alto contraste intrínseco (hueso, tórax, estudios angiográficos), al disminuir el kilovoltaje mejora el contraste de tal forma que si usamos 80 kV en lugar de 120 kV, sin modificar el resto de parámetros, podremos reducir la E a más de la mitad sin sacrificar la calidad de imagen (56, 84). Sin embargo, parámetros de la TC como geometría, filtración de tubo, diseño de los detectores y eficiencia, pueden a veces influenciar de forma negativa la calidad de imagen con kilovoltajes bajos (87). Estudios recientes con maniqués sugieren que el voltaje de tubo óptimo en niños podría ser aún más bajo, del orden de los 60 de kilovoltaje pico (kVp), y que el uso de los mismos también tendría una relativa reducción de la producción de energía dispersa (87).

Una reducción del voltaje de tubo aislada conlleva un aumento en el ruido, y la calidad de la imagen se puede deteriorar hasta un nivel que sea inaceptable para el radiólogo, pudiendo hacer necesario un reajuste, incrementando algo la exposición radiográfica. Este incremento será aceptable mientras la combinación de reducción de voltaje de tubo y aumento de la exposición radiográfica se refleje en una E igual o menor que la de partida. Actualmente, la mayoría de artículos preconizan un voltaje de tubo menor para estudios con contraste del tórax, cuello y cerebro y estudios de TC pediátricos (56).

## 2.- Corriente de tubo (mA)

Al disminuir la corriente de tubo se produce una disminución proporcional en la dosis de radiación y, a su vez, un aumento en el ruido, lo que supone un gran inconveniente, pero mientras las imágenes tengan calidad diagnóstica este aumento del ruido debe ser aceptado (79-81, 87).

Se han adaptado los protocolos pediátricos a la altura y/o peso del paciente, con vistas a reducir los errores durante el examen. Debemos tener en cuenta que el peso como

único indicador puede infravalorar los requerimientos de dosis, como, por ejemplo, en un estudio de abdomen en niños obesos, ya que su diámetro corporal será mayor que el de un niño más alto del mismo peso (87).

### 3.- Exposición radiográfica (mAs)

Es el producto de corriente del tubo y el tiempo de rotación. La mayoría de aparatos de TCMC modernos tienen unos tiempos de rotación de 0,3-0,5 s que resultan en tiempos de examen más cortos. Esto supone una gran ventaja en niños, al reducir los artefactos por movimiento y respiración, así como la disminución de la necesidad de sedación.

Es un parámetro clave de adquisición y uno de los determinantes fundamentales de calidad de imagen y dosis al paciente, ya que afecta de manera muy importante al ruido en las imágenes reconstruidas y a la dosis local absorbida. Si el resto de parámetros permanece inalterado, la dosis al paciente aumenta proporcionalmente con la exposición radiográfica. No es útil para comparar valores radiográficos para diferentes tipos de escáner, ya que este parámetro no tiene en cuenta las diferencias considerables en el diseño, tales como la composición y forma del filtro del haz y la geometría del haz (56).

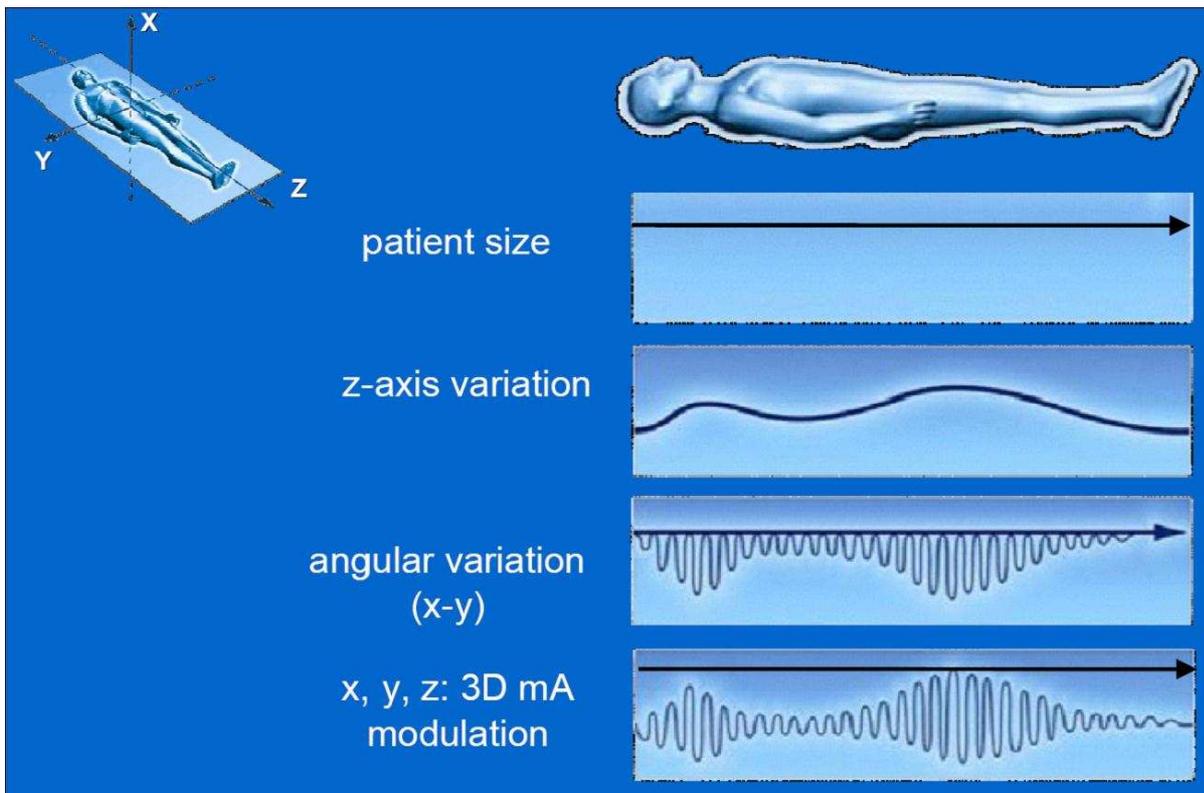
### 4.- Control automático de la dosis

El CAE da al usuario la posibilidad de adaptar la exposición radiográfica al tamaño y región corporal del paciente. Supone, por tanto, un instrumento de ajuste de dosis por área, es decir, adecuadamente utilizada significa una reducción en la dosis recibida por el paciente.

Mediante el CAE se ajusta la corriente del tubo (mA) a las variaciones de atenuación de las áreas anatómicas del paciente manteniendo una calidad de imagen (ruido) constante. Un símil válido sería el control de velocidad en los automóviles que mantiene una velocidad constante acelerando automáticamente más o menos en función de la pendiente de la carretera.

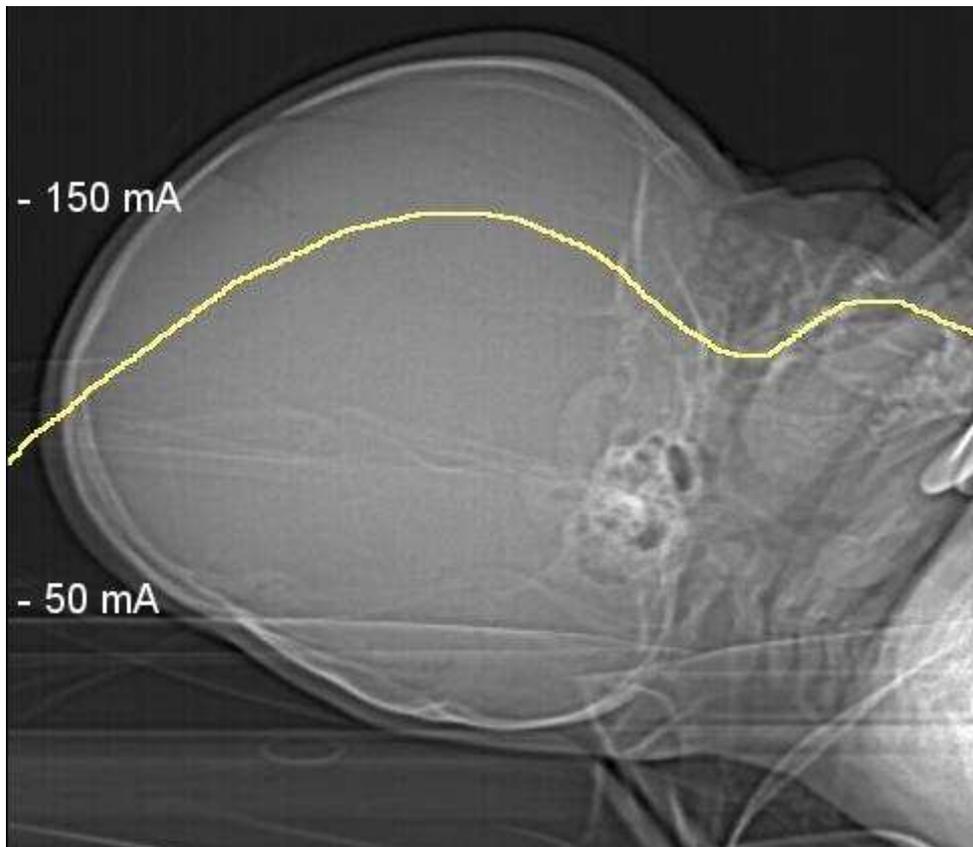
Los sistemas avanzados de CAE modulan la exposición radiográfica durante cada rotación. La modulación es posible en el plano axial (X, Y) y a lo largo del eje longitudinal del paciente o eje Z o mediante una combinación de ambas técnicas o modulación X, Y, Z (56, 87) (figura 22).

**Figura 22.- Control automático de dosis**



El CAE modula la corriente del tubo durante el examen en función de los ajustes programados adaptándose a la geometría del área corporal visualizada en el topograma (figura 23).

**Figura 23.- Control automático de dosis. Se muestra sobre el topograma la variación calculada de mA por área**



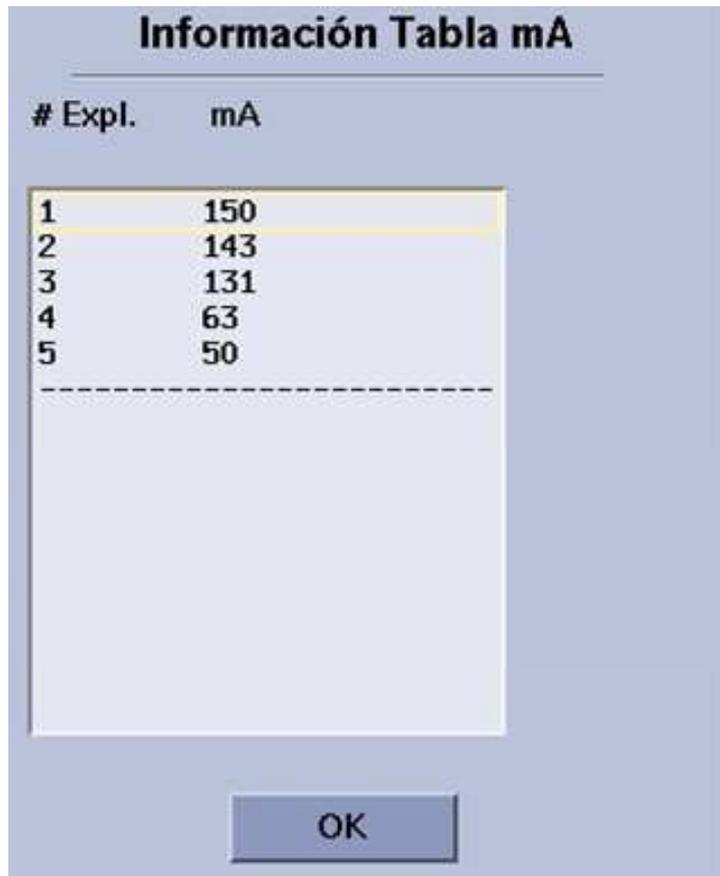
Cada fabricante de aparatos de TC aborda de manera distinta el CAE (General Electric: AutomA y SmartmA; Philips: DoseRight; Siemens: CARE Dose; Toshiba: SURE Exposure).

El CAE puede ser ajustado a tres niveles:

- Tamaño del paciente (niño, adulto, adulto obeso).
- Atenuación variable a lo largo del eje Z.
- Atenuación angular variable.

Nuestro estudio fue realizado con un aparato de la casa GE cuya denominación del CAE es AutomA, realizándose sobre el eje Z. La modulación es calculada sobre el topograma y se puede previsualizar después de la obtención del mismo como tabla de mA (figura 24).

**Figura 24.- Tabla mA**



# Expl.	mA
1	150
2	143
3	131
4	63
5	50

-----

OK

Los beneficios del CAE incluyen:

- Mantener una calidad de imagen más uniforme, con un nivel de ruido constante en todos los cortes, para pacientes de tamaños distintos.
- Reducción de la dosis en zonas de menor atenuación, haciendo un mejor uso de la radiación.
- Reducción de carga en el tubo.
- Reducción de los artefactos de fotones (starvation).

Errores frecuentes en el manejo del CAE:

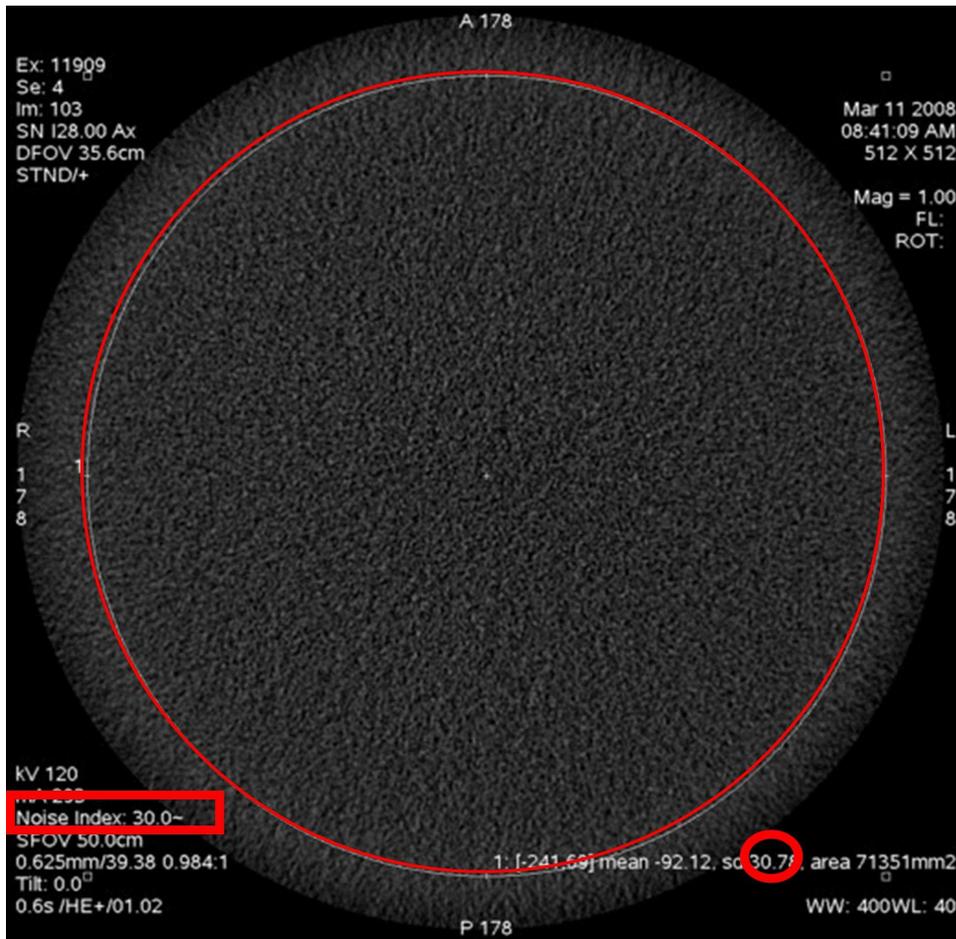
- Selección incorrecta del índice de ruido (IR).
- No adaptación entre el IR y los límites de corriente.
- Utilización de protocolos de adultos en niños.

- Incorrecta utilización de los protectores de Bi o interposición de objetos densos (ventilador mecánico, etc.) en el área de estudio.

#### 5.- Ruido

El ruido se define como la desviación estándar (SD) de las Unidades Hounsfield (UH) en una región de interés, o region of interest (ROI), dentro de una imagen de una parte homogénea del objeto del examen de TC, o cerca del centro de un maniquí uniforme, en una imagen con reconstrucción de algoritmo estándar (figura 25).

**Figura 25.- Índice de ruido**



Para evaluar el IR en la imagen debemos:

- Situar una ROI en un órgano homogéneo (hígado, corazón, cerebro) en una imagen sin contraste endovenoso.
- Asegurarse que no hay artefactos visibles.
- Obtener la SD de la ROI que equivaldrá al IR.

En la TC, como en radiografía convencional, los aspectos de dosis y calidad de imagen están unidos. La dosis y el ruido están inversamente relacionados, de forma que sería necesario aumentar cuatro veces la dosis para reducir el ruido a la mitad; por el contrario, una reducción a la mitad de la exposición resultará en un aumento del 40 % del ruido. Es decir, si incrementamos el IR aumentamos el ruido de la imagen y reducimos la dosis. El ruido también aumenta con incrementos del paso de hélice manteniendo una exposición radiográfica constante (56). Para un protocolo de estudio con un determinado IR deberemos fijar un rango de mA con un mínimo y un máximo (figura 26).

**Figura 26.- Índice de ruido del protocolo de craneosinostosis**



En 1976 Brooks y DiChiro formularon la correlación entre estos dos principios para la TC (92). La fórmula de Brooks describe qué ocurre con la dosis paciente si uno de los parámetros se cambia mientras el ruido de la imagen permanece constante:

- La dosis debe ser doblada si se disminuye a la mitad el grosor de corte.
- La dosis debe ser doblada si el diámetro del objeto aumenta 4 cm.
- La dosis debe multiplicarse por ocho si la resolución espacial se dobla.

Esta fórmula es incompleta, ya que la calidad de imagen no sólo se considera en términos de ruido cuántico y de resolución espacial. Otros aspectos importantes, tales como contraste, ruido electrónico y artefactos, no son tenidos en consideración y también modifican la estrategia de optimización según las circunstancias (84).

#### 6.- Tiempo de rotación

El tiempo de rotación debe ser tan bajo como sea posible para minimizar artefactos de movimiento, acortar el tiempo de examen y poder aumentar el rango de examen. La dosis será proporcional al tiempo de rotación si se mantienen constantes el resto de parámetros (56).

#### 7.- Paso de hélice (pitch)

Un paso de hélice grande ( $>1$ ) implica la presencia de interespacios entre sucesivas rotaciones del haz y contribuye a la capacidad de examinar una extensión mayor con un menor tiempo de examen. Un incremento del paso de hélice resultaría en un menor tiempo de examen y una menor dosis al paciente, aunque en los modernos TCMC ésta no es la mejor opción, ya que exagerará la sobreexposición, aumentará los artefactos de imagen y deteriorará la resolución en el eje Z comprometiendo la calidad de imagen (56). Por tanto, es más eficiente y se recomienda mantener el paso de hélice lo más bajo posible ( $<1$ ) (87).

#### 8.- Espesor de corte

El espesor de corte es el parámetro fundamental que afecta a la resolución en el eje Z. Un espesor de corte pequeño (por ejemplo, 0,5-0,75 mm) ofrece una resolución casi

isotrópica que brinda una excelente información volumétrica para el postprocesado de la imagen con mínimo artefacto. Sin embargo, un espesor de corte pequeño aumenta el tiempo de examen y reduce la eficiencia geométrica aumentando el ruido (56, 87).

#### 9.- Filtro del haz

El filtrado del haz de rayos X con un filtro plano y un filtro de modulación del haz se utilizan para reducir artefactos de endurecimiento del haz y para reducir el rango dinámico de la señal de los detectores respectivamente. El uso adicional de filtración opcional puede reducir la dosis al paciente, a expensas de disminuir la calidad de imagen al ofrecer una peor proporción de contraste-ruido (56).

#### 10.- Sobreexposición (overbeaming y overranging)

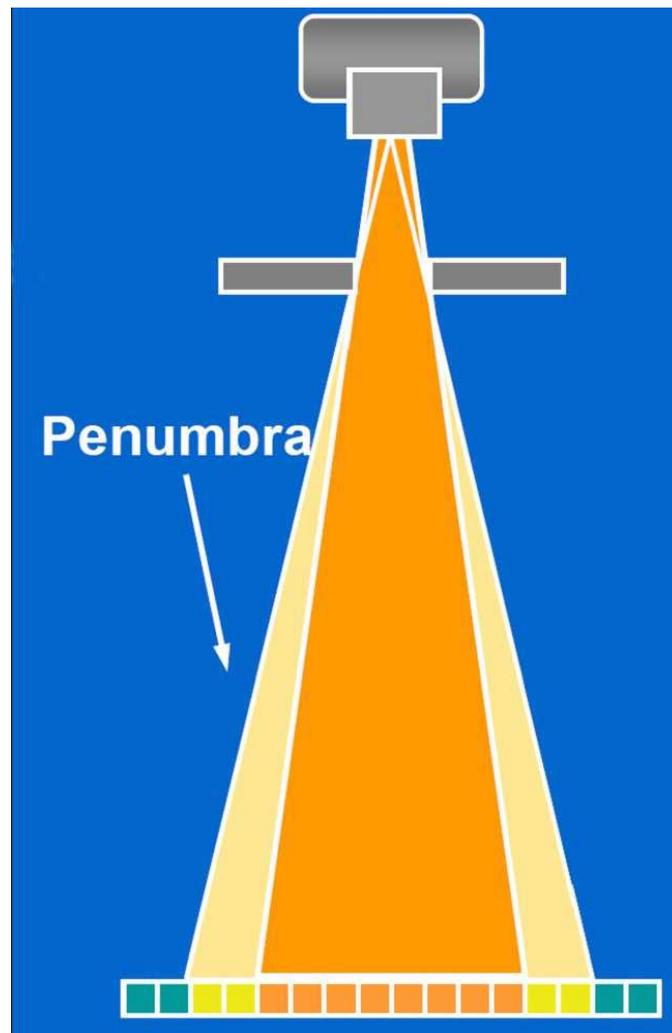
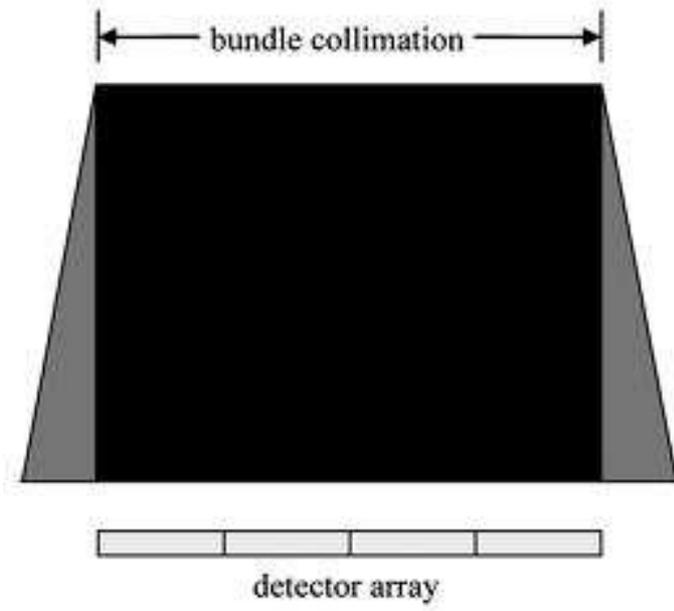
En estudios de TCMC tenemos dos efectos que aumentan la dosis de radiación y que son inherentes a la manera de adquirir la imagen:

En primer lugar, tenemos el efecto overbeaming o “sobre haz”.

El haz de rayos X, para alcanzar una iluminación uniforme de los detectores y por su haz divergente, tiene una zona de umbra (negro) y penumbra (gris). En la TCMC el algoritmo de reconstrucción requiere una iluminación homogénea de todos los detectores, por tanto, es necesario ampliar el haz abriendo la colimación prepaciente. Esto resulta en la formación de una zona de penumbra fuera del ancho del detector que, consecuentemente, reduce la eficiencia de dosis (figura 27).

El tamaño de la penumbra depende del tamaño focal y de la relación distancia colimador/detector y la distancia foco/detector. En aparatos de TC modernos la penumbra mide 1-1,5 mm a cada lado de la cobertura del detector. Como la penumbra es casi constante, el efecto de incremento de dosis disminuye con el aumento del número de detectores y el grosor de corte. La importancia de este efecto es menor en TCMC de 32 o más filas de detectores (87).

Figura 27.- Overbeaming

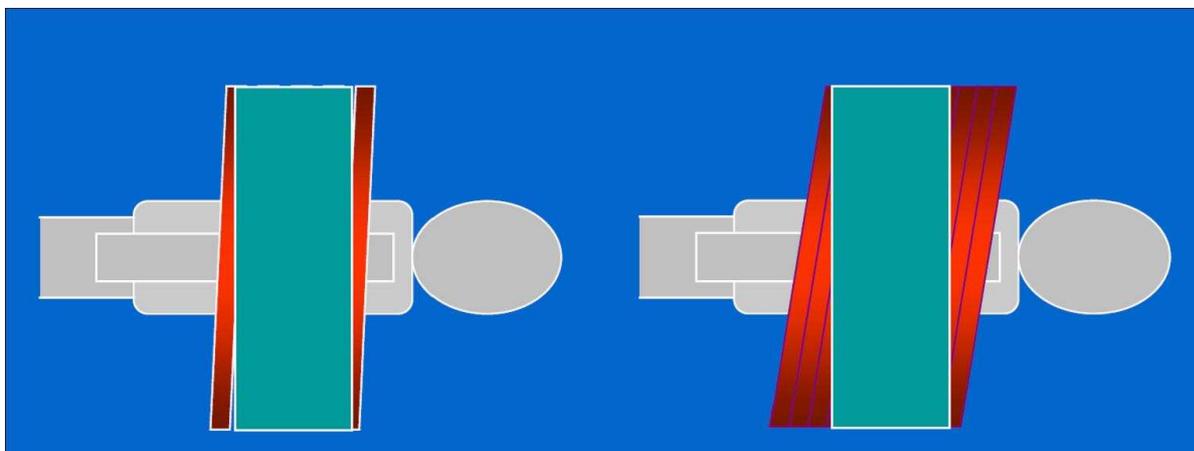


El segundo efecto se denomina *overscanning* u *overranging*, que podríamos traducir como “sobreescan o sobreextensión”.

En estudios helicoidales, las imágenes se reconstruyen en cualquier posición a lo largo del eje Z por interpolación de perfiles de transmisión adyacentes, es decir, el algoritmo de reconstrucción requiere datos en bruto adicionales en los extremos de la hélice. Estos datos son necesarios para la reconstrucción de la imagen y son adquiridos con rotaciones adicionales a ambos lados de la zona anatómica programada para estudio y suponen radiación a los tejidos fuera de la zona de interés, incrementando la dosis recibida por el paciente. Por lo tanto, en estudios helicoidales la zona expuesta a la radiación es siempre mayor que el volumen reconstruido. Típicamente, la sobreextensión es de una rotación al principio y una al final del rango del examen seleccionado, y, en algunos casos, dos rotaciones (56).

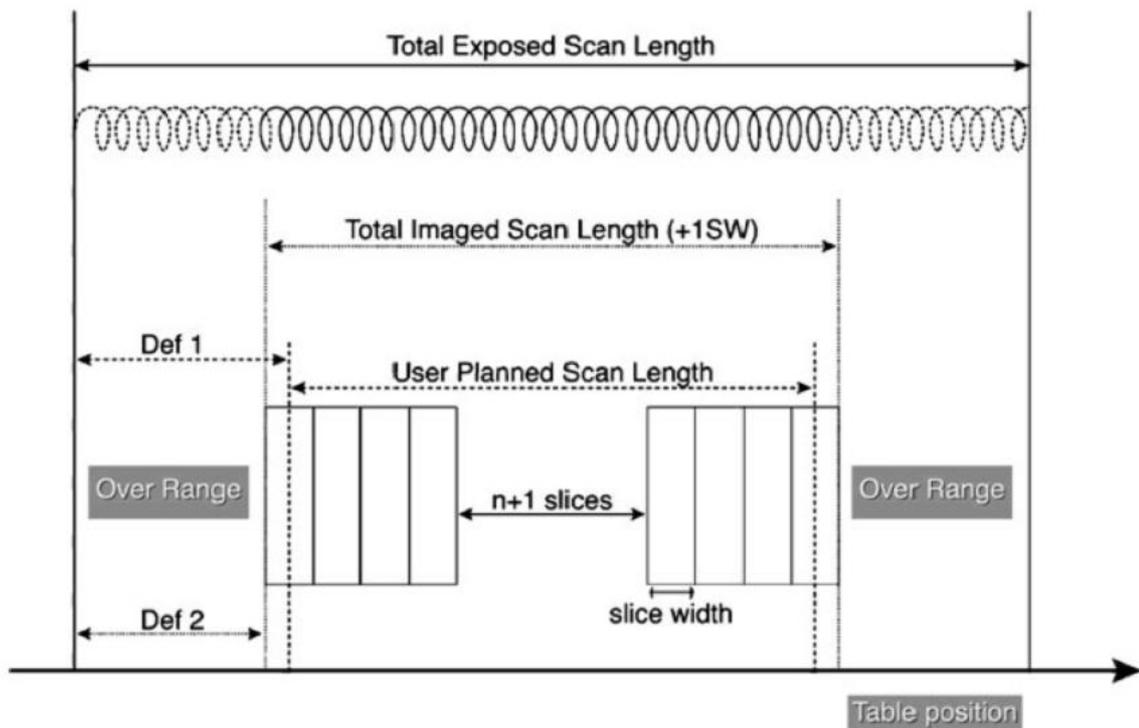
La sobreextensión aumenta con mayor número de canales de adquisición, aumento de la colimación y aumento del paso de hélice. Este efecto es, además, relativamente más importante en exámenes de menor longitud como en niños pequeños. Para limitar este efecto la colimación y paso de hélice deben mantenerse lo más pequeños posibles (87) (figura 28).

**Figura 28.- Representación gráfica del overranging**



Además, en la TCMC se añade automáticamente un ancho de corte a la longitud de estudio programada, así la longitud de la imagen escaneada es ligeramente mayor, además de la ya mencionada rotación extra en ambos extremos del área programada, con lo que tenemos un área radiada de mayor longitud. La definición de overranging será la diferencia entre el área programada y la expuesta (Def. 1) o bien la diferencia entre el área que forma la imagen y la expuesta (Def. 2) (figura 29).

**Figura 29.- Overranging**



Overbeaming y overranging siempre ocurren simultáneamente, pero tienen efectos opuestos en la dosis de radiación cuando se modifica el número de detectores activos o la colimación (87).

En aparatos de TC modernos de 128 filas de detectores o más, la sobreexposición es el efecto de incremento de dosis más importante, limitando potencialmente su uso en niños. Sin embargo, en los últimos modelos se han incorporado colimadores dinámicos o adaptativos que eliminan, al menos parcialmente, esta sobreexposición. Estos colimadores se mueven de forma automática al principio y al final de la adquisición, bloqueando el haz de rayos fuera de la zona de estudio programada.

Por otra parte, los nuevos modelos de 320 filas de detectores tienen un rango de examen de 160 mm y pueden hacer un estudio de baja dosis en niños pequeños en una rotación única de 0,35-0,4 s, sin solapamiento o sobreexposición. Incluso con dos volúmenes de examen consecutivos y un pequeño solapamiento, sería posible examinar de forma dosis eficiente a niños mayores. Sin embargo, con más de tres volúmenes de examen, la radiación adicional del solapamiento es equivalente a los efectos de sobreexposición del modo helicoidal (87).

#### 11.- Diámetro del paciente

Representa un parámetro importante a considerar. Se puede reducir considerablemente los mAs con pacientes delgados y particularmente en pacientes pediátricos.

#### 12.- Campo de visión

Debe adaptarse, en la medida de lo posible, al tamaño de la región corporal a estudiar. La mayor ventaja de un menor campo de visión es la mayor resolución espacial, ya que el tamaño del píxel disminuye con un menor campo de visión (87).

#### 13.- Número de series

Se deben evitar en pediatría exámenes de TC con varias series. Es decir, evitar estudios sin y con contraste. Además, en pacientes en los que se realizarán sucesivos estudios de TC de control, éstos deben reducirse al mínimo y potenciar estudios con baja dosis (87).

### *Parámetros de reconstrucción y visualización*

Los parámetros de reconstrucción y visualización implícitamente influyen los ajustes de dosis.

La optimización de dosis en pediatría tiene como resultado volúmenes de datos con bastante ruido. Por tanto, al interpretar las imágenes es importante el principio “cortes finos y visualización gruesa”. Al agrupar las imágenes finas en la dirección de la visualización, el ruido de las mismas disminuye considerablemente manteniéndose la resolución en todas direcciones. Para ello, es necesario una consola de trabajo que nos aporte la capacidad para el reformateo multiplanar y 3D (87).

Al adquirir volúmenes de datos de TC con imágenes finas, es importante tener en cuenta que la mayoría de algoritmos de reconstrucción de TCMC tienen todavía problemas con la reconstrucción de imágenes muy finas. Un grosor de corte de visualización igual a la colimación de adquisición está asociado a un aumento del ruido del 20 % adicional sobre el ruido esperado producto de las imágenes finas. Para minimizar esto, se recomienda reconstruir volúmenes ligeramente anisotrópicos, incrementando el grosor de corte de visualización un 20-40 % en relación con la colimación de adquisición (87).

Otro aspecto importante de la reconstrucción de imágenes es la relación entre resolución, ruido y dosis de radiación. La resolución de la imagen depende, en gran medida, del campo de visión, el algoritmo de reconstrucción y el grosor de corte efectivo a lo largo del eje del paciente. Un aumento en la resolución resultará en un aumento aún mayor del ruido, ya que éste es proporcional a la cuarta potencia del aumento de la resolución. Por tanto, se debe evitar el uso de cortes excesivamente finos y el uso de vóxeles con una desproporcionada menor longitud en el eje Z en relación con el plano X-Y. Esto se puede lograr seleccionando un índice de reconstrucción mayor que el tamaño del píxel (= campo de visión/matriz). Para pediatría, con un campo de visión de 240-320 mm y una matriz de 512 x 512, sería aproximadamente 0,5-0,6 mm (87).

En este contexto, es importante mencionar que el ruido de la imagen reconstruida de volúmenes de datos de TC de baja dosis puede disminuirse aplicando un algoritmo de reconstrucción de partes blandas (87).

#### *Parámetros del examen*

Son aquellos factores que determinan la exposición integral y dependen de las preferencias del usuario.

Los parámetros del examen dependerán de las preferencias del usuario (radiólogo) y de cómo éste seleccione los parámetros de adquisición, reconstrucción y visualización, tales como kVp, mAs, colimación y paso de hélice. Por otra parte, los modernos TCMC de las distintas casas comerciales difieren unos de otros en puntos esenciales como la geometría del escáner, diseño de los detectores, eficiencia de dosis y técnica de colimación. Estas diferencias en la construcción de los distintos aparatos hacen difícil la comparación entre equipos y casi imposible el intercambio de protocolos entre equipos distintos (85, 87).

Es por ello que debemos usar indicadores de dosis como el CTDI<sub>vol</sub> y el DLP como herramientas de optimización de los estudios al permitir la comparación de dosis de radiación estimada entre diferentes equipos.

### **1.5.3.7. Principios clínicos**

#### *Justificación y optimización*

El Real Decreto 815/2001, de 13 de julio, sobre justificación del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas, establece la responsabilidad de la justificación de un procedimiento médico que implique la exposición a radiaciones ionizantes. En primer lugar, por el médico prescriptor, dejando la decisión final al médico especialista en radiodiagnóstico, quien será responsable de valorar la correcta indicación del procedimiento radiológico y definir alternativas al mismo sin riesgo radiológico o con riesgo radiológico menor. Asimismo, el radiólogo será responsable de valorar las exploraciones previas para evitar repeticiones innecesarias, su correcta realización y posible repetición de procedimientos defectuosos y también de emitir el informe radiológico final (93).

A la hora de realizar un estudio de TC se debe valorar el balance riesgo-beneficio del mismo. El balance riesgo-beneficio es favorable cuando el estudio está bien indicado (justificado) y realizado de forma apropiada (optimizado).

La decisión de solicitar un estudio de TC debe estar precedida de la justificación de la misma. La justificación o “appropriateness” de la literatura anglosajona se refiere a la idoneidad o lo apropiado de la indicación del estudio. El examen debe realizarse sobre la base de una indicación clínica justificada y el clínico debe aportar información clínica adecuada y precisa al radiólogo. El radiólogo da el visto bueno a la peticiones de TC y debe tener acceso al historial de pruebas de imagen anteriores para no repetir exámenes de forma injustificada (53, 56).

Se ha estimado que hasta un tercio de los exámenes de TC podrían no estar completamente justificados. Esto supondría alrededor de veinte millones de estudios en adultos y más de un millón de estudio en niños, solamente en EE. UU. (63).

Una vez justificado el procedimiento, la aplicación del criterio ALARA implica en radiodiagnóstico la obtención de una imagen apta para el diagnóstico con la menor dosis posible. Para lograr este objetivo es necesaria la introducción de mecanismos de optimización, como la utilización de equipos adecuados que estén debidamente controlados, aplicación de técnicas radiográficas optimizadas y utilización de blindajes superficiales para el paciente. Esto exige la colaboración entre radiofísicos, radiólogos y TER, de manera que los criterios de optimización se apliquen de forma rutinaria en todos los procedimientos después de una evaluación rigurosa por parte de radiólogos y radiofísicos (48).

Varios factores clínicos juegan un papel importante en la optimización del estudio para que éste sea efectivo y la dosis de radiación se limite al mínimo necesario (principio ALARA). Debemos asegurar que los estudios tienen calidad diagnóstica con un nivel de radiación razonable para el paciente, es decir, que se cumpla el principio de la optimización (47, 53, 56).

Los protocolos de examen de TC en pediatría deben estar sujetos a procesos de revisión crítica y ajustando continuamente las técnicas para asegurar que las dosis a los pacientes se mantienen dentro del principio ALARA, sin que esto suponga una merma de la información diagnóstica (47).

### *Supervisión*

Los estudios de TC deben ser realizados bajo la responsabilidad clínica de un radiólogo. Se recomienda que existan protocolos de examen (56).

### *Preparación del paciente*

Los siguientes parámetros relacionados con el paciente juegan un papel fundamental en la calidad de examen de TC (56).

**Cooperación:** hay que asegurarse de la cooperación del paciente. Se puede invitar a uno o ambos padres a estar con el niño durante el procedimiento. Siempre que sea posible, debemos proporcionar información adaptada a la edad y al intelecto del paciente, y también se debe explicar a los padres o tutores el procedimiento y obtener el apropiado consentimiento (87).

En este sentido, el Real Decreto 1976/1999, de 23 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico, en su artículo 9 punto 2 establece: “Antes de someter a un paciente a exploraciones que impliquen altas dosis de radiación, el médico especialista le informará de los posibles riesgos asociados, y le presentará un protocolo de consentimiento informado que tendrá que ser firmado por el propio paciente o por su representante legal, en caso de incapacidad, y por el médico que informa, de acuerdo con los protocolos éticos de consentimiento informado” (94).

Por tanto, y al no considerar el procedimiento de alta dosis de radiación, el paciente y sus familiares son informados solicitando consentimiento verbal sin firma de ningún documento.

Por otra parte, lo ideal sería adaptar el ambiente de las salas de TC a los niños, decorándolas adecuadamente, proyectando vídeos infantiles etc., siendo esto mucho más fácil de realizar en hospitales exclusivamente pediátricos (87). Estas medidas ayudan a reducir la ansiedad del niño, y también la de sus padres, contribuyendo positivamente a mejorar su disposición, aumentando la tasa de éxito en la realización de estos estudios y minimizando la necesidad de sedación o anestesia.

Pese a todo, en un porcentaje de pacientes puede ser necesaria la sedación o incluso la anestesia de los mismos. Esto será tratado más adelante en un apartado específico.

**Ropas:** el área de examen debe estar libre de objetos metálicos o radiodensos. En estudios de cráneo se debe prestar especial atención a quitarlos del pelo y piel (horquillas, diademas, pendientes etc.).

**Ayuno:** el ayuno antes del examen no es esencial. Se recomienda ayunas de alimentos sólidos de al menos tres horas si se va a administrar contraste intravenoso (i.v.).

**Posición y movimiento:** la mayoría de exámenes de TC se realizan con el paciente en supino. El movimiento debe ser el mínimo para reducir artefactos.

### *Concepto de adquisición volumétrica*

En la TCMC la exposición es continua mientras se desplaza al paciente a través del gantry en permanente rotación, describiendo el haz de rayos X una hélice a través de los tejidos. Esto genera un volumen continuo de información desde el principio al final de la exposición. Esta capacidad para la obtención de datos volumétricos en un intervalo corto de tiempo minimiza los artefactos por movimiento (56).

### *Técnica del examen*

En la TCMC, la relación entre parámetros de examen y exposición es más compleja que en la TC convencional (56).

### *Topograma*

El examen de TC está precedido por al menos una radiografía plana de planificación o topograma. Se efectúa con el tubo de rayos X estático (sin rotación), con el haz muy colimado longitudinalmente y la camilla con el paciente en movimiento. El tubo de rayos X se fija en una posición que permita obtener una radiografía frontal o lateral del paciente.

Permite la planificación del área anatómica a estudiar. Sobre ella se fijan las posiciones de inicio y finalización de la adquisición de TC. Se recomienda su realización en todos los exámenes.

La exposición a la radiación del paciente debida a la radiografía de planificación es baja y puede considerarse despreciable comparada con la exposición debida al examen completo de TC.

Los sistemas automáticos de CAE estiman sobre él la corriente óptima de tubo que será mayor en zonas con alta atenuación y disminuirá en zonas con menor atenuación de los rayos X (55).

#### *Tiempo de exposición*

El tiempo de exposición (acquisition o scan time) es la duración de la exposición a rayos X necesaria para adquirir todos los datos para la reconstrucción de las imágenes. En la TC convencional se refiere a cada corte individual y en la TC helicoidal al tiempo total de la adquisición de una secuencia (95). Depende del volumen objeto del estudio, la velocidad de avance de la camilla y la velocidad de rotación del tubo.

#### *Factores de exposición*

Son los ajustes de la TC que influyen en la adquisición de datos. Voltaje de tubo entre 80 y 140 de kVp, corriente de tubo (mA) y colimación del haz.

Con la modulación automática de la corriente de tubo es posible mantener la calidad de imagen y permite, dependiendo del tamaño del paciente, mejorar la dosis o el ruido. La corriente de tubo puede ser calculada después de la obtención del topograma midiendo el grosor del paciente (absorción) y corregida antes de la adquisición (56).

### *Reconstrucción de imágenes*

La TCMC permite la obtención de un volumen de sección que puede ser visualizado con diferentes grosores, características y planos. Este proceso está limitado por la extensión de la colimación del haz y tamaño de los detectores, que es lo que generalmente define la máxima resolución disponible en el eje Z y, por tanto, la imagen más fina que puede ser reconstruida.

La reconstrucción de corte primaria, generalmente, estará en el plano axial y consistirá en el menor grosor de corte y mayor resolución disponible. Estas imágenes pueden no ser usadas inicialmente para su interpretación, aunque deben ser guardadas y estar disponibles para su revisión.

### *Grosor de corte*

Define las dimensiones en el eje Z de la imagen reconstruida, combinando el tamaño del píxel para definir el del vóxel. A mayor grosor de la imagen reconstruida, mayor resolución de bajo contraste, y a menor grosor, mayor resolución espacial. Si el grosor es grande, las imágenes pueden verse afectadas por artefacto debido a volumen parcial, y si son demasiado finas, por ruido. Por tanto, las reconstrucciones pueden hacerse de diferentes grosores aprovechando las ventajas que esto supone (56).

### *Campo de visión*

Es el máximo diámetro de la imagen reconstruida. Su valor es seleccionado por el operador y generalmente oscila entre 12 y 50 cm. Un campo de visión pequeño rinde una mayor resolución espacial ya que toda la matriz de reconstrucción se usa para una región pequeña. Como consecuencia tenemos un píxel menor. Se debe tener la precaución de que el campo de visión no sea tan pequeño que excluya áreas relevantes para el examen (56).

### *Matriz de reconstrucción*

Es la disposición de filas y columnas de píxeles en la imagen reconstruida, típicamente 512 x 512 o 1024 x 1024.

La matriz de reconstrucción y el campo de visión definen el tamaño del píxel (56). El píxel, acrónimo del inglés de elemento de imagen (**p**icture **e**lement), es la representación en UH del valor medio de atenuación de un vóxel dentro del corte. Es el elemento más pequeño de una imagen digital y se caracteriza por su posición (número de fila y columna) en la matriz de imagen. Es producto de la energía de la radiación depositada en la porción espacialmente correspondiente del elemento sensible del detector y de los algoritmos de reconstrucción y procesado de la imagen empleados para facilitar el objetivo diagnóstico perseguido. Vóxel (**v**olume **e**lement) es un prisma de base cuadrada, elemento básico de volumen al que se asocian los números de TC dentro del corte del objeto explorado. Su tamaño está determinado, además de por el diámetro del campo de visión y del número de elementos de la matriz de visualización, por el espesor de corte. Su volumen se expresa en  $\text{mm}^3$  (95, 96).

### *Algoritmo de reconstrucción*

Procedimiento matemático usado para transformar los datos originales (“raw data”) en una imagen. Se usan diferentes algoritmos para acentuar, realzar, mejorar o atenuar ciertos aspectos de los datos (95, 96). Así, por ejemplo, en nuestro estudio utilizamos algoritmo de reconstrucción de partes blandas y hueso.

## *Reformateo*

Con la posibilidad de obtener vóxeles casi isotrópicos con la TCMC, se ha transformado de una técnica de imagen axial a una verdadera técnica de imagen 3D donde las imágenes reformateadas tienen una alta calidad diagnóstica. El tipo de reformateo más adecuado y su orientación dependerá del área anatómica y del problema diagnóstico.

Los reformateos multiplanares son imágenes 2D que se pueden reconstruir en planos arbitrarios a partir de las imágenes axiales. Son de ayuda al diagnóstico ya que aportan información en planos diferentes al axial (coronal, sagital, oblicuo, curvo). El plano de orientación multiplanar, el grosor y el espaciado son variables y deben ser escogidos en función del problema diagnóstico. Las imágenes reformateadas están basadas en las imágenes axiales primarias y, por lo tanto, no son causa de exposición añadida (56).

El MIP y MinIP es generado proyectando los cortes de un volumen en un plano de visión y mostrando el máximo o mínimo (MIP y MinIP) números de TC. El MinIP es útil en la visualización del árbol traqueobronquial. El MIP es valioso en la evaluación de vasos y nódulos pulmonares. En el estudio del cráneo encontramos el MIP especialmente interesante para valorar la permeabilidad de las suturas craneales (97).

Las reconstrucciones 3D pueden ser de alta calidad, e incluyen múltiples posibilidades tales como visualización de superficie (SSD), Volume Rendering (VR) y endoscopia virtual.

El SSD o rendering 3D de superficie ofrece una visión tridimensional de una estructura de interés, de la superficie o volumétrica, por ejemplo el cráneo óseo. Aportan un valor añadido, al permitir visualizar la estructuras de forma global, en la evaluación de fracturas óseas, luxaciones y las suturas (56).

### *Visualización de las imágenes*

Uno de los retos de la TCMC es manejar un gran número de imágenes y datos. Se ha producido un cambio en la forma en que el radiólogo interpreta las imágenes y cómo los datos son transferidos y almacenados. La documentación en película radiográfica ha dejado de ser una opción. En su lugar, el análisis se hace en una estación de trabajo con revisión de las imágenes axiales, multiplanares y volumétricas.

### *Archivo de imágenes*

Una desventaja del TCMC es el aumento en la carga total de datos. Ha de vigilarse, además, que se cumpla la legislación vigente en relación con la protección de datos.

Se recomienda el archivo digital de las imágenes primarias, de este modo siempre es posible el hacer reconstrucciones adecuadas secundarias. Sin embargo, para la distribución de imágenes a los departamentos clínicos es, generalmente, necesario reducir el número, haciendo imágenes agrupadas más gruesas que sean representativas. Esto incrementa la necesidad de espacio digital de almacenamiento si también se archivan las imágenes primarias. Es esencial el documentar adecuadamente los hallazgos sospechosos o anormales. Todas las imágenes reformateadas y medidas que han contribuido al diagnóstico deben ser archivadas (56).

En el caso particular de los estudios de craneosinostosis siempre archivamos, además, las imágenes representativas desde múltiples ángulos de las reconstrucciones 3D del cráneo.

### **1.5.3.8. Parámetros clínicos y de realización**

#### *Indicación*

La apropiada selección de pacientes que necesitan de un estudio de TC es el primer paso importante. Para hacer un uso racional del potencial de la TCMC, es decir, determinar las técnicas óptimas de examen y parámetros de reconstrucción, es necesario definir claramente las cuestiones diagnósticas para el examen (56).

#### *Preparación del paciente*

Es de la mayor importancia la preparación adecuada del paciente, como, por ejemplo, tener una vía venosa adecuada para los estudios que requerirán contraste o adecuada opacificación de las asas intestinales en estudios de abdomen. El estudio de craneosinostosis no requiere de uso de contraste i.v.

Es necesario asegurarse de que no existen objetos metálicos o radiodensos en la zona a estudiar, ya que pueden causar artefactos y aumentar la dosis con el CAE. El adecuado posicionamiento del paciente es también importante (56).

#### *Lista de protocolos*

La lista de protocolos debe ser lo más ordenada y sencilla posible, a fin de facilitar la labor del TER a la hora de la selección de los mismos. Esto, además, facilita la consistencia y minimiza los errores en la realización de los estudios.

Debería haber una lista específica de protocolos de pediatría, ordenados por áreas anatómicas y con un rango de protocolos en función de la edad y/o el tamaño del niño.

Para el estudio de las malformaciones craneales, hemos incluido “craneosinostosis” al principio de la lista de protocolos de cabeza en pediatría, facilitando así su selección por el TER y evitando que elija el protocolo de cráneo estándar de mayor dosis (figura 30).

Figura 30.- Lista de protocolos de cabeza en pediatría

Cabeza	
Lista de protocolos	
11.1	Craneosinostosis
11.2	
11.3	craneo <1 Año
11.4	
11.5	craneo 1-4 Años
11.6	
11.7	craneo 4-8 Años
11.8	
11.9	craneo 8-16 Años
11.10	
11.11	P. Willis
11.12	
11.13	
11.14	
11.15	

Cancelar

▼ Sig. ▲ Ant.

### *Mayor velocidad*

Ésta es una característica muy importante de la TCMC. Disminuye los artefactos por movimiento y la necesidad de sedación.

### *Resultados*

A pesar de la inevitable exposición a la radiación, el beneficio de un estudio óptimo de TCMC es muy alto. El conocimiento exacto de la patología de los pacientes permite un diagnóstico más temprano y específico y, por lo tanto, un mejor resultado clínico (56).



## **2. OBJETIVOS**



## **Objetivo general**

Optimizar la dosis de radiación en los exámenes de TC en pacientes pediátricos remitidos para evaluación por deformidad craneal y sospecha de craneosinostosis en el Complejo Hospitalario Universitario de Vigo (CHUVI) a partir de los criterios de la guía europea para la TCMC.

## **Objetivos específicos**

- 1°. Presentar una rutina sistemática en la evaluación de estos estudios y evaluar la calidad de imagen de los estudios de TC.
- 2°. Estimar la dosis de radiación recibida por los pacientes en estos exámenes y compararla con otros estudios de imagen como la radiografía simple.
- 3°. Valorar la indicación de estos estudios.
- 4°. Proponer unos valores de referencia de dosis que puedan ser aplicados en otros centros, tales como los del Servicio Galego de Salud (SERGAS) que disponen de los mismos o similares equipos de TC.
- 5°. Evaluar la necesidad de sedación en estos estudios.
- 6°. Valorar el riesgo de inducción de cáncer.



### **3. MATERIAL Y MÉTODOS**



### **3.1. Datos demográficos**

El área sanitaria de Vigo comprende la zona sur de la provincia de Pontevedra y engloba veintiséis municipios que están agrupados en siete zonas sanitarias de atención integrada (figura 31).

El SERGAS proporciona atención especializada en hospitales y centros de especialidades. En la actualidad, se cuenta para la prestación de este servicio con un complejo universitario integrado por los Hospitales Xeral-Cíes, Meixoeiro, Nicolás Peña y Rebullón, y los centros de especialidades de Coia y Doblada. Además, también tiene contratado servicio asistencial con otro hospital de carácter privado-concertado (POVISA).

El presente estudio se realizó en pacientes pediátricos del área sanitaria de Vigo entre los años 2008 y 2010. Los estudios de imagen fueron realizados en el Hospital Xeral-Cíes, centro de referencia para la atención pediátrica del CHUVI.

A fecha de 31 de diciembre de 2009, año central del estudio, el área sanitaria comprendía una población total de 440.521 individuos, y la población pediátrica (0-14 años) estaba constituida por 74.038 niños, de los cuales 38.170 eran varones y 35.868 eran mujeres, con un número total de nacimientos de 4.497 para ese mismo año (tabla 9, figura 32).

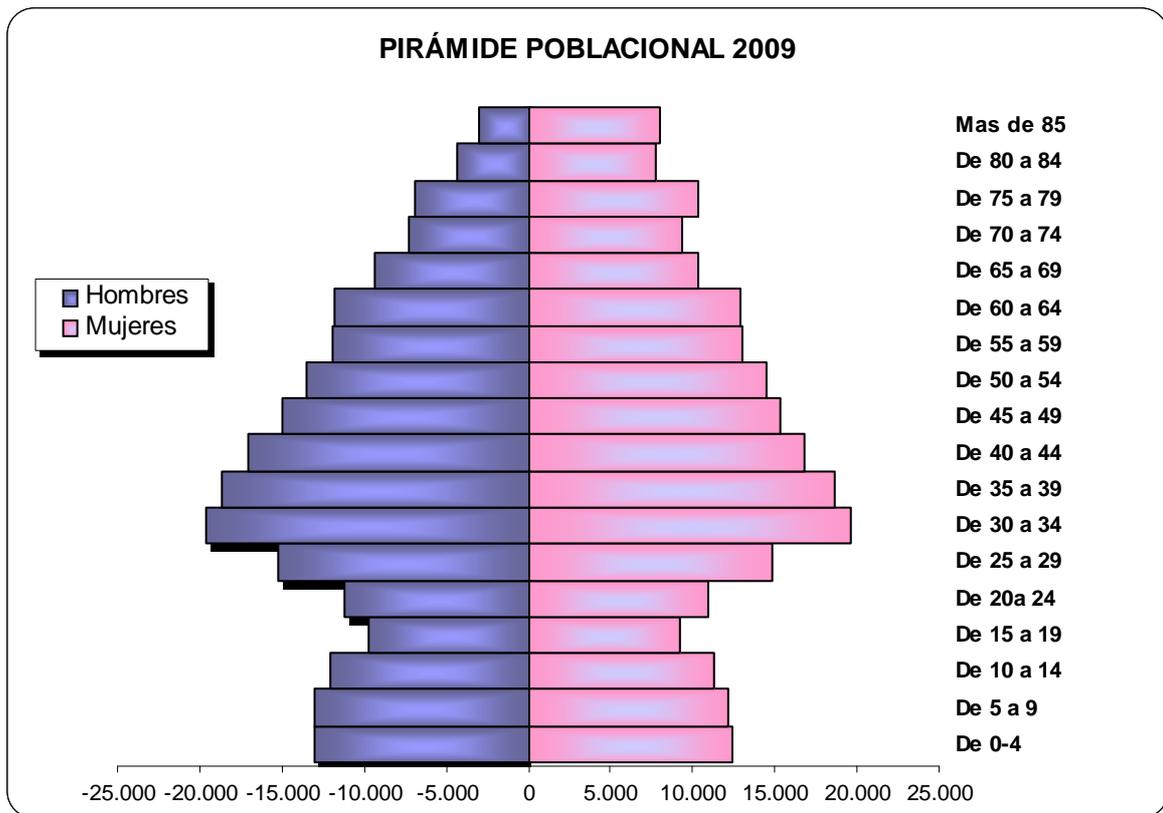
**Figura 31.- Área sanitaria de Vigo. Zonas sanitarias y municipios**



**Tabla 9.- Distribución poblacional y grupos de edad**

Total	Grupos de edad			Nacimientos
	0-14	15-64	>64	
440.521	74.038	289.690	76.793	4.497

**Figura 32.- Pirámide poblacional**



<b>Edad</b>	<b>Mujeres</b>	<b>Hombres</b>
0-4	12.390	13.036
5-9	12.217	13.037
10-14	11.256	12.084
15-19	9.244	9.770
20-24	10.946	11.203
25-29	14.863	15.225
30-34	19.640	19.651
35-39	18.590	18.602
40-44	16.866	17.015
45-49	15.376	15.015
50-54	14.534	13.558
55-59	12.971	11.938
60-64	12.857	11.771
65-69	10.346	9.412
70-74	9.375	7.247
75-79	10.388	6.962
80-84	7.706	4.353
≥85	8.049	3.028
<b>TOTAL</b>	<b>227.614</b>	<b>212.907</b>

## 3.2. Material

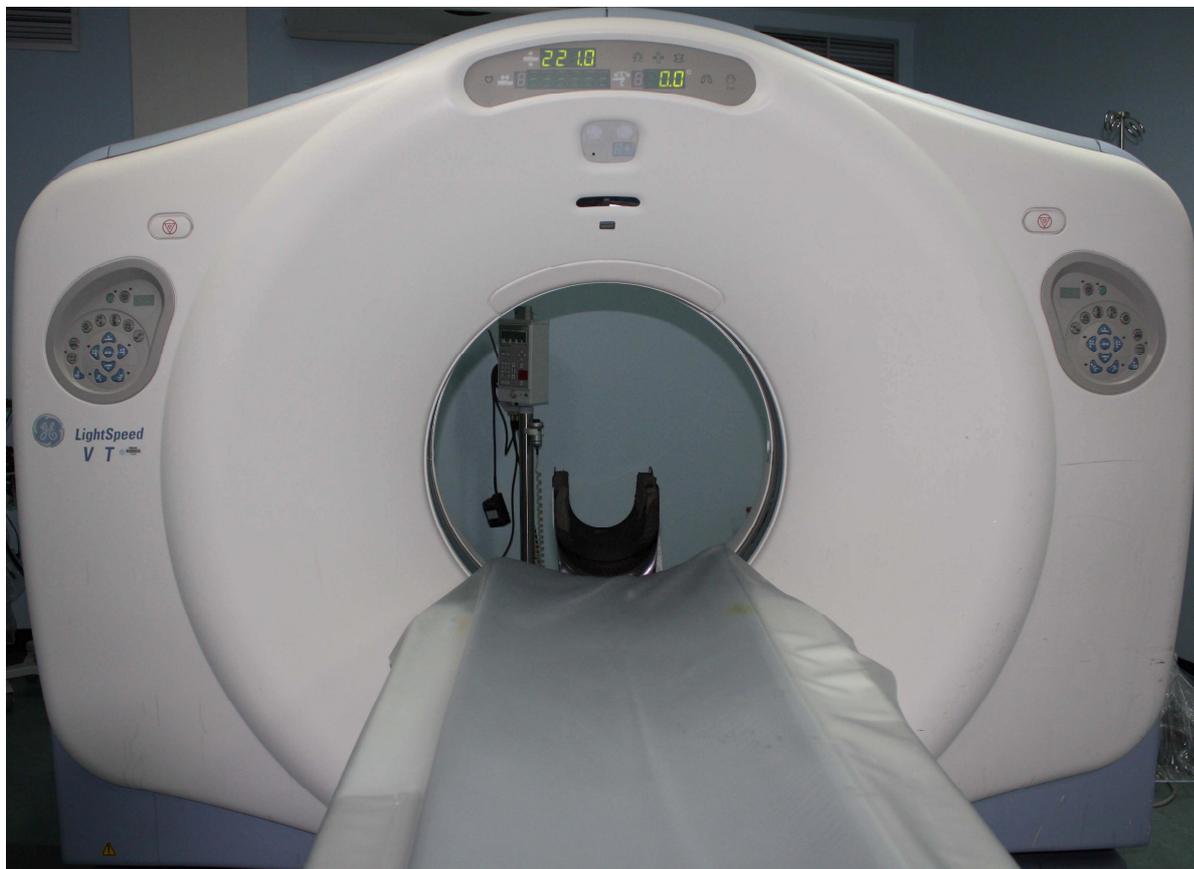
### 3.2.1.1. Equipo de TC y estación de trabajo

El equipo utilizado en nuestro estudio es un modelo LightSpeed VCT XT de la casa General Electric Healthcare, Milwaukee, WI.

Es un escáner de tercera generación perfeccionado. Posee la capacidad de adquirir simultáneamente hasta sesenta y cuatro cortes de datos de exploración. Esta recogida de datos se lleva a cabo a través de un detector de sesenta y cuatro filas y un sistema de adquisición de datos también de sesenta y cuatro filas. Sus características técnicas se detallan en el apéndice 1.

Instalado en marzo de 2008 en nuestro servicio, con él se han estudiado todos los pacientes del presente trabajo (figura33).

**Figura 33.- Equipo de TC**



La estación de trabajo es el modelo Advantage WorkStation 4.4 GE Healthcare, con un programa informático (Volume Share 2) que permite todas las manipulaciones necesarias para la valoración global de las imágenes obtenidas (figura 34).

**Figura 34.- Estación de trabajo**



### 3.2.1.2. Pacientes

En el estudio se incluyeron todos los pacientes pediátricos remitidos para estudio de TC por malformación craneal durante un período de treinta y dos meses (de mayo de 2008 a diciembre de 2010, ambos inclusive). No hubo selección de pacientes y, por tanto, ningún paciente fue excluido del estudio.

En este período se realizaron un total de noventa y un estudios de TC, sobre un total de ochenta pacientes. En algunos pacientes se realizó más de un estudio, en general estudios de control evolutivo en pacientes con craneosinostosis sometidos a tratamiento quirúrgico, diagnosticados por vez primera durante el período de estudio o con anterioridad al mismo.

Las tasas de exploración de nuestra área de salud por cada mil niños menores de un año se exponen en la tabla 10.

**Tabla 10.- Tasas de exploración según edad y sexo en el área de salud**

		EXPLORACIONES EN MENORES DE 1 AÑO			Total
		RECIEN NACIDOS			
		2008	2009	2010	
VARONES	N	2437	2300	2321	7058
	Expl / 1000 niños	1,4	1,3	2,7	1,8
MUJERES	N	2278	2197	2141	6616
	Expl / 1000 niños	1,2	1,2	1,2	1,2
Total	N	4715	4497	4462	13674
	Expl / 1000 niños	1,3	1,3	2,0	1,5

#### Pruebas de chi-cuadrado

	Sig. asintótica (bilateral)
Significación	,160

En cuanto al estudio de la frecuencia de exploración según grupos de edad, se utilizó la distribución poblacional del año 2009 por ser el año central del estudio. Se observa un número de estudios significativamente mayor en menores de un año ( $P < 0,001$ ) (tabla 11).

**Tabla 11.- Exploraciones anuales según grupos de edad**

<b>GRUPOS EDAD (2009)</b>		
MENORES DE 1 AÑO	N	4616
	Expl / 1000 niños	4,8
MENORES DE 2 AÑOS	N	5436
	Expl / 1000 niños	,9
DE 2 - 4 AÑOS	N	15411
	Expl / 1000 niños	,2
DE 5 - 9 AÑOS	N	22228
	Expl / 1000 niños	,0
TOTAL MENORES 15 AÑOS	N	74038
	Expl / 1000 niños	,4

**Pruebas de chi-cuadrado**

	Sig. asintótica (bilateral)
Significación	,000

### **3.2.1.3. Exámenes de TC**

En la realización de los exámenes se usaron como referencia las recomendaciones de TC cráneo en pediatría en malformaciones craneofaciales de la guía europea para la TCMC (56). Dichas recomendaciones están recogidas en la tabla 12.

En nuestro estudio los exámenes incluyeron la región del cráneo en todos los pacientes y en casos de pacientes sindrómicos y/o con malformaciones faciales se incluyó también la región de la cara.

La técnica de adquisición fue helicoidal, tras la obtención de un topograma lateral en todos los exámenes, con colocación de protector ocular de bismuto posterior a la obtención del mismo y previo a la adquisición de la serie. Los exámenes fueron realizados sin angulación del gantry, obligatorio al ser la adquisición helicoidal, y con un campo de visión de 16 cm, en una única secuencia, sin administración de contraste.

En todos los casos se reconstruyeron las imágenes axiales utilizando un algoritmo de reconstrucción de partes blandas y de hueso. Se utilizó una matriz de reconstrucción de 512 x 512 píxeles.

**Tabla 12.- Recomendaciones TC cráneo en pediatría en malformaciones craneofaciales.  
Guía europea para la TCMC**

### **Preparación**

- Indicación: malformaciones severas de cráneo y cara.
- Pruebas preliminares recomendadas o alternativas: radiografía simple de cráneo frontal y lateral.
- Preparación del paciente: consentimiento. Excluir objetos radiodensos del campo de examen siempre que sea posible. Posicionamiento correcto de la cabeza del paciente.
- Topograma: lateral, incluyendo la mandíbula entera.

### **Finalidad de la adquisición**

- Región a estudiar: cabeza completa y columna cervical.
- Imagen: prima la resolución espacial.
- Exposición: ajustada al tamaño de la cabeza, mantener baja en lactantes.
- Grosor de corte/colimación: TCMC 16 filas (<1mm/1-2.5mm).
- Paso de hélice: medio (0.9-1.3).
- CTDIvol: acorde con el tamaño del paciente (bajo a medio).
- Voltaje de tubo: consonante con el tamaño del paciente (bajo a medio) (<110kV; 110-130 kV).

### **Reconstrucción de imagen**

- El grosor de visualización define los parámetros de radiación.
- MPR y 3D-VR es obligatorio.
- Grosor de la reconstrucción primaria: adaptada a la colimación del haz.
- Solapamiento de la reconstrucción primaria: 30 %.
- Algoritmo de reconstrucción: estándar de tejidos blando y alta resolución.
- Campo de visión: correspondiente al cráneo y cara.
- Grosor de imagen visualizables: medio.
- Solapamiento de imágenes visualizables: 0-30 %.

### **Uso de contraste**

- No.

### **Modificación de la técnica**

- Se pueden reconstruir cortes adicionales para evaluar las estructuras óseas del peñasco del temporal y evaluar el cerebro con el algoritmo adecuado.

Los parámetros técnicos utilizados en la muestra de pacientes se recogen en la siguiente tabla (tabla 13).

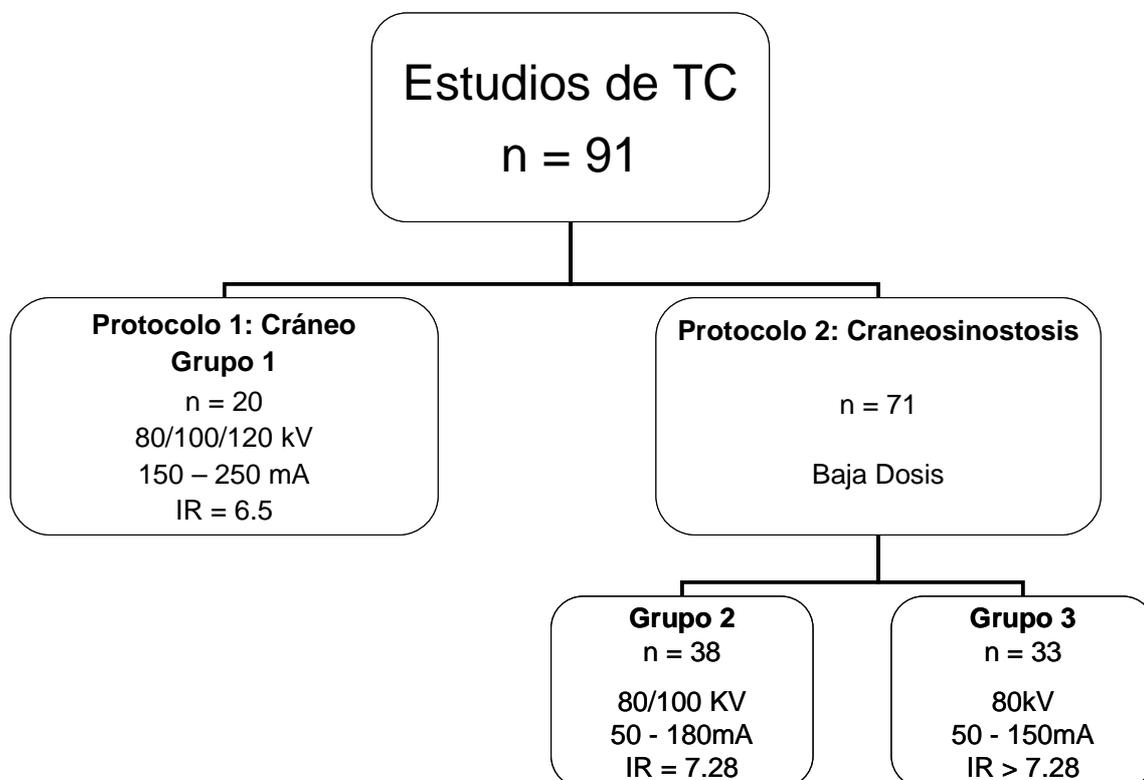
**Tabla 13.- Valores de los parámetros técnicos de los exámenes**

Parámetros técnicos	Protocolo Cráneo Grupo 1	Protocolo Craneosinostosis	
		Grupo 2	Grupo 3
Diferencia de potencial (kVp)	80/100/120	80/100	80
Intensidad de corriente (mA)	150-250	50-180	50-150
Índice de ruido	6,5	7,28	>7,28-23,22 ( $\bar{X}=18,6$ )
Longitud estudio (cm)	12,7 ± 1,3	12,3 ± 1,6	12,6 ± 0,9
Nº imágenes	204	197	202
Campo de visión (cm)	16	16	16
Cobertura detector (mm)	40	40	40
Tiempo de rotación (s)	0,4	0,4	0,4
Paso de hélice	0,984	0,984	0,984
Velocidad adquisición	39,37	39,37	39,37
Velocidad de avance de camilla (mm)	98,4	98,4	98,4
Grosor de corte (mm)	1,25	1,25	1,25
Intervalo (mm)	0,625	0,625	0,625
Algoritmo de reconstrucción	Partes blandas y hueso	Partes blandas y hueso	Partes blandas y hueso

Los pacientes fueron asignados a tres grupos de estudio (figura 35):

- **Grupo 1.** Un primer grupo de veinte pacientes, realizado con nuestro protocolo de cráneo estándar, con un rango de kilovoltaje de 80-100-120 kV, un rango de miliamperaje de 150-250 mA y un IR de 6,5.
- Un segundo grupo de setenta y un pacientes realizados con un protocolo de craneosinostosis de baja dosis, progresivamente optimizado, subdividido en dos grupos
  - **Grupo 2.** Grupo inicial.
  - **Grupo 3.** Grupo final, más optimizado.

**Figura 35.- Asignación de grupos de estudio**



En el protocolo de craneosinostosis, y dentro de los parámetros arriba descritos, se fue optimizando la dosis de forma progresiva utilizando menor kilovoltaje, acotando el rango de miliamperaje y aumentando el IR para establecer, al final del estudio, unos valores de:

- Diferencia de potencial (kVp): 80.
- Rango de intensidad de corriente (mA): 50-150.
- Índice de ruido: 23,22.

### **3.3. Metodología**

#### **3.3.1. Diseño del estudio**

El grupo de estudio incluyó todos los pacientes pediátricos del área de sanitaria del CHUVI con malformación craneal remitidos para estudio de la misma por medio de TC. Con este fin, se estableció el siguiente diseño de estudio:

- Cumplimentación de una hoja de datos con las variables del estudio.
- Uso de protectores oculares de bismuto.
- Valoración de la necesidad de sedación de los pacientes para la realización del estudio, limitado a los pacientes realizados en el año 2010.

El objetivo principal del estudio era optimizar la dosis de radiación en este tipo de examen de TC en el CHUVI a partir de los criterios de la guía europea para la TCMC.

Consultado el comité de ética sobre la necesidad de autorización del estudio, no se indicó la necesidad de autorización del mismo al tratarse de un estudio de la práctica clínica habitual, no realizar ningún procedimiento adicional y no haber selección de pacientes.

Se explicó el procedimiento a los pacientes y a sus padres o tutores solicitando el oportuno consentimiento verbal. El estudio no supuso ningún inconveniente adicional para los pacientes. No significó duplicación de estudios, estudios complementarios añadidos ni tampoco más visitas al hospital. Los pacientes se beneficiaron de la obtención de un estudio con una dosis de radiación inferior al estándar.

El tratamiento, la comunicación y la cesión de los datos de carácter personal de todos los sujetos participantes se ajustó a lo dispuesto en la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal.

Este estudio no ha sido financiado a través de fondos públicos o privados de investigación. Declaramos no tener ningún conflicto de intereses.

### 3.3.2. Variables del estudio

Las variables analizadas en el estudio se agruparon en demográficas, clínicas, radiológicas y técnicas (tabla 14):

**Tabla 14.- Variables del estudio**

VARIABLES DEMOGRÁFICAS	Edad Sexo
VARIABLES CLÍNICAS	Niño sano o sindrómico Localización de la deformidad craneal
VARIABLES RADIOLÓGICAS	Hallazgos: sinostosis, plagiocefalia Otros hallazgos Estudio simple de cráneo previo y hallazgos Valoración cualitativa de la imagen Nº de estudios de TC realizados por paciente
VARIABLES TÉCNICAS	kV Rango mA y mA: corte inferior, medio y superior Diámetro del cráneo (anteroposterior y laterolateral) Rango de adquisición en cm Nº imágenes IR del protocolo e IR del estudio o SD de la ROI CTDIvol (mGy) DLP (mGy·cm) DE (mSv) Tiempo de rotación Cobertura detector Campo de visión Paso de hélice Velocidad de adquisición Velocidad de avance de camilla Grosor de corte / Intervalo

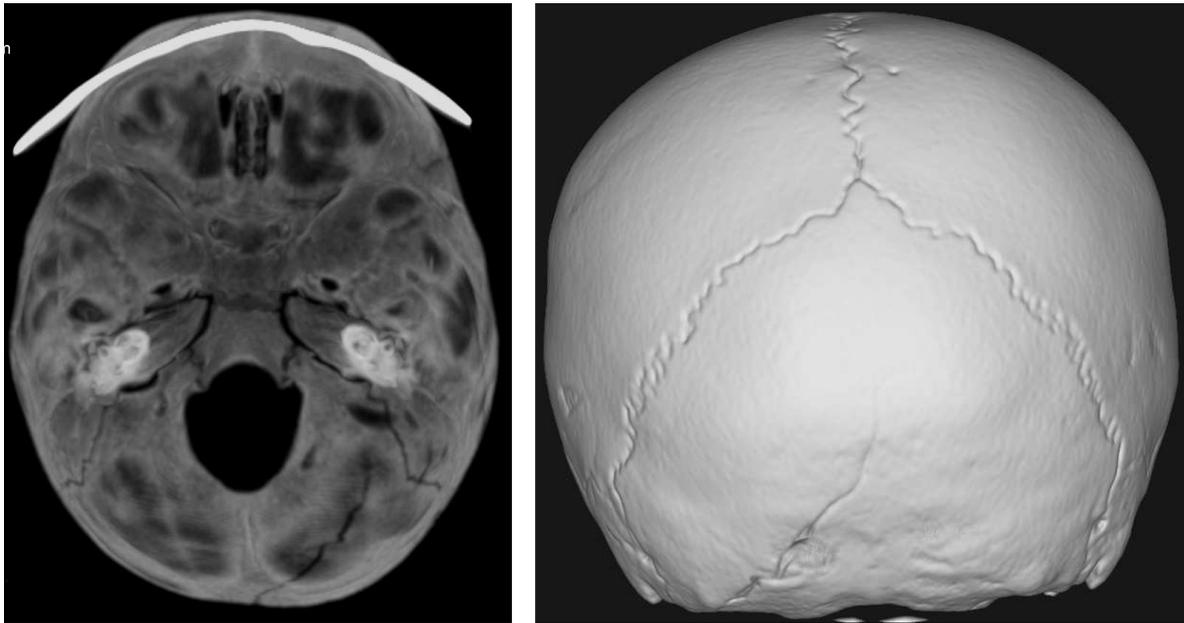
### **3.3.3. Sistemática de visualización de las imágenes**

En la valoración de las imágenes de la TC, deben ser utilizados todos los recursos que éste nos ofrece para la evaluación global y completa de la patología para la cual fue realizado el estudio. Así, en el postprocesado debemos revisar no sólo las imágenes axiales con distintos grosores y algoritmos de reconstrucción, sino también en otros planos como coronal o sagital, MIP y también reconstrucciones volumétricas 3D.

Las imágenes axiales pueden no mostrar bien la permeabilidad de las suturas cuando coinciden en el mismo plano de corte y se necesitará valorarlas en otros planos. Las reconstrucciones 3D en SSD o VR pueden “mezclar” la sutura permeable con el hueso adyacente, dando un falso positivo si esto no se correlaciona con los otros modos de visualización. Es también muy útil valorar las imágenes en modo de visualización MIP, con el que también se puede valorar muy eficazmente la permeabilidad de las suturas y la extensión de la sinostosis (completa, incompleta). En el mismo sentido, el MIP también ha demostrado ser una herramienta muy eficaz en la valoración de fracturas y otras causas de deformidades craneales (38, 97).

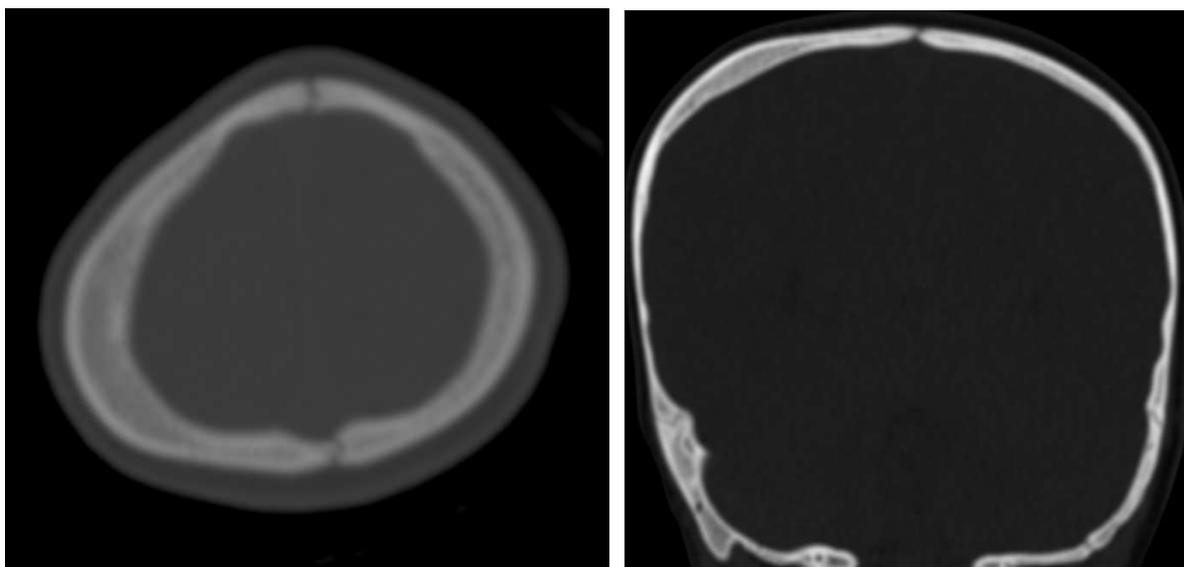
En la siguiente figura se muestra una fractura occipital lineal visualizada en un estudio por deformidad craneal (protocolo de craneosinostosis) y consecuencia de un traumatismo anterior, ya conocida, que permite visualizar la nitidez de la lesión ósea con un protocolo de dosis reducido en MIP axial y 3D (figura 36).

**Figura 36.- Fractura lineal. MIP axial y 3D visión posterior**



En el mismo sentido, mostramos un paciente con deformidad craneal secundaria a remodelado óseo por cefalohematoma, realizado en un estudio con protocolo de dosis reducida en imágenes en plano axial y coronal (figura 37).

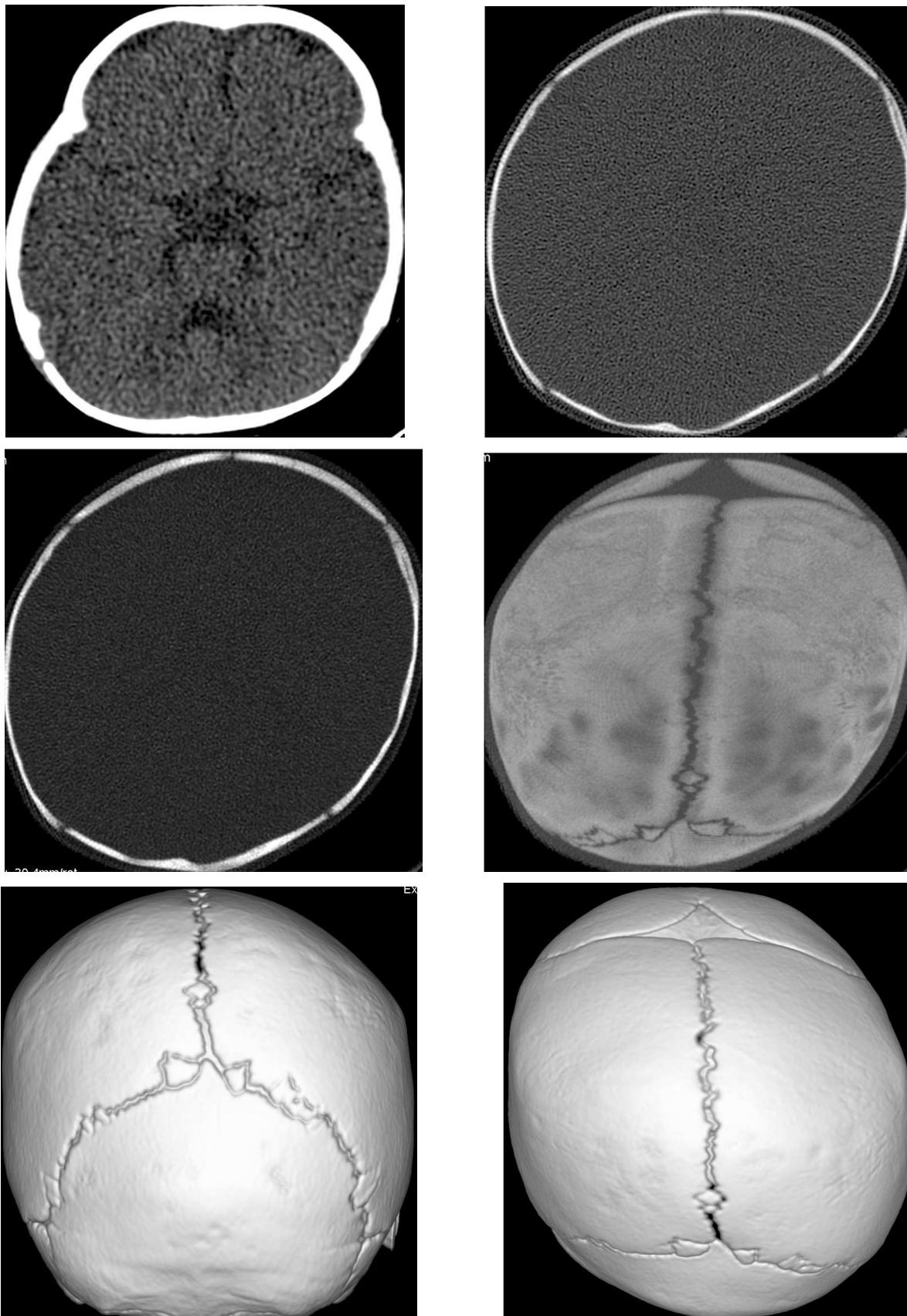
**Figura 37.- Cefalohematoma. Imagen axial y MPR coronal**



Nuestros estudios se revisan siempre en la estación de trabajo y siguiendo la siguiente sistemática (figura 38):

- Valoración de las estructuras intracraneales con un grosor de corte de 5 mm, al menos en plano axial y con ventana de cerebro, de las imágenes reconstruidas con algoritmo de partes blandas.
- Evaluación de las imágenes finas (1-2 mm), con algoritmo de reconstrucción de hueso, al menos en plano axial en modo de interpretación medio y ventana de hueso.
- Visualización en modo de interpretación MIP con espesor fino (2-3 mm) y grueso (5-50 mm) de las imágenes reconstruidas con algoritmo de hueso.
- Por último, valoración del aspecto global del cráneo y suturas en la reconstrucción volumétrica 3D, obtenida a partir de las imágenes reconstruidas con algoritmo de partes blandas (97).

**Figura 38.- Sistemática de visualización de las imágenes. Axial 5 mm en ventana de cerebro, axial 1,5 mm en modo de visualización medio, MIP fino y grueso axial (3 y 45 mm), reconstrucción 3D visión posterior y superior**



### **3.3.4. Protectores oculares de bismuto**

El ojo es uno de los órganos más radiosensibles. El umbral para inducir la formación de cataratas en el adulto se ha documentado que puede ser tan bajo como 0,5-2 Gy (50-200 rad) y que exposiciones por encima de los 4 Gy (400 rads) causan alteración de la visión por cataratas (98-100). Incluso se ha sugerido que una dosis única de 1 Gy puede ser cataratogénica (100). En niños este umbral es todavía menor, habiendo sido documentado el desarrollo de cataratas con menos de la mitad de esta dosis (98, 99).

La dosis absorbida por el cristalino en estudios de TC varia de 22,4 a 100 mGy (2,23 a 10 rad), dependiendo del protocolo empleado: colimación, intervalo de reconstrucción, kV, mAs, angulación y modelo de aparato (99). De media, la dosis que recibe el ojo es de 50 mGy (5rad) (98). En niños, el menor tamaño de la cabeza también contribuiría a aumentar la cantidad de dosis absorbida por el cristalino (99).

Por tanto, es de la mayor importancia el proteger la órbita del paciente pediátrico de cualquier radiación innecesaria durante la realización del estudio de TC (98). Y todavía lo es más en pacientes con dificultades visuales, cataratas o pacientes que van a necesitar múltiples estudios de TC (99).

Clásicamente, en estudios secuenciales se evitaba la radiación a los ojos limitando el campo de estudio o angulando el gantry de la TC. Con la angulación del gantry para evitar las órbitas se consigue una reducción de dosis del 88 % (101).

Actualmente, con la TCMC la adquisición es helicoidal y no podemos angular el gantry. Para estudios craneofaciales se ha sugerido la posibilidad de realizar los estudios en extensión, acortando así la longitud del estudio necesaria para englobar cráneo y cara con la consiguiente reducción de dosis, y evitando además tejidos cervicales incluyendo el tiroides (86).

Además, tenemos que contar también con la sobreexposición, que se produce en cualquier adquisición helicoidal, consistente en la exposición adicional a los rayos X de una zona anterior y posterior al campo de examen señalado por el operador, como ya se ha detallado en el apartado de parámetros de estudios de la TCMC. Se puede resumir de manera sencilla diciendo que, para producir imágenes en el área seleccionada, el aparato necesita radiar de forma adicional un poco antes y un poco después de la misma. Estas zonas previas y posteriores al área preseleccionada como área a examinar no son reconstruidas y, por tanto, es radiación “inútil”, esto es, inútil para la imagen pero necesaria para la obtención de la misma.

Otra forma de resguardar al cristalino en un examen de TC es mediante el uso de blindajes superficiales como los protectores de Bi (99-101).

Estos protectores consisten en una banda de látex impregnada de Bi. Este metal pesado, con número atómico  $Z = 83$ , al interponerse entre el haz de radiación y la piel del paciente, atenúa la dosis de radiación que reciben órganos y tejidos superficiales (figura 39).

Su uso, durante el examen de TC, sobre los ojos y, más exactamente, sobre los párpados cerrados del paciente, resulta en la protección (reducción de dosis) de la órbita, específicamente el cristalino (99, 102, 103). Se emplean también para la protección del tiroides y mama en estudios de cuello y tórax (102, 103).

**Figura 39.- Protector ocular de bismuto**



Estos protectores están disponibles comercialmente con el nombre de AttenuRad Radioprotective Garments (F&L Medical Products Co., Vandergrift, PA, USA, <http://www.fandlmedicalproducts.com>). El distribuidor para España es Cardiva.

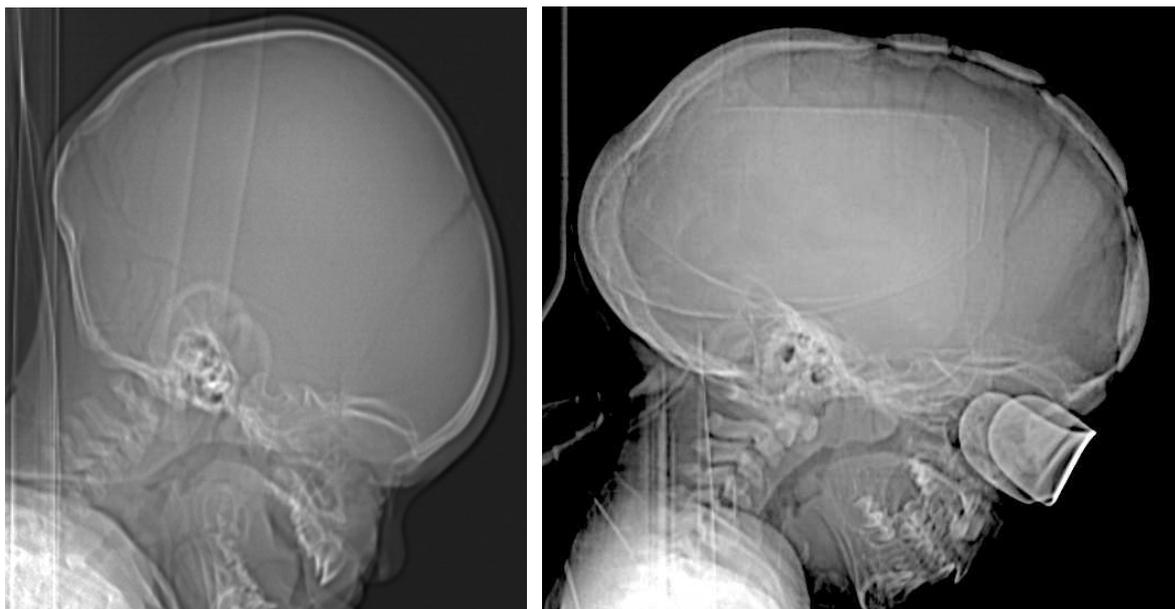
Están compuestos por una delgada hoja de látex, de 1 mm de grosor, flexible y redondeada en los bordes para adaptarse mejor a la morfología corporal, que contiene 3,4 gr/cm<sup>2</sup> de Bi. El protector ocular tiene unas medidas de 14 x 3,5 cm (102).

En varios trabajos en los que se ha estudiado la utilidad del uso de estos protectores la reducción de dosis conseguida se calcula que es del orden del 40 al 50 % (98, 99, 103, 104).

La preocupación por el artefacto que produce el protector ha limitado su uso; sin embargo, en la mayoría de los casos este artefacto es mínimo e incluso se podría reducir o anular mediante el uso de una delgada almohadilla de goma espuma interpuesta entre el protector y la piel del paciente que, además, tendría las ventajas adicionales de adaptarse mejor al paciente y de aportar mayor durabilidad al uso continuado del mismo, a la vez que evita que se formen arrugas en el protector, que es una de las fuentes de producción de artefactos (98, 99, 101, 103, 105).

Dado que los aparatos de TC actuales usan modulación automática de corriente de tubo como herramienta para reducir la dosis de radiación, los protectores oculares deben ser colocados después de la obtención del topograma (98, 106). Es necesario subrayar este punto, ya que su colocación errónea antes del topograma conseguiría el efecto opuesto al objetivo pretendido, ya que al hacer el aparato una lectura de mayor densidad en la zona del protector ocular aumentaría la dosis de radiación en esa zona (figura 40).

**Figura 40.- Topograma correcto e incorrecto con protector ocular de bismuto**



La reducción de dosis mediante el uso de blindajes superficiales, como los protectores oculares o también los de mama y tiroides, ayudan a minimizar el daño que puede causar la radiación, tanto por sus efectos determinísticos (formación de catarata en el cristalino) como por sus efectos estocásticos (inducción de tumores en la mayoría de los tejidos incluido el cerebro, tiroides, mama y pulmón) (102).

Los efectos determinísticos ocurren cuando se excede un determinado nivel de dosis, mientras que, en el generalmente aceptado modelo sin umbral lineal de los efectos estocásticos, implica que incluso a dosis menores se dé una cierta probabilidad de inducción de cáncer, probabilidad que aumenta de manera proporcional con la dosis absorbida. La probabilidad de ocurrencia de efectos estocásticos debe ser limitada manteniendo la exposición a radiación tan baja como sea posible (102).

Dada la sensibilidad a la radiación de los ojos del paciente en general, y en especial del paciente pediátrico, se deben usar protectores de Bi siempre que las órbitas estén incluidas o próximas en el examen de TC (98, 100, 101, 104). Estos protectores son bien tolerados (105). El proceso de colocación es sencillo y no debe ser óbice para su utilización rutinaria en todos aquellos estudios de TC que incluyan las órbitas.

### 3.3.5. Sedación

Los avances en la técnica de la TC han acortado de forma notable el tiempo de adquisición del examen, reduciendo o evitado la necesidad de sedación en pacientes pediátricos (64).

En lactantes podemos aprovechar como “sedación natural” el sueño o sopor postprandial fisiológico que se produce después de una toma alimenticia, ya sea de lactancia materna o de leche de fórmula. A pesar de todo, un porcentaje de pacientes necesitará sedación.

La Academia Americana de Anestesia define varios niveles de sedación (107, 108):

- Sedación consciente. Nivel de consciencia mínimamente deprimido en la que el paciente mantiene una vía aérea permeable y responde a estímulos físicos y/o comandos verbales.
- Sedación profunda. Estado controlado de depresión de consciencia o inconsciencia del que el paciente no se despierta con facilidad, y que puede estar acompañado de pérdida parcial o completa de reflejos protectores.
- Anestesia general. Estado controlado de inconsciencia con pérdida de reflejos protectores, incluida la capacidad de mantener la vía aérea y la no respuesta a estimulación física o verbal.

En nuestro servicio, en pacientes sanos en los que se requiera sedación, procedemos a preparar al paciente para el examen de TC con una sedación consciente mediante el uso de hidrato de cloral por vía oral o, menos frecuentemente, por vía rectal mediante el uso de microenemas de diazepam. La sedación es realizada por una enfermera del servicio de radiología bajo la supervisión del radiólogo y siguiendo unos protocolos de sedación consciente que se detallan a continuación (tabla 15).

El paciente es controlado en el servicio de radiología hasta su recuperación, momento en que se autoriza la salida del mismo. En pacientes en los que esta sedación fracasa o

directamente en los que tienen patología de base importante se solicita interconsulta con el servicio de anestesia.

**Tabla 15.- Protocolo sedación consciente en TC pediátrico**

<p align="center"><b>SEDACIÓN ORAL HIDRATO DE CLORAL</b></p>	<p align="center"><b>SEDACIÓN RECTAL DIAZEPAM 5mg (STESOLID®)</b></p>
<p>Hasta los 2 años de edad y 20 kg de peso</p> <p>Dosis: 50 a 100 mg/kg</p> <p>Dosis máxima: 2.000 mg</p> <p>Se administra primero la mitad de la dosis máxima (50mgr/kg) y, si es necesario, se administra luego una cuarta parte y, por último, la cuarta parte restante</p> <p>1cc = 100 mg</p> <p>Ej.: Niño de 10 kg.: 5 cc + 2,5 cc +2,5 cc</p> <p>Máximo 10 cc o 1.000 mg</p> <p>Inicio acción: 20 a 30 minutos</p> <p>Duración: 30 a 90 minutos</p> <p>Efectos adversos: hipoxia (usualmente leve con resolución espontánea), hiperactividad y vómitos</p> <p>Abandonará el área cuando esté despierto y reactivo</p>	<p>Niños de 10-15 kg. (de 1 a 3 años aprox.): 5mg (1 microenema)</p> <p>Niños de &gt;16 kg.: 10mgr (2 microenemas)</p> <p>Contraindicado: alergia benzodiazepinas, miastenia gravis, coma o shock.</p> <p>Abandonará el área cuando esté despierto y reactivo</p>

### **3.3.6. Evaluación de calidad de imagen**

La evaluación de la calidad de imagen de los exámenes se realizó utilizando como referencia los criterios de calidad de imagen para la TC de cráneo en pediatría recomendados en la guía europea para la TCMC, siendo esta guía donde se refieren por vez primera criterios de calidad para el área pediátrica (56).

Los criterios y elección de estructuras a valorar se basaron en la guía europea para criterios de calidad en TC y la posterior guía europea para la TCMC (51, 56). Estos criterios son de dos tipos: en primer lugar, criterios de visualización (de órganos y estructuras que deben ser visualizados en el volumen de estudio) y, en segundo lugar, criterios de reproducción crítica, es decir, visualmente nítida, donde los detalles anatómicos deben estar claramente definidos. En el presente trabajo se aplicaron los criterios para el examen en malformaciones craneofaciales que incluyen cuatro criterios de visualización y tres de reproducción visualmente nítida que se recogen en la tabla 16.

**Tabla 16.- Criterios de calidad de imagen en estudios por malformaciones craneofaciales en pacientes pediátricos. Guía europea TCMC**

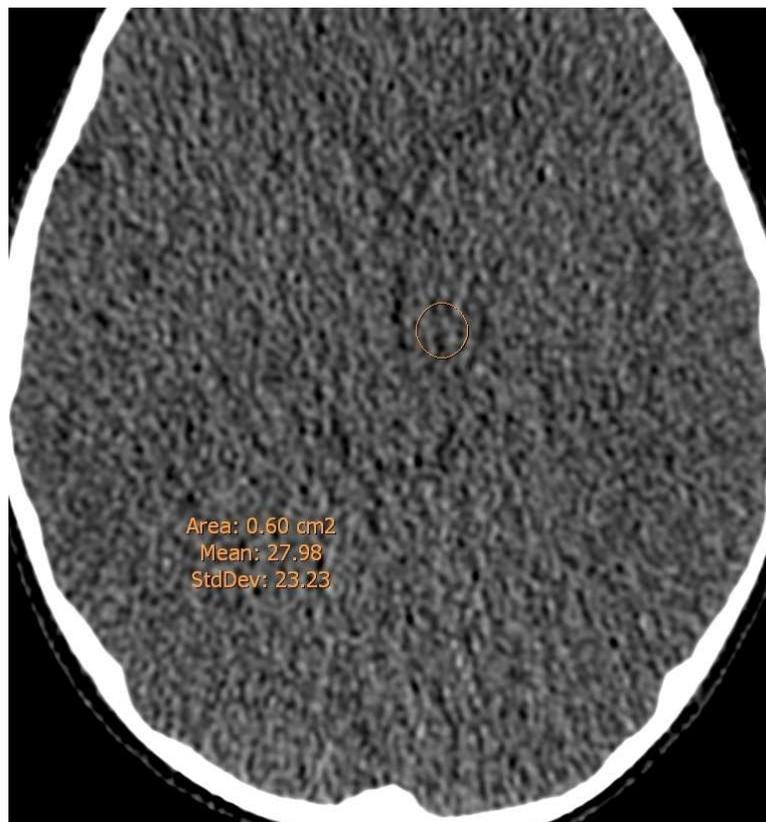
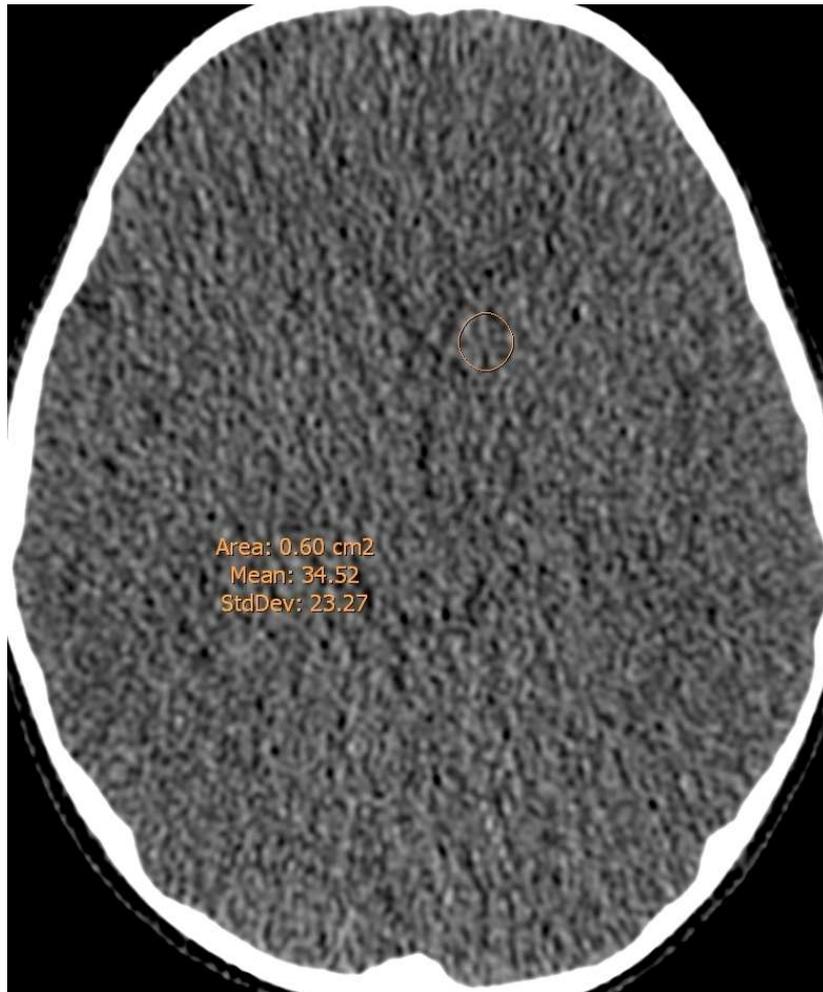
<p><b>1.- Visualización de:</b></p> <ul style="list-style-type: none"><li>• Cabeza completa</li><li>• Cara completa</li><li>• Mandíbula completa</li><li>• Encéfalo</li></ul> <p><b>2.- Reproducción crítica (visualmente nítida) de:</b></p> <ul style="list-style-type: none"><li>• Reproducción definida de todas las suturas craneales</li><li>• Reproducción definida de los huesos del cráneo</li><li>• Reproducción definida de celdillas etmoidales y mastoideas</li></ul>
--

A estos criterios de calidad añadimos:

- Un criterio de valoración objetiva del ruido (intensidad de señal) de la imagen (ROI circular de  $0,6 \text{ cm}^2$ ) en cabeza de caudado y tálamo, registrando el valor medio y la SD (72, 79, 109). La SD obtenida en una zona homogénea, no realizada por contraste i.v. y sin artefactos visibles, equivaldría al IR del estudio (figura 41).
- Reproducción crítica de la reconstrucción 3D.

De acuerdo con estos criterios, se ha diseñado un formulario de valoración de calidad (apéndice 2).

Figura 41.- ROI en cabeza de caudado y tálamo



La valoración subjetiva de la calidad de las imágenes fue realizada por dos radiólogos pediátricos pertenecientes al Hospital Xeral-Cíes del CHUVI que hicieron una doble lectura de los exámenes objeto de estudio en este trabajo. Antes de la lectura y revisión de los exámenes se unificaron criterios en cuanto a modo de visualización de las imágenes (axial, MIP, multiplanar y 3D), como se detallará más adelante. Todos los exámenes fueron revisados directamente en la consola de trabajo.

Los radiólogos valoraron con un “Sí” o un “No” según juzgasen que se cumplía o no el criterio y, finalmente, valoraban la validez diagnóstica del estudio con una puntuación del 1 al 3 (1- buena, 2- suficiente, 3- deficiente).

### **3.3.7. Dosis de radiación**

Las magnitudes relacionadas con la dosis en la TC que hemos utilizado son CTDIvol, DLP y E, descritas en la introducción (apartado 1.5: “Exámenes radiológicos y protección frente a la radiación”).

El valor del CTDIvol y del DLP lo proporciona el equipo en cada estudio visualizándose de forma directa en la consola de trabajo o bien en el PACS.

Como ya se mencionó en la introducción, la E se obtuvo del resultado de multiplicar el DLP por un factor de conversión ajustado a la región del cráneo y grupo de edad en pacientes pediátricos (90) (tabla 8).

Se estudió la correlación de calidad de imagen y dosis de radiación a partir de los valores de la variable calidad de imagen, los valores de DLP de cada estudio y las dosis recomendadas de DLP según las recomendaciones de la Sociedad Francesa de Diagnóstico por Imagen Pediátrica (110) y los recomendados por la guía europea de TCMC 2004 (56).

### **3.3.8. Tratamiento estadístico**

El programa estadístico utilizado ha sido el paquete informático SPSS PC para Windows v. 15.0 (SPSS Inc., Chicago, IL.).

Para la realización del análisis estadístico se emplearon diferentes pruebas según la naturaleza de las variables analizadas, el número de las mismas y las categorías que abarcan. En todas ellas se utilizó como nivel de significación un valor inferior a 0,05 (5 %).

#### *Análisis univariado*

La descripción y síntesis de las variables se realizó de manera diferente según su naturaleza:

- Variables cualitativas (categóricas). Se expresaron mediante la frecuencia absoluta y el porcentaje que representa cada una de las categorías de la variable.
- Variables cuantitativas (numéricas). Se hizo en ellas un análisis de bondad de ajuste a la distribución normal (Kolmogorov). Para la descripción de las variables numéricas se han utilizado la media, mediana, rango, desviación típica y desviación cuartil (o percentiles) en aquellas cuya distribución era diferente a la normal.

#### *Análisis bivariado*

Las pruebas utilizadas en los análisis bivariados (asociación o relación entre los resultados de dos variables) han sido diferentes según el tipo y número de categorías de las mismas:

- Para el análisis de dos variables cualitativas o dos variables numéricas expresadas en categorías se ha utilizado el Chi cuadrado de Pearson. En las tablas de contingencia de 2 x 2 se ha utilizado la corrección de continuidad (Yates).

- El análisis de la relación existente entre los valores obtenidos, no transformados en categorías, de dos variables numéricas, se ha realizado mediante el coeficiente de correlación de Pearson.
- El análisis de los resultados obtenidos en una variable numérica (con valores no categorizados) en función de las distintas categorías de una variable cualitativa se realizó mediante el análisis de los valores medios con las siguientes pruebas:
  - U de Mann-Whitney, si la variable cualitativa estaba formada por sólo dos categorías.
  - Prueba de Kruskal-Wallis, si la variable cualitativa tenía más de dos categorías.



## **4. RESULTADOS**



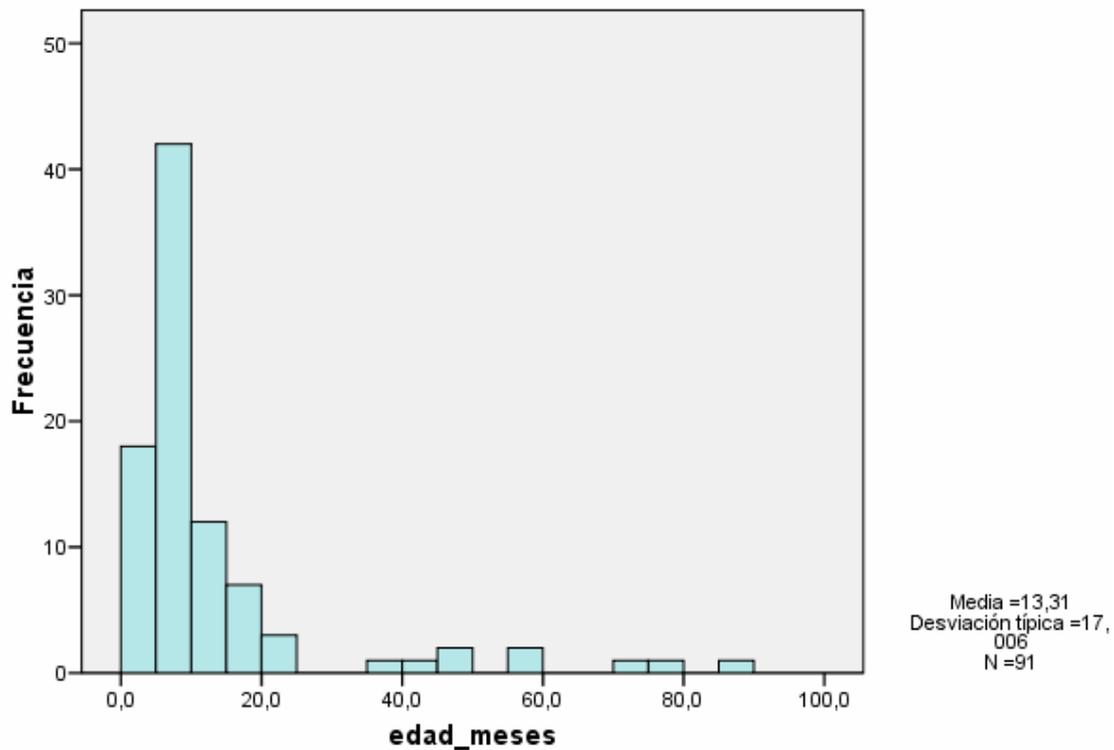
#### 4.1. Características demográficas

Durante el período de estudio se realizaron un total de noventa y un exámenes de TC, sobre un total de ochenta pacientes pediátricos, de los cuales cincuenta y tres eran niños (66,3 %) y veintisiete eran niñas (33,8 %). La edad media de los mismos, representada por la mediana, fue de 7,3 meses con una desviación cuartil de 3,6 meses (tabla 17, figura 42).

**Tabla 17.- Distribución de frecuencia de edad (meses)**

<b>EDAD</b>		<b>Estadístico</b>
Media		13,3
Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	9,8
	Límite superior	16,9
<b>Mediana</b>		<b>7,3</b>
Desv. típ.		17,0
<b>Mínimo</b>		<b>0</b>
<b>Máximo</b>		<b>88</b>
<b>Desviacion cuartil</b>		<b>3,6</b>

**Figura 42.- Histograma de distribución de frecuencia de edad (meses)**



La edad media según protocolo de estudio fue 15,1 meses para los veinte estudios del protocolo de cráneo y de 12,8 meses para el grupo de setenta y un estudios del protocolo craneosinostosis, sin diferencias significativas (tabla 18).

**Tabla 18.- Edad media (meses) por protocolo de estudio**

PROTOCOLO	Media	N	Desv. típ.
CRÁNEO	15,1	20	16,1
CRANEOSINOSTOSIS	12,8	71	17,3
Total	13,3	91	17,0

U de Mann-Whitney

	edad_meses
Significación	,270

En relación con la distribución de los estudios en función del tipo de protocolo, del total de noventa y un exámenes, se realizaron con nuestro protocolo de cráneo estándar veinte (22

%) y con protocolo de craneosinostosis setenta y uno (78 %). Con la siguiente distribución por sexo según protocolo (tabla 19).

**Tabla 19.- Distribución por sexo según protocolo de estudio**

			SEXO		Total
			MUJER	VARÓN	
PROTOCOLO	CRÁNEO	N	8	12	20
		%	40,0%	60,0%	100,0%
	CRANEOSINOSTOSIS	N	24	47	71
		%	33,8%	66,2%	100,0%
Total		N	32	59	91
		%	35,2%	64,8%	100,0%

**Pruebas de chi-cuadrado**

	Sig. asintótica (bilateral)
Significación	,804

Del total de noventa y un estudios, ochenta y siete fueron estudios de la región del cráneo (95,6 %) y cuatro incluyeron, además, la región de la cara completa (4,4 %). Con la distribución especificada en la tabla 20.

**Tabla 20.- Estudios cráneo y cráneo-cara según protocolo**

			CRÁNEO	CRÁNEO- CARA	Total
PROTOCOLO	CRÁNEO	N	18	2	20
		%	90,0%	10,0%	100,0%
	CRANEOSINOSTOSIS	N	69	2	71
		%	97,2%	2,8%	100,0%
Total		N	87	4	91
		%	95,6%	4,4%	100,0%

**Pruebas de chi-cuadrado**

	Sig. exacta (bilateral)
Significación	,209

El médico prescriptor del estudio fue el pediatra, en primer lugar por frecuencia, seguido del neurocirujano y, menos frecuentemente, la petición provenía del servicio de rehabilitación. Tuvimos también una petición de oftalmología en un paciente con malformación craneofacial y compromiso orbitario (tabla 21).

**Tabla 21.- Médico prescriptor**

<b>Médico prescriptor</b>	<b>Frecuencia</b>	<b>Porcentaje</b>
Pediatra	42	46,2 %
Neurocirujano	35	38,5 %
Rehabilitador	13	14,3 %
Oftalmólogo	1	1,1 %

La distribución de los estudios por protocolo y especialista peticionario queda reflejada en la tabla 22.

**Tabla 22.- Médico especialista prescriptor del estudio**

		especialista				Total
		NEUROCIRUJANO	OFTALMÓLOGO	PEDIATRA	REHABILITADOR	
PROTOCOLO CRÁNEO	N	10	0	8	2	20
	%	50,0%	,0%	40,0%	10,0%	100,0%
CRANEOSINOSTOSIS	N	25	1	34	11	71
	%	35,2%	1,4%	47,9%	15,5%	100,0%
Total	N	35	1	42	13	91
	%	38,5%	1,1%	46,2%	14,3%	100,0%

**Pruebas de chi-cuadrado**

	Sig. asintótica (bilateral)
Significación	,635

Setenta y cuatro de los noventa y un estudios de TC realizados supusieron el primer estudio y diecisiete fueron estudios de control, siendo el máximo cinco estudios en un paciente (tabla 23).

**Tabla 23.- Número de estudios de TC**

	<b>Frecuencia</b>	<b>Porcentaje</b>
1	74	81,3 %
2	7	7,7 %
3	6	6,6 %
4	3	3,3 %
5	1	1,1 %
<b>Total</b>	91	100 %

No se encontró diferencia significativa en cuanto al número medio de estudios de TC distribuidos por protocolo (tabla 24).

**Tabla 24.- Número medio de TC según protocolo**

PROTOCOLO	Media	N	Desv. típ.
1	1,45	20	,686
2	1,32	71	,875
Total	1,35	91	,835

**U de Mann-Whitney**

	num_ estudios_TAC
Sig. asintót. (bilateral)	,074

En los setenta y cuatro nuevos pacientes se diagnosticaron los siguientes trece trastornos suturales (17,6 %): doce sinostosis suturales (siete sinostosis de suturas metópicas, dos sinostosis sagitales, una sinostosis coronal unilateral, una sinostosis lambdoidea unilateral, una sinostosis coronal y lambdoidea unilateral) y un paciente con cierre sutural retrasado (tabla 25).

**Tabla 25.- Diagnósticos de trastornos suturales en nuevos pacientes**

<b>Alteración sutural</b>	<b>Frecuencia</b>	<b>Porcentaje</b>
Sinostosis metópica	7	9,5 %
Sinostosis sagital	2	2,7 %
Sinostosis coronal unilateral	1	1,4 %
Sinostosis lambdoidea unilateral	1	1,4 %
Sinostosis coronal y lambdoidea	1	1,4 %
Cierre sutural retrasado	1	1,4 %

Los hallazgos globales en relación con patología ósea y sutural quedan expuestos en la siguiente tabla 26.

**Tabla 26.- Hallazgos globales**

<b>Hallazgos</b>	<b>Frecuencia</b>	<b>Porcentaje</b>
Sinostosis metópica	12	13,2 %
Sinostosis coronal	9	9,9 %
Sinostosis sagital	6	6,6 %
Sinostosis lambdoidea	1	1,1 %
Sinostosis coronal-lambdoidea	1	1,1 %
Plagiocefalia parieto-occipital	48	52,8 %
Dolicocefalia	5	5,5 %
Cierre retrasado de suturas	1	1,1 %
Cefalohematoma	1	1,1 %
Fractura craneal lineal	1	1,1 %
Normal	6	6,6 %
<b>Total</b>	<b>91</b>	<b>100 %</b>

Los hallazgos según el protocolo de estudio se distribuyeron de la siguiente manera (tabla 27).

**Tabla 27.- Hallazgos según protocolo**

			hallazgos						Total	
			dolico	normal	otro	p po	scl	sm		ss
PROTOCOLO	CRÁNEO	N	1	0	2	9	5	2	1	20
		%	5,0%	,0%	10,0%	45,0%	25,0%	10,0%	5,0%	100,0%
	CRANEOSINOSTOSIS	N	4	6	1	39	6	10	5	71
		%	5,6%	8,5%	1,4%	54,9%	8,5%	14,1%	7,0%	100,0%
Total		N	5	6	3	48	11	12	6	91
		%	5,5%	6,6%	3,3%	52,7%	12,1%	13,2%	6,6%	100,0%

dolico: dolicocefalia, p po: plagiocefalia parietooccipital, scl: sinostosis sutura, coronal y lambdoidea, sm: sinostosis sutura metópica, ss: sinostosis sutura sagital, otro: cefalohematoma, fractura lineal y cierre sutural retrasado

**Pruebas de chi-cuadrado**

	Sig. asintótica (bilateral)
Significación	,156

Seis pacientes, del total de ochenta, padecían un síndrome. Presentando todos ellos un trastorno de cierre sutural (tabla 28).

**Tabla 28.- Pacientes sindrómicos**

Síndrome	Hallazgos TC
Síndrome de Apert	Sinostosis sutura coronal derecha
Síndrome de Crouzon	Sinostosis sutura coronal izquierda
Síndrome de Pfeiffer	Sinostosis coronal y lambdoidea unilateral
Síndrome de Prader-Willi	Sinostosis sutura metópica
Raquitismo hipofosfatémico ligado a X dominante	Sinostosis sutura sagital
Sde. polimalformativo e hipotiroidismo congénito	Cierre sutural retrasado

Nuestro protocolo de craneosinostosis, aunque es un estudio de baja dosis orientado principalmente al estudio del cráneo óseo, permite de forma imperfecta valorar las estructuras intracraneales como el tamaño y forma del sistema ventricular, línea media, parénquima cerebral y espacios extraaxiales (figura 43).

**Figura 43.- Visualización de estructuras intracraneales. Imagen axial de 5 mm**



Además, también se visualizaron hallazgos adicionales intracraneales que se muestran en la siguiente tabla (tabla 29, figura 44).

**Tabla 29.- Hallazgos adicionales**

<b>Hallazgos adicionales</b>	<b>Frecuencia</b>	<b>Porcentaje</b>
Hidrocefalia	2	2,5 %
Quiste aracnoideo	2	2,5 %
Osteoesclerosis	1	1,25 %
<b>Total</b>	<b>80</b>	<b>100 %</b>

**Figura 44.- Hidrocefalia. Imagen axial de 5 mm**



En cuanto a la radiografía simple de cráneo, diecinueve pacientes tenían una radiografía simple realizada previamente al estudio de TC con los siguientes hallazgos (tablas 30 y 31).

**Tabla 30.- Pacientes con radiografía simple de cráneo**

<b>Rx simple</b>	<b>Frecuencia</b>	<b>Porcentaje</b>
No	61	76,2 %
Si	19	23,8 %
<b>Total</b>	80	100 %

**Tabla 31.- Hallazgos radiografía simple cráneo**

<b>Hallazgos Rx simple</b>	<b>Frecuencia</b>	<b>Porcentaje</b>
Negativo	12	63,2 %
Rotado	2	10,5 %
Sinostosis metópica	3	15,8 %
Sinostosis sagital	1	5,3 %
Sinostosis coronal derecha	1	5,3 %
<b>Total</b>	19	100 %

También recogimos los datos en cuanto a necesidad de sedación (tabla 32) en los estudios realizados en el año 2010 y su distribución por protocolo de estudio sin encontrar diferencias significativas (tabla 33).

**Tabla 32.- Necesidad de sedación**

<b>Sedación</b>	<b>Frecuencia</b>	<b>Porcentaje</b>
No	23	57,5 %
Hidrato de Cloral	14	35 %
Diazepam rectal	3	7,5 %
<b>Total</b>	<b>40</b>	<b>100 %</b>

**Tabla 33.- Distribución de la sedación según protocolo**

			sedación			Total
			NO	hidrato de cloral	diazepam	
PROTOCOLO	cráneo	Recuento	2	0	0	2
		% de PROTOCOLO	100,0%	,0%	,0%	100,0%
	craneosinostosis	Recuento	21	14	3	38
		% de PROTOCOLO	55,3%	36,8%	7,9%	100,0%
<b>Total</b>		Recuento	23	14	3	40
		% de PROTOCOLO	57,5%	35,0%	7,5%	100,0%

**Pruebas de chi-cuadrado**

	Sig. asintótica (bilateral)
Significación	,459

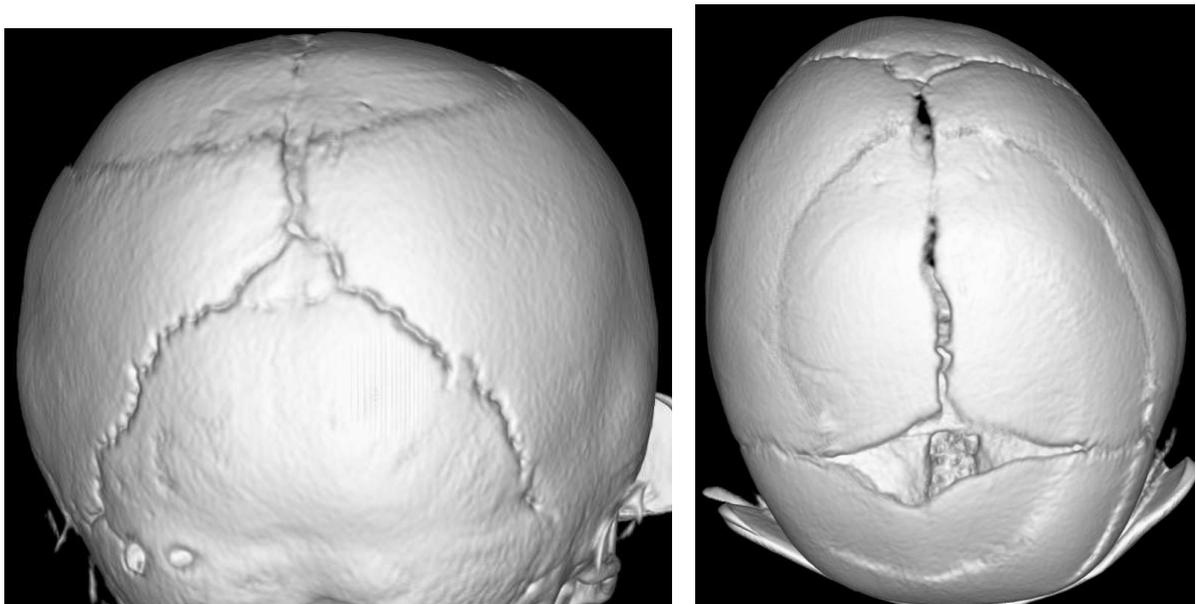
## 4.2. Evaluación de la calidad de imagen

Se siguieron los criterios de calidad de imagen en estudios por malformaciones craneofaciales en pacientes pediátricos según la guía europea para la TCMC (56).

Se añadió un criterio de valoración subjetiva de la reconstrucción 3D y el IR (intensidad de señal) de la imagen clínica.

La calidad fue buena en todos los estudios salvo uno en el que el paciente se movió, provocando artefacto de movimiento pese a lo cual la calidad del estudio fue considerada suficiente (y no fue debido a un problema en la técnica del estudio) (figura 45).

**Figura 45.- Artefacto de movimiento. Reconstrucción 3D visión posterior y superior**



Ningún estudio realizado presentó una calidad de imagen valorada como deficiente (tablas 34 y 35).

**Tabla 34.- Calidad de los estudios**

<b>Calidad</b>	<b>Frecuencia</b>	<b>Porcentaje</b>
Buena	90	98,9 %
Suficiente	1	1,1 %
Deficiente	0	0 %
<b>Total</b>	<b>1</b>	<b>100 %</b>

**Tabla 35.- Calidad según protocolo**

			<b>CALIDAD</b>		Total
			SUFICIENTE	BUENA	
PROTOCOLO	CRÁNEO	N	0	20	20
		%	,0%	100,0%	100,0%
	CRANEOSINOSTOSIS	N	1	70	71
		%	1,4%	98,6%	100,0%
Total		N	1	90	91
		%	1,1%	98,9%	100,0%

**Pruebas de chi-cuadrado**

	Sig. asintótica (bilateral)
Significación	1,000

### 4.3. Estimación de las dosis de radiación

#### 4.3.1. Magnitudes dosimétricas y valores de dosis impartidas

Los parámetros medios por protocolo de estudio: kilovoltaje, miliamperios (corte inferior, medio y superior), CTDIvol, DLP, E, longitud de examen, número de imágenes, IR, valores de UH en ROI (0,6 cm<sup>2</sup>) y SD en cabeza de caudado y tálamo, así como diámetros máximos del cráneo óseo (anteroposterior y laterolateral), quedan reflejados en la siguiente tabla (tabla 36).

**Tabla 36.- Parámetros por protocolo**

PROTOCOLO		kV	mA i	mA m	mA s
CRÁNEO	Media	95,0	232,9	238,7	220,0
	N	20	20	20	20
	Desv. típ.	15,7	19,5	15,1	36,8
CRANEOSINOSTOSIS	Media	83,1	131,3	128,4	121,9
	N	71	71	71	71
	Desv. típ.	7,3	29,1	31,0	34,8
Total	Media	85,7	153,6	152,7	143,5
	N	91	91	91	91
	Desv. típ.	10,9	50,3	53,9	53,8

kV: kilovoltaje, mA i: mA corte inferior, mA m: mA corte medio, mA s: mA corte superior

#### U de Mann-Whitney

	kV	mA i	mA m	mA s
Sig. asintót. (bilateral)	,000	,000	,000	,000

PROTOCOLO		CTDI	DLP	E	long ex	num imágenes	NI
CRANEO	Media	18,8	281,4	2,6	12,7	203,9	6,5
	N	20	20	20	20	20	20
	Desv. típ.	8,1	128,2	1,2	1,3	20,5	,2
CRANEOSINOSTOSIS	Media	3,2	55,3	,5	12,5	199,5	12,5
	N	71	71	71	71	71	71
	Desv. típ.	1,9	32,4	,4	1,3	21,1	7,3
Total	Media	6,7	105,0	1,0	12,5	200,5	11,2
	N	91	91	91	91	91	91
	Desv. típ.	7,7	114,7	1,1	1,3	20,9	6,9

long ex: longitud examen, num imágenes: número de imágenes, IR: índice de ruido

#### U de Mann-Whitney

	CTDI	DLP	E	long ex	num imágenes	IR
Sig. asintót. (bilateral)	,000	,000	,000	,283	,283	,000

PROTOCOLO		caudado	SD	tálamo	SD	AP	LL
CRANEO	Media	28,5	6,7	28,4	6,6	14,4	12,2
	N	20	20	20	20	20	20
	Desv. típ.	3,0	1,7	2,7	1,6	2,4	1,6
CRANEOSINOSTOSIS	Media	31,0	16,8	30,3	17,0	14,3	11,9
	N	71	71	71	71	71	71
	Desv. típ.	2,7	4,2	2,7	4,4	1,7	1,2
Total	Media	30,4	14,6	29,9	14,7	14,3	11,9
	N	91	91	91	91	91	91
	Desv. típ.	3,0	5,7	2,8	5,8	1,9	1,3

caudado: UH ROI 0,6 cm<sup>2</sup>, SD: desviación estándar, tálamo: UH ROI 0,6 cm<sup>2</sup>, AP: diámetro anteroposterior

cráneo óseo, LL: diámetro laterolateral cráneo óseo

#### U de Mann-Whitney

	caudado	SD	tálamo	SD	AP	LL
Sig. asintót. (bilateral)	,002	,000	,013	,000	,656	,205

De la tabla anterior se observa que:

- No existen diferencias estadísticamente significativas en cuanto a longitud de examen, número de imágenes, diámetros anteroposterior o laterolateral del cráneo.
- Sí existen diferencias estadísticamente significativas por protocolo en cuanto a CTDIvol, DLP y E.

En cuanto a los parámetros técnicos en los tres grupos de estudio (tabla 37).

**Tabla 37.- Parámetros por grupos de estudio**

GRUPOS DE ESTUDIO		número estudios_TAC	kV	mA i	mA m	mA s
1	Media	1,45	95,00	232,85	238,70	220,00
	N	20	20	20	20	20
	Desv. típ.	,686	15,728	19,465	15,072	36,752
2	Media	1,34	85,79	140,45	140,45	140,45
	N	38	38	38	38	38
	Desv. típ.	,909	9,192	33,347	33,347	33,347
3	Media	1,30	80,00	120,70	114,61	100,52
	N	33	33	33	33	33
	Desv. típ.	,847	,000	18,776	21,245	21,843
Total	Media	1,35	85,71	153,59	152,67	143,45
	N	91	91	91	91	91
	Desv. típ.	,835	10,867	50,281	53,895	53,795

**Prueba de Kruskal-Wallis**

	num_ estudios_TAC	kv	mA i	mA m	mA s
Sig. asintót.	,193	,000	,000	,000	,000

GRUPOS DE ESTUDIO		CTDI	DLP	E	long ex	num imágenes	NI
1	Media	18,8	281,4	2,6	12,7	203,9	6,5
	N	20	20	20	20	20	20
	Desv. típ.	8,1	128,2	1,2	1,3	20,5	,2
2	Media	4,0	68,5	,7	12,3	197,2	7,3
	N	38	38	38	38	38	38
	Desv. típ.	2,3	39,6	,4	1,6	25,6	,0
3	Media	2,3	40,0	,4	12,6	202,1	18,6
	N	33	33	33	33	33	33
	Desv. típ.	,4	6,4	,1	,9	14,3	6,7
Total	Media	6,7	105,0	1,0	12,5	200,5	11,2
	N	91	91	91	91	91	91
	Desv. típ.	7,7	114,7	1,1	1,3	20,9	6,9

#### Prueba de Kruskal-Wallis

	CTDI	DLP	DE	long ex	num imágenes	NI
Sig. asintót.	,000	,000	,000	,317	,317	,000

GRUPOS DE ESTUDIO		caudado	SD	tálamo	SD	AP	LL
1	Media	28,476	6,7175	28,439	6,6285	14,400	12,195
	N	20	20	20	20	20	20
	Desv. típ.	2,9966	1,71648	2,7445	1,56839	2,3947	1,5719
2	Media	30,791	15,7353	30,099	15,6624	14,111	11,768
	N	38	38	38	38	38	38
	Desv. típ.	3,0274	4,93013	2,9872	4,99534	1,8806	1,3761
3	Media	31,220	17,9903	30,529	18,4900	14,473	11,997
	N	33	33	33	33	33	33
	Desv. típ.	2,3181	2,92028	2,2665	2,95586	1,4399	1,0573
Total	Media	30,437	14,5711	29,890	14,7023	14,305	11,945
	N	91	91	91	91	91	91
	Desv. típ.	2,9507	5,67557	2,7788	5,83266	1,8520	1,3136

#### Prueba de Kruskal-Wallis

	caudado	SD	tálamo	SD	AP	LL
Sig. asintót.	,005	,000	,035	,000	,438	,388

De la tabla anterior se observa nuevamente que:

- No existen diferencias estadísticamente significativas en cuanto a longitud de examen, número de imágenes, diámetros anteroposterior o laterolateral del cráneo óseo.
- Sí existen diferencias estadísticamente significativas por grupos en cuanto a CTDIvol, DLP y E.

En relación con la dosis (CTDIvol, DLP y E) y la optimización de la misma:

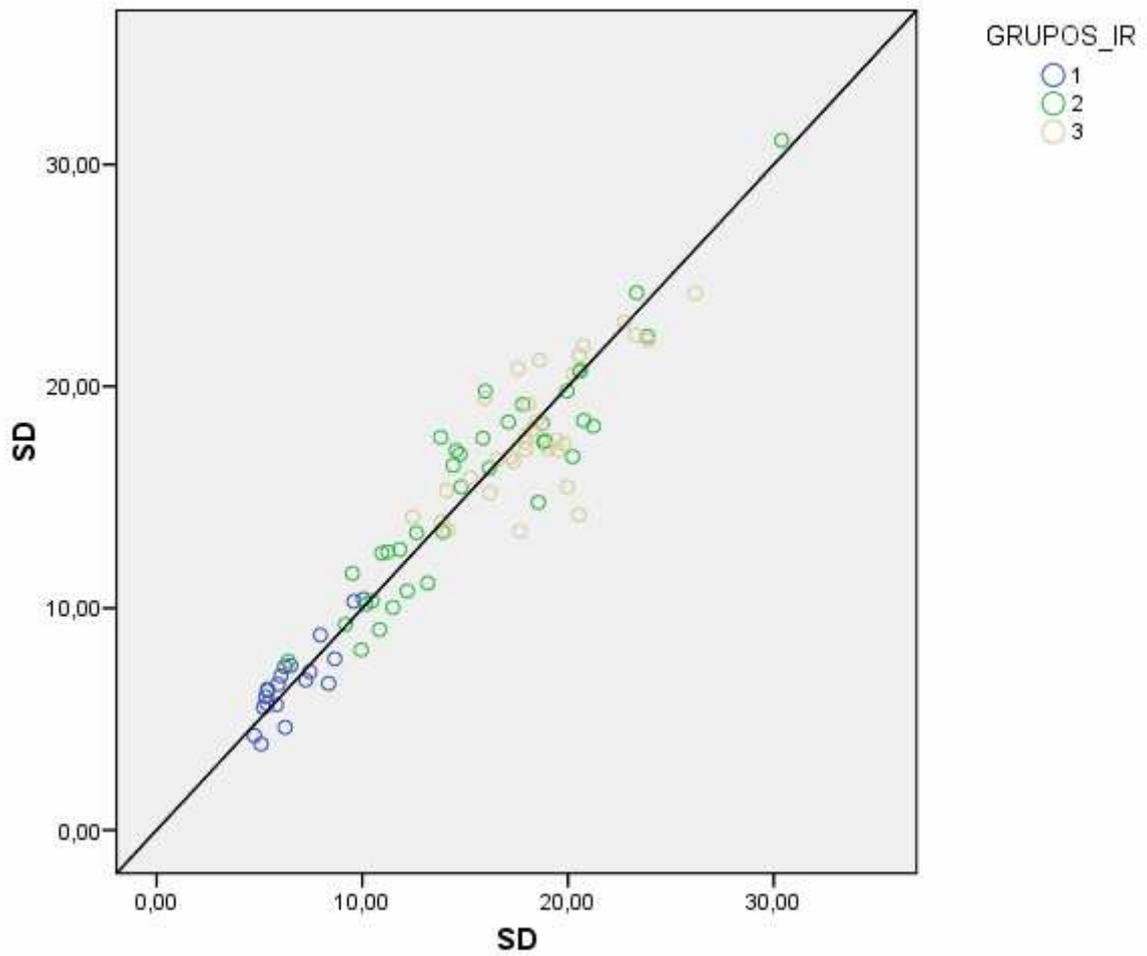
- Nuestro estudio de TC de cráneo estándar (grupo 1) está por debajo de la dosis recomendada por la guía europea (56) y es notablemente inferior a la recomendada por la Sociedad Francesa de Diagnóstico Por Imagen Pediátrica (110) (tablas 44 y 45).
- La reducción de dosis conseguida con la progresiva optimización del protocolo de baja dosis (protocolo de craneosinostosis finalmente alcanzado, grupo 3) es de, al menos, 6,5 a 8,2 veces en relación con nuestro TC de cráneo estándar (tabla 38).

**Tabla 38.- Dosis en los grupos de estudio**

<b>GRUPOS DE ESTUDIO</b>		<b>CTDIvol (mGy)</b>	<b>DLP (mGy·cm)</b>	<b>E (mSv)</b>
1	Media (SD)	18,8 (8,1)	281,4 (128,2)	2,6 (1,2)
	N	20	20	20
	Veces reducción	1,0	1,0	1,0
2	Media (SD)	4,0 (2,3)	68,5 (39,6)	0,7 (0,4)
	N	38	38	38
	Veces reducción	4,7	4,1	3,7
3	Media (SD)	2,3 (0,4)	40,0 (6,4)	0,4 (0,1)
	N	33	33	33
	<b>Veces reducción</b>	<b>8,2</b>	<b>7,0</b>	<b>6,5</b>

Se realizó un estudio de correlación, en todos los pacientes, entre los valores de SD medidos en cabeza de caudado y tálamo obteniendo un muy buen coeficiente de correlación con significación estadística (figura 46).

**Figura 46.- Correlación entre SD en tálamo y caudado**



Los coeficientes son significativos, aunque variables en su dimensión, en función de los grupos de estudio (tabla 39).

**Tabla 39.- Correlación de SD en tálamo y caudado en total de casos y por grupos**

Total de casos	Correlación de Pearson	0,953
	Significación (bilateral)	0,000
	N	91
Grupo 1	Correlación de Pearson	0,851
	Significación (bilateral)	0,000
	N	20
Grupo 2	Correlación de Pearson	0,931
	Significación (bilateral)	0,000
	N	38
Grupo 3	Correlación de Pearson	0,754
	Significación (bilateral)	0,000
	N	33

En relación con los cambios en los parámetros del estudio por año, la evolución de los mismos queda representada en la tabla 40.

**Tabla 40.- Cambios en los parámetros de estudio según año**

AÑO		num estudios TC	kV	mA i	mA m	mA s
2008	Media	1,44	99,26	191,96	195,74	183,30
	N	27	27	27	27	27
	Desv. típ	,934	11,743	44,721	47,429	44,772
2009	Media	1,33	80,00	157,00	157,63	156,58
	N	24	24	24	24	24
	Desv. típ	,816	,000	54,121	54,734	53,805
2010	Media	1,30	80,00	125,65	120,63	108,68
	N	40	40	40	40	40
	Desv. típ	,791	,000	30,763	32,924	34,481
Total	Media	1,35	85,71	153,59	152,67	143,45
	N	91	91	91	91	91
	Desv. típ	,835	10,867	50,281	53,895	53,795

**Prueba de Kruskal-Wallis**

	num Estudios TC	kV	mA i	mA m	mA s
Chi-cuadrado	1,077	67,248	29,123	32,500	39,540
gl	2	2	2	2	2
Sig. asintót.	,584	,000	,000	,000	,000

AÑO		CTDI	DLP	E	long ex	núm_ imágenes	NI
2008	Media	13,8285	215,4811	2,0191481	12,528	200,44	6,9622
	N	27	27	27	27	27	27
	Desv. típ.	10,12184	151,08087	1,379523	1,5699	25,119	,39056
2009	Media	5,1367	78,5304	,8133830	12,438	199,00	7,0850
	N	24	24	24	24	24	24
	Desv. típ.	4,30938	57,56176	,65917893	1,5318	24,509	,34501
2010	Media	2,7583	46,2270	,4471945	12,584	201,35	16,5700
	N	40	40	40	40	40	40
	Desv. típ.	1,91403	27,76221	,27368020	,9579	15,326	7,53912
Total	Media	6,6701	104,9648	1,0101755	12,529	200,46	11,2178
	N	91	91	91	91	91	91
	Desv. típ.	7,66366	114,71109	1,072325	1,3088	20,940	6,88648

#### Prueba de Kruskal-Wallis

	CTDI	DLP	E	long ex	núm imágenes	NI
Chi-cuadrado	39,035	33,655	30,595	,300	,300	51,355
gl	2	2	2	2	2	2
Sig. asintót.	,000	,000	,000	,861	,861	,000

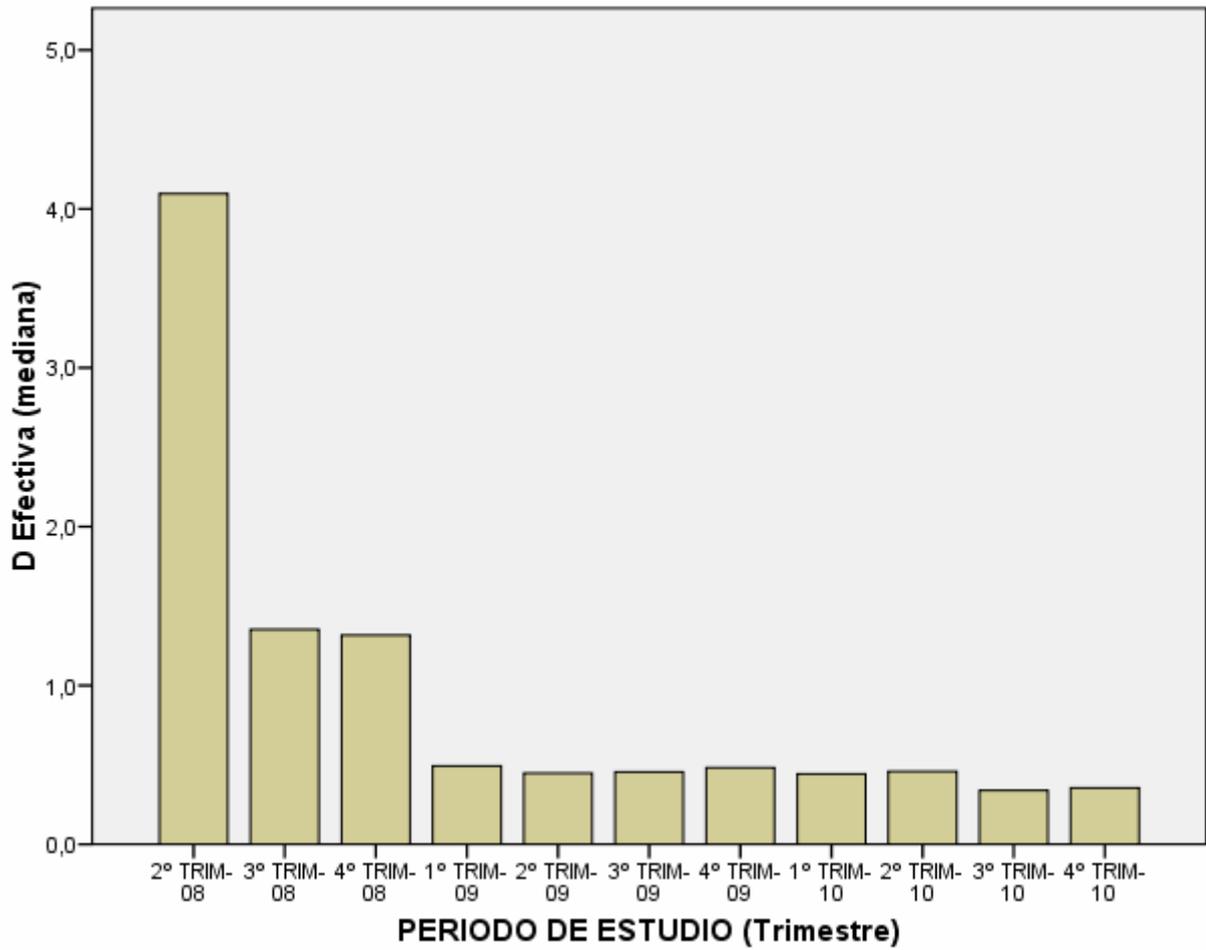
AÑO		caud . 6cm2 med	SD	talamo med	SD	AP	LL
2008	Media	29,411	9,6893	29,558	9,4167	14,296	12,267
	N	27	27	27	27	27	27
	Desv. típ.	2,1960	4,16477	2,1642	4,27495	2,1906	1,4074
2009	Media	30,351	15,1925	29,042	15,3813	13,979	11,542
	N	24	24	24	24	24	24
	Desv. típ.	4,3110	6,56668	3,8483	6,43519	2,1123	1,4578
2010	Media	31,182	17,4935	30,624	17,8628	14,508	11,970
	N	40	40	40	40	40	40
	Desv. típ.	2,1485	3,44168	2,2117	3,46870	1,4063	1,1118
Total	Media	30,437	14,5711	29,890	14,7023	14,305	11,945
	N	91	91	91	91	91	91
	Desv. típ.	2,9507	5,67557	2,7788	5,83266	1,8520	1,3136

#### Prueba de Kruskal-Wallis

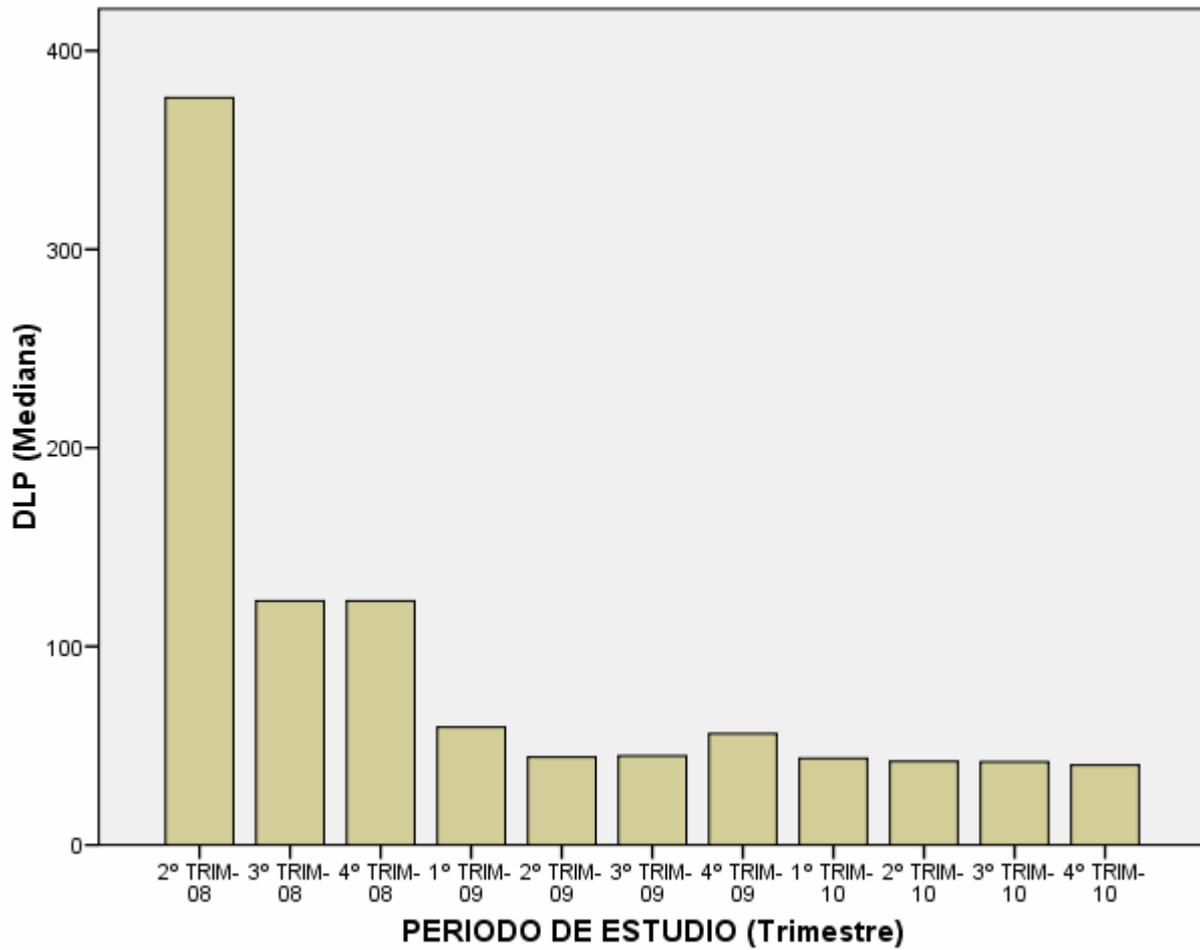
	caud . 6cm2 med	SD	talamo med	SD	AP	LL
Chi-cuadrado	9,277	30,723	5,105	34,047	2,020	3,793
gl	2	2	2	2	2	2
Sig. asintót.	,010	,000	,078	,000	,364	,150

A continuación se muestra de forma gráfica el descenso en los valores de los parámetros de exposición a radiaciones ionizantes (DE, DLP y CTDIvol) a lo largo del período de estudio por trimestres (figuras 47-49).

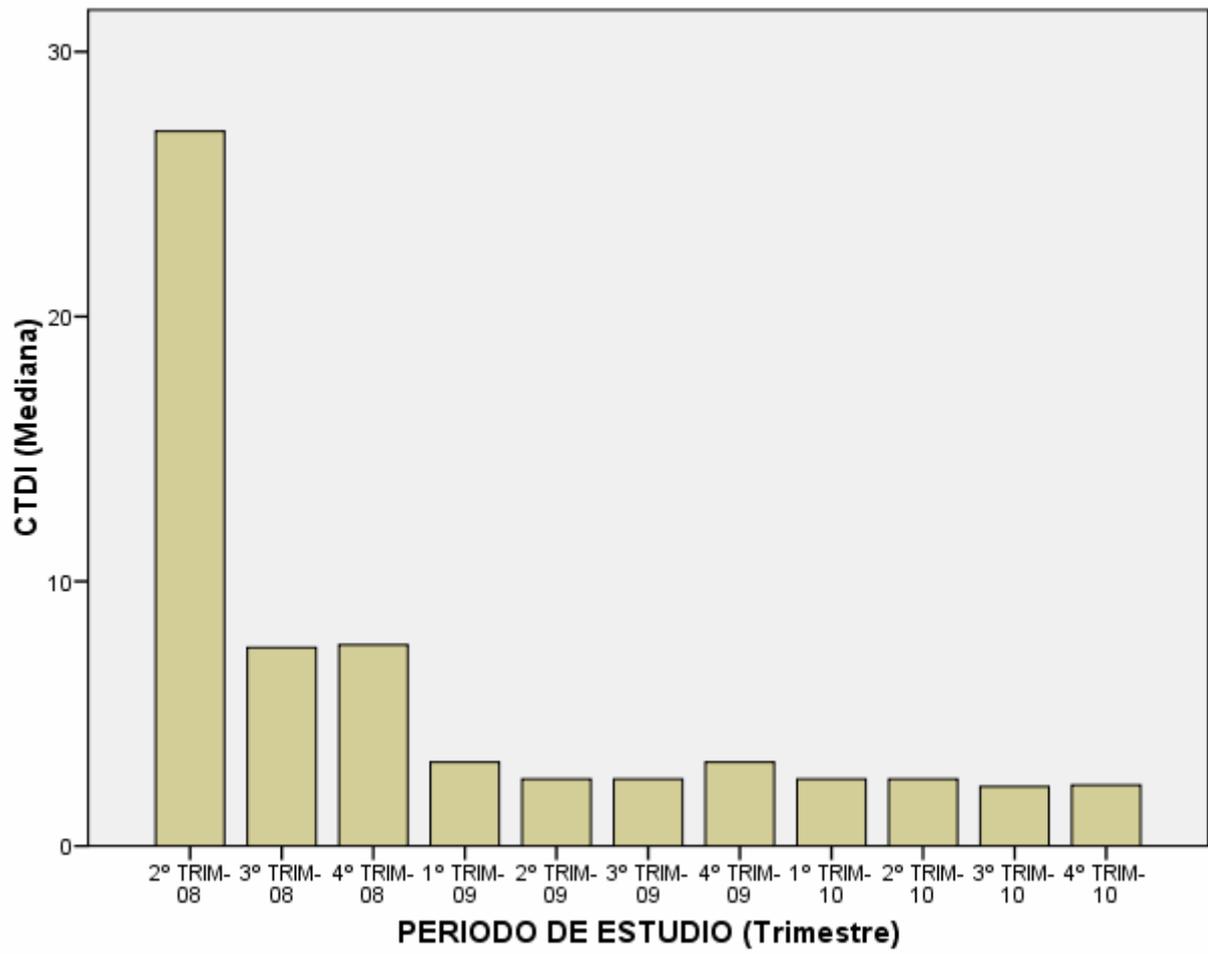
**Figura 47.- Variación E durante el estudio. Total de casos**



**Figura 48.- Variación DLP durante el estudio. Total de casos**

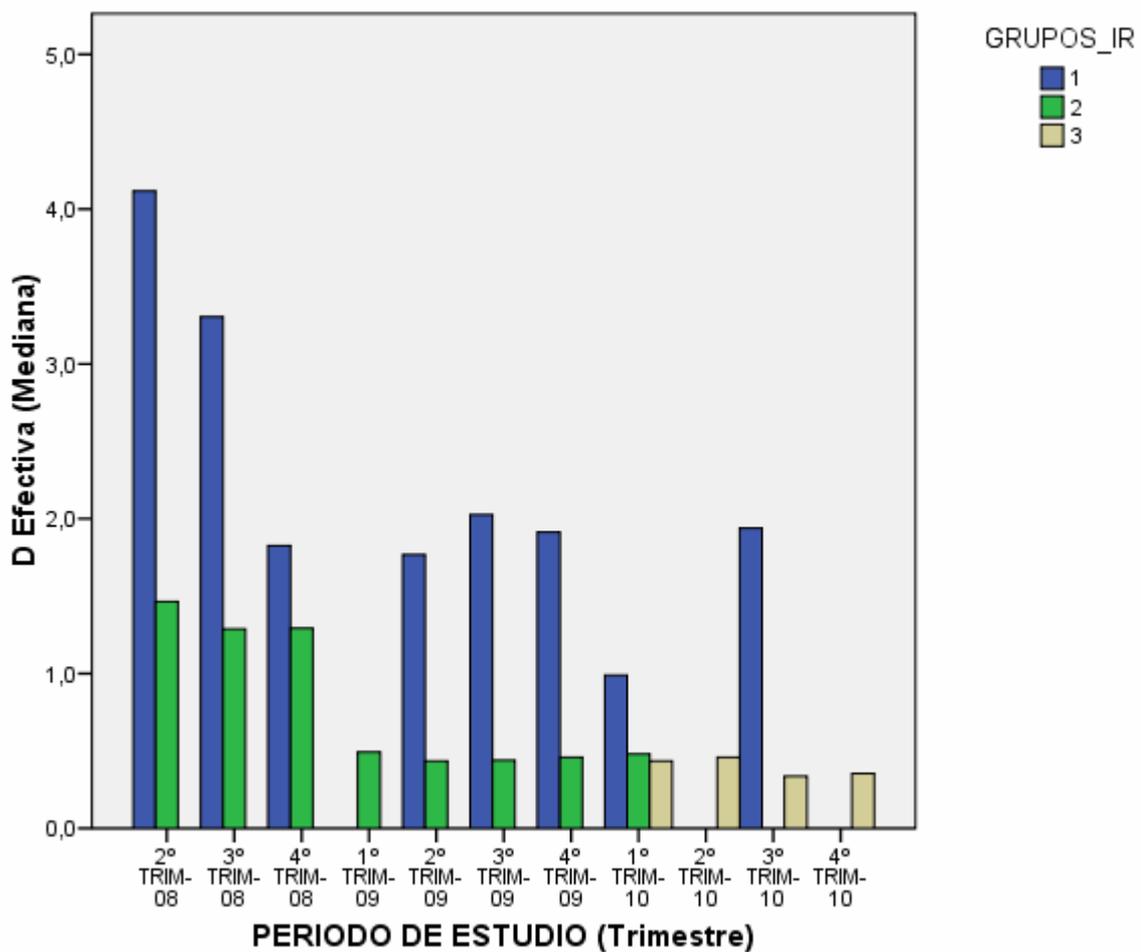


**Figura 49.- Variación CTDIvol durante el estudio. Total de casos**



También se muestra, de forma gráfica, el descenso a lo largo del período de estudio (trimestres) de los valores de los parámetros de exposición a radiaciones ionizantes (E, DLP y CTDIvol) por grupos de estudio. Se visualiza cómo los grupos 2 y 3 (protocolo craneosinostosis) tienen una menor exposición que el protocolo de cráneo estándar (figuras 50-52).

**Figura 50.- Variación E durante el estudio por grupos de estudio (índice de ruido)**



**Figura 51.- Variación DLP durante el estudio por grupos de estudio (índice de ruido)**

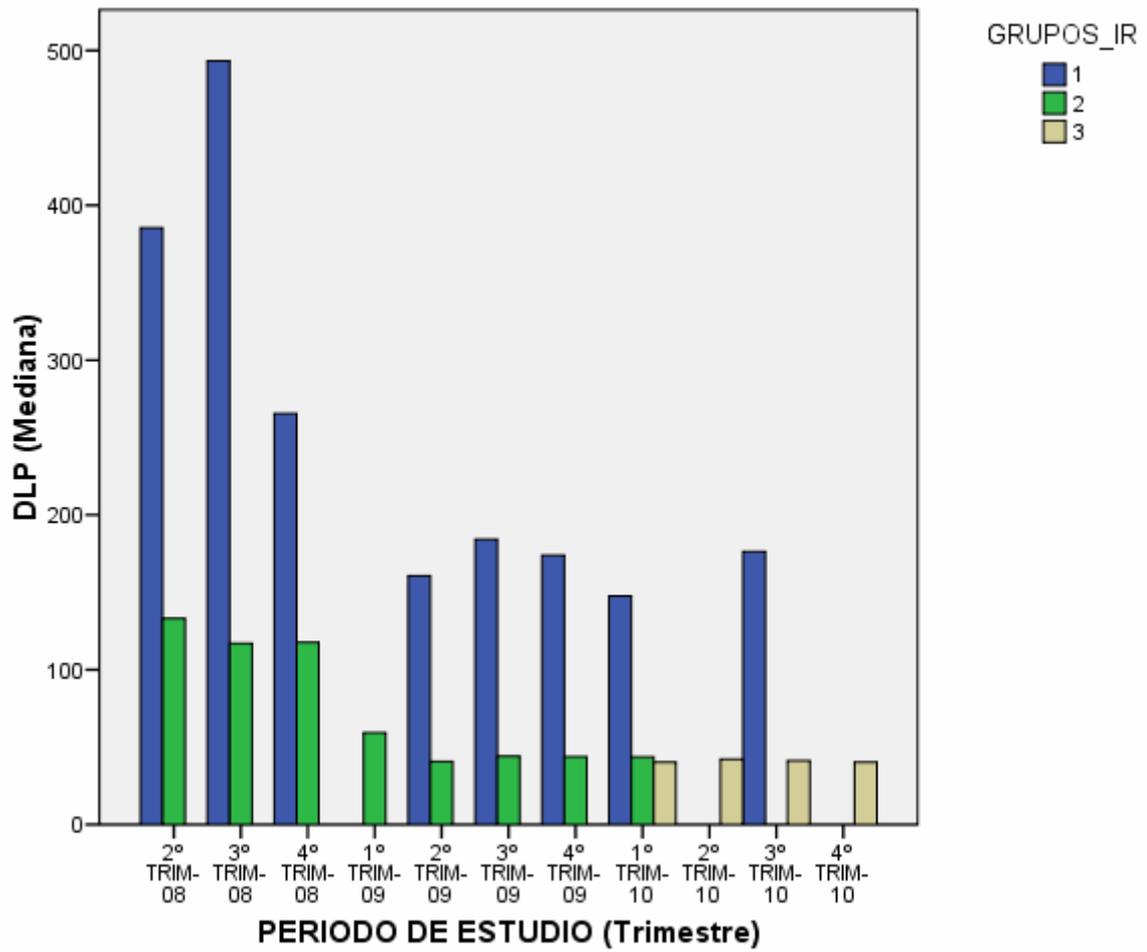
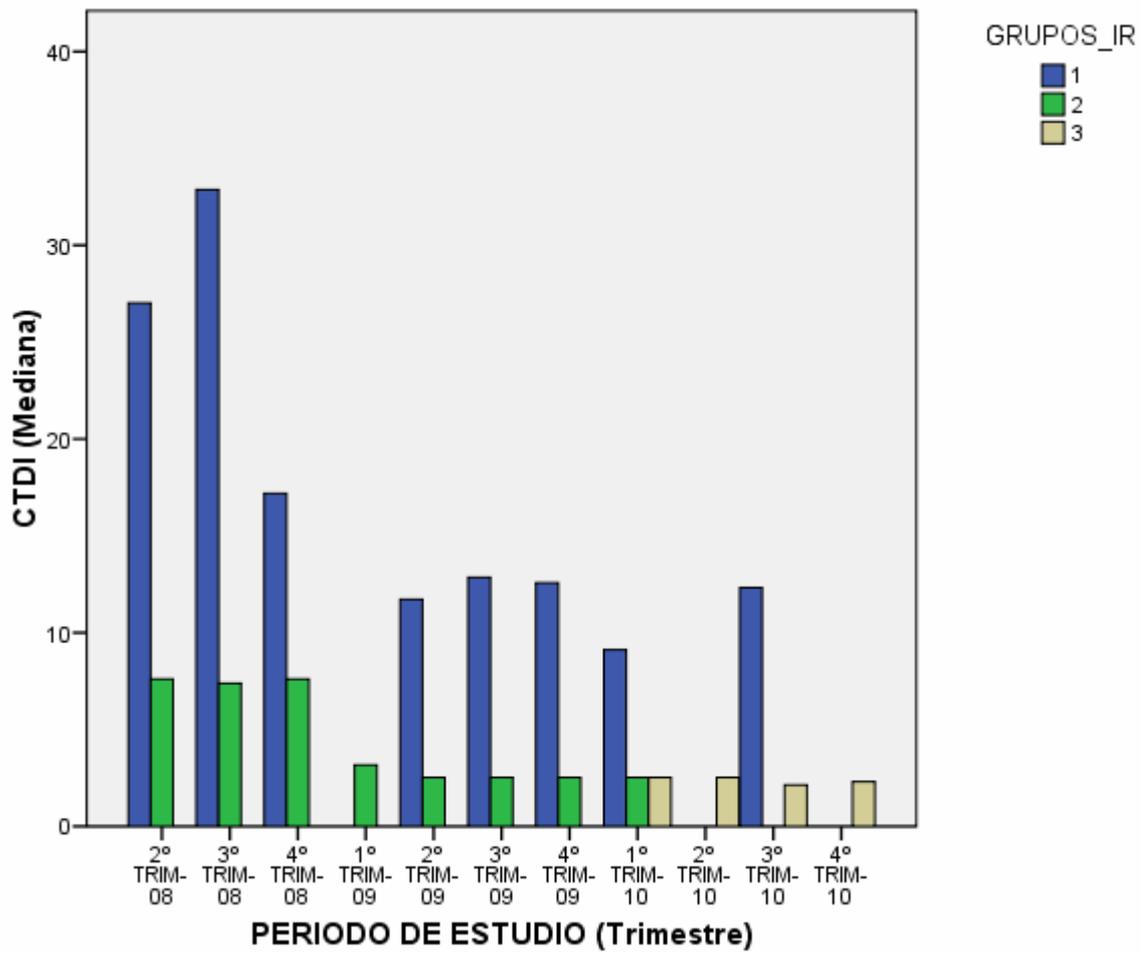


Figura 52.- Variación CTDI durante el estudio por grupos de estudio (índice de ruido)



#### 4.3.1.1. Magnitudes de dosis

En la siguiente tabla se recogen los valores medio, rango, mediana e intervalo central de confianza al 50 % (p25-p75) del CTDIvol, DLP y E en los dos protocolos (protocolo cráneo y protocolo craneosinostosis) tanto para niños menores de un año como de uno a cinco años (tabla 41).

**Tabla 41.- Valores obtenidos en TC según edad y grupo**

TC cráneo	CTDIvol (mGy)		DLP (mGy·cm)		E (mSv)	
	Mediana	p25-p75	Mediana	p25-p75	Mediana	p25-p75
<b>Menores de 1 año</b>						
Cráneo (grupo 1)	12,8	11,9-26,4	185,8	172,2-375,3	2,0	1,9-4,1
Craneosinostosis (grupo 2)	2,5	2,5-7,4	44,3	39,3-117,4	0,5	0,4-1,3
(grupo 3)	2,4	1,9-2,5	40,4	33,4-42,7	0,4	0,4-0,5
<b>De 1 a 5 años</b>						
Cráneo (grupo 1)	25,8	15,2-31,6	406,2	236,0-506,5	2,9	1,6-3,9
Craneosinostosis (grupo 2)	3,7	2,5-5,7	73,7	47,5-111,4	0,3	0,3-0,7
(grupo 3)	2,5	2,2-2,7	43,9	42,1-46,5	0,3	0,3-0,4

#### **4.3.1.2. Dosis en órganos y riesgo de cáncer**

El órgano de riesgo significativo en el estudio es el cerebro y la parte proporcional de hueso, incluida la médula ósea. En el resto de los órganos la dosis no es significativa ( $< 0,01$  mGy).

Se calculó el riesgo de cáncer adicional en los exámenes de TC realizados por protocolos y grupos de estudio con las calculadoras de riesgo de la Sociedad Americana de Técnicos de Radiología (<http://www.xrayrisk.com/index.php>) y de la Universidad de Washington (<http://faculty.washington.edu/aalessio/doserisk2/>) (111, 112).

Estas calculadoras dan una estimación media del riesgo de cáncer adicional que supone la dosis de radiación recibida sobre el riesgo basal de padecer un cáncer invasivo a lo largo de la vida. Son estimaciones generales y no tienen en cuenta factores de riesgo individuales como estilo de vida (tabaquismo, dieta, ejercicio), historia familiar (genética) o exposición a radiación. La mayoría de los cánceres ocurren a edad avanzada, siendo el riesgo de mortalidad por cáncer del 25 % (111, 112).

En cuanto al riesgo calculado de cáncer, existen pequeñas diferencias –aunque significativas– entre el incremento de riesgo para los niños sometidos al protocolo de cráneo frente a los de craneosinostosis, calculados con ambas ecuaciones (tabla 42).

**Tabla 42.- Riesgo calculado de cáncer por protocolo**

PROTOCOLO		riesgo_ basal_xray	riesgo_ adicional_xray	riesgo_b_ alessio	riesgo_ad_ alessio
CRANEO	Media	41,94	,05	44,09	,02
	N	20	20	20	20
	Desv. típ.	3,72	,04	2,31	,01
CRANEOSINOSTOSIS	Media	42,40	,00	44,38	,00
	N	71	71	71	71
	Desv. típ.	3,53	,01	2,19	,00
Total	Media	42,30	,01	44,32	,01
	N	91	91	91	91
	Desv. típ.	3,55	,03	2,20	,01

riesgo basal y adicional calculadora x-ray, riesgo basal y adicional calculadora Alessio (U. de Washington)

### Prueba de Mann-Whitney

	riesgo_ basal_xray	riesgo_ adicional_xray	riesgo_b_ alessio	riesgo_ad_ alessio
Sig. asintót. (bilateral)	,610	,000	,610	,000

Aunque existen diferencias en la E de ambos grupos de craneosinostosis, debido al pequeño valor del factor de riesgo y a la precisión (primer decimal significativo) de las calculadoras de riesgo, existe una pequeña diferencia entre los grupos 2 y 3 detectada por la primera de las calculadoras de riesgo, diferencia que no es detectada por la segunda de ellas (tabla 43).

**Tabla 43.- Riesgo calculado de cáncer por grupos de estudio**

Grupo		riesgo_ basal_xray	riesgo_ adicional_xray	riesgo_b_ alessio	riesgo_ad_ alessio
1	Media	41,94	,05	44,09	,02
	N	20	20	20	20
	Desv. típ.	3,72	,04	2,31	,01
2	Media	41,98	,01	44,12	,00
	N	38	38	38	38
	Desv. típ.	3,67	,01	2,27	,00
3	Media	42,88	,00	44,68	,00
	N	33	33	33	33
	Desv. típ.	3,35	,00	2,08	,00
Total	Media	42,30	,01	44,32	,01
	N	91	91	91	91
	Desv. típ.	3,55	,03	2,20	,01

riesgo basal y adicional calculadora x-ray, riesgo basal y adicional calculadora Alessio (U. de Washington)

### Prueba de Kruskal-Wallis

	riesgo_ basal_xray	riesgo_ adicional_xray	riesgo_b_ alessio	riesgo_ad_ alessio
Sig. asintót.	,496	,000	,496	,000

## **5. DISCUSIÓN**



La TC como herramienta diagnóstica ha sido y es uno de los avances más importantes en medicina (113). Esta tecnología ha transformado la práctica médica por la información crítica que aporta para el mejor diagnóstico y manejo de los pacientes. Es por ello que su uso ha aumentado de forma significativa, tanto en pacientes adultos como en pacientes pediátricos.

Desde finales de los años ochenta del siglo XX, radiólogos, radiólogos pediátricos, radiofísicos, sociedades médicas como Imaging Performance Assessment of CT Scanners Group, Society for Pediatric Radiology, agencias gubernamentales como las americanas National Council on Radiation Protection and Measurements, Food and Drug Administration y National Cancer Institute han advertido sobre el uso creciente de la TC en pediatría y de la necesidad de un uso juicioso de esta tecnología por la inherente exposición a radiaciones ionizantes (114).

Al mismo tiempo, muchos autores documentaron que los parámetros en pacientes pediátricos de la TC helicoidal no estaban ajustados al tipo de examen, a la edad o al tamaño del paciente y concluyeron que los niños estaban siendo sometidos a dosis innecesariamente altas de radiación (115).

Por estas razones, se está trabajando cada vez más en la reducción de la exposición a radiaciones ionizantes y, consiguientemente, en sus riesgos asociados. Particularmente, en pediatría este debe ser uno de los objetivos principales del radiólogo pediátrico, especialmente en los estudios de TC. Para ello se está investigando en dos frentes fundamentales: la justificación de los estudios y la optimización de los mismos.

La justificación puede ser definida como el principio de protección radiológica por el cual una exposición médica de radiodiagnóstico debe producir un beneficio neto suficiente frente al detrimento individual que pueda causar (96).

La reducción de dosis comienza en la adecuada indicación del estudio de TC (justificación). Para ello, la correcta comunicación entre el clínico y el radiólogo es esencial.

Solamente con una precisa información clínica podrá el radiólogo decidir cual será la modalidad de imagen más apropiada para resolver la cuestión clínica. En el caso concreto de la TC esta información ayudará además al radiólogo a optimizar el tipo de examen (87).

Publicaciones recientes estiman en un porcentaje algo superior al 30 % los estudios de TC pediátrico innecesarios o sustituibles por otras pruebas de imagen que no utilizan radiaciones ionizantes. Las razones aducidas incluyen indicaciones erróneas o discutibles, razones médico-legales e incluso exámenes repetidos de forma innecesaria por falta de comunicación o conocimiento del médico peticionario (87).

Además, los sondeos entre los clínicos muestran que un 75 % de ellos subestiman la dosis de radiación que supone un estudio de TC y un 90 % infravalora los riesgos potenciales inherentes a la radiación ionizante. Ahora bien, estos datos están basados en estudios de EE. UU. y no son completamente equiparables a la situación en Europa, donde, por ejemplo, la ecografía está más extendida como prueba de imagen en pediatría en indicaciones de patología abdominal (87).

En el caso concreto del estudio del cráneo óseo en pacientes con deformidad craneal, no disponemos de una prueba alternativa sin radiación que aporte una información global tan detallada y con capacidad para la reconstrucción volumétrica como la que nos ofrece la TC. Donde sí tenemos margen de mejora es en la adecuada indicación del estudio (justificación) además de en la optimización de los protocolos de estudio de la TC. Así por ejemplo, la muy frecuente plagiocefalia posterior es la principal indicación de estudio de TC para descartar sinostosis de la sutura lambdoidea cuando la incidencia real de esta sinostosis es mínima (12, 17).

En general, y para minimizar la exposición de los niños a radiación, y también en un porcentaje significativo de casos a sedación innecesaria, se ha propuesto que los estudios de imagen sean solicitados por un especialista en esta patología y no por el pediatra de cabecera. Sería este médico especialista (generalmente neurocirujano, pediatra o médico

rehabilitador) el que valore por medios exclusivamente clínicos la mayoría de los pacientes, sin solicitar pruebas de imagen y reservando éstas para pacientes claramente patológicos con vistas a la planificación terapéutica y para algunos pacientes dudosos (12).

Optimizar es definido por el *diccionario de la Real Academia Española* como “buscar la mejor manera de realizar una actividad” (116). La optimización en protección radiológica es el principio por el cual, en una exploración de radiodiagnóstico, las dosis se mantendrán en los niveles más bajos que sea razonablemente posible, preservando la calidad de imagen (96). En otras palabras, el concepto actual de optimización para la realización de un examen radiológico, por ejemplo de TC, podría ser “calidad de imagen diagnóstica que permita una interpretación precisa con la dosis más baja posible” (89).

La calidad de imagen es mejor cuanto más fácil resulte extraer la información diagnóstica que motivó la prescripción de la exploración (96). Actualmente, cuando definimos los requisitos de calidad de imagen necesarios para un correcto diagnóstico, debemos hacerlo en términos de calidad de imagen suficiente para el diagnóstico, y siguiendo el criterio ALARA, con la menor cantidad de dosis posible.

Estudios de TCMC recalcan que la optimización para los diferentes tipos de tejido (hueso, partes blandas, vasos realzados con contraste, etc.) requiere diferentes ajustes de los parámetros de examen y será este ajuste de los parámetros de examen el que determine la dosis impartida al paciente. Muy especialmente, es motivo de particular preocupación la dosis de radiación impartida al paciente pediátrico, ya que es característicamente más radiosensible (89).

La optimización de la TCMC no se puede realizar de manera caprichosa. Es importante subrayar que las reducciones arbitrarias en la técnica de adquisición pueden resultar en un deterioro significativo de la calidad de la imagen, llegando los estudios de TC a ser clínicamente inaceptables. En este sentido, los protocolos de baja dosis deben buscar un equilibrio entre calidad de imagen y disminución de la radiación (72).

La optimización requiere un sólido conocimiento de todos los aspectos técnicos de la TC, no sólo de los parámetros de adquisición, sino también de nuevas técnicas de reducción de dosis (87). Esta adecuación y mejora de los protocolos de TC es un trabajo dinámico, de constante perfeccionamiento y adaptación a los sucesivos avances tecnológicos, la continua evolución del diseño y las nuevas capacidades de los equipos de TC, bien del mismo fabricante y ciertamente entre los distintos fabricantes. Cada aparato de TC requiere de un desarrollo de protocolos único para optimizar la dosis de radiación. Es por ello que el radiólogo debe trabajar con el radiofísico para llevar esta tarea a buen puerto, además de colaborar estrechamente con el técnico de aplicaciones de cada casa comercial (89).

Varias estrategias se han propuesto para reducir la dosis de radiación en estudios de TC, incluyendo CAE, menor kilovoltaje y miliamperaje, acotar la longitud del estudio y la utilización de blindajes superficiales y plomados (72).

También se han sugerido criterios de ajuste de dosis antropométricos adaptando los parámetros técnicos a la región a explorar como, por ejemplo, utilizar en estudios de TC de cráneo pediátricos como criterio objetivo de selección de mAs para ajuste de dosis la medida del diámetro máximo anteroposterior calculado en el topograma (79). Del mismo modo, y fundamentalmente para estudios pediátricos de TCMC de cuerpo (tórax, abdomen y pelvis), se ha propuesto el uso de un código de colores basado en el sistema de Broselow-Lutten que asigna un color al paciente pediátrico basado en su altura o peso. Se facilita así, además del adecuado uso de material médico (tubo endotraqueal), dosis farmacológicas y fluidoterapia i.v., la selección de un protocolo de TC adecuado al tamaño del niño (117, 118).

Se han publicado también trabajos de optimización de dosis en la TC de cráneo (TC de cráneo de baja dosis), reduciendo la exposición en pacientes pediátricos con hidrocefalia tratada mediante válvula de derivación. Estos pacientes son monitorizados periódicamente por medio de sucesivos estudios de TC de control y, por lo tanto, se busca la reducción de la dosis acumulada (72, 119).

Dado el creciente interés en el campo de la radiología por el desarrollo de estrategias de reducción de dosis y optimización de estudios, decidimos trabajar en el desarrollo de un protocolo específico de TCMC orientado al estudio del cráneo óseo en pediatría, de baja dosis, con calidad suficiente para el estudio del hueso y suturas. El objetivo principal era conseguir un protocolo de baja dosis, adaptativo (con capacidad de adaptación al cráneo de cada paciente). Este protocolo sería útil en pacientes referidos para estudio por deformidad craneal y, por extensión, también podría usarse en cualquier otra patología ósea craneal (lesiones óseas, seguimiento de fracturas, valoración de craneoplastias y craneotomías, etc.).

Para ello, de forma progresiva y partiendo de nuestro estudio de TC de cráneo estándar en niños, se redujo el kilovoltaje, se acotó el rango de miliamperaje y se aumentó el IR. El kilovoltaje se bajó hasta 80 kV, se delimitó el rango de miliamperaje situándolo finalmente entre 50 y 150 mA y gradualmente el IR fue aumentado hasta llegar a un valor de 23,22. Se buscaba un compromiso entre calidad de imagen y disminución de dosis, permitiendo que el aparato de TC modulase en función de la densidad (tamaño y grado de osificación) del cráneo de cada paciente. De esta manera se conseguiría que el protocolo de estudio fuera sencillo y se ajustara al paciente, evitando maniobras adicionales como la anteriormente mencionada propuesta de la literatura de realizar una medición del diámetro máximo del cráneo sobre el topograma para modificar después, y en función de esta medida, el miliamperaje.

Con el fin de tener un parámetro para la evaluación objetiva de la calidad de imagen, añadimos al estudio un criterio de valoración objetiva del ruido (intensidad de señal) con una ROI en cabeza de caudado y tálamo. Comprobamos que la correlación entre ambos era muy buena, con un valor cercano a la unidad, lo que permitiría utilizar solamente uno de ellos como referencia. Aunque la correlación entre los valores de la SD medida en tálamo y/o caudado y el IR del protocolo muestran significación estadística aceptable, su correlación no

es óptima como para utilizarlo como indicador de imagen único y habremos de valorarlo conjuntamente con el IR del protocolo.

En lo referente a la visualización de las imágenes, siempre efectuada en la estación de trabajo, fue desarrollada la siguiente sistemática. En primer lugar, valoración de las estructuras intracraneales, al menos en el plano axial, con reconstrucciones de 5 mm en ventana de cerebro. Seguidamente, visualización de las imágenes con algoritmo de reconstrucción de hueso, al menos en plano axial, con grosor fino en modo de visualización media y grosor más grueso en modo de visualización MIP. Para, finalmente, terminar valorando la reconstrucción global de la imagen 3D.

En cuanto a los hallazgos en nuestros pacientes, se encontró un predominio de sinostosis de la sutura metópica en los nuevos pacientes, mayor que la recogida incluso en los estudios más recientes que apuntan hacia una mayor incidencia de sinostosis de la sutura metópica que la tradicionalmente estimada y que la situarían como la segunda causa más frecuente con un 28 % del total, posiblemente debido a un mejor diagnóstico clínico más que a un aumento real de su incidencia (21). La mayoría de las sinostosis de la sutura metópica de nuestro estudio eran formas leves o moderadas, que son detectables pero no tienen gran repercusión clínica y que incluso evolucionan hacia la remodelación normal con el tiempo (39).

Señalar también que pese a la infrecuencia de la sinostosis de la sutura lambdoidea, tuvimos un paciente afecto. Cabe destacar que este paciente tenía un estudio radiográfico simple realizado a la edad de dos meses y medio, previo al estudio de TC, que no detectó la misma. Esto redundaba en el hecho ya comentado de la menor sensibilidad del estudio radiográfico simple en los primeros tres meses de vida, ya que la baja mineralización del cráneo neonatal dificulta la valoración de la fusión de las suturas (3, 8, 28).

En relación con el tipo de craneosinostosis y si el paciente padecía o no un síndrome, cabe mencionar que setenta y cuatro pacientes eran niños sanos (92,5 %), que con frecuencia

presentaban uno o más factores de riesgo para la plagiocefalia deformacional tales como prematuridad, gemelaridad o tortícolis, y seis pacientes padecían un síndrome (7,5 %), cinco de ellos con cierre precoz de suturas y un paciente con cierre sutural retrasado. De estos cinco pacientes afectados por un síndrome y con sinostosis sutural, mencionar un paciente con síndrome de Prader-Willi y sinostosis de la sutura metópica como sinostosis probablemente incidental y no parte del espectro de anomalías del síndrome; como sí lo es, y de manera fundamental, en los otros cuatro síndromes (Apert, Crouzon, Pfeiffer y raquitismo hipofosfatémico ligado a X) (120).

Por otra parte, mencionar que en nuestra área sanitaria constituyen el grupo fundamental de exploración niños menores de un año y que, en cuanto a las tasas de exploración, hemos observado que permanecen constantes a lo largo del período sin modificaciones significativas en su frecuencia.

Se utilizaron protectores oculares de bismuto en la práctica totalidad de los pacientes, aportando una reducción de dosis adicional de aproximadamente el 50 % para el cristalino. Esto no supuso ningún inconveniente en la realización o interpretación de los estudios.

En cuanto a la necesidad de sedación para este tipo de estudios pudimos comprobar que en algo más de la mitad de ellos no necesitamos sedación farmacológica para la realización de los mismos (tabla 32).

Las magnitudes dosimétricas empleadas en el presente trabajo han sido el CTDIvol, DLP y E de cada estudio (una sola adquisición helicoidal o serie por estudio). La dosis aportada por el topograma se consideró despreciable y no fue objeto de cálculo específico (121).

Existe una gran variabilidad en relación con el valor de la dosis recomendada en TC de cráneo en pacientes pediátricos. En la práctica, se toma como valor de referencia el tercer cuartil de la distribución estadística de los estudios recogidos en sondeos de diferentes centros. Podemos utilizar como valores de dosis de referencia los recomendados por la Sociedad Francesa de Diagnóstico por Imagen Pediátrica (110) o los presentados en la guía europea de TCMC 2004 (56) (tabla 44 y 45).

**Tabla 44.- Recomendaciones de dosis para TC cráneo en pediatría. Sociedad Francesa de Diagnóstico por Imagen Pediátrica, guía de procedimientos según Brisse 2006**

<b>TC cráneo</b> Campo de visión 16cm	<b>CTDIvol (mGy)</b>	<b>DLP (mGy·cm)</b>	<b>E (mSv)</b>
1 año de edad altura 75cm peso 10 kg	30 ± 5	420 ± 70	4,62
5 años de edad altura 110cm peso 19 kg	40 ± 5	600 ± 75	4,02

**Tabla 45.- Niveles de referencia de dosis en estudios de TC cráneo pediátricos. Guía europea para la TCMC 2004**

<b>TC Cráneo</b>	<b>CTDIvol (mGy)</b> percentil 75	<b>DLP (mGy·cm)</b> percentil 75	<b>E (mSv)</b> percentil 75
Trauma o maltrato (1-12 meses)	31	333	2,6
Control hidrocefalia (4-6 años)	47	374	1,8

En base a esto tendríamos actualmente un rango de valores de dosis recomendados para la TC de cráneo en pacientes pediátricos de:

Niños de hasta un año

- CTDIvol: 31-35 mGy
- DLP: 333-490 mGy·cm
- E: 2,6-4,62 mSv

Niños de uno a cinco años

- CTDIvol: 45-47 mGy
- DLP: 374-675 mGy·cm
- E: 1,8-4,02 mSv

En otro estudio recientemente publicado, en dos hospitales, las E medias para estudios de cráneo en niños en un hospital de trauma y un hospital pediátrico regional estaban próximas a estos valores con unos valores de E entre 2,74 y 2,44 respectivamente para el grupo de edad de cero a tres años y unos valores de E entre 2,52 y 2,13 respectivamente para el grupo de edad de cuatro a nueve años (122).

Muy poco se ha escrito en la literatura médica en relación con la reducción de dosis en pacientes remitidos para estudio de deformidad craneal. En un avance de un estudio piloto recientemente publicado en relación con TC de baja dosis para el estudio del cráneo óseo en pacientes con craneosinostosis en el que no se especifican los parámetros técnicos, se reporta una reducción de dosis de un estudio de cráneo convencional con un CTDIvol medio de 26,1 mGy a una baja dosis de 2,85 mGy (123).

Partimos de la referencia de dosis de nuestro TC de cráneo estándar, que está por debajo de los niveles de dosis recomendadas con un CTDIvol medio de 18,8 mGy y una E media de 2,6 mSv, consiguiendo alcanzar un protocolo de baja dosis para TC de craneosinostosis, con buena calidad de imagen y una reducción de dosis muy significativa

respecto a nuestro TC de cráneo estándar, con un CTDIvol medio de 2,3 mGy (y un mínimo de 1,41 mGy) y con una E media de 0,4 mSv.

En pocas palabras, hemos alcanzado un protocolo de TC de cráneo de baja dosis que alcanza una reducción de dosis de unas ocho veces en relación con nuestro TC de cráneo estándar (que se encuentra por debajo de las recomendaciones de dosis europeas).

En relación con la comparación de E entre el protocolo de TC de craneosinostosis y nuestro estudio radiológico simple, tenemos que este último tendría una E de aproximadamente de 0,26 mSv frente a los 0,4 mSv del estudio de TC.

El disponer de este estudio optimizado para el estudio del cráneo óseo permite replantearnos la estrategia diagnóstica en pacientes con deformidad craneal. Nos permitiría realizar este estudio en pacientes clínicamente seleccionados, obviando la realización previa de estudios de radiología simple de cráneo cuya radiación está sólo algo por debajo del estudio de TC de cráneo baja dosis alcanzado (124). Este planteamiento permitiría simplificar las pruebas radiológicas realizando un solo estudio de imagen. Este enfoque sería más eficiente en términos de sencillez (un solo estudio), tiempo (menos visitas al hospital y menor número de pruebas de imagen con los inevitables tiempos de espera para la realización de las mismas), minimización de estudios técnicamente inaceptables (evitaríamos la repetición de radiografías simples movidas o rotadas), mayor sensibilidad a la hora de detectar hallazgos patológicos con el consiguiente impacto directo sobre el manejo y pronóstico del paciente y, por todo lo anterior, más coste efectivo. Podríamos abandonar la práctica seguida por una proporción importante de clínicos que actualmente solicita previamente radiografías simples. Proponemos el cambio a la práctica de un solo estudio de TC de cráneo de baja dosis, en pacientes claramente patológicos o dudosos, evitando así la dosis de radiación del estudio radiológico simple (2).

Por otra parte, el estudio valdría no sólo para el estudio de las craneosinostosis sino que también sería útil en la evaluación de pacientes con lesiones óseas, seguimiento de

fracturas, craneoplastias, craneotomías y, en general, en estudios donde el motivo principal del examen sea la valoración del hueso.

Ventajas adicionales de la optimización de los estudios y la reducción de los parámetros técnicos incluirían una mayor durabilidad del tubo y otros componentes de los aparatos que se traduciría en una disminución de las paradas de mantenimiento, con el consiguiente ahorro de costes y reducción de tiempos de inactividad de los equipos.

En otro orden de cosas, los modernos TCMC de las distintas casas comerciales difieren unos de otros en puntos esenciales como la geometría del escáner, el diseño de los detectores, la eficiencia de dosis y la técnica de colimación. Estas diferencias en la manufactura de los distintos aparatos hacen difícil la comparación entre equipos y el intercambio de protocolos entre equipos distintos casi imposible (87).

En nuestra comunidad autónoma, el SERGAS ha adquirido múltiples aparatos de TC similares de un mismo fabricante, con lo que el desarrollo de un protocolo puede implementarse al resto de equipos de la misma.

A partir del año 2008, el SERGAS ha adquirido los siguientes diecisiete equipos de TCMC de GE Healthcare:

- 8 LightSpeed VCT- 64 Canales (Vigo, Pontevedra, Santiago de Compostela, A Coruña, Lugo, Ferrol y Ourense).
- 2 LightSpeed VCT- 32 Canales (A Coruña y Santiago de Compostela).
- 7 BrightSpeed- 16 Canales (Salnés, Barbanza, Cee, Pontevedra, Monforte y Ferrol).

Se ha valorado también el riesgo de inducción de cáncer para los estudios de TC realizados, tanto por protocolo como por grupos de estudio (protocolo de cráneo estándar o grupo 1 y protocolo de craneosinostosis de baja dosis, grupos 2 y 3), demostrándose que el riesgo es muy bajo comparado con el riesgo basal para ambos protocolos y significativamente más bajo para el protocolo de craneosinostosis.

Como ya se ha comentado, existe creciente concienciación tanto entre los profesionales sanitarios como en la población general en relación con los potenciales efectos de la radiación en niños estudiados con TC. Se ha llegado a estimar, en base a datos de uso de TC en EE. UU. desde 1991 a 1996, un riesgo de cáncer atribuido del 0,4 % de todos los cánceres a la radiación por estudios de TC. Y, a su vez, extrapolando esa cifra al uso actual del TC, se ha estimado que esa cifra sería del 1,5 al 2 % (63), aunque estos datos están cuestionados debido a las limitaciones en la metodología de estimación del riesgo.

Pese a haber numerosos artículos científicos en relación con la dosis estimada y el riesgo, no tenemos una herramienta sencilla que permita al radiólogo calcular la dosis y el riesgo (111). En este sentido, se han implementado calculadoras de riesgo de cáncer, basadas en el BEIR VII, disponibles como aplicaciones en Internet (74, 111, 112). Estas calculadoras estiman el riesgo de cáncer y mortalidad por edad y el sexo del paciente fundándose en el actual, aunque imperfecto, conocimiento del riesgo de las radiaciones ionizantes (111, 112). Estas estimaciones deben ser vistas como valores aproximados que aportan una idea de la dosis impartida a una población y no intentan ser paciente-específicas (111).

En nuestro estudio se ha demostrado que el factor de riesgo de inducción de cáncer adicional para nuestro protocolo de cráneo estándar se encuentra entre 0,00045 % y 0,00119 % respecto al riesgo basal de padecer un cáncer a lo largo de la vida (estimado en un porcentaje que estaría en torno al 42-44 %), siendo el factor de riesgo para el protocolo final de craneosinostosis (grupo 3) despreciable, con un valor próximo a 0, respecto al riesgo basal. Esto no hace sino redundar en la importancia de la optimización puesto que estos pacientes pediátricos podrían ser sometidos a más de un estudio (estudios de control) u otros estudios diagnósticos. Minimizamos así el impacto de la suma de la dosis acumulada.

En cuanto a las limitaciones de nuestro estudio, mencionar que los estudios con parámetros de adquisición estándar y de baja dosis no fueron adquiridos simultáneamente y en el mismo paciente. Esto nos hubiera permitido una comparación más precisa entre los parámetros de calidad de imagen, aunque hubiese supuesto radiación adicional para nuestros pacientes pediátricos, inaceptable desde nuestro punto de vista.

Otra limitación es la dificultad de ocultar al radiólogo que valora la calidad de imagen, la técnica con que ha sido realizado el estudio, ya que las imágenes más ruidosas de los estudios de baja dosis hacen esto inviable y por lo tanto podría añadir un elemento de subjetividad a la hora de valorarlos.

Por último, nuestro protocolo de optimización de estudios de baja dosis ha sido modificado progresivamente con reducción de dosis paralela al incremento del IR de las imágenes y a la disminución del kilovoltaje y miliamperaje, lo cual dificulta su análisis pero que permite progresar en el objetivo de reducción de dosis.



## **6. CONCLUSIONES**



El objetivo general de optimizar la dosis de radiación en pacientes pediátricos remitidos para evaluación por deformidad craneal y sospecha de craneosinostosis en el CHUVI se ha conseguido de forma general mediante la reducción de dosis por un factor ocho respecto a nuestro estudio de cráneo estándar, que ya se encontraba por debajo de los niveles de dosis recomendados por la guía europea para la TCMC.

Las conclusiones en cuanto a los objetivos específicos son las siguientes:

1. Se ha presentado una rutina sistemática en la evaluación de los estudios y se ha constatado la buena calidad de todos ellos, salvo en un estudio en el que se produjo artefacto por movimiento del paciente.
2. Se ha estimado la E de la TC y del correspondiente estudio radiológico simple, constatándose que este último es sólo ligeramente inferior al protocolo de TC de cráneo optimizado alcanzado.
3. Se ha valorado la indicación de los estudios proponiéndose la realización del estudio de TC de baja dosis como estudio de imagen inicial en pacientes cuidadosamente seleccionados.
4. Se propone un protocolo pormenorizado en sus valores de referencia de dosis que puede ser aplicado en el resto de centros del SERGAS y puede también ser exportado a otros servicios de radiodiagnóstico.
5. Se ha evaluado la necesidad de sedación, constatándose que es necesaria en algo menos de la mitad de los pacientes.
6. En cuanto a la valoración del riesgo de inducción de cáncer en el estudio de baja dosis, se ha demostrado que el riesgo adicional de incidencia de cáncer es despreciable frente al riesgo basal del mismo.



## **7. BIBLIOGRAFÍA**



1. Carter R, Anslow P. Imaging of the calvarium. *Semin Ultrasound CT MR*. 2009 Dec;30(6):465-91.
2. Pattisapu JV, Gegg CA, Olavarria G, Johnson KK, Ruiz RL, Costello BJ. Craniosynostosis: diagnosis and surgical management. *Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2010 Sep;18(2):77-91.
3. Kirmi O, Lo SJ, Johnson D, Anslow P. Craniosynostosis: a radiological and surgical perspective. *Semin Ultrasound CT MR*. 2009 Dec;30(6):492-512.
4. Wu JK, Goodrich JT, Amadi CC, Miller T, Mulliken JB, Shanske AL. Interparietal bone (Os Incae) in craniosynostosis. *Am J Med Genet A*. 2010 Dec 22;Part A 155:287-94.
5. Coussens AK, Wilkinson CR, Hughes IP, Morris CP, van Daal A, Anderson PJ, et al. Unravelling the molecular control of calvarial suture fusion in children with craniosynostosis. *BMC Genomics*. 2007;8:458.
6. Fernbach SK. Craniosynostosis 1998: concepts and controversies. *Pediatr Radiol*. 1998 Sep;28(9):722-8.
7. Kirks DR, Griscom NT. *Practical pediatric imaging: diagnostic radiology of infants and children*. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott-Raven; 1998.
8. Kotrikova B, Krempien R, Freier K, Muhling J. Diagnostic imaging in the management of craniosynostoses. *Eur Radiol*. 2007 Aug;17(8):1968-78.
9. Swischuk LE. *Imaging of the newborn, infant, and young child*. 5th ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2004.
10. Kuhn JP, Slovis TL, Haller JO, Caffey J. *Caffey's pediatric diagnostic imaging*. 10th ed. Philadelphia, Pa.: Mosby; 2004.
11. Persing J, James H, Swanson J, Kattwinkel J. Prevention and management of positional skull deformities in infants. American Academy of Pediatrics Committee on Practice and Ambulatory Medicine, Section on Plastic Surgery and Section on Neurological Surgery. *Pediatrics*. 2003 Jul;112(1 Pt 1):199-202.
12. Robinson S, Proctor M. Diagnosis and management of deformational plagiocephaly. *J Neurosurg Pediatr*. 2009 Apr;3(4):284-95.
13. Sze RW, Parisi MT, Sidhu M, Paladin AM, Ngo AV, Seidel KD, et al. Ultrasound screening of the lambdoid suture in the child with posterior plagiocephaly. *Pediatr Radiol*. 2003 Sep;33(9):630-6.
14. American Academy of Pediatrics AAP Task Force on Infant Positioning and SIDS: Positioning and SIDS. *Pediatrics*. 1992 Jun;89(6 Pt 1):1120-6.
15. Blaser SI. Abnormal skull shape. *Pediatr Radiol*. 2008 Jun;38 Suppl 3:S488-96.
16. McAlister WH. Invited commentary: posterior deformational plagiocephaly. *Pediatr Radiol*. 1998 Sep;28(9):727-8.

17. Esparza J, Hinojosa J, Munoz MJ, Romance A, Garcia-Recuero I, Munoz A. Positional plagiocephaly. Diagnosis and treatment. *Neurocirugia (Astur)*. 2007 Dec;18(6):457-67.
18. Hutchison BL, Thompson JM, Mitchell EA. Determinants of nonsynostotic plagiocephaly: a case-control study. *Pediatrics*. 2003 Oct;112(4):e316.
19. Task Force on Infant Sleep Position and Sudden Infant Death Syndrome: Changing concepts of sudden infant death syndrome: implications for infant sleeping environment and sleep position. American Academy of Pediatrics. Task Force on Infant Sleep Position and Sudden Infant Death Syndrome. *Pediatrics*. 2000 Mar;105(3 Pt 1):650-6.
20. American Academy of Pediatrics Task Force on Sudden Infant Death Syndrome: The changing concept of sudden infant death syndrome: diagnostic coding shifts, controversies regarding the sleeping environment, and new variables to consider in reducing risk. *Pediatrics*. 2005 Nov;116(5):1245-55.
21. Kolar JC. An epidemiological study of nonsyndromal craniosynostoses. *J Craniofac Surg*. 2011 Jan;22(1):47-9.
22. Collett B, Breiger D, King D, Cunningham M, Speltz M. Neurodevelopmental implications of "deformational" plagiocephaly. *J Dev Behav Pediatr*. 2005 Oct;26(5):379-89.
23. Kordestani RK, Panchal J. Neurodevelopment delays in children with deformational plagiocephaly. *Plast Reconstr Surg*. 2006 Sep;118(3):808-9; author reply 9-10.
24. Miller RI, Clarren SK. Long-term developmental outcomes in patients with deformational plagiocephaly. *Pediatrics*. 2000 Feb;105(2):E26.
25. Panchal J, Amirshaybani H, Gurwitsch R, Cook V, Francel P, Neas B, et al. Neurodevelopment in children with single-suture craniosynostosis and plagiocephaly without synostosis. *Plast Reconstr Surg*. 2001 Nov;108(6):1492-8; discussion 9-500.
26. Steinbok P, Lam D, Singh S, Mortenson PA, Singhal A. Long-term outcome of infants with positional occipital plagiocephaly. *Childs Nerv Syst*. 2007 Nov;23(11):1275-83.
27. Sze RW, Hopper RA, Ghioni V, Gruss JS, Ellenbogen RG, King D, et al. MDCT diagnosis of the child with posterior plagiocephaly. *AJR Am J Roentgenol*. 2005 Nov;185(5):1342-6.
28. Simanovsky N, Hiller N, Koplewitz B, Rozovsky K. Effectiveness of ultrasonographic evaluation of the cranial sutures in children with suspected craniosynostosis. *Eur Radiol*. 2009 Mar;19(3):687-92.
29. Benson ML, Oliverio PJ, Yue NC, Zinreich SJ. Primary craniosynostosis: imaging features. *AJR Am J Roentgenol*. 1996 Mar;166(3):697-703.
30. Medina LS, Richardson RR, Crone K. Children with suspected craniosynostosis: a cost-effectiveness analysis of diagnostic strategies. *AJR Am J Roentgenol*. 2002 Jul;179(1):215-21.
31. Pilgram TK, Vannier MW, Hildebolt CF, Marsh JL, McAlister WH, Shackelford GD, et al. Craniosynostosis: image quality, confidence, and correctness in diagnosis. *Radiology*. 1989 December 1989;173(3):675-9.

32. Vannier MW, Hildebolt CF, Marsh JL, Pilgram TK, McAlister WH, Shackelford GD, et al. Craniosynostosis: diagnostic value of three-dimensional CT reconstruction. *Radiology*. 1989 December 1989;173(3):669-73.
33. Álvarez Zallo N, Sanchez-Carpintero R. 3D-CT in the diagnosis of craniosynostosis. *An Pediatr (Barc)*. 2010 May;72(5):355-6.
34. Chaoui R, Levailant JM, Benoit B, Faro C, Wegrzyn P, Nicolaidis KH. Three-dimensional sonographic description of abnormal metopic suture in second- and third-trimester fetuses. *Ultrasound Obstet Gynecol*. 2005 Dec;26(7):761-4.
35. Faro C, Chaoui R, Wegrzyn P, Levailant JM, Benoit B, Nicolaidis KH. Metopic suture in fetuses with Apert syndrome at 22-27 weeks of gestation. *Ultrasound Obstet Gynecol*. 2006 Jan;27(1):28-33.
36. Miller C, Losken HW, Towbin R, Bowen A, Mooney MP, Towbin A, et al. Ultrasound diagnosis of craniosynostosis. *Cleft Palate Craniofac J*. 2002 Jan;39(1):73-80.
37. Gallar P. *Léxico radiológico conflictivo: Covidien*; 2010.
38. Mulliken JB, Vander Woude DL, Hansen M, LaBrie RA, Scott RM. Analysis of posterior plagiocephaly: deformational versus synostotic. *Plast Reconstr Surg*. 1999 Feb;103(2):371-80.
39. Dover MS. Abnormal skull shape: clinical management. *Pediatr Radiol*. 2008 Jun;38 Suppl 3:S484-7.
40. Hinojosa J, Esparza J, Garcia-Recuero I, Romance A. Endoscopically assisted fronto-orbitary correction in trigonocephaly. *Cir Pediatr*. 2007 Jan;20(1):33-8.
41. Molina-Montalva F, Ferrer-Caeiro TF. Distraction osteogenesis as treatment for craniofacial deformities. *Gac Med Mex*. 2005 Sep-Oct;141(5):383-94.
42. Huda W. Assessment of the problem: pediatric doses in screen-film and digital radiography. *Pediatr Radiol*. 2004 Oct;34 Suppl 3:S173-82; discussion S234-41.
43. ICRP. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Annals of the ICRP*. 2007d;37:2-4.
44. Suess C, Chen X. Dose optimization in pediatric CT: current technology and future innovations. *Pediatr Radiol*. 2002 Oct;32(10):729-34; discussion 51-4.
45. ICRP. Publication 60. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, *Annals of the ICRP*:Vol. 21 Nos. 1-3, Pergamon Press, Oxford 1991. 1991.
46. Kiljunen T, Tietavainen A, Parviainen T, Viitala A, Kortensniemi M. Organ doses and effective doses in pediatric radiography: patient-dose survey in Finland. *Acta Radiol*. 2009 Jan;50(1):114-24.
47. Huda W, Ogden KM. Computing effective doses to pediatric patients undergoing body CT examinations. *Pediatr Radiol*. 2008 Apr;38(4):415-23.

48. España ML, Gómez G, García P, Bermúdez R, García E, Solís I. Protección radiológica en radiodiagnóstico pediátrico. *Radioprotección*. 2010;Vol XVII(Nº 63):13-8.
49. Kohn MM, Moores BM, Schibilla H, Schneider K. EUR 16261: European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Pediatrics. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities; 1996.
50. Perlmutter N, Arthur RJ, Beluffi G, Cook V, Horwitz EA, Kramer P, et al. The quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics. *Radiation Protection Dosimetry*. 1998;80(1-3):45.
51. Bongartz G, Golding SJ, Jurik AG, Leonardi M, Van Meerten EVP, Geleijns J, et al. European guidelines on quality criteria for computed tomography. Report EUR16262; Office for Official Publications of the European Communities. 1999.
52. Rogalla P, Kloeters C, Hein PA. CT technology overview: 64-slice and beyond. *Radiol Clin North Am*. 2009 Jan;47(1):1-11.
53. McCollough CH, Primak AN, Braun N, Kofler J, Yu L, Christner J. Strategies for reducing radiation dose in CT. *Radiol Clin North Am*. 2009 Jan;47(1):27-40.
54. Boone JM. Multidetector CT: opportunities, challenges, and concerns associated with scanners with 64 or more detector rows. *Radiology*. 2006 Nov;241(2):334-7.
55. Calzado A, Geleijns J. Tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones. *Revista Física Médica*. 2010;11(3):163-80.
56. Bongartz G, Golding S, Jurik A, Leonardi M, van Meerten EvP GJ, Rodríguez R, et al. European guidelines for multislice computed tomography. European Commission; Contract number FIGM-CT2000-20078-CT-TIP. 2004.
57. Goldman LW. Principles of CT: multislice CT. *J Nucl Med Technol*. 2008 Jun;36(2):57-68; quiz 75-6.
58. Berland LL, Smith JK. Multidetector-array CT: once again, technology creates new opportunities. *Radiology*. 1998 Nov;209(2):327-9.
59. Brix G, Nagel HD, Stamm G, Veit R, Lechel U, Griebel J, et al. Radiation exposure in multi-slice versus single-slice spiral CT: results of a nationwide survey. *Eur Radiol*. 2003;13(8):1979-91. Epub 2003 Apr 10.
60. Imhof H, Schibany N, Ba-Ssalamah A, Czerny C, Hojreh A, Kainberger F, et al. Spiral CT and radiation dose. *Eur J Radiol*. 2003;47(1):29-37.
61. Pages J, Buls N, Osteaux M. CT doses in children: a multicentre study. *Br J Radiol*. 2003 Nov;76(911):803-11.
62. McDermott A, White RA, Mc-Nitt-Gray M, Angel E, Cody D. Pediatric organ dose measurements in axial and helical multislice CT. *Med Phys*. 2009 May;36(5):1494-9.
63. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med*. 2007 Nov 29;357(22):2277-84.

64. Shah NB, Platt SL. ALARA: is there a cause for alarm? Reducing radiation risks from computed tomography scanning in children. *Curr Opin Pediatr*. 2008 Jun;20(3):243-7.
65. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources and Effects of Ionizing Radiation. UNSCEAR 2000. Report to the General Assembly, With scientific annexes. Volume 1: SOURCES.
66. CEC (1997), Council directive 97/43/EURATOM on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure. No L 180/22.
67. Brix G, Nissen-Meyer S, Lechel U, Nissen-Meyer J, Griebel J, Nekolla EA, et al. Radiation exposures of cancer patients from medical X-rays: how relevant are they for individual patients and population exposure? *Eur J Radiol*. 2009 Nov;72(2):342-7.
68. Casal MD, Jiménez M, Ureña A, Sánchez G, M. H. Estudio dosimétrico en equipos de TC monocorte en pacientes adultos y pediátricos, y su aplicación en niños con enfermedades neuronales crónicas. *Radioprotección*. 2010;Vol XVII(Nº 63):19-24.
69. Lee CI, Haims AH, Monico EP, Brink JA, Forman HP. Diagnostic CT scans: assessment of patient, physician, and radiologist awareness of radiation dose and possible risks. *Radiology*. 2004 May;231(2):393-8.
70. Hall P, Adami HO, Trichopoulos D, Pedersen NL, Lagiou P, Ekblom A, et al. Effect of low doses of ionising radiation in infancy on cognitive function in adulthood: Swedish population based cohort study. *Bmj*. 2004 Jan 3;328(7430):19.
71. Ledenius K, Gustavsson M, Johansson S, Stalhammar F, Wiklund LM, Thilander-Klang A. Effect of tube current on diagnostic image quality in paediatric cerebral multidetector CT images. *Br J Radiol*. 2009 Apr;82(976):313-20.
72. Udayasankar UK, Braithwaite K, Arvaniti M, Tudorascu D, Small WC, Little S, et al. Low-dose nonenhanced head CT protocol for follow-up evaluation of children with ventriculoperitoneal shunt: reduction of radiation and effect on image quality. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2008 Apr;29(4):802-6.
73. Charles M. UNSCEAR Report 2000: Sources and Effects of Ionizing Radiation. *Journal of Radiological Protection*. 2001;21(1):83.
74. National Research Council (U.S.). Committee to Assess Health Risks from Exposure to Low Level of Ionizing Radiation. Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII Phase 2. Washington, D.C.: National Academies Press; 2006.
75. Garcia MS, Camean MP, Busto RL, Vega VL, Sueiro JM, Martinez CO, et al. Automated effective dose estimation in CT. *Radiat Prot Dosimetry*. 2010 Jan;138(1):71-7.
76. Hausleiter J, Meyer T, Hermann F, Hadamitzky M, Krebs M, Gerber TC, et al. Estimated radiation dose associated with cardiac CT angiography. *Jama*. 2009 Feb 4;301(5):500-7.
77. ICRP. Publication 73. Radiological Protection and Safety in Medicine, Annals of the ICRP Vol. 26 No 2, Pergamon Press, Oxford 1996. 1996.

78. ICRP. Publication 87. Managing patients dose in computed tomography, Annals of the ICRP Vol. 30 No 4, Pergamon Press, Oxford 2001. 2000.
79. Wong ET, Yu SK, Lai M, Wong YC, Lau PC. MAPD--an objective way to select mAs for paediatric brain CT. Br J Radiol. 2001 Oct;74(886):932-7.
80. Chan CY, Wong YC, Chau LF, Yu SK, Lau PC. Radiation dose reduction in paediatric cranial CT. Pediatr Radiol. 1999 Oct;29(10):770-5.
81. Lucaya J, Piqueras J, Garcia-Pena P, Enriquez G, Garcia-Macias M, Sotil J. Low-dose high-resolution CT of the chest in children and young adults: dose, cooperation, artifact incidence, and image quality. AJR Am J Roentgenol. 2000 Oct;175(4):985-92.
82. Fox SH, Toth T. Dose reduction on GE CT scanners. Pediatr Radiol. 2002 Oct;32(10):718-23; discussion 51-4.
83. Westerman BR. Radiation dose from Toshiba CT scanners. Pediatr Radiol. 2002 Oct;32(10):735-7; discussion 51-4.
84. Tack D, Gevenois PA. Radiation dose from adult and pediatric multidetector computed tomography: Springer Verlag; 2007.
85. Goldman LW. Principles of CT: radiation dose and image quality. J Nucl Med Technol. 2007 Dec;35(4):213-25; quiz 26-8.
86. Didier RA, Kuang AA, Schwartz DL, Selden NR, Stevens DM, Bardo DM. Decreasing the effective radiation dose in pediatric craniofacial CT by changing head position. Pediatr Radiol. 2010 Dec;40(12):1910-7.
87. Nievelstein RA, van Dam IM, van der Molen AJ. Multidetector CT in children: current concepts and dose reduction strategies. Pediatr Radiol. 2010 Aug;40(8):1324-44.
88. Thomas KE, Wang B. Age-specific effective doses for pediatric MSCT examinations at a large children's hospital using DLP conversion coefficients: a simple estimation method. Pediatr Radiol. 2008 Jun;38(6):645-56.
89. Strauss KJ, Goske MJ, Kaste SC, Bulas D, Frush DP, Butler P, et al. Image gently: Ten steps you can take to optimize image quality and lower CT dose for pediatric patients. AJR Am J Roentgenol. 2010 Apr;194(4):868-73.
90. ICRP. Publication 102. Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography. Chapter and Appendix A. Annals of the ICRP. 2007;37(1):59-79.
91. IEC (International Electrotechnical Commission) (2001) Medical Electrical Equipment – Part 2: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography. IEC-Standard 60601-2-44 Ed. 2.0. IEC, Geneva.
92. Brooks RA, Di Chiro G. Statistical limitations in x-ray reconstructive tomography. Med Phys. 1976 Jul-Aug;3(4):237-40.
93. Gobierno de España. REAL DECRETO 815/2001, de 13 de julio, sobre justificación del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas. BOE 2001. 13/07/2001;168(14/07/2001):25591-4.

94. Gobierno de España. REAL DECRETO 1976/1999, de 23 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico. BOE 1999. 29/12/1999;311(23/12/1999):45891-900.
95. Rodríguez R, Calzado A, Méndez R. Glosario de términos más usados en Tomografía Computerizada (TC). Sociedad Española de Diagnóstico por Imagen del Abdomen (SEDIA); 2010.
96. Alonso M, Torres R, Carrera F, Chevalier M, Esteban A, Miñano JA, et al. Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico: aspectos técnicos (borrador 4). Glosario de términos. SEFM-SEPR-SERAM. 2010.
97. Medina LS. Three-dimensional CT maximum intensity projections of the calvaria: a new approach for diagnosis of craniosynostosis and fractures. AJNR Am J Neuroradiol. 2000 Nov-Dec;21(10):1951-4.
98. Mukundan S, Jr., Wang PI, Frush DP, Yoshizumi T, Marcus J, Kloeblen E, et al. MOSFET dosimetry for radiation dose assessment of bismuth shielding of the eye in children. AJR Am J Roentgenol. 2007 Jun;188(6):1648-50.
99. Hopper KD, Neuman JD, King SH, Kunselman AR. Radioprotection to the eye during CT scanning. AJNR Am J Neuroradiol. 2001 Jun-Jul;22(6):1194-8.
100. Heaney DE, Norvill CA. A comparison of reduction in CT dose through the use of gantry angulations or bismuth shields. Australas Phys Eng Sci Med. 2006 Jun;29(2):172-8.
101. Keil B, Wulff J, Schmitt R, Auvanis D, Danova D, Heverhagen JT, et al. Protection of eye lens in computed tomography--dose evaluation on an anthropomorphic phantom using thermo-luminescent dosimeters and Monte-Carlo simulations. Rofo. 2008 Dec;180(12):1047-53.
102. Geleijns J, Salvado Artells M, Veldkamp WJ, Lopez Tortosa M, Calzado Cantera A. Quantitative assessment of selective in-plane shielding of tissues in computed tomography through evaluation of absorbed dose and image quality. Eur Radiol. 2006 Oct;16(10):2334-40.
103. Chang KH, Lee W, Choo DM, Lee CS, Kim Y. Dose Reduction in Ct Using Bismuth Shielding: Measurements and Monte Carlo Simulations. Radiat Prot Dosimetry. 2009 Epub Dec 3.
104. Catuzzo P, Aimonetto S, Fanelli G, Marchisio P, Meloni T, Mistretta L, et al. Dose reduction in multislice CT by means of bismuth shields: results of in vivo measurements and computed evaluation. Radiol Med. 2009 Dec 14.
105. Raissaki M, Perisinakis K, Damilakis J, Gourtsoyiannis N. Eye-lens bismuth shielding in paediatric head CT: artefact evaluation and reduction. Pediatr Radiol. 2010 Nov;40(11):1748-54.
106. Birnbaum S. Radiation protection in the era of helical CT: practical patient based programs for decreasing patient exposure. Semin Ultrasound CT MR. 2010 Feb;31(1):46-52.
107. Siegel MJ. Pediatric body CT: Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins, c1999; 1999.

108. Siegel MJ. Pediatric body CT: Lippincott Williams & Wilkins; 2007.
109. Heyer CM, Mohr PS, Lemburg SP, Peters SA, Nicolas V. Image quality and radiation exposure at pulmonary CT angiography with 100- or 120-kVp protocol: prospective randomized study. *Radiology*. 2007 Nov;245(2):577-83.
110. Brisse H. Guide des Procédures Radiologiques SFR / INRS Scanographie Pédiatrique; 2006.
111. Alessio AM, Phillips GS. A pediatric CT dose and risk estimator. *Pediatr Radiol*. 2010 Nov;40(11):1816-21.
112. Hanley M, Koonce JD, Bradshaw ML. www.X-rayRisk.com: an online calculator for cancer risk. *J Am Coll Radiol*. 2009 Jul;6(7):475-6.
113. Looking back on the millennium in medicine. *N Engl J Med*. 2000 Jan 6;342(1):42-9.
114. Goske MJ, Applegate KE, Bell C, Boylan J, Bulas D, Butler P, et al. Image Gently: providing practical educational tools and advocacy to accelerate radiation protection for children worldwide. *Semin Ultrasound CT MR*. 2010 Feb;31(1):57-63.
115. Paterson A, Frush DP, Donnelly LF. Helical CT of the body: are settings adjusted for pediatric patients? *AJR Am J Roentgenol*. 2001 Feb;176(2):297-301.
116. Real Academia Española. Diccionario de la lengua española (22.ª edición). Madrid: RAE. 2001.
117. Frush DP, Soden B, Frush KS, Lowry C. Improved pediatric multidetector body CT using a size-based color-coded format. *AJR Am J Roentgenol*. 2002 Mar;178(3):721-6.
118. Singh S, Kalra MK, Moore MA, Shailam R, Liu B, Toth TL, et al. Dose reduction and compliance with pediatric CT protocols adapted to patient size, clinical indication, and number of prior studies. *Radiology*. 2009 Jul;252(1):200-8.
119. Rybka K, Staniszewska AM, Bieganski T. Low-dose protocol for head CT in monitoring hydrocephalus in children. *Med Sci Monit*. 2007 May;13 Suppl 1:147-51.
120. Taybi H, Lachman RS. Radiology of syndromes, metabolic disorders, and skeletal dysplasias. 4th ed. St. Louis: Mosby; 1996.
121. O'Daniel JC, Stevens DM, Cody DD. Reducing radiation exposure from survey CT scans. *AJR Am J Roentgenol*. 2005 Aug;185(2):509-15.
122. King MA, Kanal KM, Relyea-Chew A, Bittles M, Vavilala MS, Hollingworth W. Radiation exposure from pediatric head CT: a bi-institutional study. *Pediatr Radiol*. 2009 Oct;39(10):1059-65.
123. Harshbarger R, Kelley P, Leake D, George T. Low Dose Craniofacial CT/ Rapid Access MRI Protocol in Craniosynostosis Patients: Decreased Radiation Exposure and Cost Savings. *Plastic and Reconstructive Surgery*. 2010;126:4-5.
124. Chim H, Gosain AK. An evidence-based approach to craniosynostosis. *Plast Reconstr Surg*. 2011 Feb;127(2):910-7.

## **8. APÉNDICES**



## 8.1. Apéndice 1. Equipo de TC

### Componentes del sistema

#### *Gantry (estativo)*

Diseño de “slip ring” avanzado con rotación continua de generador, tubo, detector y sistema de adquisición de datos entorno al paciente.

- Apertura: 70 cm.
- Inclinación:  $\pm 30^\circ$ .
- Velocidad de inclinación:  $1^\circ /s$ .
- Distancia foco detector: 949 mm.
- Distancia foco isocentro: 541 mm.
- Máxima SFOV: 50 cm.
- Velocidad rotacional (s):  $360^\circ$  en 0,35, 0,37, 0,40, 0,40, 0,42, 0,45, 0,47, 0,50, 0,60, 0,70, 0,80, 0,90, 1,0 y 2,0.
- Inclinación remota desde la consola del operador.
- Indicador luminoso de sincronismo cardíaco.

#### *Mesa*

- Rango vertical: de 43 cm a 99,1 cm.
- Velocidad de elevación: 15 mm/s y 30 mm/s.
- Desplazamiento del tablero (Rango horizontal): 203 cm.
- Velocidad horizontal: hasta 175 mm/s.
- Capacidad máxima de carga de mesa: 227 kg, precisión  $\pm 0,25$  mm en la posición.

#### *Tubo de rayos X*

- Peformix Pro VCT 100 *Anode Grounded Metal-Ceramic Tube Unit*. Optimizado para exploraciones que requieren gran número de cortes sin calentamiento del tubo.
- Potencia máxima 100 kW a 140 kVp (foco grueso, exposición de 5 segundos) con opción VCT HI Power.
- Mancha (punto) focal dual:
  - Foco fino (valor nominal):  
0,7 mm (W) x 0,6 mm (L) – IEC 336/93  
0,8 mm (W) x 0,7 mm (L) – IEC 336/2005

- Foco grueso (valor nominal):  
0,9 mm (W) x 0,9 mm (L) – IEC 336/93  
1,1 mm (W) x 1,0 mm (L) – IEC 336/2005

<b>kVp</b>	<b>Foco Fino mA max.</b>	<b>Foco Grueso mA max.</b>
80	300	675
100	310	770
120	335	800
140	335	715

- Capacidad térmica del tubo: 8 MHU.
- Disipación de calor:
  - Ánodo (max.) > 2100 kHU/min.
  - Carcasa (cont.) 648 kHU/min.
- Haz colimado a 56° (haz en abanico).
- Tecnología colector de electrones. Elimina electrones sin focalizar la ruta de generación de rayos X con menor dosis al paciente y mayor contraste de imagen.

*Generación de Alta Tensión*

- Generador de alta frecuencia. Funcionamiento continuo durante la adquisición.
- kVp: 80, 100, 120, 140.
- Potencia: 100 kW.
- mA: 800, en incrementos de 5 mA.

*Detector V.Res*

- 58.368 elementos individuales compuestos por 64 filas de 0,625mm de espesor en el isocentro, conteniendo cada una 888 elementos activos del paciente; 24 elementos de referencia. Todos los datos se adquieren como 64 x 0,625mm, con opción de cortes de mayor espesor a partir de la reconstrucción de la imagen o el procesado.
- 98 % de eficiencia de absorción.
- Tamaño útil de la celda en el isocentro en Z: 0,625 mm. La separación de celdas del detector en Z proporciona una colimación posterior al paciente.

## Modos de exploración

### *Topograma*

- Apertura: 8 x 0,625mm de apertura efectiva.
- Velocidad de la mesa: 100 mm/s.
- Rango del topograma: 50 a 1900 mm.
- Máximo display del FOV: 50 cm.
- Topogramas mayores que 1000 mm se autoajustan al display.
- Técnica:
  - kVp: 80, 100, 120, 140.
  - mA: 10 a 700/800, incrementos de 5 mA.
  - Potencia: 0,8 a 100kW.
- Orientación: AP, RLAT, PA, LLAT (preseleccionados); o cualquier ángulo de 0° a 359° (seleccionados manualmente).
- Líneas de prescripción del scan axial indicando localización del scan a la más cercana posición de mesa de 1 mm.

### *Adquisición Helicoidal*

- Velocidad de rotación: rotación completa de 360° en 0,4, 0,5, 0,6, 0,7, 0,8, 0,9, 1,0 segundos; aplicaciones cardíacas (0,35, 0,40, 0,42, 0,45, 0,47, 0,50).
- Paso de hélice (nominal): 0,516, 0,984, 1,375:1.
- Paso de hélice cardíaco: de 0,16 a 0,24:1 para velocidad de rotación de 0,35 segundos. Hasta 0,325:1 para velocidades de rotación menores.

### *Adquisición Axial*

- Velocidad de rotación: rotación completa de 360° en 0,4, 0,5, 0,6, 0,7, 0,8, 0,9, 1,0 y 2,0 segundos; aplicaciones cardíacas 0,35 segundos.

Técnica de adquisición helicoidal y axial:

- kVp: 80, 100, 120, 140.
- mA: de 10 a 800, en incrementos de 5 mA.
- Potencia: de 0,8 a 100 kW.



## 8.2. Apéndice 2. Formulario de valoración de calidad

### TC CRÁNEO POR MALFORMACIÓN CRANEAL

Protocolo de examen:

- Protocolo 1 Cráneo
- Protocolo 2 Craneosinostosis

#### Requisitos para el diagnóstico

##### 1.- Visualización de:

- Cabeza completa .....Sí....No
- Cara completa (si necesario) .....Sí....No
- Mandíbula completa (si necesario) .....Sí....No
- Cerebro .....Sí....No

##### 2.- Reproducción crítica (visualmente nítida) de:

- Reproducción definida de todas las suturas craneales.....Sí....No
- Reproducción definida de los huesos del cráneo.....Sí....No
- Reproducción definida de celdillas etmoidales y mastoideas.....Sí....No
- Reproducción definida de la reconstrucción 3D .....Sí....No

4.- Validez diagnóstica..... 1 - 2 - 3

Validez diagnóstica:

1. Buena
2. Suficiente
3. Deficiente

##### 3.- Índice de ruido de la imagen clínica:

- Coeficiente atenuación ROI cabeza de caudado
  - Valor medio:
  - SD:
- Coeficiente atenuación ROI tálamo
  - Valor medio:
  - SD:



## **9. ABREVIATURAS**



**AAP:** Academia Americana de Pediatría.

**ALARA:** Nivel de dosis tan bajo como sea posible.

**BEIR:** Efectos biológicos de las radiaciones ionizantes.

**Bi:** Bismuto

**C:** Culombio.

**CAE:** Control automático de la dosis o de la exposición.

**CTDI:** Índice de dosis de la TC.

**CHUVI:** Complejo Hospitalario Universitario de Vigo.

**DLP:** Producto dosis longitud.

**DRL:** Niveles de referencia de dosis.

**DSE:** Dosis superficie a la entrada del paciente o dosis piel.

**E:** Dosis efectiva.

**Gy:** Gray.

**i.v.:** intravenoso.

**IR:** Índice de ruido.

**J:** Julio.

**kV:** kilovoltio.

**kVp:** kilovoltaje pico.

**mA:** miliamperio.

**mAs:** miliamperio por segundo.

**mGy:** miliGray.

**MinIP:** Mínima intensidad de proyección.

**MIP:** Máxima intensidad de proyección.

**mSv:** miliSievert.

**PACS:** Sistema para archivo y comunicación de imágenes.

**PDA:** Producto dosis por área.

**R:** Roentgen.

**RM:** Resonancia magnética.

**ROI:** Región de interés.

**SD:** Desviación estándar.

**SERGAS:** Servicio Galego de Salud.

**SI:** Sistema Internacional de Unidades.

**SMSL:** Síndrome de muerte súbita del lactante.

**SSD:** visualización de superficie.

**Sv:** Sievert.

**TC:** Tomografía computarizada.

**TCMC:** Tomografía computarizada multicorte.

**TER:** Técnico Especialista en Radiodiagnóstico.

**UE:** Unión Europea.

**UH:** Unidades Hounsfield.

**VR:** Volume rendering.

**2D:** bidimensional.

**3D:** tridimensional.