



FACULTAD DE MEDICINA

**VALORACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN DE
LA SECUENCIA 3D DE ESTADO ESTACIONARIO DE
TODO EL CORAZÓN (WH3D) PARA EL ESTUDIO DE
LOS GRANDES VASOS EN RESONANCIA MAGNÉTICA
CARDIACA PEDIÁTRICA**

TESIS DOCTORAL

Carlos Marín Rodríguez

2016

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MADRID
FACULTAD DE MEDICINA
DEPARTAMENTO DE MEDICINA



**VALORACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN DE
LA SECUENCIA 3D DE ESTADO ESTACIONARIO DE
TODO EL CORAZÓN (WH3D) PARA EL ESTUDIO DE
LOS GRANDES VASOS EN RESONANCIA MAGNÉTICA
CARDIACA PEDIÁTRICA**

TESIS DOCTORAL

Autor:

Carlos Marín Rodríguez

Dirección:

Dr. D. Gustavo Albi Rodríguez

Dra. Dña. Paloma Caballero Sánchez-Robles

MADRID, 2016

*A mi padre, el Dr. Gonzalo Marín Hernández, que me enseñó a disfrutar de la
Medicina.*

*A los Dres. Benjamín Pérez Villacastín y José Manrique Chico, que me
enseñaron a disfrutar de la Radiología.*

*A Mamen, y nuestros hijos Lola y Darío, con los que disfruto de la vida todos
los días.*

AGRADECIMIENTOS

Debo agradecer en primer lugar a los Directores de esta Tesis Doctoral, la Dra. Paloma Caballero Sánchez-Robles y el Dr. Gustavo Albi Rodríguez, su consejo y ayuda, imprescindibles en el fondo y en la forma de esta Tesis. Sin ellos no podría haber realizado este trabajo.

También tengo que agradecer el apoyo a mis compañeros radiólogos de la Sección de Radiología Pediátrica del Hospital Universitario Gregorio Marañón, y a los técnicos de imagen diagnóstica que comenzaron a desarrollar esta técnica en nuestro Hospital Infantil, por su buen hacer y responsabilidad profesional, especialmente a D^a María Paz Fernández Menéndez.

No puedo pasar sin mencionar al Dr. Enrique Maroto Álvaro, jefe de la Sección de Cardiología Pediátrica del Hospital Universitario Gregorio Marañón. No creo que me pudiese haber dedicado a la imagen cardiaca pediátrica sin su sabiduría y constante soporte tanto médico como humano.

También debo expresar mi agradecimiento al Dr. Abad Revilla, de la Agencia Laín Entralgo, por su formación en Estadística y Epidemiología y en el manejo de los programas estadísticos SPSS y EPI.

ÍNDICE GENERAL

I.INTRODUCCIÓN.....	1
I.1 LA IMAGEN CARDIACA. HISTORIA Y EVOLUCIÓN.....	2
I.2 LA IMAGEN POR RESONANCIA MAGNÉTICA CARDIACA.....	7
I.3 LA ANGIOGRAFÍA POR RESONANCIA MAGNÉTICA CARDIACA.....	12
I.4 LA SECUENCIA WH3D.	15
<i>I.4.1 Descripción de la secuencia WH3D.....</i>	<i>15</i>
<i>I.4.2 Artefactos de la secuencia WH3D.....</i>	<i>18</i>
I.5 LA RM CARDIACA EN PEDIATRÍA.	24
I.6 EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN EN RM.	26
II. JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.....	29
II.1 JUSTIFICACIÓN	30
II.2 HIPÓTESIS.....	33
II.3 OBJETIVOS	33
III. MATERIAL Y MÉTODOS.....	35
III.1 PLANTEAMIENTO GENERAL	36
III.2 EXÁMENES DE RM. PACIENTES.	37
<i>III.2.1 Selección de la muestra.....</i>	<i>37</i>
<i>III.2.2 Criterio de inclusión.....</i>	<i>37</i>
<i>III.2.3 Criterios de exclusión.....</i>	<i>37</i>
<i>III.2.4 Exámenes seleccionados.</i>	<i>37</i>
III.3 EXÁMENES DE RM. TÉCNICA.	40
<i>III.3.1 Protocolo general de estudio de cardio RM.....</i>	<i>40</i>
<i>III.3.2 Secuencia WH3D.</i>	<i>41</i>
III.4 DESCRIPCIÓN DE LAS VARIABLES ESTADÍSTICAS.	43
<i>III.4.1 Variables cuantitativas.....</i>	<i>43</i>
<i>III.4.2 Variables cualitativas.</i>	<i>43</i>
III.5 ESTUDIO ESTADÍSTICO.	44
<i>III.5.1 Recursos informáticos.....</i>	<i>44</i>
<i>III.5.2 Tamaño muestral.....</i>	<i>44</i>
<i>III.5.3 Estadística descriptiva.....</i>	<i>44</i>

III.5.4 Estadística analítica	45
III.5.4.1 Consistencia interna.....	45
III.5.4.2 Comparación de variables	46
IV. RESULTADOS	47
IV.1 DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA	48
IV.2 ANÁLISIS DE NORMALIDAD PARA ESTUDIOS PARAMÉTRICOS	48
IV.3 ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA	49
IV.3.1 Variables cuantitativas continuas	49
IV.3.1.1 Edad. Histogramas y curvas de normalidad	51
IV.3.1.2 Frecuencia cardiaca. Histogramas y curvas de normalidad.....	52
IV.3.1.3 Volumen cardiaco. Histogramas y curvas de normalidad	53
IV.3.2 Variables cualitativas	54
IV.3.2.1 Variables cualitativas dicotómicas.	54
IV.3.2.2 Variables cualitativas ordinales.	66
IV.4 CONCORDANCIA INTRA- E INTEROBSERVADOR	74
IV.4.1 Concordancia intraobservador	75
IV.4.2 Concordancia interobservador	76
IV.5 ESTADÍSTICA ANALÍTICA. INFERENCIA ESTADÍSTICA	77
IV.5.1 Correlación estadística de la calidad de imagen con variables cualitativas	77
IV.5.1.2 Correlación entre la calidad de imagen y la realización del estudio con contraste intravenoso	82
IV.5.1.3 Correlación entre la calidad de imagen y el plano de adquisición.....	86
IV.5.2 Correlación estadística de la aptitud para el diagnóstico con variables cualitativas	90
IV.5.2.1 Correlación entre la aptitud para el diagnóstico y la realización del estudio bajo anestesia	90
IV.5.2.2 Correlación entre la aptitud para el diagnóstico y la realización del estudio con contraste intravenoso	95
IV.5.2.3 Correlación entre la aptitud para el diagnóstico y el plano de adquisición de la imagen	99

IV.5.3 Correlación estadística de la calidad de imagen con variables cuantitativas.....	102
IV.5.3.1 Correlación entre la calidad de imagen en la aorta ascendente y las variables cuantitativas.....	103
IV.5.3.2 Correlación entre la calidad de imagen en el cayado aórtico y las variables cuantitativas	106
IV.5.3.3 Correlación entre la calidad de imagen en la aorta descendente y las variables cuantitativas.....	110
IV.5.3.4 Correlación entre la calidad de imagen en las arterias pulmonares y las variables cuantitativas	114
IV.5.3.5 Correlación entre la calidad de imagen en la vena cava y las variables cuantitativas	118
IV.5.3.6 Correlación entre la calidad de imagen en las venas pulmonares y las variables cuantitativas	122
IV.5.4 Correlación estadística de la aptitud para el diagnóstico con variables cuantitativas.	126
IV.5.4.1 Correlación entre la aptitud para el diagnóstico en la aorta ascendente y las variables cuantitativas	126
IV.5.4.2 Correlación entre la aptitud para el diagnóstico en el cayado aórtico y las variables cuantitativas.....	127
IV.5.4.3 Correlación entre la aptitud para el diagnóstico en la aorta descendente y las variables cuantitativas	128
IV.5.4.4 Correlación entre la aptitud para el diagnóstico en las arterias pulmonares y las variables cuantitativas	129
IV.5.4.5 Correlación entre la aptitud para el diagnóstico en la vena cava y las variables cuantitativas.....	130
IV.5.4.6 Correlación entre la aptitud para el diagnóstico en las venas pulmonares y las variables cuantitativas.....	131
V. DISCUSIÓN	133
V.1 EVALUACIÓN GLOBAL DE LOS RESULTADOS.	134
V.2 SECUENCIA WH3D PARA EL ESTUDIO DE LA AORTA.....	137
V.3 SECUENCIA WH3D PARA EL ESTUDIO DE LAS ARTERIAS PULMONARES.	143
V.4 SECUENCIA WH3D PARA EL ESTUDIO DE LA VENA CAVA SUPERIOR.	148

V.5 SECUENCIA WH3D PARA EL ESTUDIO DE LAS VENAS PULMONARES.	152
V.6 UTILIDAD CLÍNICA Y FUTURO DE LA SECUENCIA WH3D EN EL ESTUDIO DE LOS GRANDES VASOS.	157
V.7 LIMITACIONES DEL ESTUDIO.	161
VI. CONCLUSIONES	163
VII. BIBLIOGRAFÍA	167
VIII. RESUMEN DE LA TESIS.	179
IX. ANEXOS	183
IX.1 ANEXO I. RESOLUCIÓN COMITÉ DE ÉTICA HOSPITALARIA.	185
IX.2 ANEXO II. TABLA DE DATOS.	187

I.INTRODUCCIÓN

I.INTRODUCCIÓN

I.1 La imagen cardiaca. Historia y evolución.

La imagen diagnóstica es sin duda uno de los aspectos que más han cambiado la práctica de la medicina. Basta con imaginar el trabajo de un traumatólogo antes de la utilización de los rayos X, o un neurólogo o neurocirujano en los tiempos previos a las técnicas de imagen seccionales para comprender que, en general, el ejercicio de la medicina ha cambiado radicalmente con la aparición de la radiología.

La cardiología no es ajena a este hecho. Sin embargo, es sorprendente cómo hasta la década de 1950 aunque la imagen en esta especialidad es bien conocida, su utilización es escasa y no es apreciada por parte de los cardiólogos más influyentes. Así, Paul D White, uno de los padres de la cardiología estadounidense, escribe en 1930 que “la radiología se limita a mostrar evidencia de enfermedad establecida o avanzada, difícil o imposible de erradicar”, si bien “la radiografía es el método más preciso para medir el tamaño cardíaco de que disponemos en la clínica” (1). En todo caso, ya se conoce y utiliza con frecuencia la *radiografía de tórax* para la medida del tamaño cardíaco, y se emplean las proyecciones anteroposterior, lateral y ambas oblicuas izquierda y derecha. De hecho, es prácticamente imposible para el clínico una aproximación mínimamente precisa al tamaño cardíaco sin la radiografía simple durante aquella época, previa a la aparición de la ecocardiografía.

Un hito decisivo para la evolución de la imagen del corazón se debe a la intrepidez del Dr. Forssmann. Werner Forssmann, nacido en Berlín en 1904, tan solo un año tras finalizar sus estudios universitarios, impresionado por una imagen de cirugía veterinaria en la cual se observa la introducción de un tubo en la vena yugular de un caballo, decidió que podría llegar a su propio corazón

con un catéter venoso convencional. Su jefe de servicio, como parece razonable, no le autorizó a realizar su experimento, pero el Dr. Forssmann consiguió persuadir a una enfermera para que lo ayudase y, una vez introducido el catéter en su propia vena antecubital, lo desplazó hasta el corazón mediante control de rayos X (2). Estos hechos sucedieron en 1930 y le valieron el premio Nobel de medicina a Forssmann en 1956. Gracias a este experimento, el cubano Agustín Castellanos describió la primera *angiocardiografía* en Cuba en 1937 (3), y en 1939 fue publicada por Ross y Steinberg por primera vez en los Estados Unidos (4). Utilizando contrastes con yodo prácticamente artesanales se consiguió por primera vez la visualización directa de vasos y cavidades cardíacas (5). En estos artículos se describieron el corazón normal y algunos defectos congénitos cardíacos, y en 1941 se reseñó por primera vez la imagen angiográfica de la Tetralogía de Fallot (6). Aunque inicialmente se trataba de una técnica de calidad limitada, las innovaciones tecnológicas, incluyendo la cateterización selectiva y avances en la obtención de imagen, permitieron mejorar la visualización de las cavidades izquierdas y de los vasos arteriales sistémicos. En los años 60 del siglo XX se describió la coronariografía selectiva, con nuevos catéteres y técnicas que en buena medida han permanecido hasta nuestros días (7,8).

La *medicina nuclear* también ha tenido un papel importante en la imagen cardíaca. A comienzos de los años 70 del siglo pasado se describió su utilidad para detectar el tejido dañado en el infarto de miocardio (9,10), y en 1975 se empleó para la cuantificación de cortocircuitos cardíacos (11). Aunque durante muchos años ha sido la técnica de referencia para esta patología, en los últimos tiempos ha sido reemplazada por métodos de imagen que, entre otros factores, aportan mayor resolución espacial a la cual no se puede tener accesos mediante radioisótopos.

El empleo del *ultrasonido* para el diagnóstico de la patología cardíaca posee también un recorrido largo. En 1953, los cardiólogos suecos Elder y Hertz obtuvieron la primera imagen médica del corazón en modo M empleando una sonda de ultrasonido diseñada para valorar grietas en los casco de los

barcos, que tomaron prestada los fines de semana de un barco en Malmö (12). Es probablemente el descubrimiento que más ha cambiado el diagnóstico en cardiología. En los años 60 y principios de los 70, combinando los avances en electrónica y tecnología del sónar, pero sobre todo con la tecnología de detectores “*phased array*”, apareció la ecocardiografía en 2D (13,14). Se añadieron sucesivamente en el mismo equipo de imagen el Doppler pulsado (15) y, posteriormente la imagen dúplex (16), con Doppler y modo 2D simultáneo. Sucesivamente se han ido implementando el mapa Doppler color, y avances tecnológicos recientes como el Doppler tisular, el “*speckle tracking*” y, sobre todo, la ecocardiografía 3D y 4D (3D en tiempo real). El estudio y valoración de la ecocardiografía sobrepasa el propósito de este trabajo. Pero sí es importante puntualizar que el ultrasonido, al tratarse de una técnica que aporta abundante información morfológica y funcional, inocua, relativamente barata y portátil, es el método de imagen principal en cardiología y, más aún si cabe, en cardiología pediátrica. Debe tenerse en cuenta que, en los niños, la ausencia de radiaciones ionizantes, así como el hecho de que se trate de una prueba indolora y sin necesidad de sedación en la mayoría de los casos, hacen de la ecocardiografía la piedra angular del diagnóstico por imagen del corazón.

Es obligado mencionar, especialmente por su marcado crecimiento durante los últimos años, la *tomografía computada* (TC). Su uso para la valoración de patología cardíaca se remonta a principios la década de 1980, con el estudio de aneurismas aórticos y ventriculares, trombos o masas cardíacas, incluso con sincronización con el latido cardíaco (17). El papel de la TC en el diagnóstico de la disección aórtica se reconoce desde los tiempos de los equipos secuenciales monocorte (18). Sin embargo, es con la aparición de los equipos multidetector, especialmente con los más recientes de 16 (19), 64 (20) y, posteriormente, 128, 256 y 320 detectores (21), o los sistemas de doble fuente, cuando el papel de la TC pasa a ser el de técnica de imagen preponderante en determinadas patologías. Esto es especialmente cierto para la valoración de las arterias coronarias en los pacientes con riesgo intermedio, aunque para una revisión de las aplicaciones de las nuevas tecnologías de la TC en imagen cardíaca referimos al lector a otros textos (22). Indudablemente,

esta tecnología de altísima resolución espacial y temporal se ha impuesto en muchas circunstancias en la imagen cardíaca del adulto. Sin embargo, en el caso de la pediatría, y especialmente en el diagnóstico y seguimiento periódico de las cardiopatías congénitas, presenta el inconveniente de las radiaciones ionizantes. Con las técnicas iniciales se referían dosis altas que desaconsejaban su utilización en niños (23), pero que parecen en buena medida superadas con la tecnología de 256 ó 320 detectores (24). Pese a que con los últimos equipos hasta la fecha se puede valorar la función ventricular o la perfusión o la fibrosis miocárdica, todavía no han sido suficientemente validados frente a la resonancia magnética (RM). Además, el estudio del flujo valvular, los gradientes de las estenosis o el cálculo de gasto en los cortocircuitos no son posibles mediante la TC.

El origen de la *imagen por RM* es más complejo tanto en el plano de la física como de la tecnología (25). El descubrimiento en 1946 del fenómeno de resonancia magnética de los núcleos con un espín neto valió a los científicos Bloch y Purcell el premio Nobel de Física en 1952. En 1966, Richard Ernst obtuvo el mismo galardón por hacer posible la obtención de espectros de RM en sustancias orgánicas e inorgánicas gracias a la utilización de una fórmula, la transformación de Fourier, para descomponer una curva compleja en datos individuales. En 1973, Lauterbur (26) y Mansfield (27) describen de forma prácticamente simultánea la aplicación de la radiofrecuencia para inducir gradientes magnéticos que permiten la obtención de imágenes por las diferencias en RM. Este descubrimiento capital en la imagen diagnóstica les supuso el premio Nobel de medicina en 2003. A comienzos de los años 80 se describió la visualización del corazón y los grandes vasos mediante RM. Ya en 1983, Herfken et al (28) mostraron imágenes de “sangre negra” del corazón similares a las actuales, y propusieron la sincronización con el electrocardiograma para obtener imágenes de calidad diagnóstica. Inicialmente, el papel de la RM se centró en las enfermedades del pericardio, los tumores intra y extracardíacos y, sobre todo, en la aorta y grandes vasos, utilidad que aumentó aún más al describir en 1994 la angiografía con gadolinio de la aorta y grandes vasos (29). En el caso de la imagen cardíaca pediátrica,

la utilización de la RM para la valoración de las cardiopatías congénitas es sin duda la principal indicación y se describió precozmente (30). Como ya se ha mencionado, una ventaja fundamental de la RM frente a la TC, especialmente importante en los niños, es la ausencia de radiaciones ionizantes. Pero sus inconvenientes deben tenerse en cuenta: es una exploración prolongada, por lo que puede requerir sedación en niños pequeños; la disponibilidad es menor y el precio es mayor que la TC; y en pacientes críticos o con dispositivos incompatibles con el campo magnético está contraindicada. Sin embargo, los estudios funcionales mediante cine-RM, las secuencias de perfusión y realce tardío, y los estudios de contraste de fase (codificación de velocidad), añaden una exactitud e información no disponible mediante TC, y hacen de la RM la principal prueba de seguimiento de los niños con cardiopatías congénitas después de la ecocardiografía.

De las distintas secuencias morfológicas disponibles para el estudio del corazón mediante RM y su evolución se hablará en la siguiente sección.

I.2 La Imagen por Resonancia Magnética Cardíaca.

La imagen basada en rayos X o el ultrasonido puede ser explicada con cierta brevedad y un número bastante limitado de parámetros.

En RM, en cambio, existen muchos tipos diferentes de imagen, cada uno de ellos regidos por formas distintas de adquisición en función de los parámetros utilizados. Entre los más empleados (pero no todos) se encuentran el tiempo de repetición (TR); tiempo de eco (TE); “*flip angle*” o ángulo de inclinación del vector (FA); tiempo de inversión (TI); número de ecos de tren (ETL); número de adquisiciones (Naq o Nex); factor eco planar; factor multicanal o “*sense*”; los parámetros geométricos (adquisición 2D ó 3D, grosor de corte, campo de visión o FOV, matriz de reconstrucción). Pero antes de introducir variaciones en estos datos se debe seleccionar el *tipo de imagen*, o la familia de técnicas o adquisiciones de imagen disponibles en los equipos, que es muy numerosa. Estas son, sintetizando, imágenes basadas en eco del espín (espín eco, turbo espín eco); de inversión recuperación; de eco de gradiente “*spoiled*”; de eco de gradiente en estado estacionario (“*steady state*”); eco planares; angiográficas “*time of flight*” (TOF); angiográficas con contraste intravenoso; secuencias de contraste de fase. Esto es una simplificación, pues varias de estas familias se mezclan en secuencias híbridas, y existe una sopa de letras interminable en función de las secuencias específicas y las casas comerciales que fabrican los equipos de RM. No se pretende aquí repasar de forma exhaustiva la técnica de imagen por RM, sino de introducir las principales técnicas y secuencias de imagen de RM para el estudio del corazón. Implicará inevitablemente una simplificación de términos y conceptos en aras de la legibilidad del texto.

Antes de comenzar a describir las distintas secuencias empleadas en RM para el estudio morfológico del corazón, se debe mencionar el hecho de que el corazón es un órgano en movimiento continuo, por una parte intrínseco (el latido cardíaco), y por otra extrínseco (el movimiento voluntario del paciente, y los movimientos respiratorios). Hay que tener en cuenta que el tiempo de adquisición no es lo suficientemente corto como para obtener una imagen con

la adecuada resolución en tiempo real, o con el corazón inmóvil. Por ello, se desarrollaron *técnicas de sincronización* de la adquisición con el movimiento cardíaco y respiratorio.

La sincronización de la adquisición de imagen con el movimiento cardíaco se comenzó a emplear a finales de los años 70 en medicina nuclear para la gammagrafía cardíaca. Estos principios se refirieron por primera vez en RM en 1984 (31), en un estudio comparando la pletismografía de aire (presión), la pulsioximetría laser (contenido de oxígeno arterial) y el electrocardiograma. Desde entonces se empleó el electrocardiograma como técnica para sincronizar el movimiento cardíaco con la adquisición de la imagen, pese al deterioro de la señal electrocardiográfica durante la realización de la prueba debido a la radiofrecuencia y los gradientes magnéticos. En 1999 se describió una nueva técnica de sincronización (32), el vectocardiograma, que superaron en buena medida estos problemas y es la más común en la actualidad.

Para evitar los artefactos por el movimiento respiratorio existen diversas opciones. Por una parte, se encuentran las secuencias rápidas, que permiten la adquisición de datos durante un tiempo lo suficientemente corto como para que el paciente realice una apnea. Esta técnica se utiliza por ejemplo en las secuencias eco de gradiente 2D o en la angiografía con contraste intravenoso. Pero para secuencias morfológicas de alta resolución con sincronización cardíaca no es suficiente el tiempo de apnea, y en muchas ocasiones son necesarios varios minutos de adquisición. En este caso, es necesaria una técnica de sincronización de la obtención de datos con el ritmo respiratorio, generalmente el final de la espiración ya que es el periodo más prolongado del ciclo respiratorio sin movimiento diafragmático. Dentro de estas técnicas, las primeras utilizadas fueron la sincronización mediante transductores mecánicos del movimiento respiratorio, fundamentalmente con dispositivos que detectan el movimiento de la pared abdominal (33). Más tarde fueron descritos los métodos de sincronización mediante pulso navegador (34), que consisten en la generación de una curva de movimiento respiratorio mediante el seguimiento

por imagen de la cúpula diafragmática derecha (figura 1). Esta técnica es la empleada en la secuencia WH3D.

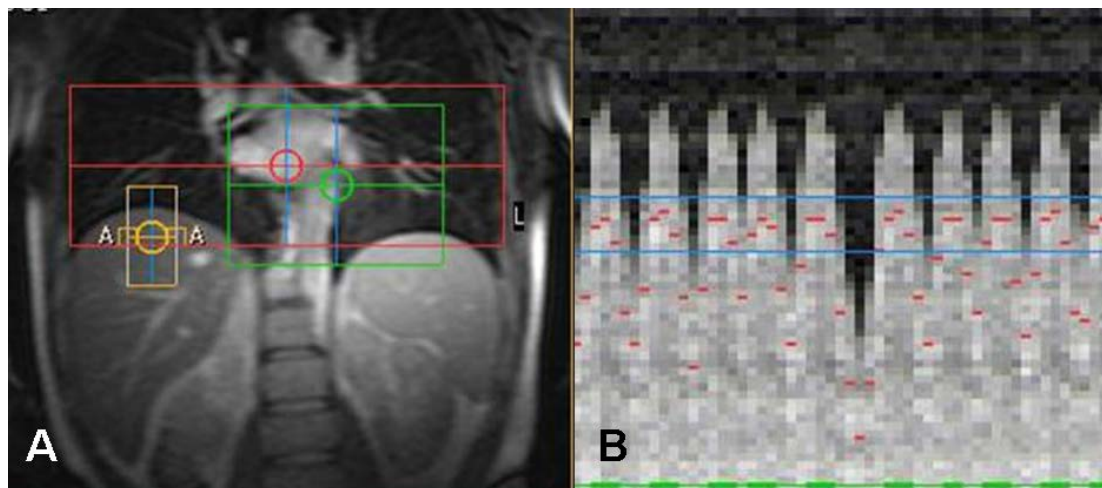


Figura 1: Planificación (A) y curva (B) de la secuencia de pulso navegador. Se realiza un corte en el plano coronal en unión toracoabdominal, situando un volumen en la cúpula diafragmática (caja amarilla). Este volumen generará una curva de movimiento diafragmático, y únicamente se adquirirán datos para la formación de la imagen en la zona seleccionada del ciclo respiratorio (entre las líneas azules).

Las primeras secuencias empleadas en el estudio de RM del corazón, a principios de los años 80, fueron las secuencias eco del espín o “*spin echo*” (SE) (28). Para una valoración morfológica adecuada mostraban grandes ventajas que en aquel momento ninguna técnica de imagen podía alcanzar. Presentaban una buena resolución espacial, excelente resolución de contraste y capacidad de adquisición multiplanar. Los inconvenientes eran la escasa disponibilidad (en aquellos momentos), el alto precio y los prolongados tiempos de adquisición. Han sido durante mucho tiempo (y en muchas circunstancias siguen siendo) las secuencias de elección para el estudio morfológico del corazón. Estas secuencias se han ido perfeccionando con distintas técnicas como la doble inversión-recuperación (35). Habitualmente se utilizan secuencias SE potenciadas en T1 (figura 2) con sincronización cardíaca y respiratoria, donde la sangre con flujo bruto o laminar, o el aire pulmonar, aparecen negros, la grasa blanca, y los demás tejidos, incluido el corazón, en una amplia escala de grises.

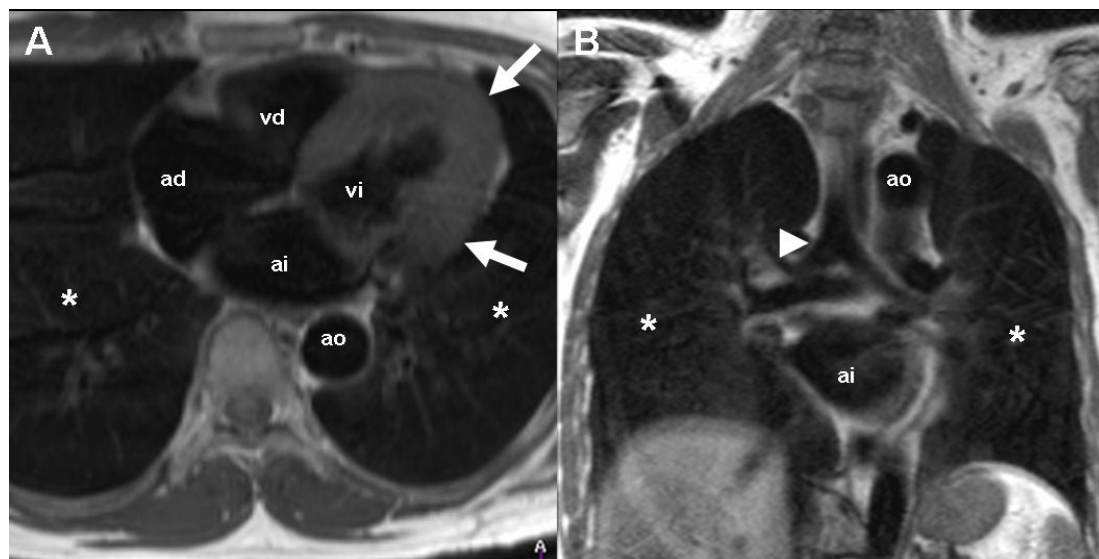


Figura 2. Secuencia SE T1 en planos axial (A) y coronal (B). Se observa la falta de señal del interior de las cavidades cardíacas (ad, aurícula derecha; ai, aurícula izquierda; vd, ventrículo derecho; vi, ventrículo izquierdo) o la aorta (ao), el aire pulmonar (*) o la vía aérea (cabeza de flecha), mientras que el miocardio (flechas) presenta una señal intermedia.

Las secuencias de eco de gradiente (EG) o “*gradient echo*” constituyen una familia extensa de secuencias con diferentes características. Comenzaron a utilizarse a mediados de los años 1980 (36). Inicialmente se utilizaron secuencias llamadas spoiled, que ofrecían la ventaja de la velocidad de adquisición y una buena relación de contraste/ruido. Constituyeron la base de las secuencias en movimiento o cineRM (37). Posteriormente, surgió un grupo de secuencias de eco de gradiente llamadas de “estado estacionario” o “*steady state*”(38), que incluye diferentes secuencias que reciben diversos nombres dependiendo de las casas comerciales (por ejemplo, “GRASS” o “Fiesta” en General Electric, “CISS” o “True-FISP” en Siemens, o “Balanced-FFE” en Philips). En la figura 3 se pueden observar las diferencias entre ambos tipos de imágenes de eco de gradiente.

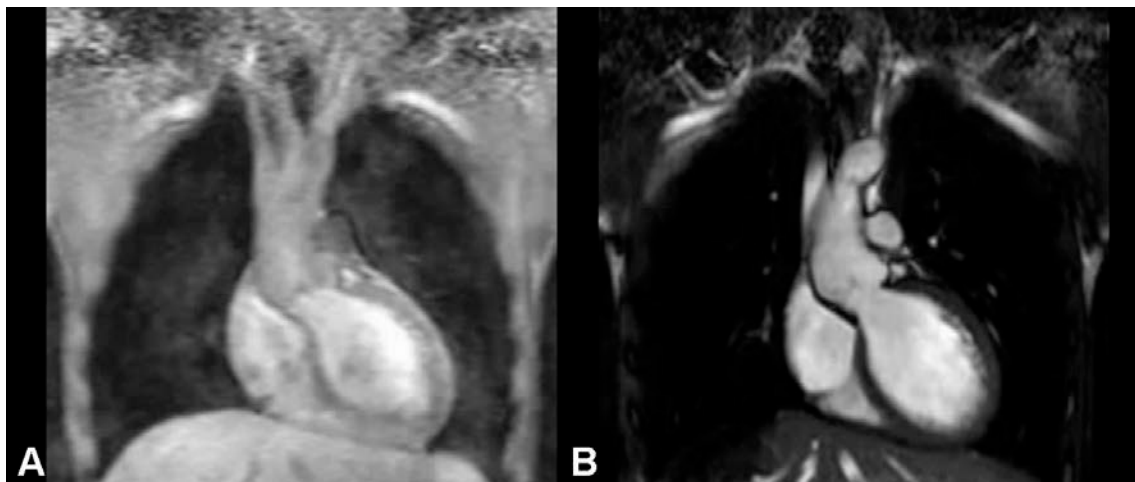


Figura 3. Secuencia EG *spoiled* (A) y en estado estacionario (B) en el plano coronal. En la secuencia *spoiled* existe menor contraste y más artefactos de movimiento que la secuencia de estado estacionario. En este caso se trata de una secuencia de estado estacionario en equilibrio (Balanced-Fast Field Echo).

En la mayor parte de los casos, actualmente se utilizan secuencias de estado estacionario, bien para cineRM (multifase), o bien para el estudio morfológico (multicorte).

I.3 La Angiografía por Resonancia Magnética Cardíaca.

Aunque los grandes vasos se pueden visualizar en las secuencias morfológicas convencionales, la resolución espacial de estas secuencias no es suficiente para la valoración vascular detallada. Mediante la saturación de la señal de los tejidos estacionarios frente a los protones en movimiento (procedentes de otro plano del espacio) se diseñaron las secuencias "*time of flight*" (TOF), ya sea con adquisición 2D o 3D. En los años 90 se utilizaron para la valoración de los vasos del tórax y el abdomen (39). Estas secuencias siguen empleándose de forma habitual para el estudio de los vasos cervicales, intracraneales o en las extremidades, pero han sido relegadas por otros tipos de angioRM en la actualidad. Esto se debe a que en tórax y abdomen el movimiento cardíaco, respiratorio, peristáltico, etc. constituyen una limitación importante, para las técnicas TOF.

Fue la obtención de imágenes angiográficas con contraste intravenoso a comienzos de los años 1990 la que abrió la imagen por RM al estudio vascular en el tórax y el abdomen con una calidad incluso superior en sus comienzos a la de la TC. Inicialmente fue descrito el estudio aórtico mediante secuencias T1 3D con gadolinio intravenoso (40). Es conveniente la administración de contraste en bolo mediante inyector mecánico (40), si bien puede realizarse de forma manual. Existen diversos protocolos de inyección de contraste. En nuestro centro se administran 0,2 mmol/Kg a una tasa de inyección de 0,4 ml/kg/s de gadolinio 0,5 molar (41).

Un problema para la fiabilidad de la angioRM con contraste era la certeza de que el gadolinio se encontrase en el compartimento vascular en el momento en que el equipo de RM estaba rellenando el centro del espacio K, ya que esta posición de la matriz matemática de datos que posteriormente forma la imagen es la que define el contraste intrínseco. Las formas habituales de llenado del espacio K eran lineales, por lo que era necesario estimar de alguna manera el momento para adquirir la imagen tras la inyección de contraste. Una

forma de conseguirlo era la adquisición “a ojo”, esto es, estimando un tiempo aproximado de retraso entre el comienzo de la inyección de contraste y la adquisición, con el problema de numerosos fallos, angiografías de mala calidad. Otra forma más robusta era la utilización de test del bolo con curvas temporales de señal y posterior uso de fórmulas matemáticas para determinar el momento óptimo de adquisición (42). En la actualidad, todos estos problemas se han simplificado con nuevas técnicas de llenado del espacio K, que consisten en llenarlo desde el centro a la periferia de forma espiral (43), y comienzo de la adquisición por seguimiento “fluoroscópico” o en tiempo real del bolo (44). Mediante el seguimiento del bolo o “*bolus tracking*”, se empieza la adquisición de la imagen en el instante en que el contraste alcanza la estructura que se desee estudiar (figura 4).

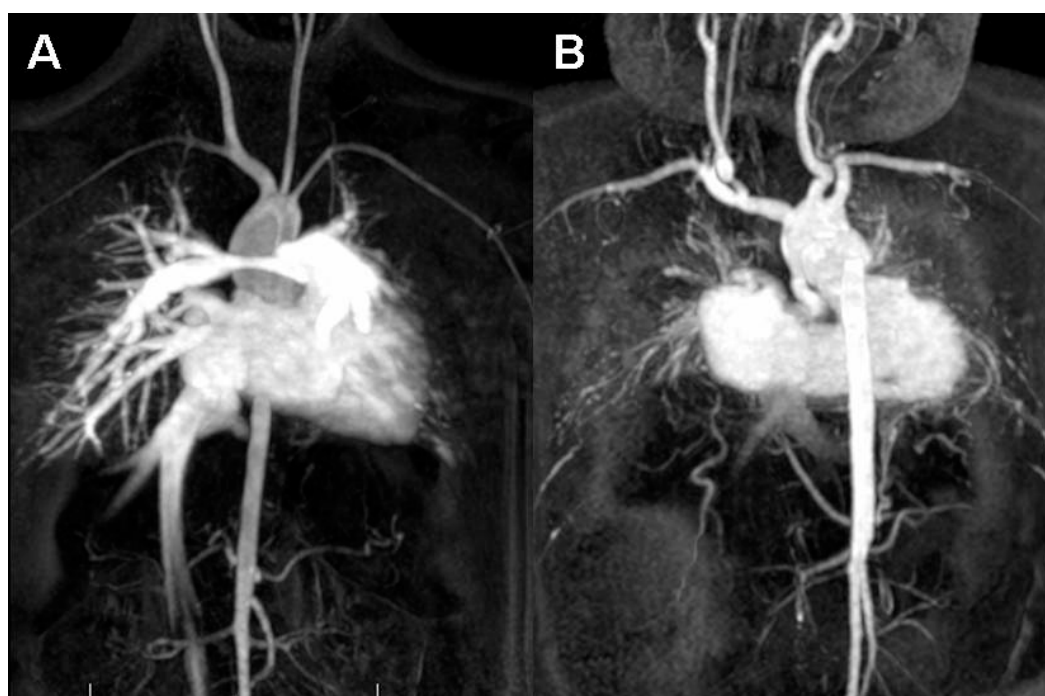


Figura 4. Imágenes de angioRM con contraste en fase arterial pulmonar (A) y aórtica (B). Reconstrucciones de máxima intensidad (MIP) de angioRM en fase pulmonar en un paciente de 8 años con Tetralogía de Fallot (A), y en fase aórtica en un lactante de 10 meses con síndrome del corazón izquierdo hipoplásico (B)

La angioRM ha evolucionado considerablemente, existiendo en la actualidad métodos de adquisición 4D (alta resolución temporal), aunque a expensas de una menor resolución espacial (45). También otras secuencias

basadas en el marcado de los protones mediante radiofrecuencia (técnicas “*spin labeling*”), aunque descritas a principios de este siglo (46), todavía se encuentran fuera de la práctica clínica habitual.

I.4 La secuencia WH3D.

I.4.1 Descripción de la secuencia WH3D.

El origen de la secuencia WH3D se encuentra en la búsqueda de técnicas de RM para la valoración de las arterias coronarias. Inicialmente se diseñaron secuencias de adquisición 2D (47), con resultados limitados. A finales de los años 90, se diseña una técnica 3D de estado estacionario para el estudio de dichas arterias que permite la adquisición de un volumen limitado. Aunque es compleja de realizar, tecnológicamente demandante, y anatómicamente limitada, al haber sido descrita en tiempos previos al desarrollo de la TC de múltiples detectores, se publica con cierto impacto en la literatura radiológica y cardiológica (48–51). Sin embargo, la explosión de la TC multidetector en la imagen cardíaca y, en particular, la imagen coronaria, relegan a la RM a un segundo plano en el estudio de la cardiopatía isquémica del adulto. En cambio, por los problemas derivados de la exposición a radiaciones ionizantes, en el estudio de la patología coronaria en pediatría sí continúa el interés en este tipo de secuencias (52,53). Y ello se debe a la mejora de esta secuencia originariamente dirigida a un pequeño volumen, permitiendo la inclusión de todo el corazón en la caja de adquisición (54,55).

La secuencia WH3D se trata de una adquisición de eco de gradiente en estado estacionario, con sincronización cardíaca mediante vectocardiograma y respiratoria mediante pulso navegador. El fundamento de las secuencias de estado estacionario es el mantenimiento de la magnetización longitudinal y transversal en valores constantes mediante ecos del gradiente (56). Mediante pulsos rápidos de radiofrecuencia se obtiene este estado estacionario de la magnetización utilizando un TR menor que el T2 de los tejidos. De esta manera, se producen dos tipos de señal: pre-excitación en la reformación del eco, y la postexcitación en la caída libre de la inducción. Dependiendo de la señal que se utilice, (la primera, la segunda o las dos), se obtendrán distintos

tipos de imagen. La secuencia WH3D es una secuencia de estado estacionario que utiliza las dos excitaciones para la formación de la imagen.

En la figura 5 se representa un esquema de la adquisición de la secuencia.

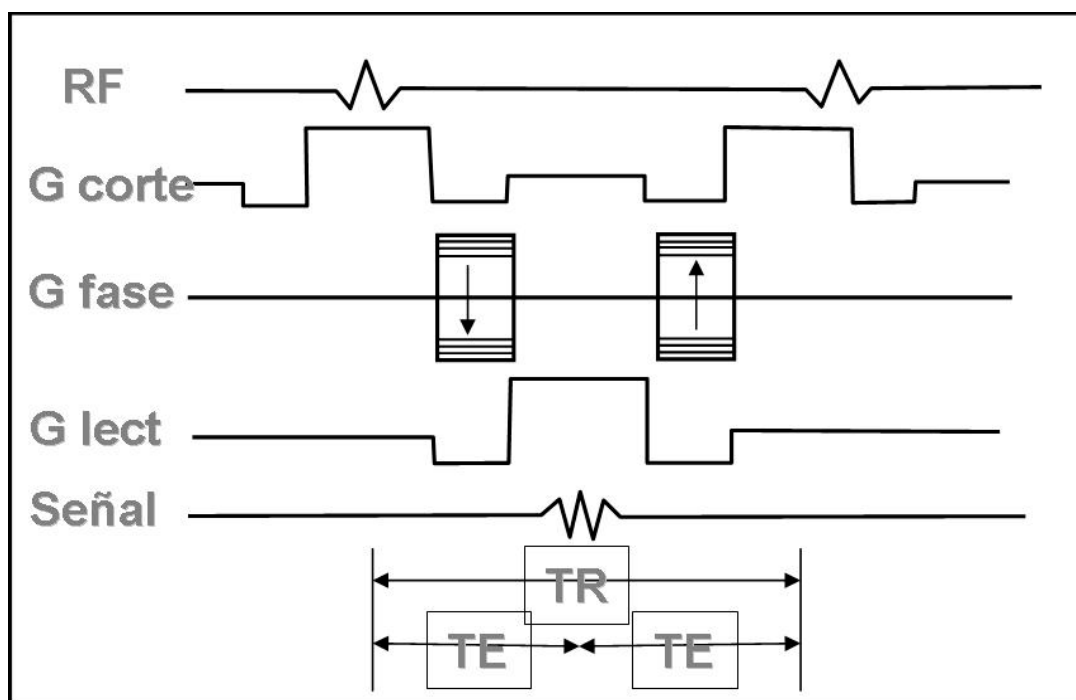


Figura 5. Esquema de la secuencia WH3D. Se trata de una secuencia equilibrada (“balanced”) de estado estacionario. El tiempo de repetición (TR) es el doble del tiempo de eco (TE). RF: radiofrecuencia; G corte: gradiente de corte; G fase: gradiente de fase; G lect: gradiente de lectura; Señal: adquisición de la señal.

Por las características de estas secuencias, simétricas y con un TR muy corto y TE equivalente a la mitad del TR, poseen un contraste de imagen peculiar, con potenciación tanto T1 como T2: la intensidad de señal es proporcional al cociente $T2/T1$. Este contraste implica que tanto los tejidos o sustancias con T2 largo (agua, sangre...) como con T1 corto (grasa, metahemoglobina, gadolinio...) muestran alta señal, mientras que los tejidos sólidos de tiempos intermedios son hipointensos. Con este contraste intrínseco, las cavidades cardíacas llenas de sangre, o el interior de los vasos, el tubo digestivo, o el canal espinal, se muestran hiperintensos. Así, la anatomía cardíaca, incluyendo las válvulas, las paredes auriculares y ventriculares, o las

trabéculas y los músculos papilares, se visualizan con claridad. También se aprecian con nitidez los grandes vasos (figura 6).

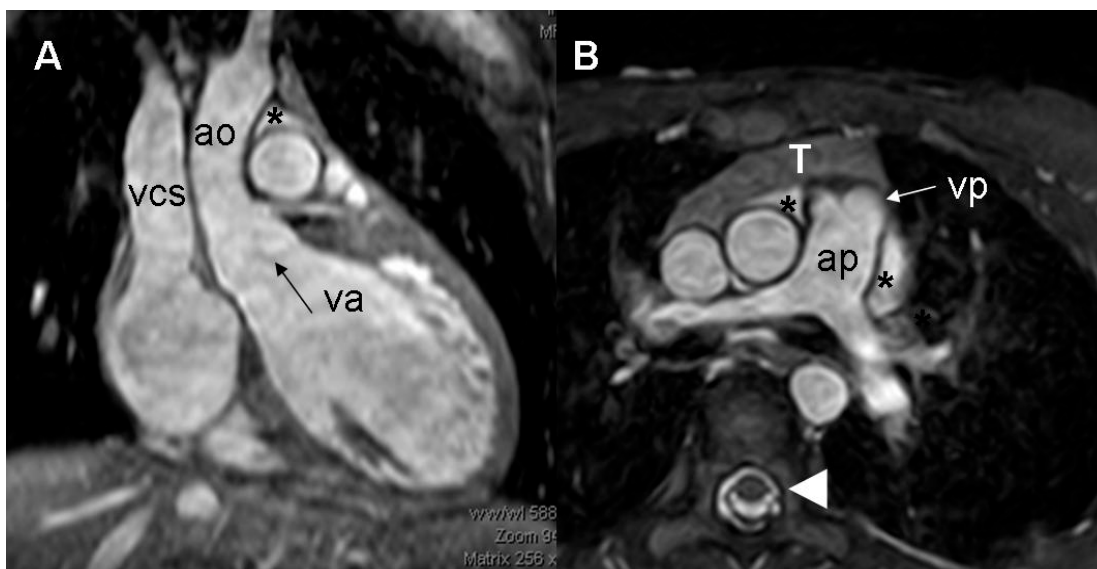


Figura 6. Reconstrucciones coronal (A) y axial (B) de la secuencia WH3D. En la reconstrucción en el plano coronal (A), se visualizan la aorta ascendente (ao) y la válvula aórtica (va), y vena cava superior (vcs) con nitidez. En el plano axial (B), se identifica el tronco de la arteria pulmonar (ap) y las arterias principales izquierda y derecha, así como la válvula pulmonar (vp). El líquido cefalorraquídeo (cabeza de flecha) así como los recesos pericárdicos (*) se muestran también hiperintensos, mientras que el timo (T) presenta una señal intermedia. Nótese que la grasa subcutánea, mediastínica y epicárdica aparecen hipointensas debido a la supresión espectral de la grasa.

Sin embargo, las arterias coronarias (hiperintensas), rodeadas por la grasa epicárdica (también hiperintensa), no se identifican adecuadamente, salvo que se suprima la señal de la grasa. Por ello, la secuencia WH3D se realiza habitualmente con un método de supresión espectral de la grasa.

La secuencia se aplica en una caja con un volumen que incluye todo el corazón, desde la salida de los troncos supraaórticos hasta el diafragma, con un grosor de corte de 1-1,5 mm y una matriz de 512, lo cual resulta en una resolución espacial real aproximada de 1-2 mm en vóxeles isotrópicos. Esta resolución se puede reducir a la mitad por técnicas de interpolación.

El tiempo de adquisición viene dado, además de por el tiempo de adquisición propio de la secuencia, por el ritmo cardíaco y respiratorio del paciente, así como por su regularidad o la presencia de movimientos

voluntarios, tos, bostezos, etc. Todo ello resulta en tiempos de adquisición que oscilan entre los 5 y los 20 minutos. Debe tenerse en cuenta que el ritmo cardíaco en la edad pediátrica varía desde más de 120 lpm en el neonato hasta 50 lpm en los adolescentes deportistas. De igual manera, el ritmo respiratorio es muy heterogéneo, sin incluir los pacientes sometidos a ventilación asistida durante la exploración. También es fácil imaginar la variabilidad en el tiempo de adquisición a la que somete la colaboración del paciente, sobre todo en los niños más pequeños sin anestesia.

1.4.2 Artefactos de la secuencia WH3D.

La secuencia WH3D posee una relación señal ruido muy alta para el pequeño tamaño del vóxel. Sin embargo, la adquisición 3D, el estado estacionario, la supresión grasa espectral, la adquisición multicanal y la sincronización cardíaca y respiratoria se acompañan de una variada gama de artefactos que hay que tener en cuenta. El terreno de los artefactos en RM cardíaca es muy extenso, y remitimos al lector a artículos especializados (57,58). Sin embargo, dado que se trata de un trabajo sobre la calidad de imagen de la técnica, es importante introducir los más comunes y, sobre todo, los que suponen un problema específico en esta secuencia.

La adquisición de datos 3D, al obtener señal de todo un volumen a lo largo del tiempo, con dos direcciones de codificación de fase, es especialmente sensible a los artefactos por movimiento del paciente (los artefactos de movimiento se transmiten fundamentalmente en la dirección de codificación de fase). Por ello, en el paciente no colaborador, con respiración irregular, tos, etc., se deteriora la imagen especialmente en este tipo de secuencias (figura 7).

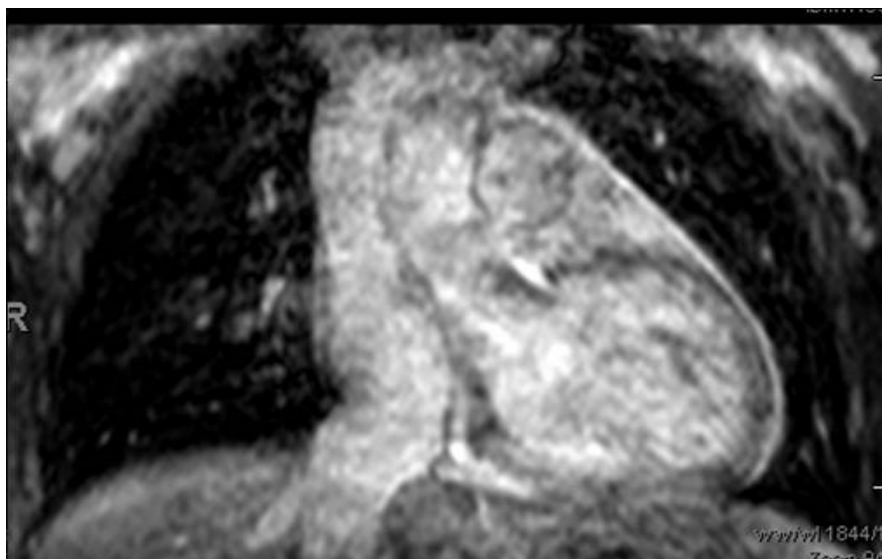


Figura 7. Artefactos por movimiento del paciente. En la reconstrucción en el plano coronal de la secuencia WH3D se aprecia borrosidad y mala definición de todas las estructuras debida a movimiento del paciente. Se trata de un niño de 10 años que no toleró la exploración por ansiedad.

Las secuencias de estado estacionario equilibrado presentan artefactos propios en banda (figura 8), debidos a efectos fuera de resonancia (“*off-resonance*”), que no son fáciles de evitar (59). Se pueden mejorar o resolver alargando el TR (y con ello el tiempo de adquisición) y evitando la heterogeneidad del campo (60), aunque salvo los métodos electrónicos de control de la radiofrecuencia, en la práctica puede ser imposible solucionarlos en un tiempo razonable.



Figura 8. Artefactos “off resonance”. Estudio de control de coartación aórtica operada en niño de 6 años mediante anastomosis termino-terminal. No existe material endovascular ni otros artefactos ferromagnéticos. En la reconstrucción sagital de la secuencia WH3D (A) se observa un vacío de señal en el arco transversal anterior debido a artefactos “off resonance”. Se realiza angioRM con contraste i.v. (B) visualizándose adecuadamente el arco aórtico. La solución de este problema pasa por realizar un nuevo ajuste del campo, ampliar el FOV, y esperar que no se repita. Cuando sucede suele ser más eficiente obtener la angiografía con contraste.

Otro de los problemas frecuentes en estas secuencias (que afecta a todas aquellas a las que se añade supresión grasa espectral), es la heterogeneidad del campo que provoca cambios en el espectro de frecuencia, y con ello de la supresión específica de la grasa y otros tejidos (figura 9). Se soluciona al mejorar la homogeneidad del campo (“*shimming*”), siempre que factores externos como material metálico, problemas en el imán o las bobinas, etc. lo permitan.



Figura 9. Artefactos por la supresión grasa espectral (SPIR). Estudio de control de coartación aórtica operada en una niña de 6 años mediante anastomosis termino-terminal. Se observa la irregularidad de la supresión de la grasa, permaneciendo la señal de la grasa pre-esternal sin suprimir (flecha), y heterogeneidad en la señal del resto del plano con pérdida de intensidad en el aspecto posterior (cabeza de flecha).

La imagen en paralelo (multicanal, “sense”, “grappa”) también produce sus propios artefactos, relacionados con la forma intrínseca de reducción del tiempo de adquisición en esta técnica, que se basa en el artefacto de “aliasing”. Para una correcta visualización de la imagen es necesario el control del movimiento. Los problemas de sincronización respiratoria y cardíaca son determinantes. En general, en el niño colaborador, o en aquéllos bajo anestesia general, la sincronización respiratoria no es un problema. Sin embargo, la sincronización cardíaca a altas frecuencias es problemática. A frecuencias cardíacas “normales”, se sincroniza la adquisición de datos con la telediástole ventricular al ser el lapso más largo de reposo (o poco movimiento) cardíaco.

Pero se debe tener en cuenta que, al ser constante la duración de la sístole ventricular, al aumentar la frecuencia cardíaca lo que se reduce en el tiempo es precisamente la diástole. Por ello, a frecuencias mayores de 100-120 lpm, cambiamos la sincronización cardíaca de la telediástole a la sístole, que pasa a ser la fase del ciclo cardíaco de mayor duración. En todo caso, a frecuencias mayores de 120 lpm es difícil obtener imágenes de calidad (figura 10).

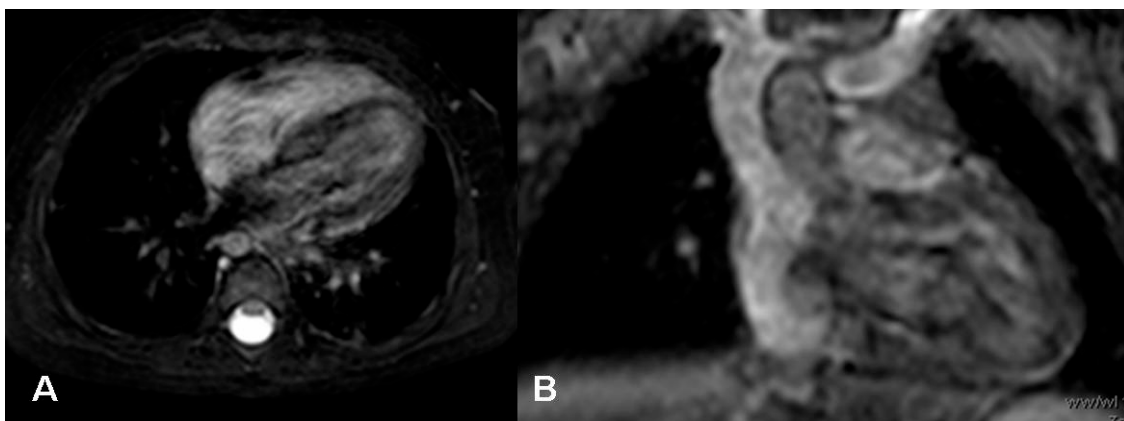


Figura 10. Mala sincronización cardíaca por alta frecuencia. Niña de 11 meses con ventana aortopulmonar y foramen oval permeable. La frecuencia cardíaca era de 150 lpm durante la exploración, lo que dificultó la sincronización. En las reconstrucciones axial (A) y coronal (B) se puede ver la borrosidad de las cavidades cardíacas y los grandes vasos proximales por mala sincronización. Sin embargo, la cava superior presenta unos bordes más nítidos.

Por último, es importante mencionar los artefactos paramagnéticos debidos a los diversos dispositivos y el material quirúrgico empleado en cirugía cardiovascular y hemodinámica pediátricas. Estos niños pueden portar marcapasos, cables de marcapasos, cables de esternotomía, clips quirúrgicos, prótesis endovasculares (“stents”), dispositivos de Amplatzer de cierre de cortocircuitos o circulación colateral y “coils” endovasculares, entre otros. Es necesario conocer cuáles de ellos porta el enfermo (algunos pueden ser incompatibles con la RM por seguridad del paciente). La radiografía de tórax, que prácticamente todos estos niños poseen, ayuda en la planificación del estudio así como en la interpretación de los artefactos (figura 11).

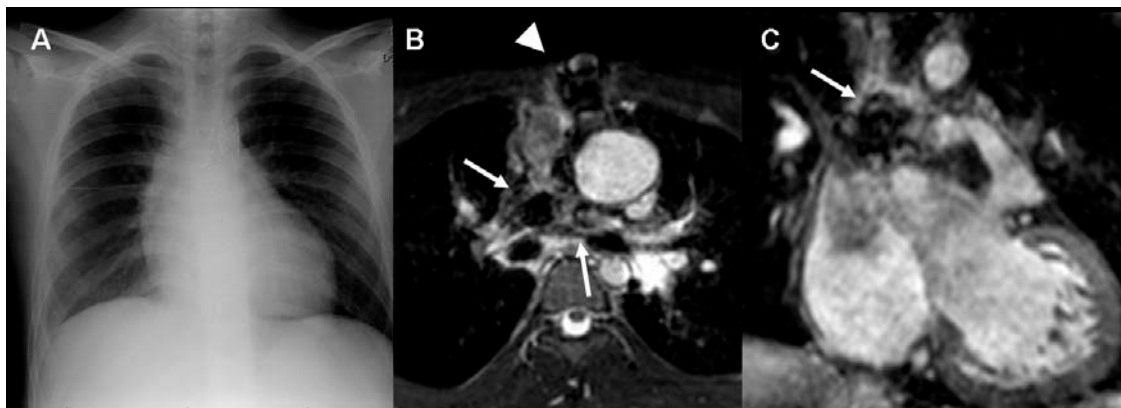


Figura 11. Artefactos paramagnéticos por material quirúrgico y endovascular. Paciente de 15 años con ventrículo derecho de doble salida y D-transposición de las grandes arterias intervenido con cirugía de Rastelli, con “*stents*” en las arterias pulmonares y el istmo aórtico, clips quirúrgicos y cables de esternotomía. En la radiografía de tórax (A) se puede visualizar todo el material radiopaco. En la reconstrucción axial (B) y coronal (C) de la secuencia WH3D los artefactos debido a los “*stents*” (flechas) y a la esternotomía (cabeza de flecha) deterioran la calidad de la imagen e impiden valorar las arterias pulmonares.

I.5 La RM cardíaca en pediatría.

La utilización de la RM cardíaca se aplicó a los pacientes pediátricos prácticamente desde sus inicios (28,30,61,62). Al igual que en otros órganos y sistemas, el estudio del niño por RM es complejo. En primer lugar, la edad pediátrica comprende pacientes desde el nacimiento hasta la edad adulta. En el caso de las cardiopatías congénitas, hasta la generalización de las unidades de cardiopatías congénitas del adulto, estos pacientes eran estudiados por los mismos equipos de patología cardíaca (cardiólogo, cirujano y radiólogo pediátricos) durante toda su vida. Este hecho provoca que hablemos de unos pacientes muy heterogéneos desde todos los puntos de vista. En primer lugar, el tamaño del corazón aumenta y la frecuencia cardíaca disminuye en condiciones normales a lo largo de la edad pediátrica. Por lo tanto, las bobinas empleadas, la sincronización cardíaca y, con ello, la resolución espacial y la relación señal/ruido, varían considerablemente de unos pacientes a otros. En los adolescentes se pueden hacer consideraciones técnicas similares al paciente adulto. Sin embargo, desde el punto de vista técnico, médico y de cuidados de enfermería, el manejo de un neonato prematuro de bajo peso difiere drásticamente del de un niño sano preadolescente.

En primer lugar, los dispositivos y cuidados que necesite durante su estancia en la sala de RM son muy distintos. Los neonatos con cardiopatías graves requieren una atención especial, con anestesiólogo, neonatólogo, cardiólogo pediátrico y enfermería especializada para garantizar su cuidado. En los lactantes y niños pequeños no colaboradores, es necesario el empleo de anestesia. Y en los niños mayores, adolescentes y adultos jóvenes, las consideraciones son similares a las de un programa habitual de imagen cardíaca.

La anestesia durante la exploración es necesaria en la mayor parte de los niños menores de 8 años. Aunque se trata de un procedimiento seguro, no está exento de riesgos, y al realizarse fuera del área quirúrgica se asocia a

complicaciones posiblemente con mayor frecuencia que en un quirófano (63). En todo caso, en nuestro centro estos pacientes son anestesiados por un anesthesiólogo pediátrico con enfermería entrenada. Todos los niños cuentan con un acceso venoso durante la anestesia y monitorización de las constantes vitales. En la mayor parte de los pacientes se asegura la vía aérea mediante mascarilla laríngea y ventilación mecánica. En aquellos niños anestesiados que requieren secuencias en apnea, ésta es provocada por el anestesista con control continuo por pulsioximetría.

El tipo de paciente en RM pediátrica no sólo es diverso por su edad, sino también por su patología. En nuestra experiencia, y en la de otros (64), la mayor parte de los pacientes (el 70% aproximadamente) de RM cardíaca infantil la constituyen los niños intervenidos por cardiopatía congénita. Aproximadamente, el 20% son pacientes con cardiopatía congénita previa al diagnóstico, y el resto, alrededor del 10%, niños con miocardiopatías, tumores cardíacos o patología pericárdica. El gran número de pacientes intervenidos obliga a tener especial precaución con los dispositivos posquirúrgicos, y limita con frecuencia la cantidad de información diagnóstica aportada por la exploración. Así, en aquellos pacientes con “*stents*” endovasculares, la valoración precisa de la permeabilidad del vaso es limitada, y si ésta es la cuestión a resolver puede ser más adecuada una TC o una angiografía digital.

I.6 Evaluación de la calidad de imagen en RM.

Este estudio pretende valorar la calidad de imagen de una secuencia con el fin de determinar en la medida de lo posible su utilidad clínica y sus limitaciones. Existen distintos métodos de valoración de la calidad de la imagen por RM. Los métodos cuantitativos, especialmente la relación entre la intensidad de señal en la estructura de interés y la señal en el vacío (desviación estándar de la señal, o ruido), aportan una medida objetiva, pero requiere de uniformidad en la técnica. En nuestra serie, como se ha referido anteriormente, existe un grupo muy heterogéneo de pacientes (edad, peso, ritmo cardíaco), en distinta situación clínica (intervenidos quirúrgicamente o no; bajo anestesia general o no; con dispositivos ferromagnéticos o no, etc.), explorados con distintas bobinas (flexibles de diverso tamaño, “*body array*” cardíaca). Ese hecho limita la valoración cuantitativa, pues todos estos factores influyen decisivamente sobre el ruido de la imagen, y la intensidad de la señal.

Desde un punto de vista práctico, para evaluar la calidad hemos utilizado una escala cualitativa ya empleada en otros trabajos (45,52,65). Se trata de una escala de cuatro puntos referida a cada vaso en cuestión:

0. Imagen no diagnóstica.
1. Imagen pobre.
2. Imagen buena.
3. Imagen excelente.

Se tiene en cuenta una valoración subjetiva que incluye el contraste entre el vaso y los tejidos adyacentes, y la capacidad de delimitación del borde del vaso. Si no se puede delimitar con suficiente claridad, se considerará “no diagnóstica”; si no existe buen contraste entre estructuras o el borde no está completamente definido, pero es suficiente para el diagnóstico (se puede

excluir una estenosis, dilatación o defecto de repleción de manera fiable), será “pobre”; cuando existe un buen contraste pero ligera borrosidad del borde, o borde nítido con discreta disminución de la señal o contraste, se califica como “buena”; cuando el contraste es alto y los bordes nítidos, se clasifica como “excelente” (figura 12).

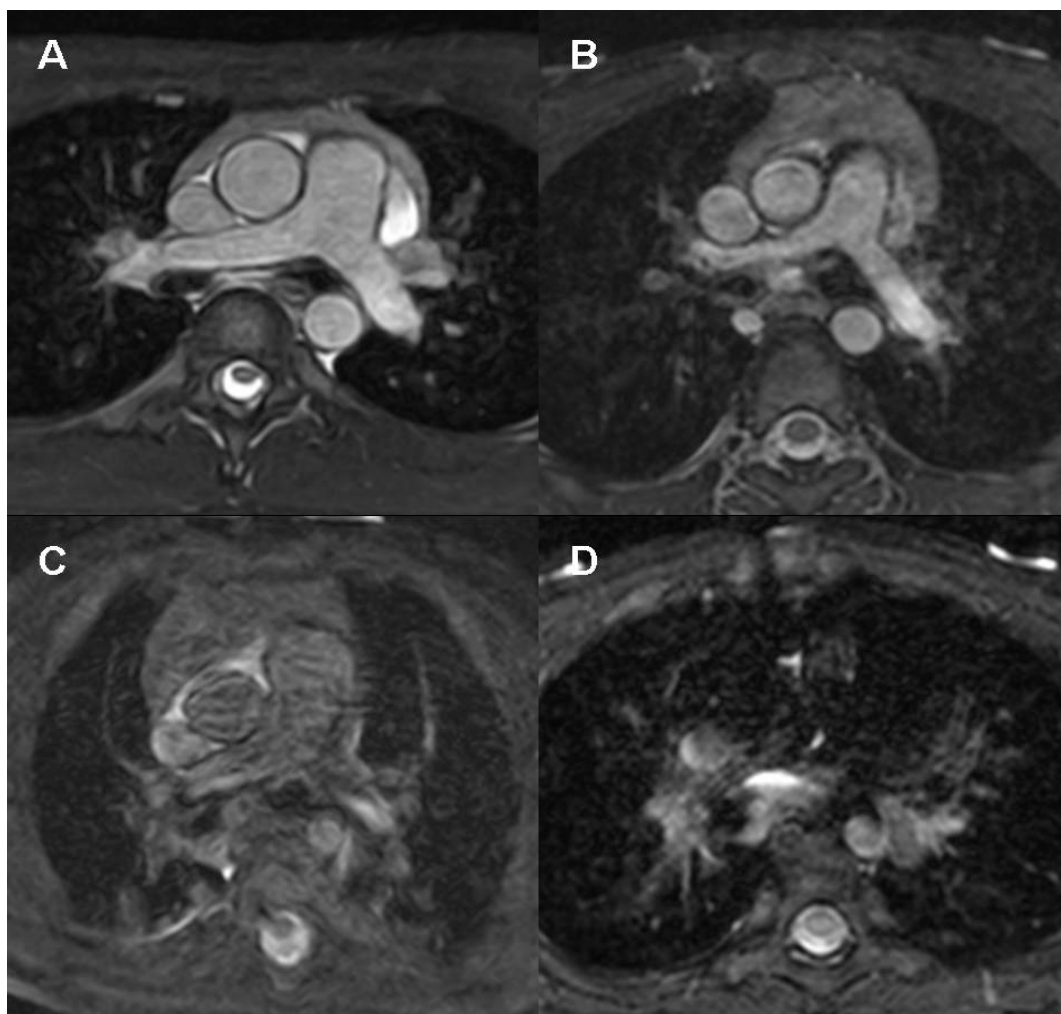


Figura 12. Ejemplos de calidad de imagen de las arterias pulmonares por escala cualitativa. (A) Calidad excelente (grado 3). (B) Calidad buena (grado 2). (C) Calidad pobre (grado 1). (D) Calidad no diagnóstica (grado 0). La calidad se evaluó con el volumen 3D de datos, mediante reconstrucción multiplanar. En estos ejemplos de imagen aislada en el plano axial (fuente sin reconstrucción) se pretende ofrecer una idea orientativa de la evaluación. En la práctica, los vasos se evaluaron con todo el conjunto de cortes y orientaciones.

II. JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

II. JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

II.1 Justificación

La imagen cardíaca por resonancia magnética (RM) es una técnica establecida desde los años 80 del siglo XX. Como todas las formas de diagnóstico por la imagen, ha evolucionado de forma muy acusada en los últimos años. De las secuencias convencionales utilizadas originariamente, se pasó a nuevas técnicas para la visualización de los vasos con mayor resolución espacial (angioRM con contraste), pruebas funcionales por RM, estudios de caracterización tisular del miocardio y secuencias de alta resolución para la valoración de las arterias coronarias.

En los pacientes con cardiopatías congénitas, la valoración de los grandes vasos es una parte importante del estudio por RM (61,66). De todas las secuencias convencionales, es la angioRM con contraste la que aportará una mayor resolución y fiabilidad al estudio vascular mediante RM. Sin embargo, implica la administración intravenosa de quelatos de gadolinio.

Aunque los quelatos de gadolinio constituyen un grupo de fármacos muy seguros, su administración implica, además de un aumento del gasto, un riesgo de complicaciones como reacciones alérgicas o fibrosis sistémica nefrogénica y la realización de una venopunción al paciente.

Los contrastes basados en gadolinio son quelatos lineales o macrocíclicos paramagnéticos que contienen este elemento. La patogenia de las reacciones por hipersensibilidad no está totalmente aclarada, aunque parece deberse a mecanismos mediados por IgE (67). Las reacciones alérgicas a los compuestos de gadolinio son raras (68), con una frecuencia de 0,07% en adultos y 0,04% en niños, de los cuales el 74% fueron consideradas leves, el 19% moderadas y el 7% severas (69).

Una complicación de descripción relativamente reciente fue la fibrosis sistémica nefrogénica. La primera serie publicada data del año 2000 (70). Se trata de una enfermedad sistémica debido a la liberación del gadolinio de su molécula quelante. Sólo se ha publicado en pacientes con insuficiencia renal avanzada, no existiendo casos demostrados en pacientes con función renal normal. El número total de casos registrados de fibrosis sistémica nefrogénica es inferior a 2000, de los cuales sólo 23 son menores de 18 años, y no existe ningún caso referido en menores de 6 años (71). Por tanto, se puede afirmar que la edad pediátrica no es un factor de riesgo, y que su uso en niños sin insuficiencia renal es seguro.

La anestesia en los procedimientos de imagen pediátricos ha cambiado en los últimos años. Con el aumento de velocidad de los equipos de tomografía computada (TC), la RM constituye la inmensa mayoría de los procedimientos diagnósticos bajo anestesia general (72). Actualmente, la responsabilidad de la anestesia o sedación recae en general sobre el servicio de anestesiología de cada hospital, y no en los radiólogos. La sedación o anestesia tiene unos riesgos intrínsecos, enlentece el flujo de trabajo y encarece el procedimiento. En menores de 8 años se utiliza de forma generalizada, aunque no existe una edad fija, y varía en función de los centros, la tecnología de que disponen, el tipo de exploración y las características individuales de los pacientes. La RM cardíaca suele ser una prueba prolongada, con necesidad de venopunción y que requiere de cierto grado de colaboración del paciente. La colocación de una vía periférica a un niño genera estrés al paciente y su entorno. Una parte de los procedimientos en niños relativamente tranquilos y colaboradores no se pueden realizar sin anestesia precisamente por la necesidad de un acceso venoso para la administración de contraste. La secuencia WH3D puede evitar la administración de contraste en determinados pacientes y, al no requerir ninguna colaboración especial para la obtención de la secuencia, puede aumentar el número de estudios sin anestesia.

Si se puede emplear la secuencia WH3D como sustituto de la angioRM, podemos utilizar el contraste en estos pacientes con otros fines diferentes. En algunas situaciones clínicas, especialmente en la patología coronaria

(coronarias anómalas, enfermedad de Kawasaki, cirugía de Ross, cirugía de Jatene), puede ser útil la realización de un estudio de perfusión por RM en reposo y con estrés. Si realizásemos la angioRM con contraste, no podríamos administrar más contraste para el estudio de perfusión, al superar la dosis permitida. Sustituyendo la angioRM con contraste por la secuencia WH3D, sí podemos añadir el estudio de perfusión miocárdica.

Por estas razones, disponer de una secuencia de alta resolución espacial y de contraste con suficiente calidad diagnóstica para el estudio de los grandes vasos sin necesidad de contraste i.v. puede aportar una reducción de los costes (menos estudios con contraste o anestesia), así como mejorar la rentabilidad diagnóstica (agregación de estudios de perfusión miocárdica).

Existen numerosas publicaciones de la secuencia WH3D y otras secuencias 3D de características similares para el estudio de las coronarias (48,73–75) incluyendo la valoración de anomalías congénitas (52,53,76,77). También se ha comparado la exactitud diagnóstica de esta secuencia con la TC multidetector (54,78). Recientemente, se ha publicado un estudio de la utilidad de la secuencia WH3D para la valoración segmentaria de las estructuras cardíacas, las arterias coronarias y medidas de aorta y arterias pulmonares (79). Sin embargo, hasta la fecha no hemos encontrado ningún trabajo de evaluación de la calidad de esta secuencia para el estudio global de los grandes vasos en la edad pediátrica.

II.2 Hipótesis

La secuencia WH3D ofrece imágenes de alta resolución de los grandes vasos torácicos sin necesidad de administrar contraste intravenoso.

Nuestra hipótesis es que la secuencia WH3D puede sustituir a la angioRM con contraste en el estudio de los niños con enfermedades cardiovasculares que precisen de esta técnica con calidad de imagen adecuada para establecer el diagnóstico.

II.3 Objetivos

General

Determinar la calidad de la imagen de la secuencia WH3D para la valoración de los grandes vasos torácicos mediante una escala de calidad de imagen en la aorta ascendente, el cayado aórtico, la aorta descendente torácica, las arterias pulmonares principales, las venas pulmonares principales y las venas cavas visibles en el estudio cardíaco.

Específicos

1. Valorar la calidad de imagen de la secuencia WH3D en los grandes vasos torácicos conforme a una escala de 4 puntos.
2. Correlacionar la calidad de la imagen de los distintos vasos estudiados con los parámetros antropométricos y clínicos del paciente (edad, frecuencia cardíaca, volumen cardíaco), con la realización del estudio bajo anestesia, la administración de contraste intravenoso y el plano de adquisición de la imagen.
3. Estimar en función de la calidad de la imagen en qué cardiopatías la secuencia WH3D puede sustituir a la angiografía con contraste y en cuáles no se recomienda.

III. MATERIAL Y MÉTODOS

III. MATERIAL Y MÉTODOS

III.1 Planteamiento General

Se realizó un estudio observacional retrospectivo en una muestra de exámenes de RM cardíaca de pacientes a los cuales se practicó la secuencia WH3D. La calidad de imagen se valoró por un radiólogo experto. Se obtuvo una muestra aleatoria para el estudio retrospectivo de la correlación intra e interobservador por dos radiólogos expertos en RM cardíaca.

Se utilizó una escala cualitativa de valoración de la calidad de la imagen (45,52,65). Se recopilaron datos demográficos, anatómicos, técnicos y clínicos para correlacionar con la calidad de la imagen.

III.2 Exámenes de RM. Pacientes.

III.2.1 Selección de la muestra.

Se incluyeron en el estudio los exámenes de RM cardíaca realizados en la sección de radiología pediátrica del Hospital General Universitario Gregorio Marañón de forma consecutiva que cumplieran criterios de inclusión.

El estudio fue aprobado por el Comité ético de investigación clínica (CEIC) del hospital. Dada la naturaleza del estudio observacional retrospectivo de una secuencia de RM no se requirió consentimiento informado. **ANEXO 1.** En todo momento, en este estudio se siguieron las normas de buena práctica clínica y se respetó la confidencialidad de datos según la legislación vigente.

III.2.2 Criterio de inclusión.

- Pacientes con sospecha o en seguimiento de cardiopatía de la agenda de RM cardíaca a los que se realiza la secuencia WH3D.

III.2.3 Criterios de exclusión.

- Pacientes con alteraciones del ritmo cardíaco que no permitiesen la realización de las secuencias cineRM destinadas al estudio de la función ventricular o el volumen telediastólico.

- Pacientes de la agenda de RM cardíaca a los cuales no se completase la secuencia WH3D por cualquier motivo (interrupción por problemas anestésicos, ansiedad del paciente, avería técnica, etc.)

III.2.4 Exámenes seleccionados.

En el mes de junio de 2009 se implementó la secuencia WH3D en el equipo de RM del Hospital Materno Infantil Gregorio Marañón. Se comenzó el

estudio con los pacientes del 22 de julio de 2010. Se incluyeron los pacientes hasta el 28 de agosto de 2014. Durante este periodo, se realizaron 834 RM cardíacas. De ellos, 726 participan en el estudio, al ser realizada la secuencia WH3D y no poseer criterios de exclusión.

En una tabla de datos de Microsoft Excel (**ANEXO 2 / Tabla principal de datos**), se recogen los datos epidemiológicos de los pacientes, que incluyen:

Identificador (NHC)

Sexo (M/F)

Fecha de nacimiento

Fecha de exploración

Edad (Cálculo de las dos columnas anteriores)

Anestesia (0=no/1=sí)

Frecuencia cardíaca (latidos por minuto, lpm)

Volumen telediastólico del ventrículo izquierdo (en ml)

Volumen telediastólico del ventrículo derecho (en ml)

Volumen ventricular total (Suma de las dos columnas anteriores)

Contraste i.v. (0=no/1=sí)

Plano de adquisición (0=axial/1=sagital)

Calidad en aorta ascendente (escala 0-3)

Calidad en cayado aórtico (escala 0-3)

Calidad en aorta descendente (escala 0-3)

Calidad en arterias pulmonares principales (escala 0-3)

Calidad en venas cavas proximales (escala 0-3)

Calidad en venas pulmonares principales (escala 0-3).

La necesidad de anestesia es inicialmente indicada por el cardiólogo del paciente. No obstante, algunos pacientes mayores también necesitaron anestesia para realizar el estudio.

El cálculo del volumen cardíaco (suma de volumen telediastólico izquierdo y derecho) lo realiza el programa Microsoft Excel. En los pacientes univentriculares (corazón izquierdo hipoplásico, atresia tricuspídea, ventrículo único verdadero, etc.) el volumen ventricular sólo lo aporta el ventrículo único o el dominante, no empleándose para el cálculo el volumen del ventrículo hipoplásico o residual al ser éste insignificante.

En la mayor parte de los exámenes, la secuencia WH3D fue la primera secuencia morfológica tras la realización de los localizadores. No obstante, en algunos casos en que se iba a administrar contraste con seguridad (miocardiopatías, arritmias, tumores, etc.), o en algunos que se decidió repetir la secuencia WH3D por problemas técnicos se obtuvo la secuencia WH3D con contraste i.v., dato que se adjunta a la tabla con la intención de valorar la influencia del contraste en la calidad.

En la mayor parte de los estudios cardíacos, la secuencia WH3D se adquirió en el plano axial. Sin embargo, en los casos de patología aórtica (coartación, interrupción del arco o doble arco aórtico), se obtuvo en el plano sagital para aumentar la resolución en el plano y aumentar la cobertura anatómica.

En la base de datos general de RM cardíaca, se incluyen otros datos como diagnóstico clínico, diagnóstico radiológico, secuencias realizadas, códigos ACR (*American College of Radiology*), pero no se utilizó para este estudio de la calidad de la imagen, aunque sí se empleó a posteriori en el presente trabajo de investigación para mostrar los efectos de “*stents*” o la utilidad en distintas situaciones patológicas, si bien no se han realizado inferencias estadísticas.

III.3 Exámenes de RM. Técnica.

III.3.1 Protocolo general de estudio de cardio RM.

Todas las exploraciones se realizaron con una resonancia magnética Intera 1,5T (Philips Medical Systems, Best, Holanda). Dependiendo de la edad y peso del paciente, se utilizó una antena flexible multielemento (lactantes y niños pequeños) o una cardíaca específica multielemento (pacientes mayores).

Las siguientes *secuencias generales* se obtienen en todos los pacientes:

1. Estudio con localizadores EGT2 rápidos en los 3 planos ortogonales.
2. Secuencia “*Single shot*” TSE T2 en el plano coronal.
3. Secuencias EGT2 “*balanced*” FFE cine RM en planos 4 cámaras, 3 cámaras, tracto de salida del ventrículo derecho, y eje corto multifase/multicorte. En corazones univentriculares o determinadas malformaciones congénitas, el tracto de salida del ventrículo derecho u otros planos específicos no se obtuvieron al ser improcedentes por la anatomía del paciente.

Las secuencias optativas que se obtuvieron por indicaciones específicas en cada caso fueron:

1. Estudio angiográfico con contraste intravenoso.
2. Secuencias de contraste de fase.
3. Secuencias de realce tardío postcontraste.
4. Secuencias TSE T1 o T2, TSTIR.
5. Secuencias de cineRM en planos especiales.

La decisión de realizar secuencias optativas se tomó en función de los datos clínicos (p.ej. secuencias TSE T1 y T2 en niños con tumores cardíacos; realce tardío en pacientes con sospecha de miocardiopatía; etc.), de los datos observados en las secuencias generales (angioRM en sospecha de estenosis vasculares periféricas o circulación colateral en secuencia WH3D; realce tardío con contraste en anomalía de la motilidad miocárdica focal; etc.), o en la

ausencia de datos importantes por artefactos o insuficiente calidad en la secuencia WH3D (especialmente, angioRM cuando la secuencia WH3D no mostró calidad diagnóstica).

III.3.2 Secuencia WH3D.

En todos los pacientes se obtuvo la secuencia WH3D.

El bloque de adquisición se realizó en el plano axial excepto en los casos de patología aórtica como motivo principal de la petición (coartación aórtica, anillos aórticos, arco aórtico interrumpido) para aumentar la cobertura anatómica de la aorta, a expensas de menor cobertura en los planos axial y coronal. En aquellos pacientes con patología cardíaca y afectación del arco aórtico (corazón izquierdo hipoplásico con coartación, anomalías conotruncales con arco derecho o anillos vasculares, etc.) la secuencia se adquirió en el plano axial. El dato del plano de adquisición se incluye en la recogida de datos.

La secuencia WH3D se obtuvo sin contraste intravenoso inicialmente en todos los pacientes. Sin embargo, en aquellos que se esperaba administrar gadolinio intravenoso con seguridad se realizó la secuencia WH3D tras la administración de contraste para optimizar el tiempo de exploración. Esto se llevó a cabo a criterio del facultativo encargado de la RM en ese momento, y en función de la patología del paciente, la presión asistencial, etc. También se realizó la secuencia WH3D con contraste en pacientes en que, por problemas técnicos, falta de colaboración o problemas anestésicos, dicha secuencia no se pudo obtener, por lo que se repitió tras la administración del gadolinio en los casos en que se necesitó (angioRM, realce tardío). Se recoge este dato en la tabla de datos con el objetivo de valorar la influencia del contraste i.v. en la calidad de la secuencia.

Los parámetros técnicos de la secuencia WH3D se muestran en la Tabla 1.

TABLA 1

FOV	Grosor	TR	TE	FA	Sense	TA
250-350mm	1-2mm	4ms	2ms	90°	2	4-20min

Tabla 1. Parámetros técnicos de la secuencia WH3D. La gran diferencia de tamaño entre la caja torácica de un neonato y un adulto joven condiciona la utilización de distintas bobinas, el distinto FOV y grosor. La gran disparidad en los tiempos de adquisición se debe sobre todo a las diferencias en la frecuencia cardíaca (de 42 a 150lpm) y la frecuencia respiratoria, así como la eficiencia del pulso navegador. *FOV*: “*field of view*” o campo de visión; *TR*: tiempo de repetición; *TE*: tiempo de eco; *FA*: “*flipangle*” o ángulo de inclinación del vector; “*Sense*”: factor multicanal; *TA*: tiempo de adquisición.

III.4 Descripción de las variables estadísticas.

III.4.1 Variables cuantitativas.

Las variables cuantitativas, todas ellas continuas, de nuestro estudio son:

1. Edad (años con dos decimales).
2. Frecuencia cardíaca (latidos por minuto, *lpm*).
3. Volumen cardíaco (suma del volumen telediastólico del ventrículo izquierdo y derecho obtenidos por método Simpson, en ml)

III.4.2 Variables cualitativas.

Las variables cualitativas nominales dicotómicas son:

1. Sexo (masculino M / femenino F).
2. Anestesia (0, no / 1, sí).
3. Gadolinio intravenoso (0, no / 1, sí).
4. Plano de adquisición (0, axial / 1, sagital).

Las variables cualitativas ordinales:

Escala de calidad aplicada a la aorta ascendente, al cayado aórtico, a la aorta descendente, a las arterias pulmonares principales (tronco y arterias pulmonares principales), a la vena cava superior, a las venas pulmonares principales:

0. calidad insuficiente
1. calidad pobre
2. calidad buena
3. calidad excelente.

Para un análisis posterior de la proporción de estudios aptos y no aptos para el diagnóstico, se realiza la siguiente agrupación de variables:

0. no apto para el diagnóstico (equivalente al grupo 0 de calidad)
1. apto para el diagnóstico (agrupación de los grupos 1, 2 y 3 de calidad).

III.5 Estudio estadístico.

III.5.1 Recursos informáticos.

La recogida de datos se realizó utilizando una hoja de cálculo de Microsoft Excel 2003 (Microsoft Corporation, Redmond, Estados Unidos). El cálculo de la edad a través de la fecha de nacimiento, así como el volumen cardíaco a través del volumen telediastólico de ambos ventrículos, se calculó con este programa.

El volumen de muestra para la valoración de la correlación intra- e interobservador se obtuvo mediante el programa Epidat v 4.1 (Xunta de Galicia, Consellería de Sanidade, Galicia, España; Organización Panamericana de la Salud (OPS-OMS); Universidad CES, Colombia).

El análisis estadístico descriptivo y analítico se realizó mediante el programa SPSS 15.0 (SPSS inc., Chicago, Estados Unidos).

III.5.2 Tamaño muestral.

El número de pacientes de la muestra es de 726, con unas edades comprendidas entre 0,04 y 34,69 años. La unidad de cardiopatías congénitas del adulto se creó y desarrolló a lo largo de la realización del estudio, por lo que existe un grupo de pacientes mayores de 18 años (n=47) que ha ido decreciendo progresivamente, conforme han sido derivados a criterio de los cardiólogos pediátricos y de adultos a la nueva unidad.

III.5.3 Estadística descriptiva.

En la descripción de los datos cuantitativos (edad, frecuencia cardíaca, volumen ventricular) se describen valor máximo, mínimo, media y desviación estándar. En los datos cualitativos dicotómicos (sexo, anestesia, contraste i.v., plano de adquisición) y ordinales (escala de calidad) en forma de frecuencias absolutas y/o porcentajes.

III.5.4 Estadística analítica.

III.5.4.1 Consistencia interna.

Aunque se trata de un estudio de calidad de la imagen, y no de exactitud o utilidad diagnóstica, se puede inferir la aptitud de la prueba para el diagnóstico así como la confianza en los hallazgos encontrados a través de la calidad percibida por el observador. En este sentido sí puede tener interés la valoración de la correlación intra- e interobservador. Para el cálculo de la concordancia intra- e interobservador, utilizamos el coeficiente Kappa de Cohen (80).

En la tabla 2 mostramos la clasificación habitual para la interpretación de los valores de Kappa (81).

TABLA 2

Valoración del Índice Kappa	
Valor de Kappa	Fuerza de la concordancia
< 0.20	Débil
0.21 - 0.40	Aceptable
0.41 - 0.60	Moderada
0.61 - 0.80	Buena
0.81 - 1.00	Muy buena

III.5.4.2 Comparación de variables

Para la aplicación de los cálculos estadísticos paramétricos, dado el volumen muestral (N=735), se asume la distribución normal de las medias de las variables cuantitativas (edad, frecuencia cardíaca y volumen cardíaco) (82). Se calculan los cocientes intercuartiles / desviación estándar.

Se realizan los siguientes estudios paramétricos:

Para la comparación de las variables categóricas se emplea el test de Chi-Cuadrado.

Para la comparación de la variable categórica de calidad (4 grupos) y las variables cuantitativas, se utilizó ANOVA de 1 factor. Empleamos el test de Bonferroni para la comparación múltiple *post hoc* entre grupos.

Para la comparación de la variable dicotómica de apto/no apto para el diagnóstico resultante de la agrupación de los grupos de calidad, empleamos el estadístico t de Student de comparación de variable dicotómica y variables cuantitativas.

IV. RESULTADOS

IV. RESULTADOS

IV.1 Descripción de la muestra

La muestra la componen 726 estudios de RM realizados entre el 22 de julio de 2010 y el 28 de agosto de 2014.

Los datos recabados se exponen en el **ANEXO 2 / Tabla de datos**.

De los 726 estudios, 307 (42,3%) fueron mujeres y 429 (57,7%) varones.

La edad media de los pacientes fue de 9,88 años, con un rango comprendido entre los 0,03 y 34,69 años.

IV.2 Análisis de normalidad para estudios paramétricos

La muestra cuenta con 726 casos, lo cual permite el análisis paramétrico de las distintas variables independientemente de su distribución, pues se asume una distribución normal de las medias. Al tratarse de una muestra de $N > 50$ no proceden los tests de Kolmogorov-Smirnov ni de Shapiro-Wilks (82).

Respecto a la edad, sigue una distribución relativamente uniforme. El cociente intercuartiles/desviación estándar (IQ/DS) fue 1,59, ligeramente alto, reflejando la uniformidad en la distribución de los datos de la muestra.

El cociente IQ/DS de la frecuencia cardíaca fue 1,3, sugestivo de una distribución normal de los datos.

El volumen cardíaco, aunque con cierto sesgo a la izquierda, con un cociente $IQ/DS=1,27$, también mostró una distribución normal.

IV.3 Estadística descriptiva

IV.3.1 Variables cuantitativas continuas

Las variables cuantitativas continuas en nuestro estudio son la edad, la frecuencia cardíaca y el volumen ventricular.

Los gráficos están formados por rectángulos adyacentes que tienen por base cada uno de los intervalos y por altura las frecuencias absolutas. La altura del rectángulo es proporcional a la frecuencia de cada una de las clases y el área total lo será al número de individuos de la muestra.

También se indica la media aritmética, como medida de tendencia central, y la desviación típica, como medida de dispersión de la distribución de las variables estudiadas.

La Tabla 3 muestra las variables cuantitativas de la muestra:

TABLA 3

		Edad (años)	FrecCard (lpm)	Volumen (cc)
Media		9,88	82,98	176,00
Desv. Estándar		5,41	20,01	100,91
Varianza		29,24	400,46	10183,01
Mínimo		0,03	42	15
Máximo		34,69	150	780
Percentiles	25	5,65	69,00	102,00
	50	9,79	80,00	155,00
	75	14,27	95,00	230,00

IV.3.1.1 Edad. Histogramas y curvas de normalidad

La figura 13 muestra el histograma y curva de normalidad para la edad.

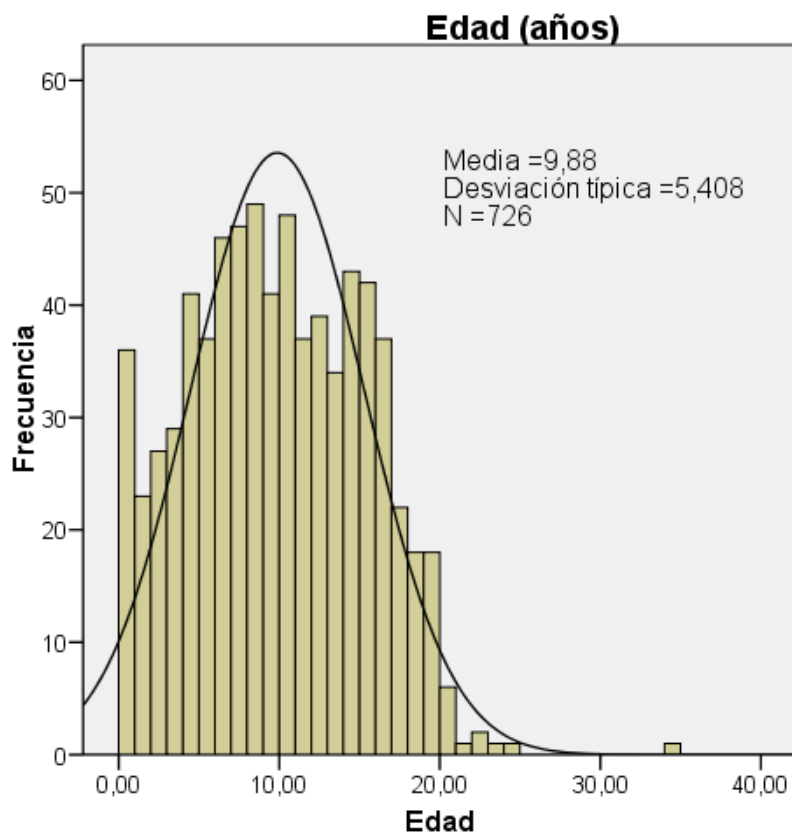


Figura 13. Histograma de la edad.

IV.3.1.2 Frecuencia cardíaca. Histogramas y curvas de normalidad

La figura 14 muestra el histograma y curva de normalidad para la frecuencia cardíaca.

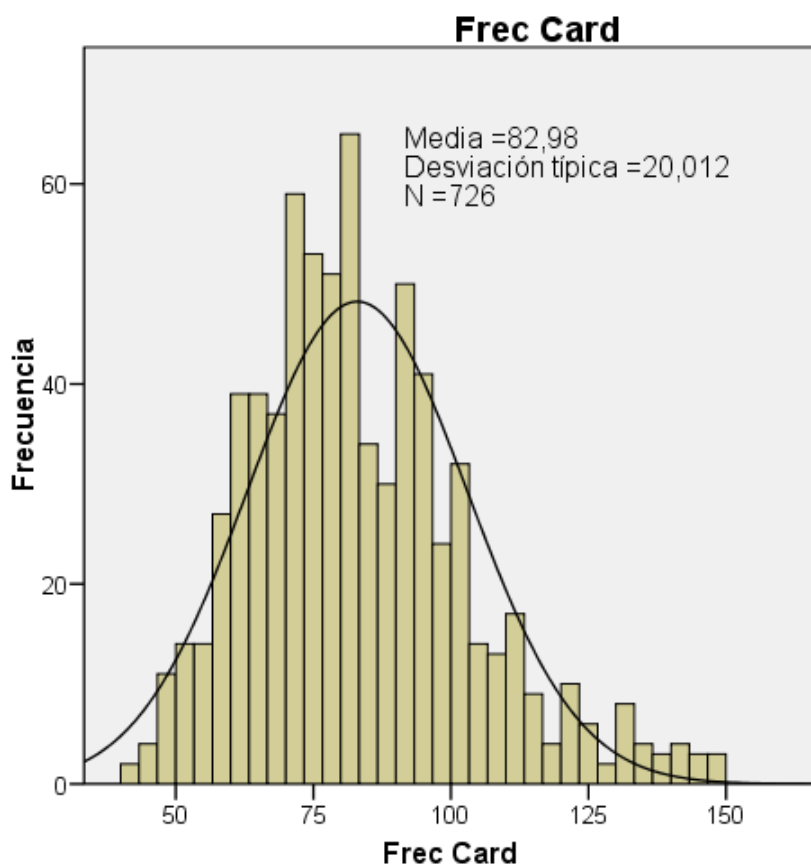


Figura 14. Histograma de la frecuencia cardíaca.

IV.3.1.3 Volumen cardíaco. Histogramas y curvas de normalidad

La figura 15 muestra el histograma y curva de normalidad para el volumen cardíaco.

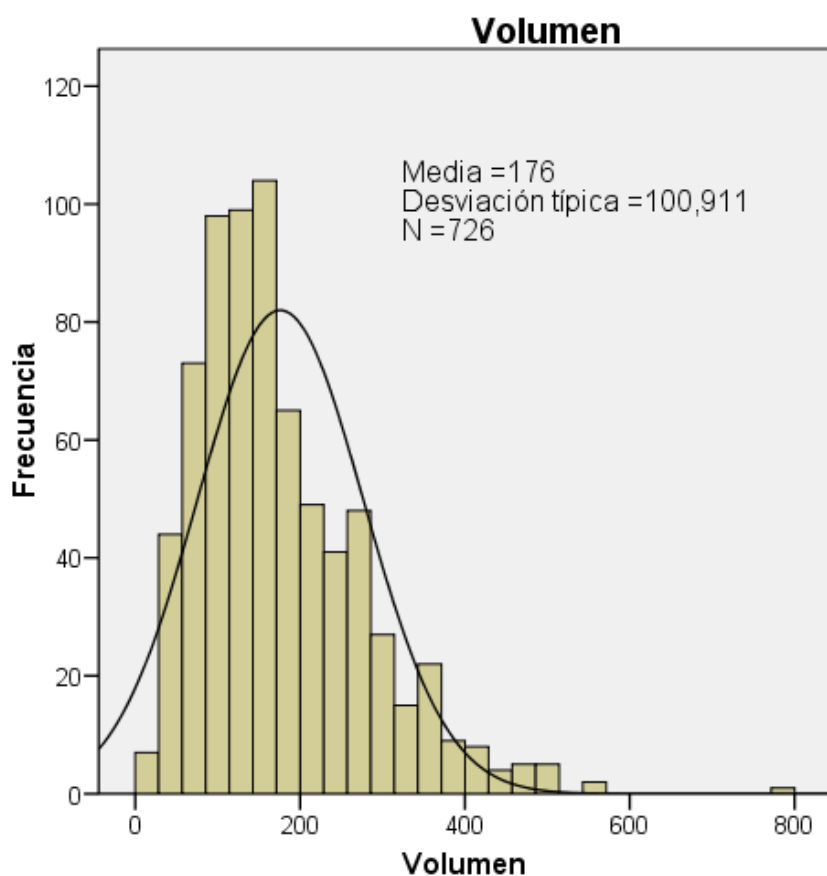


Figura 15. Histograma del volumen cardíaco.

IV.3.2 Variables cualitativas

IV.3.2.1 Variables cualitativas dicotómicas.

La Tabla 4 muestra las variables cualitativas dependientes de la muestra:

TABLA 4

Sexo		
	Frecuencia	Porcentaje
Mujeres	307	42,3
Hombres	419	57,7
Anestesia		
	Frecuencia	Porcentaje
No	429	59,1
Sí	297	40,9
Gadolinio		
	Frecuencia	Porcentaje
No	685	94,4
Sí	41	5,6
Plano		
	Frecuencia	Porcentaje
Axial	629	86,6
Sagital	97	13,4

IV.3.2.1.1 Sexo. Gráfico de sectores.

La figura 16 muestra el gráfico de sectores del sexo de los pacientes de la muestra.

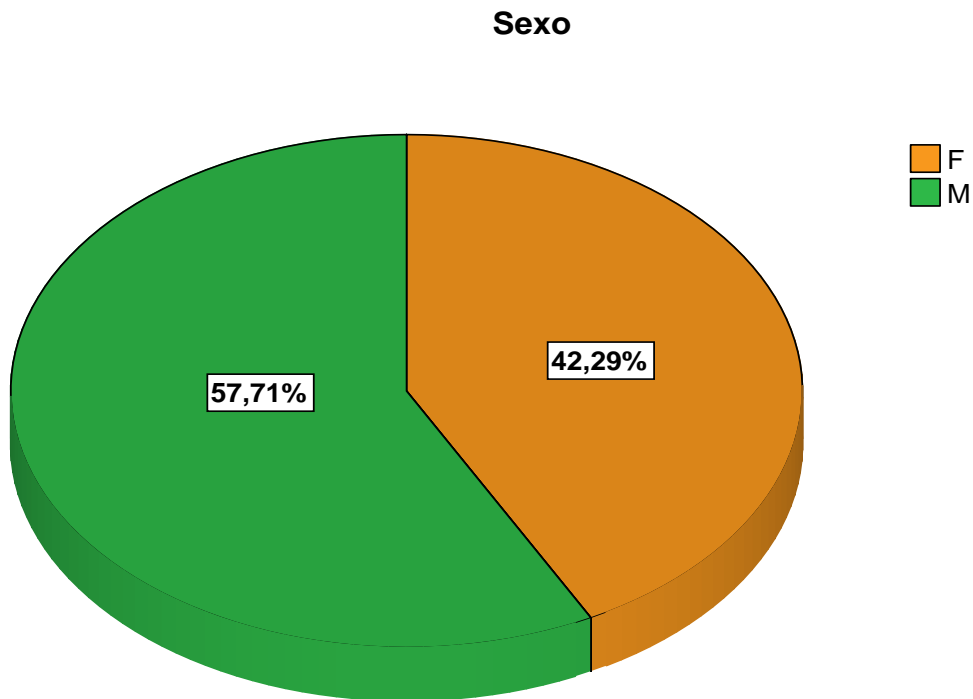


Figura 16. Gráfico de sectores. Sexo.

IV.3.2.1.2 Anestesia. Gráfico de sectores.

La figura 17 muestra el gráfico de sectores de los estudios realizados con o sin anestesia general.

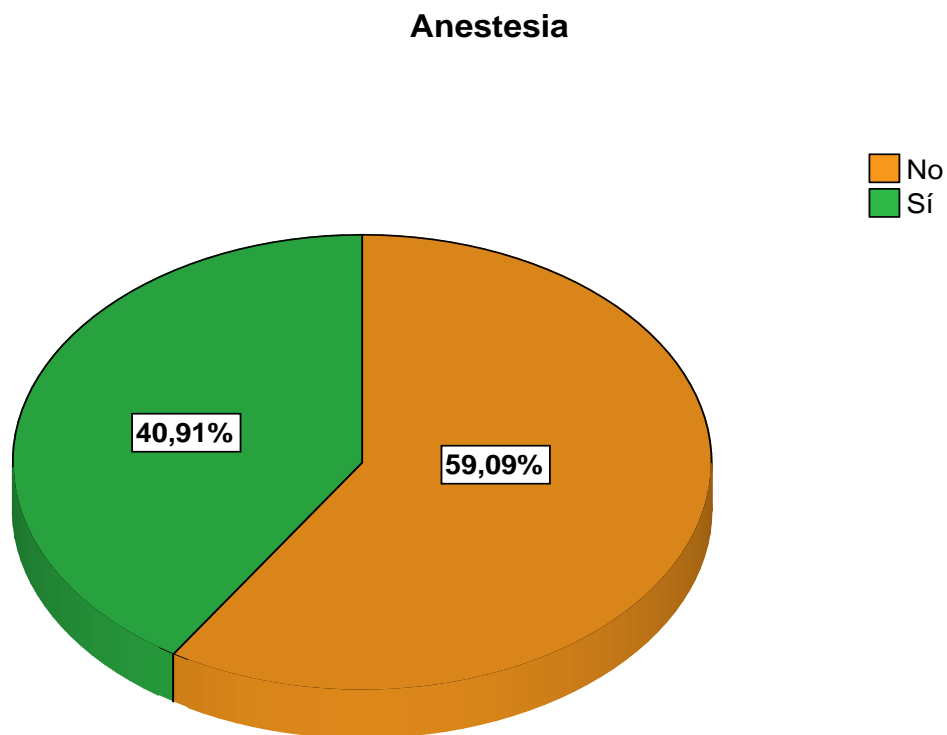


Figura 17. Gráfico de sectores. Anestesia.

IV.3.2.1.3 Gadolinio. Gráfico de sectores.

La figura 18 muestra el gráfico de sectores de los estudios realizados con o sin gadolinio intravenoso.

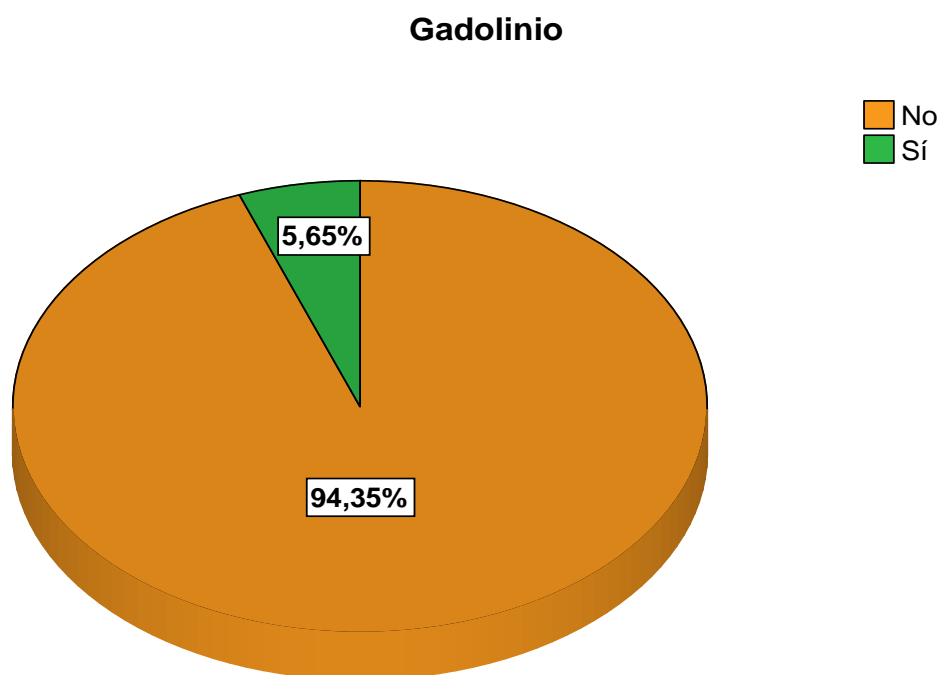


Figura 18. Gráfico de sectores. Gadolinio intravenoso.

IV.3.2.1.4 Plano de adquisición. Gráfico de sectores.

La figura 19 muestra el gráfico de sectores del plano de adquisición (axial o sagital) de los estudios realizados.

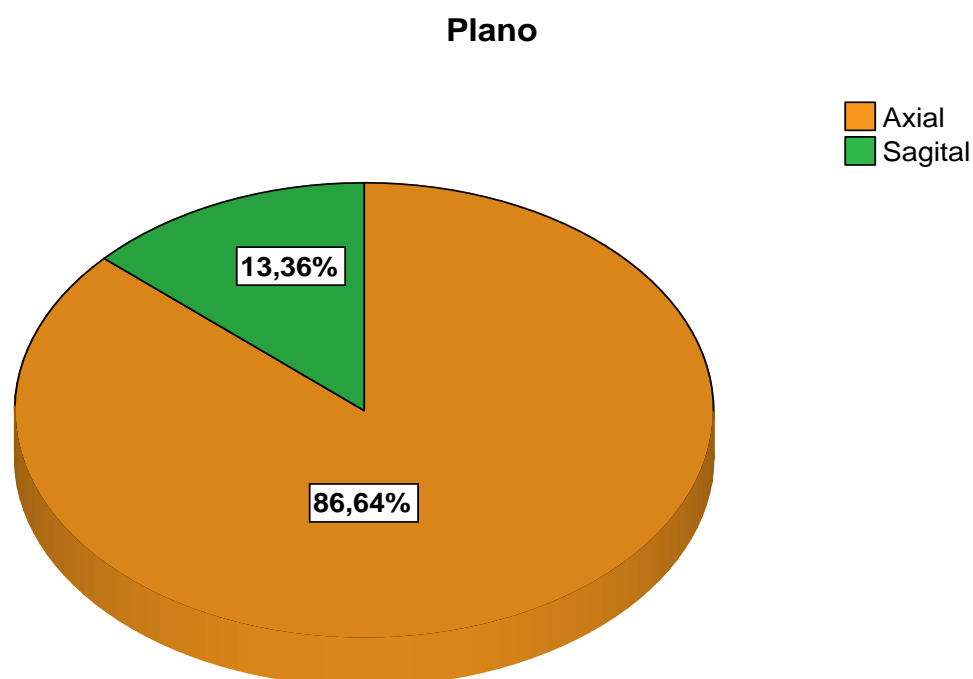


Figura 19. Gráfico de sectores. Plano de adquisición.

En la Tabla 5 se observan las variables cualitativas dicotómicas predictoras, que consisten en la agrupación de la variable ordinal “calidad” en estudios “No Diagnósticos” (calidad “insuficiente”) y “Diagnósticos” (calidad “pobre”, “buena” o “excelente”).

TABLA 5

Aorta Ascendente		
	Frecuencia	Porcentaje
No Diagnóstico	47	6,5
Diagnóstico	679	93,5
Cayado Aórtico		
	Frecuencia	Porcentaje
No Diagnóstico	61	8,4
Diagnóstico	665	91,6
Aorta Descendente		
	Frecuencia	Porcentaje
No Diagnóstico	13	1,8
Diagnóstico	713	98,2
Arterias Pulmonares		
	Frecuencia	Porcentaje
No Diagnóstico	96	13,2
Diagnóstico	630	86,8
Vena Cava		
	Frecuencia	Porcentaje
No Diagnóstico	42	5,8
Diagnóstico	684	94,2
Venas Pulmonares		
	Frecuencia	Porcentaje
No Diagnóstico	592	81,5
Diagnóstico	134	18,5

IV.3.2.1.5 Calidad diagnóstica de la aorta ascendente. Gráfico de sectores.

La figura 20 muestra el gráfico de sectores de la aptitud diagnóstica en la aorta ascendente de los estudios realizados.

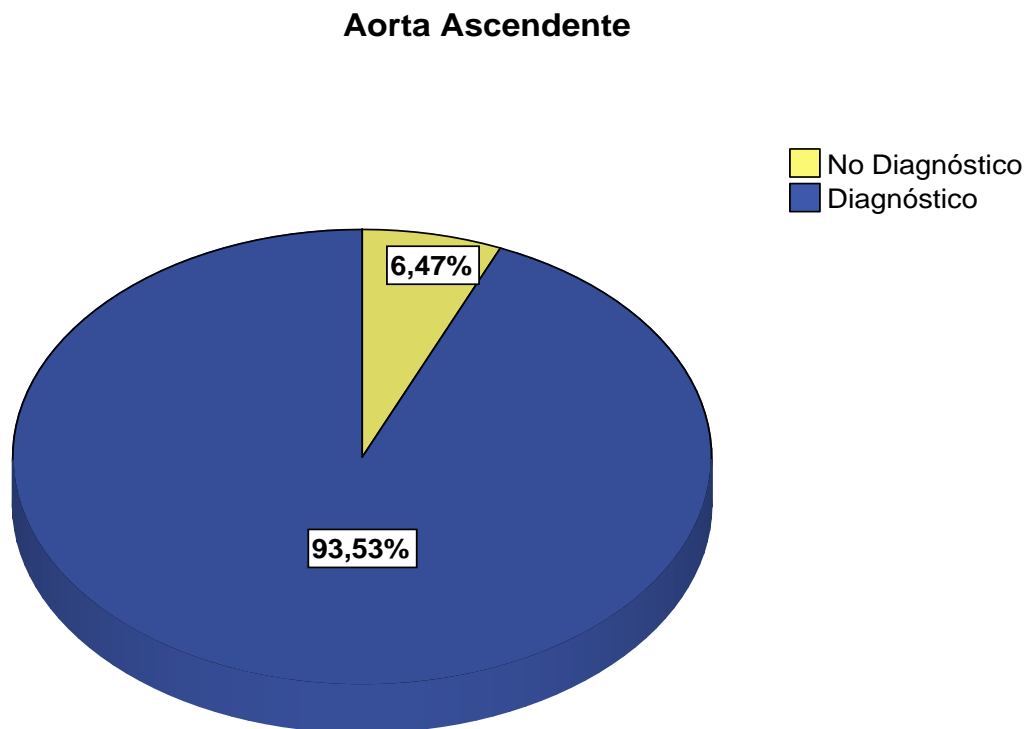


Figura 20. Gráfico de sectores. Aorta ascendente, aptitud para el diagnóstico.

IV.3.2.1.6 Calidad diagnóstica del cayado aórtico. Gráfico de sectores.

La figura 21 muestra el gráfico de sectores de la aptitud diagnóstica en el cayado aórtico de los estudios realizados.

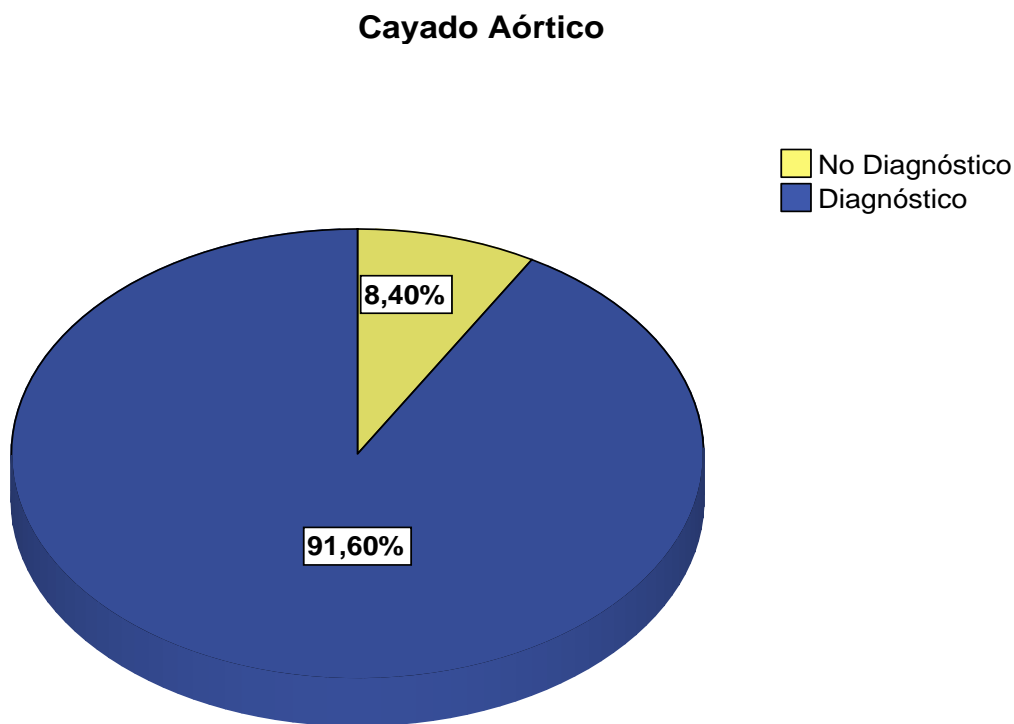


Figura 21. Gráfico de sectores. Cayado aórtico, aptitud para el diagnóstico.

IV.3.2.1.7 Calidad diagnóstica de la aorta descendente. Gráfico de sectores.

La figura 22 muestra el gráfico de sectores de la aptitud diagnóstica en la aorta descendente de los estudios realizados.

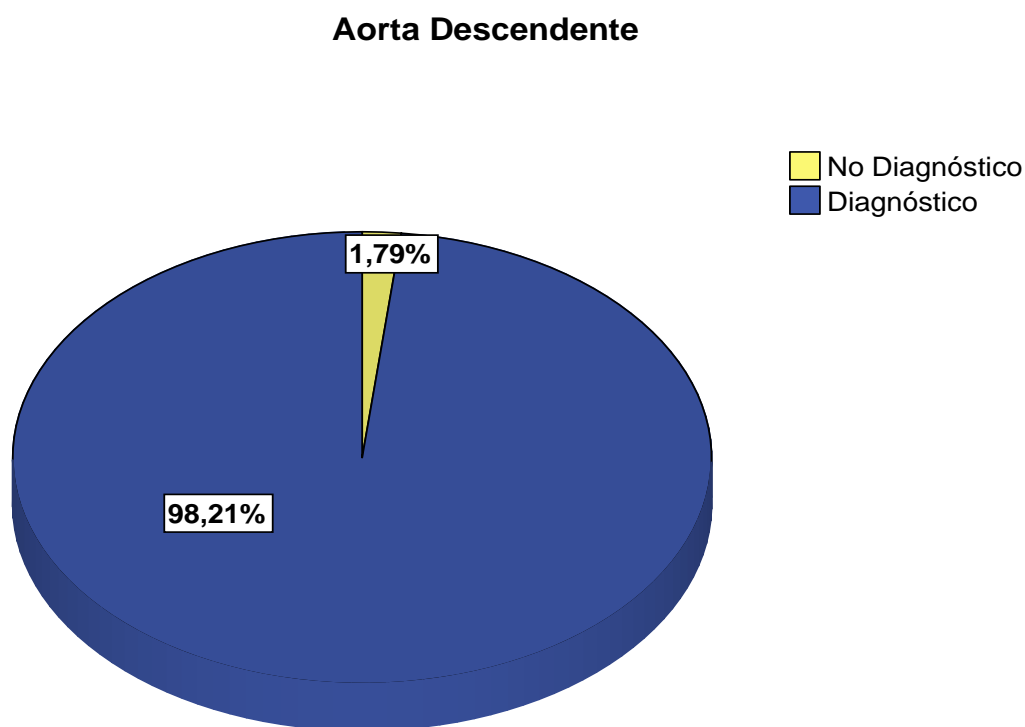


Figura 22. Gráfico de sectores. Aorta descendente, aptitud para el diagnóstico.

IV.3.2.1.8 Calidad diagnóstica de las arterias pulmonares. Gráfico de sectores.

La figura 23 muestra el gráfico de sectores de la aptitud diagnóstica en las arterias pulmonares de los estudios realizados.

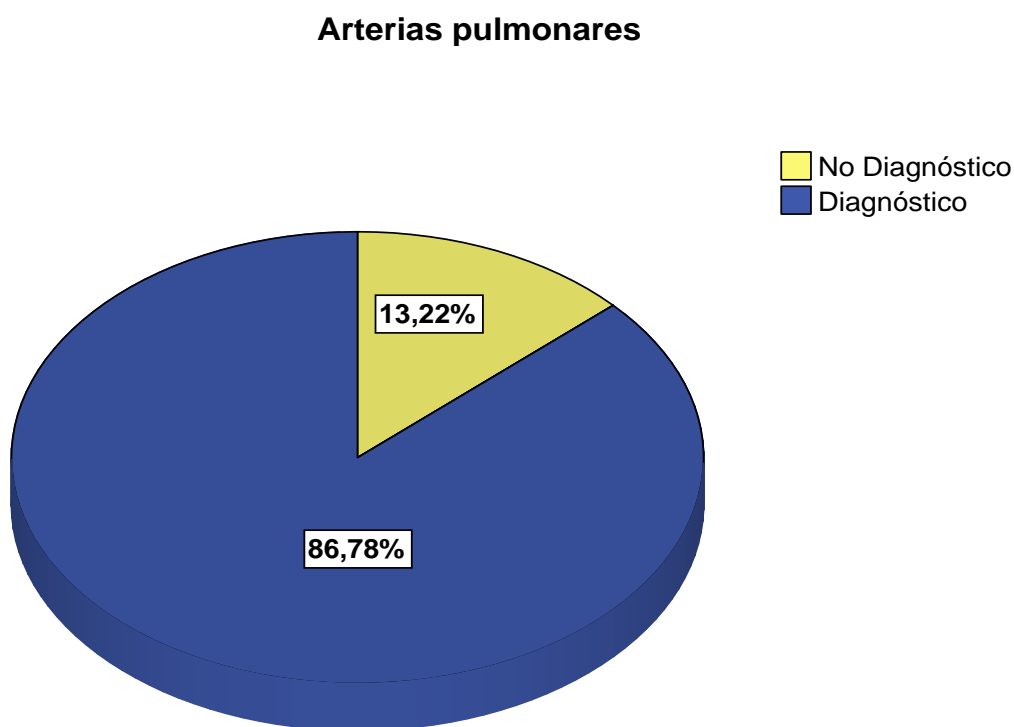


Figura 23. Gráfico de sectores. Arterias pulmonares, aptitud para el diagnóstico.

IV.3.2.1.9 Calidad diagnóstica de la cava. Gráfico de sectores.

La figura 24 muestra el gráfico de sectores de la aptitud diagnóstica en la vena cava de los estudios realizados.

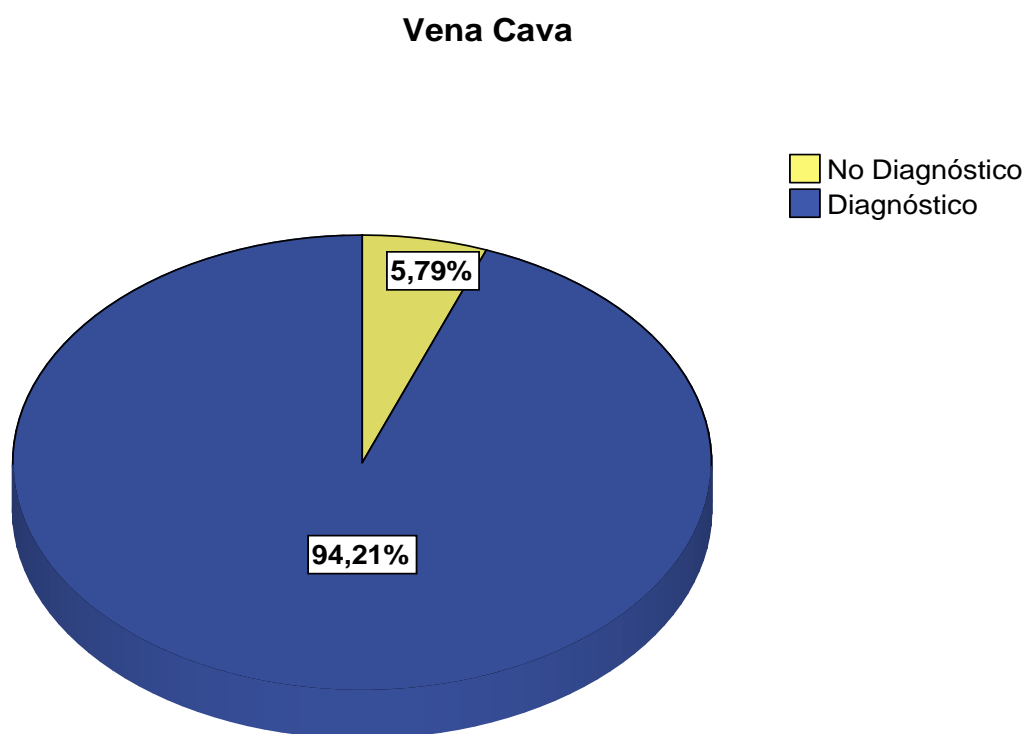


Figura 24. Gráfico de sectores. Vena cava, aptitud para el diagnóstico.

IV.3.2.1.10 Calidad diagnóstica de las venas pulmonares. Gráfico de sectores

La figura 25 muestra el gráfico de sectores de la aptitud diagnóstica en las venas pulmonares de los estudios realizados.

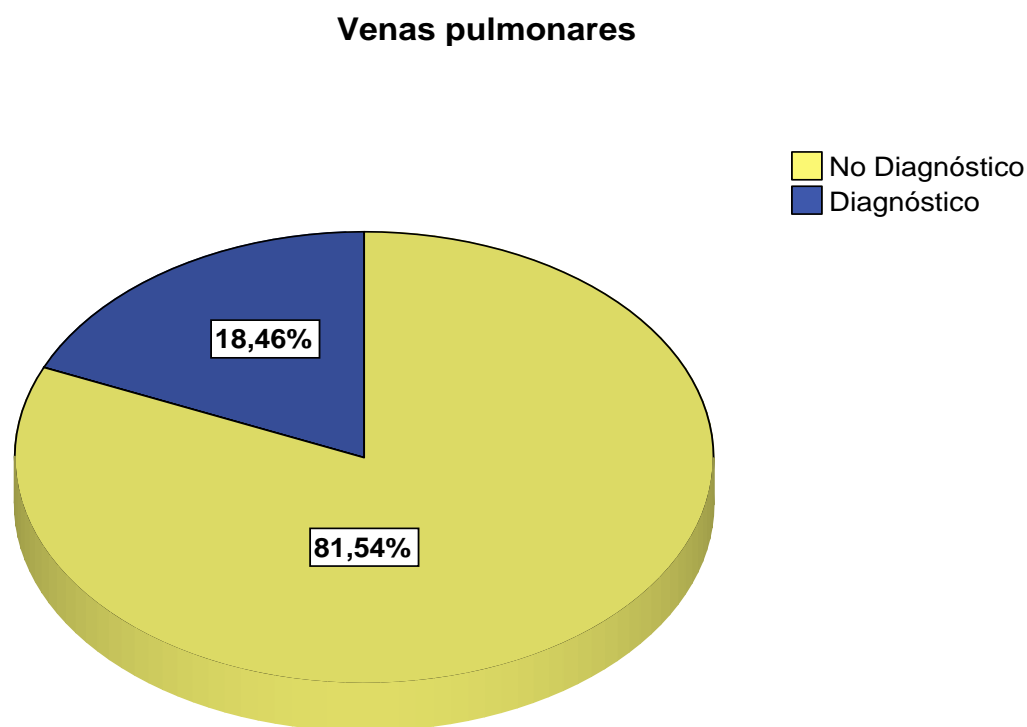


Figura 25. Gráfico de sectores. Venas pulmonares, aptitud para el diagnóstico.

IV.3.2.2 Variables cualitativas ordinales.

Las medidas de calidad se realizaron mediante medida cualitativa ordinal, como ya se ha señalado: 0, insuficiente; 1, pobre; 2, buena; 3, excelente.

La Tabla 6 muestra la distribución de estas variables.

TABLA 6

Aorta Ascendente		
	Frecuencia	Porcentaje
Insuficiente	47	6,5
Pobre	144	19,8
Buena	221	30,4
Excelente	314	43,3
Cayado		
	Frecuencia	Porcentaje
Insuficiente	61	8,4
Pobre	167	23,0
Buena	253	34,8
Excelente	245	33,7
Aorta Descendente		
	Frecuencia	Porcentaje
Insuficiente	13	1,8
Pobre	34	4,7
Buena	166	22,9
Excelente	513	70,7

Arterias Pulmonares		
	Frecuencia	Porcentaje
Insuficiente	96	13,2
Pobre	78	10,7
Buena	206	28,4
Excelente	346	47,7

Vena Cava		
	Frecuencia	Porcentaje
Insuficiente	42	5,8
Pobre	75	10,3
Buena	318	43,8
Excelente	291	40,1

Venas Pulmonares		
	Frecuencia	Porcentaje
Insuficiente	592	81,5
Pobre	97	13,4
Buena	30	4,1
Excelente	7	1,0

IV.3.2.2.1 Calidad de imagen de la aorta ascendente. Gráfico de sectores.

La figura 26 muestra el gráfico de sectores de la calidad de imagen de la aorta ascendente en los estudios realizados.

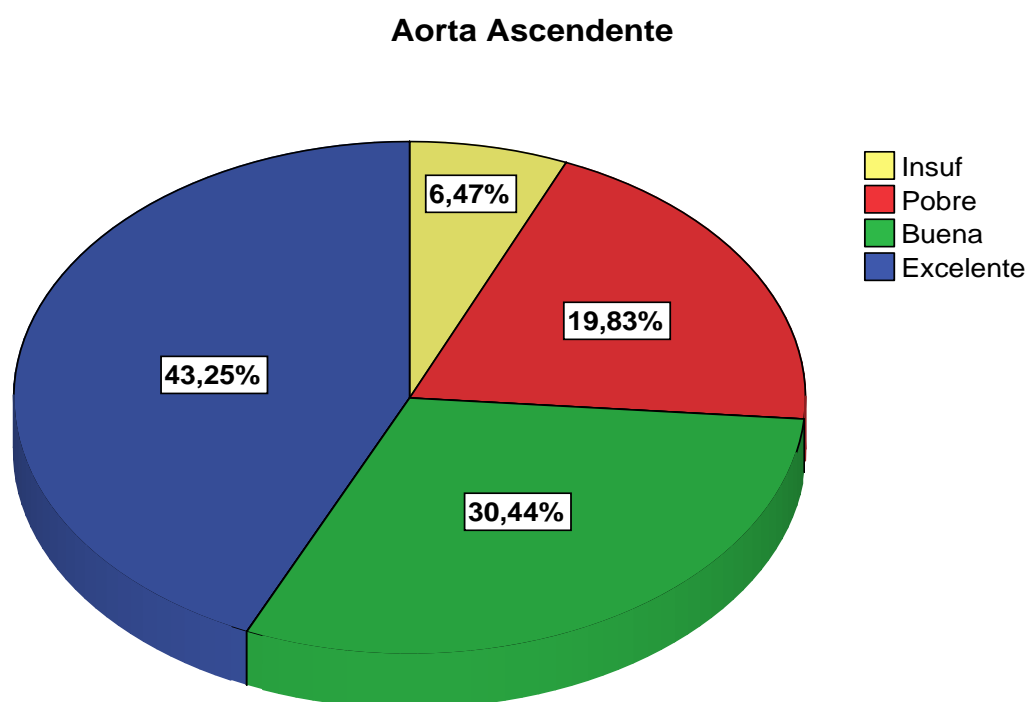


Figura 26. Gráfico de sectores. Calidad de imagen en la aorta ascendente.

IV.3.2.2.2 Calidad de imagen del cayado aórtico. Gráfico de sectores.

La figura 27 muestra el gráfico de sectores de la calidad de imagen del cayado aórtico en los estudios realizados.

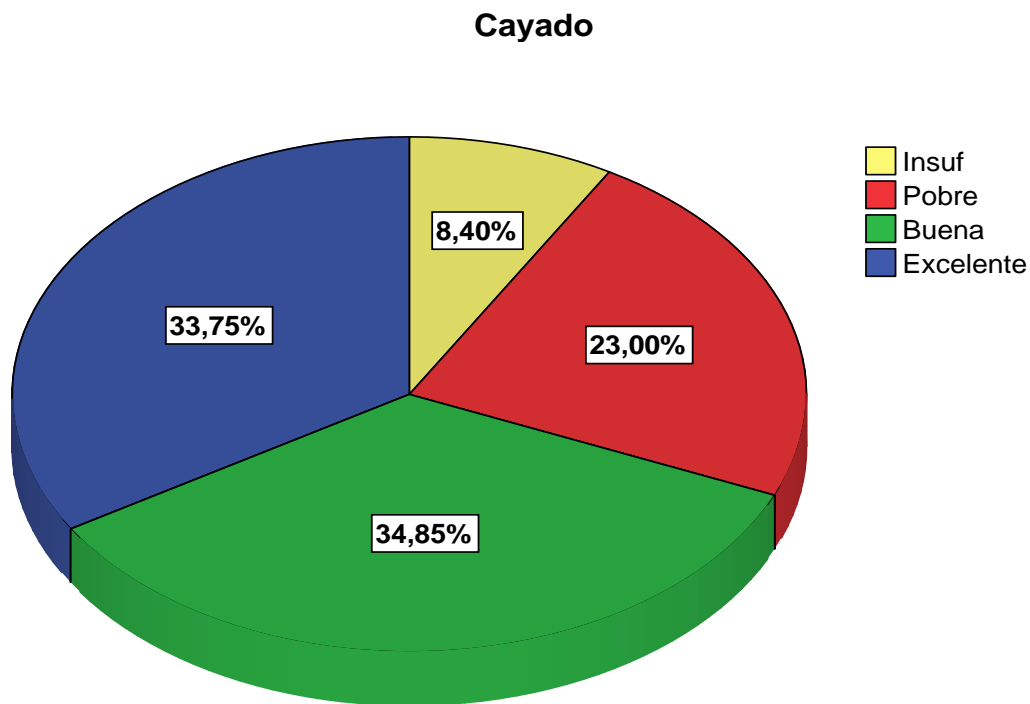


Figura 27. Gráfico de sectores. Calidad de imagen en el cayado aórtico.

IV.3.2.2.3 Calidad de imagen de la aorta descendente. Gráfico de sectores.

La figura 28 muestra el gráfico de sectores de la calidad de imagen de la aorta descendente en los estudios realizados.

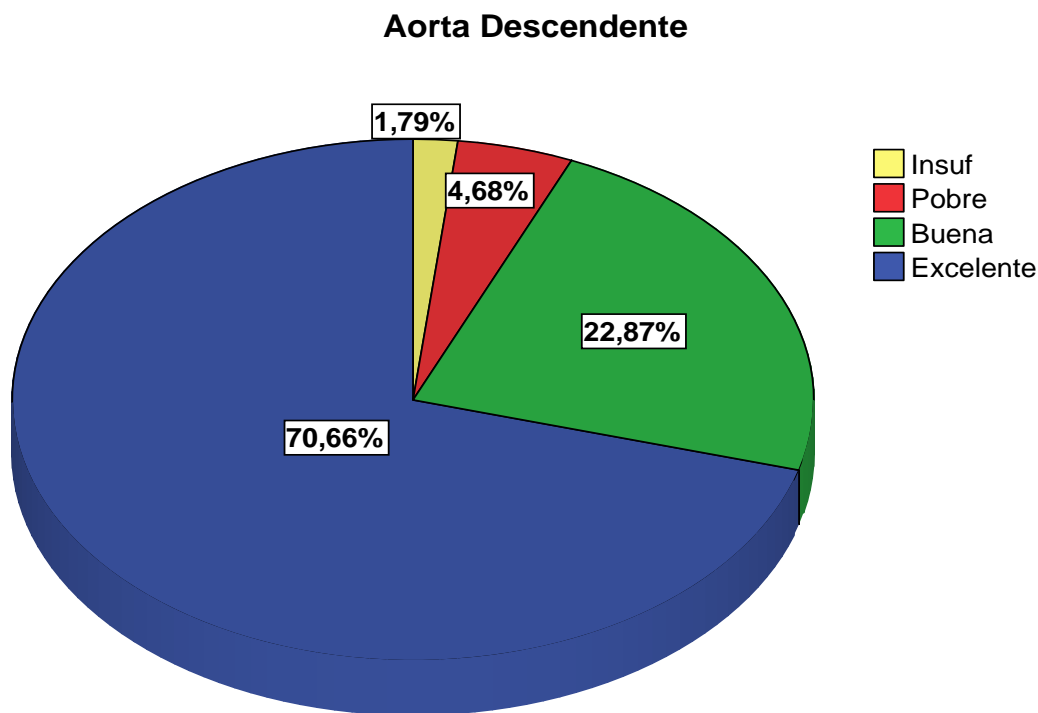


Figura 28. Gráfico de sectores. Calidad de imagen en la aorta descendente.

IV.3.2.2.4 Calidad de imagen de las arterias pulmonares. Gráfico de sectores.

La figura 29 muestra el gráfico de sectores de la calidad de imagen de las arterias pulmonares en los estudios realizados.

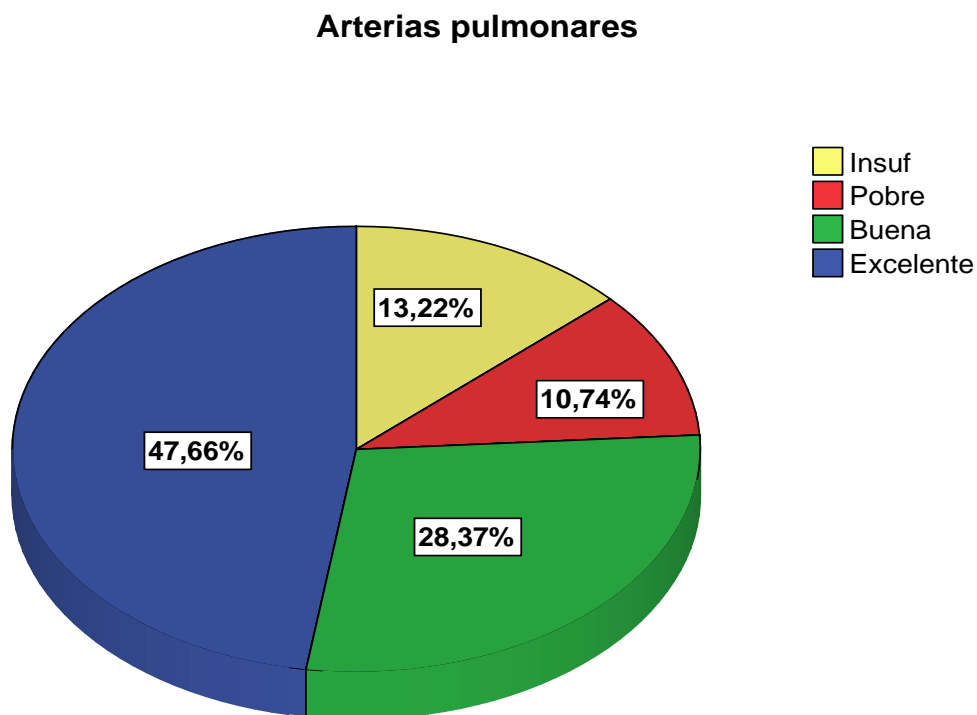


Figura 29. Gráfico de sectores. Calidad de imagen en las arterias pulmonares.

IV.3.2.2.5 Calidad de imagen de la vena cava. Gráfico de sectores.

La figura 30 muestra el gráfico de sectores de la calidad de imagen de la vena cava en los estudios realizados.

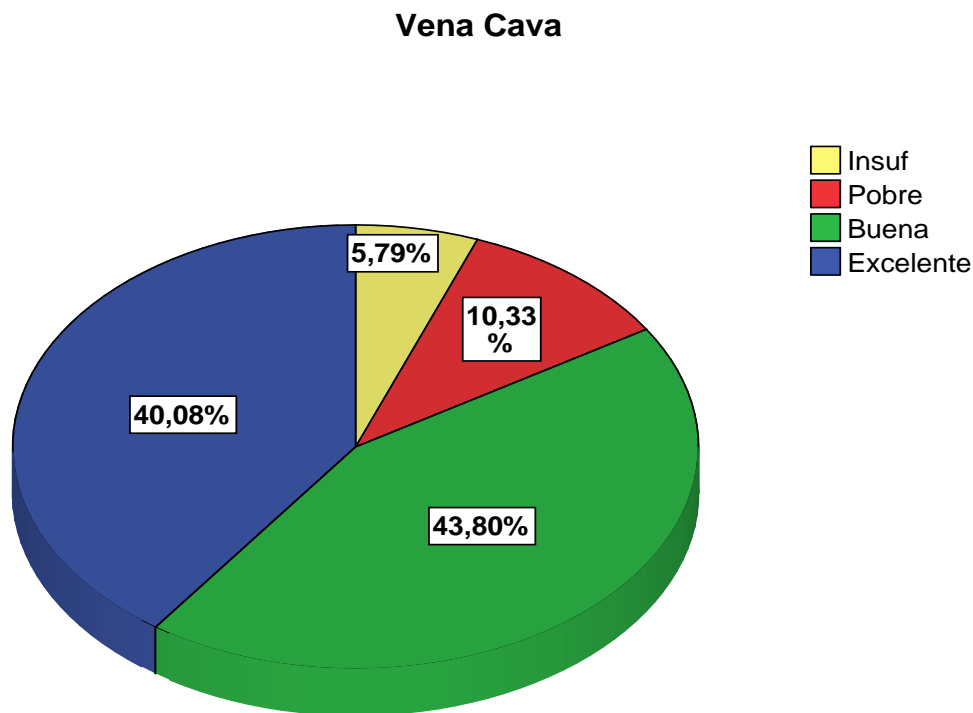


Figura 30. Gráfico de sectores. Calidad de imagen en la vena cava.

IV.3.2.2.6 Calidad de imagen de las venas pulmonares. Gráfico de sectores.

La figura 31 muestra el gráfico de sectores de la calidad de imagen de las venas pulmonares en los estudios realizados.

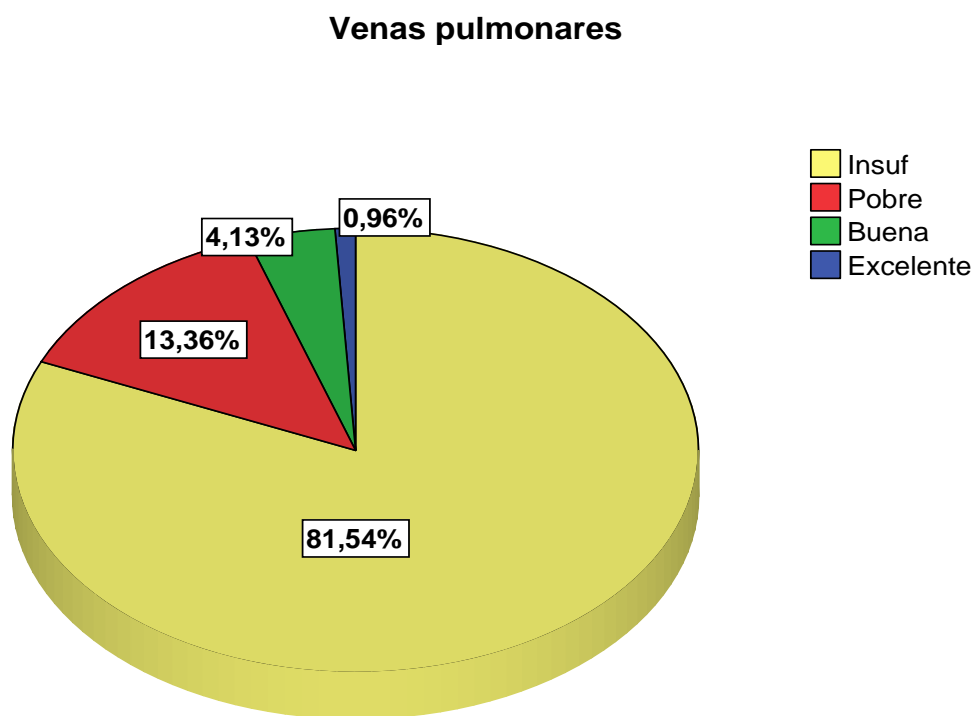


Figura 31. Gráfico de sectores. Calidad de imagen en las venas pulmonares.

IV.4 Concordancia intra- e interobservador

Con la medida previa de la calidad de imagen de la aorta descendente, y con un coeficiente aceptado de al menos 0.60 (sustancial) con $p < 0.05$, obtenemos un volumen muestral de 37 casos necesarios para la valoración de la concordancia intra- e interobservador, utilizando el programa estadístico Epi 4.0. Realizamos el estudio intra- e interobservador con una muestra aleatoria de 40 casos. La evaluación de la calidad de imagen fue realizada por el doctorando para estimar la concordancia intraobservador, y por el Dr. Ángel Lancharro Zapata, con 3 años de experiencia en RM cardíaca pediátrica, para la valoración de la concordancia interobservador.

IV.4.1 Concordancia intraobservador

Los estudios fueron leídos posteriormente por el doctorando, sin conocer los casos ni los parámetros de calidad.

Los resultados se muestran en la Tabla 7.

TABLA 7

Aorta Ascendente	
Kappa	0,564
Cayado Aórtico	
Kappa	0,727
Aorta Descendente	
Kappa	0,590
Arteria Pulmonar	
Kappa	0,614
Vena Cava	
Kappa	0,472
Venas Pulmonares	
Kappa	0,466

Estos resultados aportan una concordancia intraobservador moderada para la aorta ascendente y descendente, así como para las venas cava y pulmonares; y una correlación buena para el cayado aórtico y la arteria pulmonar.

IV.4.2 Concordancia interobservador

Los estudios fueron leídos posteriormente por el Dr. Lancharro Zapata, con 3 años de experiencia en imagen cardíaca infantil, sin conocer los casos ni los parámetros de calidad.

Los resultados se muestran en la Tabla 8.

TABLA 8

Aorta Ascendente	
Kappa	0,602
Cayado Aórtico	
Kappa	0,533
Aorta Descendente	
Kappa	0,471
Arteria Pulmonar	
Kappa	0,720
Vena Cava	
Kappa	0,400
Venas Pulmonares	
Kappa	0,230

Estos resultados aportan una concordancia interobservador aceptable para las venas cava superior y pulmonares, moderada para el cayado aórtico y la aorta descendente, y buena para la aorta ascendente y la arteria pulmonar.

IV.5 Estadística analítica. Inferencia estadística.

Se buscan las posibles correlaciones entre la calidad de la imagen y su aptitud para el diagnóstico con distintas variables:

VARIABLES cualitativas dicotómicas: anestesia, contraste intravenoso y plano de adquisición.

VARIABLES cuantitativas: Edad, frecuencia cardíaca y volumen cardíaco.

En todos los estudios estadísticos se asume una significación estadística con $p < 0,05$.

IV.5.1 Correlación estadística de la calidad de imagen con variables cualitativas.

Se realizaron tablas de contingencia de la calidad de imagen de cada vaso examinado con los distintos parámetros cualitativos. Se estudia la posible significación estadística mediante el test de Chi-cuadrado de Pearson.

IV.5.1.1 Correlación entre la calidad de imagen y la realización del estudio bajo anestesia

Los resultados se muestran en la Tabla 9. Los resultados estadísticamente significativos ($p < 0,05$) se marcan con un “*”.

TABLA 9
Calidad de imagen

Aorta ascendente/Anestesia	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,062
Cayado/Anestesia	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,019*
Aorta descendente/Anestesia	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,001*
Arterias pulmonares/Anestesia	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,000*
Vena cava/Anestesia	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,002*
Venas pulmonares/Anestesia	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,750

Las siguientes figuras muestran los gráficos de barras de la calidad de imagen frente a la realización del estudio bajo anestesia.

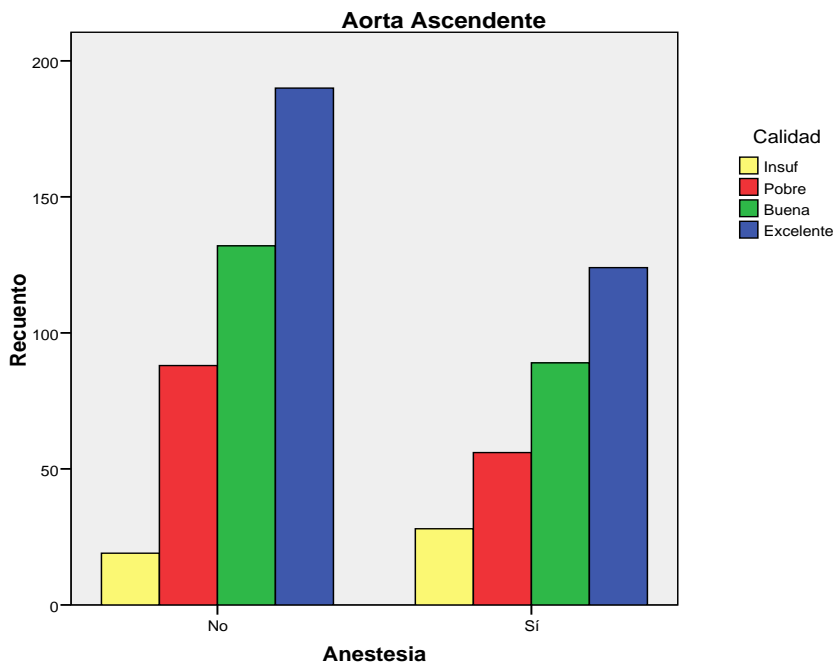


Figura 32. Gráfico de barras de la calidad de imagen de la aorta ascendente en función del empleo de anestesia durante la exploración.

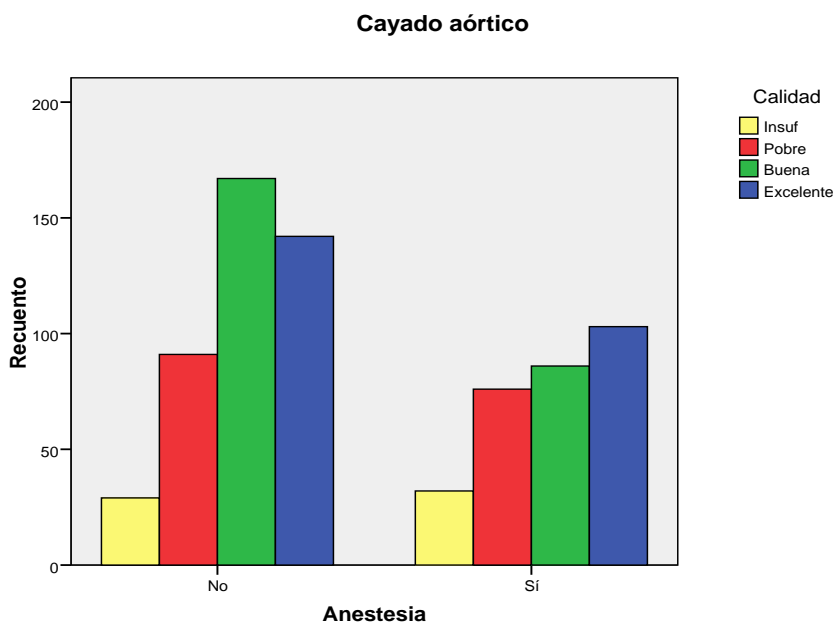


Figura 33. Gráfico de barras de la calidad de imagen del cayado aórtico en función del empleo de anestesia durante la exploración.

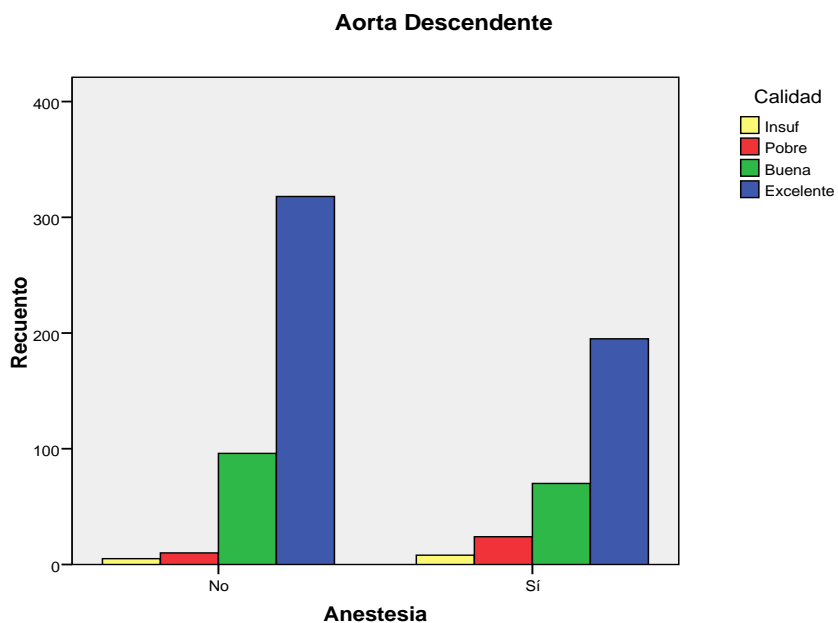


Figura 34. Gráfico de barras de la calidad de imagen de la aorta descendente en función del empleo de anestesia durante la exploración.

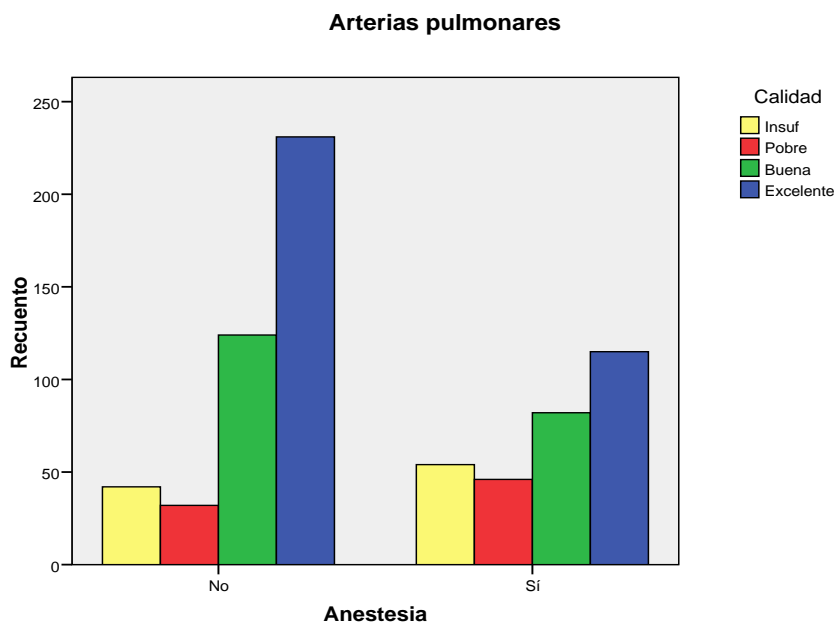


Figura 35. Gráfico de barras de la calidad de imagen de las arterias pulmonares en función del empleo de anestesia durante la exploración.

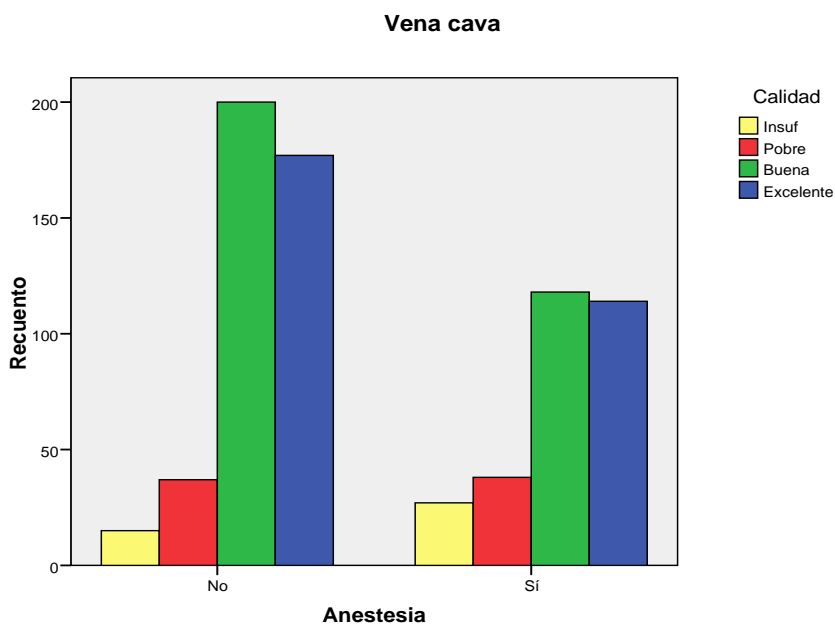


Figura 36. Gráfico de barras de la calidad de imagen de la vena cava en función del empleo de anestesia durante la exploración.

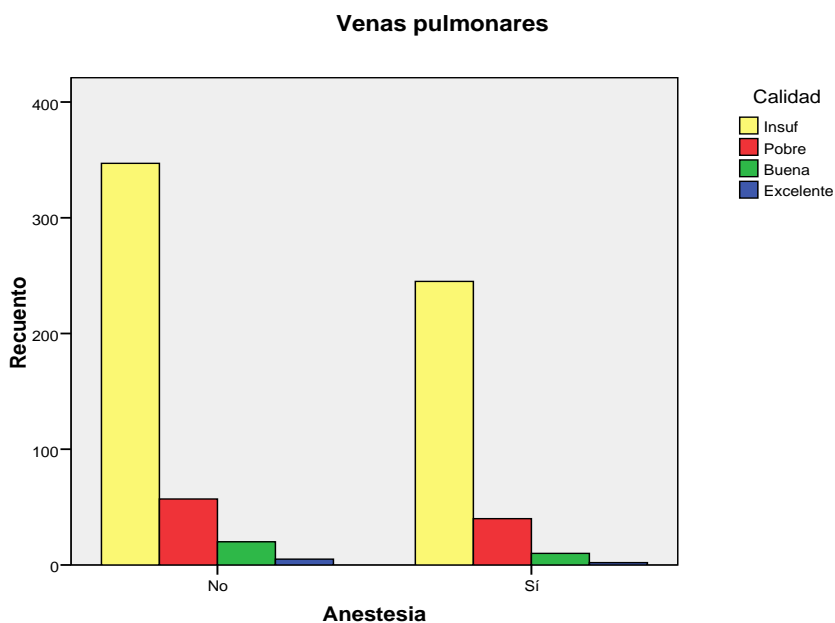


Figura 37. Gráfico de barras de la calidad de imagen de las venas pulmonares en función del empleo de anestesia durante la exploración.

IV.5.1.2 Correlación entre la calidad de imagen y la realización del estudio con contraste intravenoso

Los resultados se muestran en la Tabla 10. Los resultados estadísticamente significativos ($p < 0,05$) se marcan con un “*”.

TABLA 10
Calidad de imagen

Aorta ascendente/Gadolinio	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,052
Cayado/Gadolinio	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,072
Aorta descendente/Gadolinio	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,843
Arterias pulmonares/Gadolinio	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,689
Vena cava/Gadolinio	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,447
Venas pulmonares/Gadolinio	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,000*

Las siguientes figuras muestran los gráficos de barras de la calidad de imagen frente a la realización con contraste intravenoso.

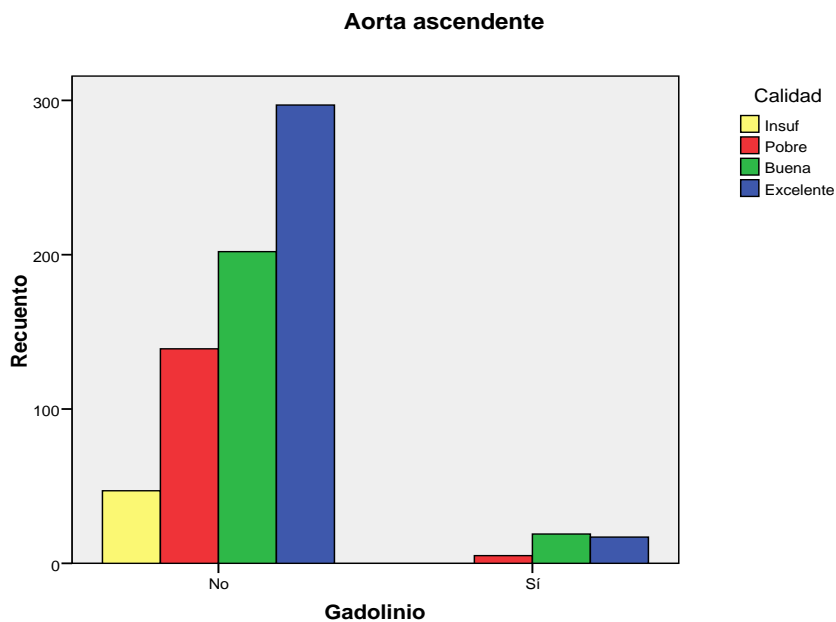


Figura 37. Gráfico de barras de la calidad de imagen de la aorta ascendente en función del empleo de gadolinio intravenoso durante la exploración.

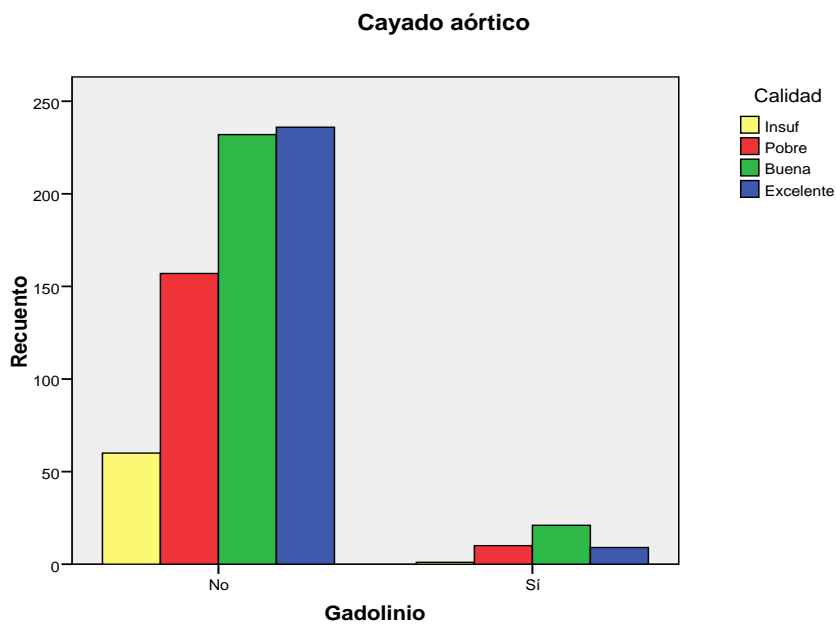


Figura 38. Gráfico de barras de la calidad de imagen del cayado aórtico en función del empleo de gadolinio intravenoso durante la exploración.

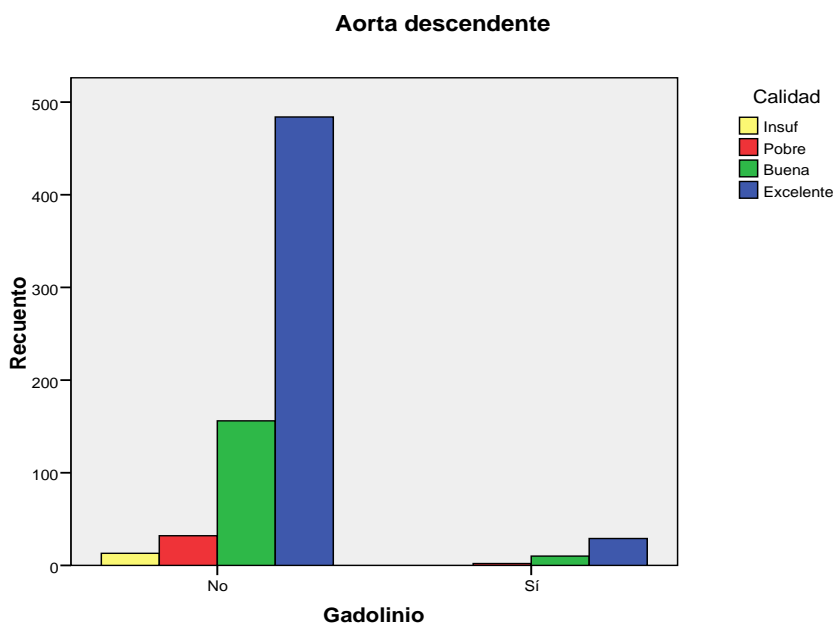


Figura 39. Gráfico de barras de la calidad de imagen de la aorta descendente en función del empleo de gadolinio intravenoso durante la exploración.

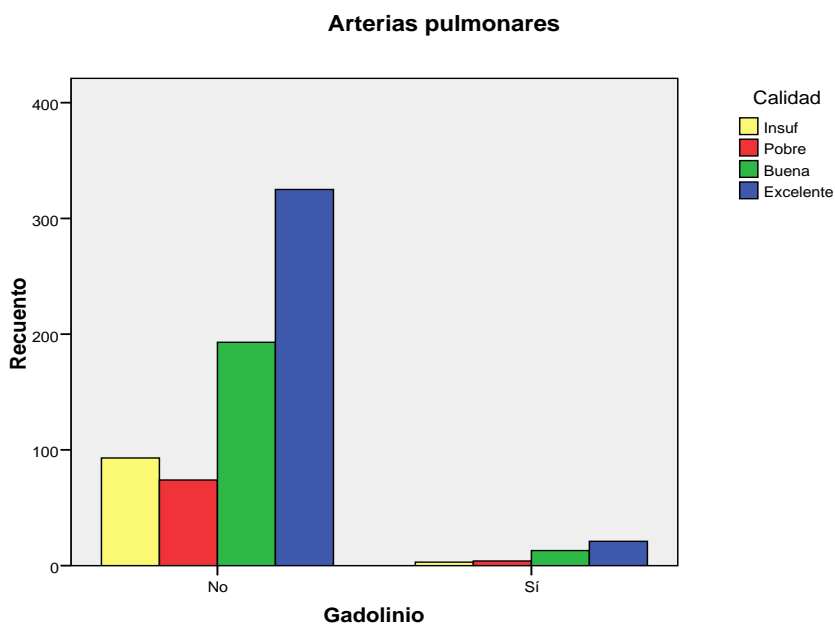


Figura 40. Gráfico de barras de la calidad de imagen de las arterias pulmonares en función del empleo de gadolinio intravenoso durante la exploración.

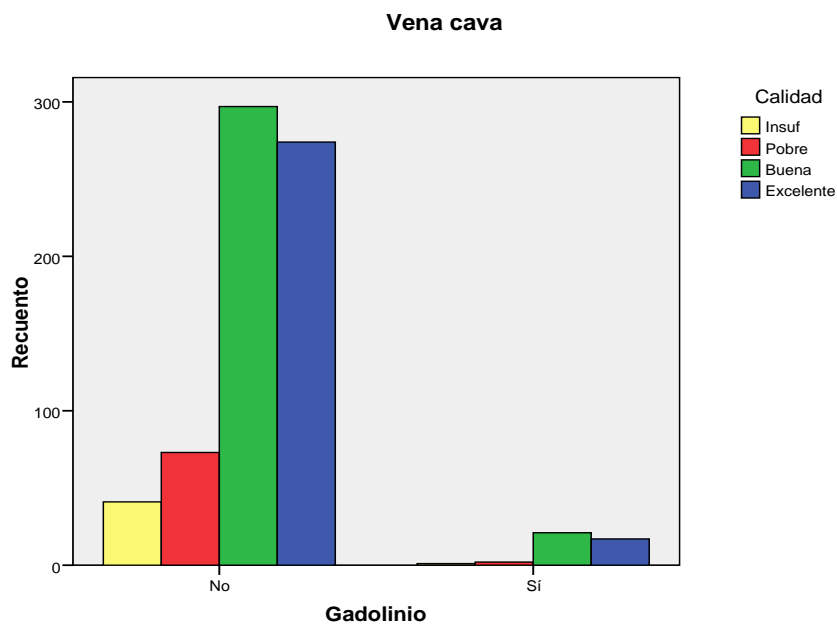


Figura 41. Gráfico de barras de la calidad de imagen de la vena cava en función del empleo de gadolinio intravenoso durante la exploración.

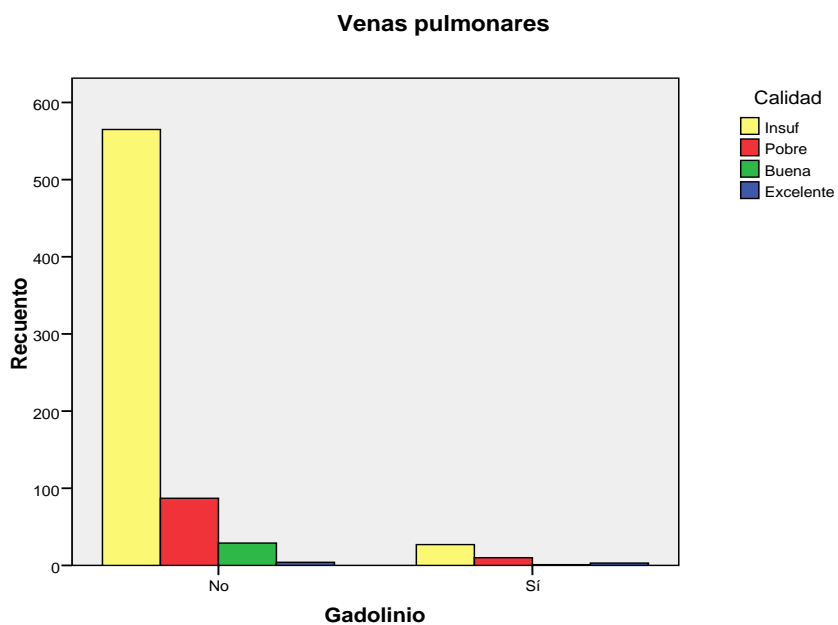


Figura 42. Gráfico de barras de la calidad de imagen de las venas pulmonares en función del empleo de gadolinio intravenoso durante la exploración.

IV.5.1.3 Correlación entre la calidad de imagen y el plano de adquisición

Los resultados se muestran en la Tabla 11. Los resultados estadísticamente significativos ($p < 0,05$) se marcan con un “*”.

TABLA 11
Calidad de imagen

Aorta ascendente/Plano	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,102
Cayado/Plano	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,000*
Aorta descendente/Plano	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,543
Arterias pulmonares/Plano	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,000*
Vena cava/Plano	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,143
Venas pulmonares/Plano	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,388

Las siguientes figuras muestran los gráficos de barras de la calidad de imagen frente al plano de adquisición de la imagen.

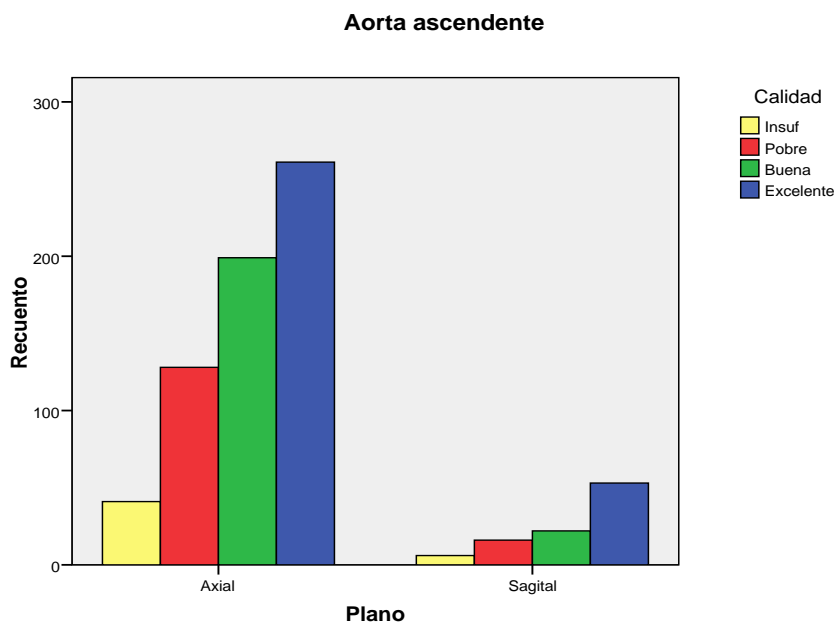


Figura 43. Gráfico de barras de la calidad de imagen de la aorta ascendente en función del plano de adquisición de la imagen.

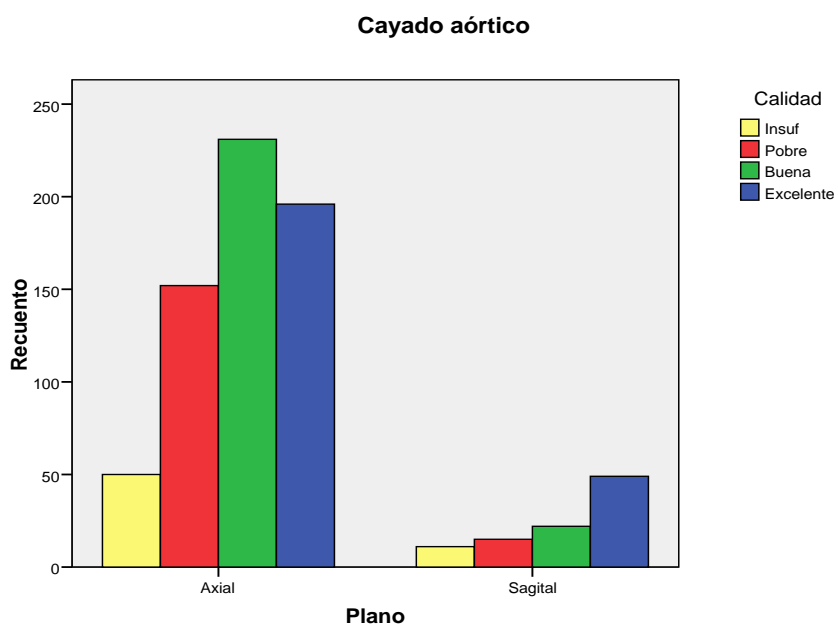


Figura 44. Gráfico de barras de la calidad de imagen del cayado aórtico en función del plano de adquisición de la imagen.

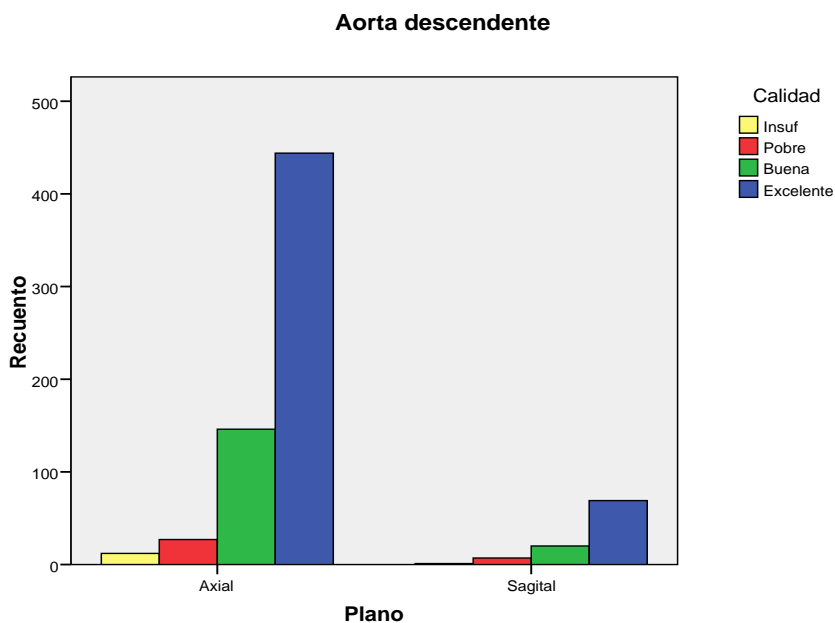


Figura 45. Gráfico de barras de la calidad de imagen de la aorta descendente en función del plano de adquisición de la imagen.

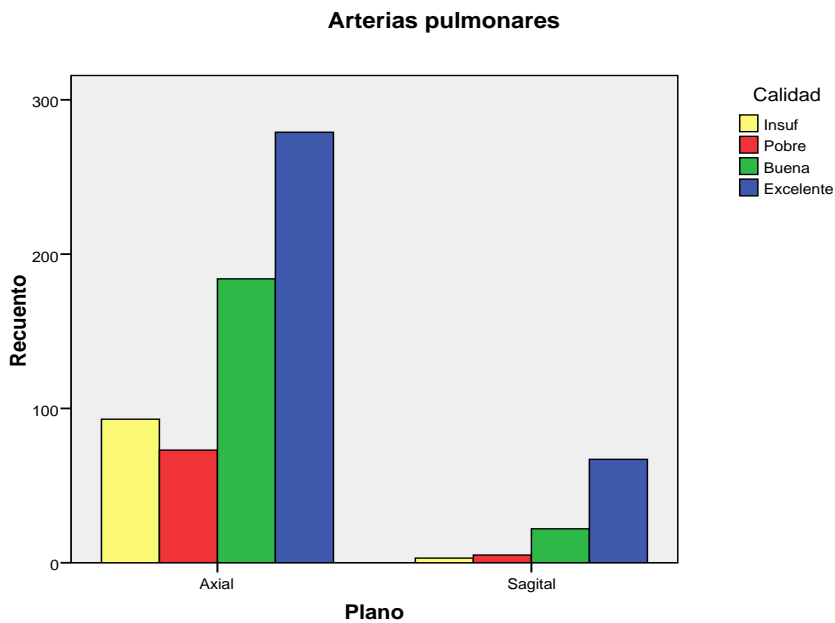


Figura 46. Gráfico de barras de la calidad de imagen de las arterias pulmonares en función del plano de adquisición de la imagen.

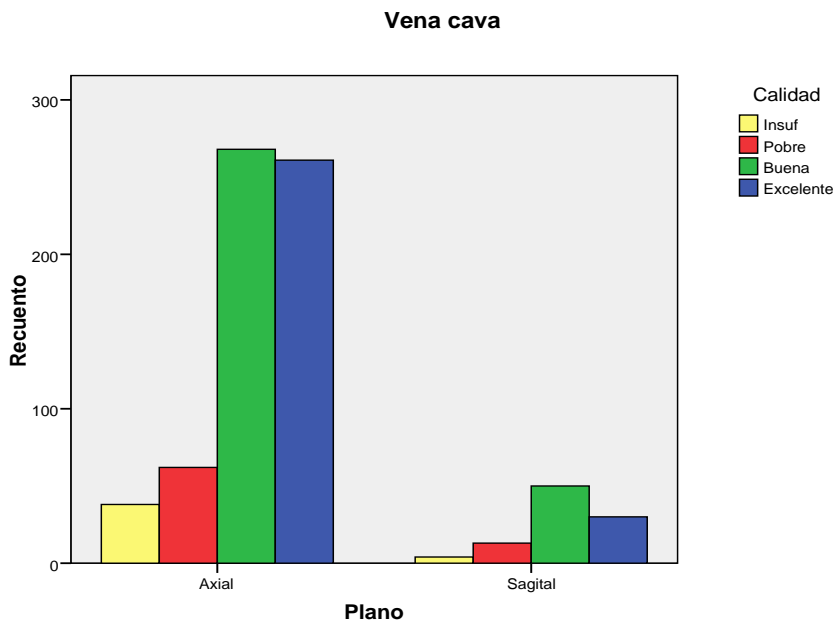


Figura 47. Gráfico de barras de la calidad de imagen de la vena cava en función del plano de adquisición de la imagen.

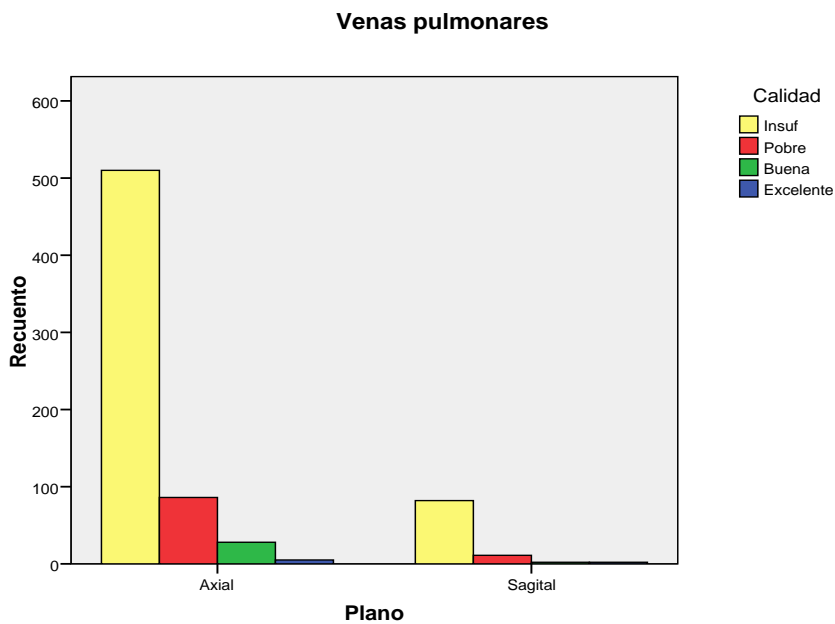


Figura 48. Gráfico de barras de la calidad de imagen de las venas pulmonares en función del plano de adquisición de la imagen.

IV.5.2 Correlación estadística de la aptitud para el diagnóstico con variables cualitativas.

Se realizaron tablas de contingencia de la aptitud diagnóstica (calidad suficiente para el diagnóstico) de cada vaso examinado con los distintos parámetros cualitativos. Se estudia la posible significación estadística mediante test de Chi-cuadrado de Pearson.

IV.5.2.1 Correlación entre la aptitud para el diagnóstico y la realización del estudio bajo anestesia

Los resultados se muestran en la Tabla 12. Los resultados estadísticamente significativos ($p < 0,05$) se marcan con un “*”.

TABLA 12
Aptitud diagnóstica

Aorta ascendente/Anestesia	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,007*
Cayado/Anestesia	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,055
Aorta descendente/Anestesia	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,127
Arterias pulmonares/Anestesia	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,001*
Vena cava/Anestesia	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,002*
Venas pulmonares/Anestesia	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,583

Las siguientes figuras muestran los gráficos de barras de la aptitud diagnóstica de la imagen frente a la realización del estudio bajo anestesia.

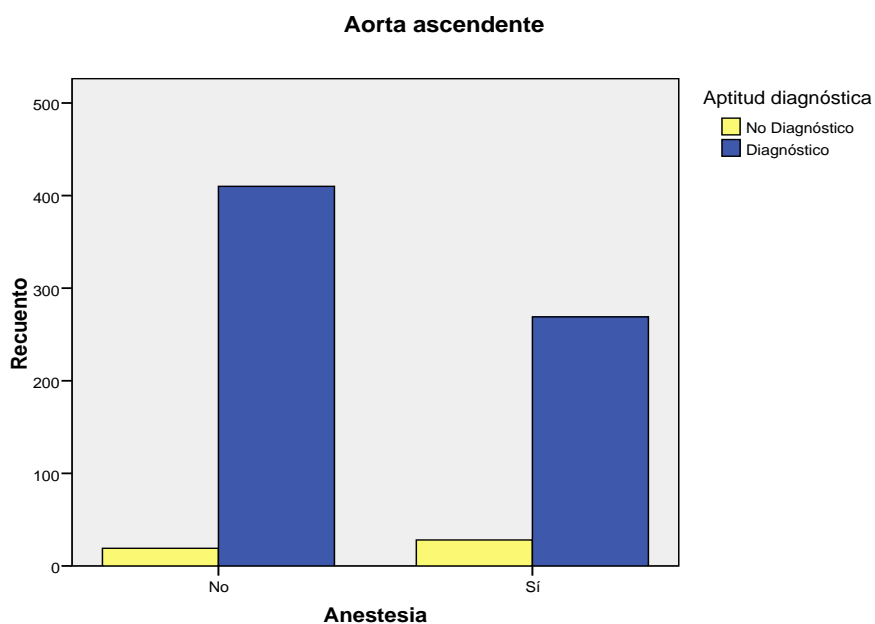


Figura 49. Gráfico de barras de la aptitud diagnóstica del estudio para la aorta ascendente en función de la realización del estudio bajo anestesia.

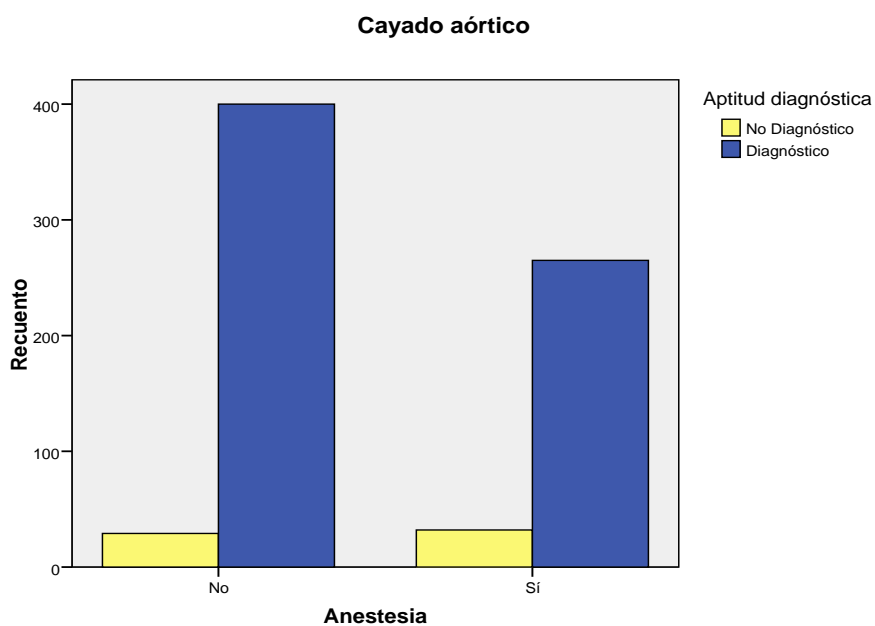


Figura 50. Gráfico de barras de la aptitud diagnóstica del estudio para el cayado aórtico en función de la realización del estudio bajo anestesia.

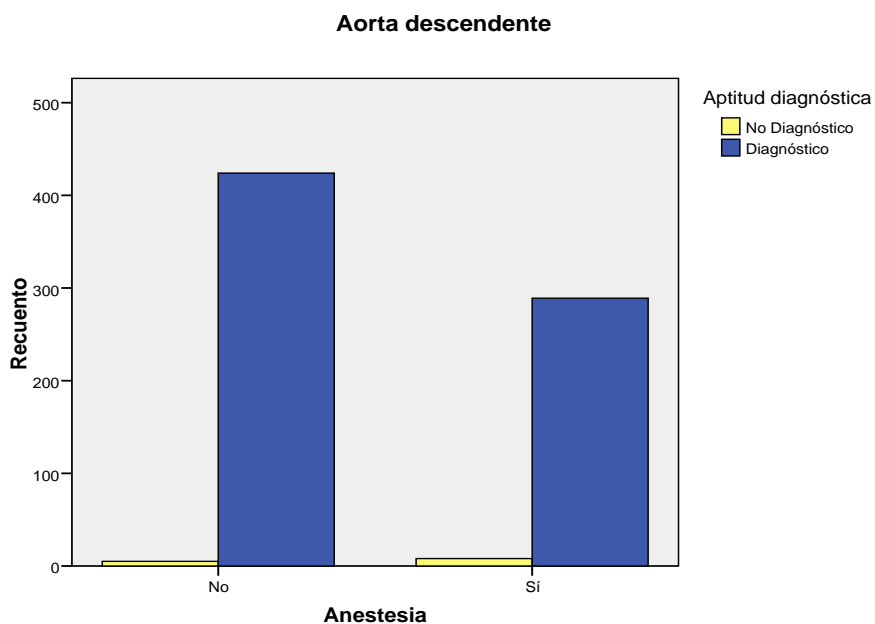


Figura 51. Gráfico de barras de la aptitud diagnóstica del estudio para la aorta descendente en función de la realización del estudio bajo anestesia.

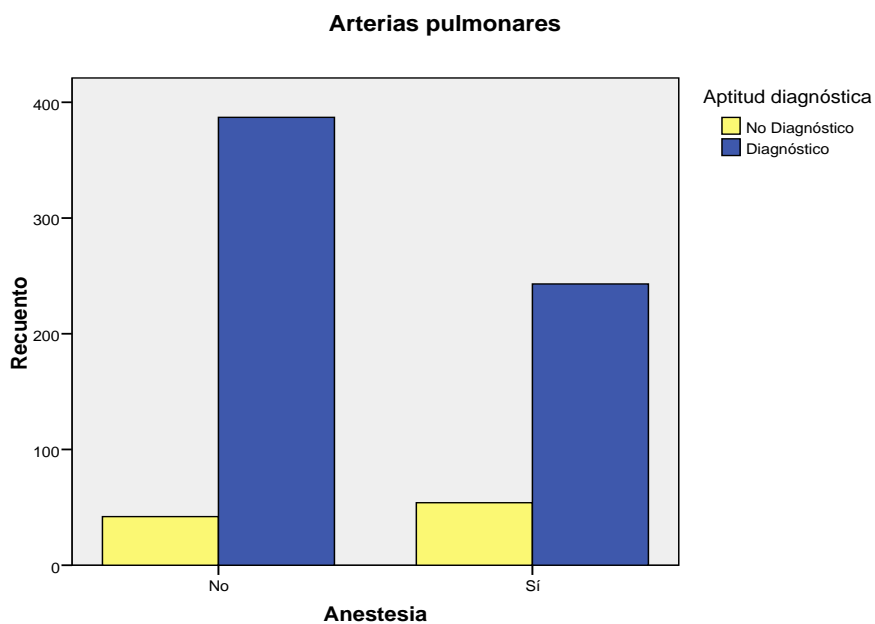


Figura 52. Gráfico de barras de la aptitud diagnóstica del estudio para las arterias pulmonares en función de la realización del estudio bajo anestesia.

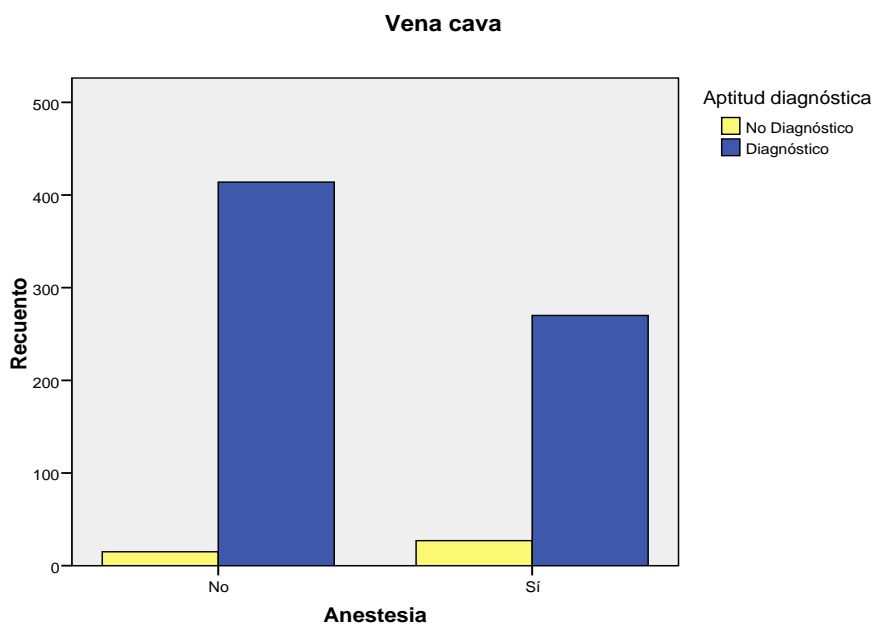


Figura 53. Gráfico de barras de la aptitud diagnóstica del estudio para la vena cava en función de la realización del estudio bajo anestesia.

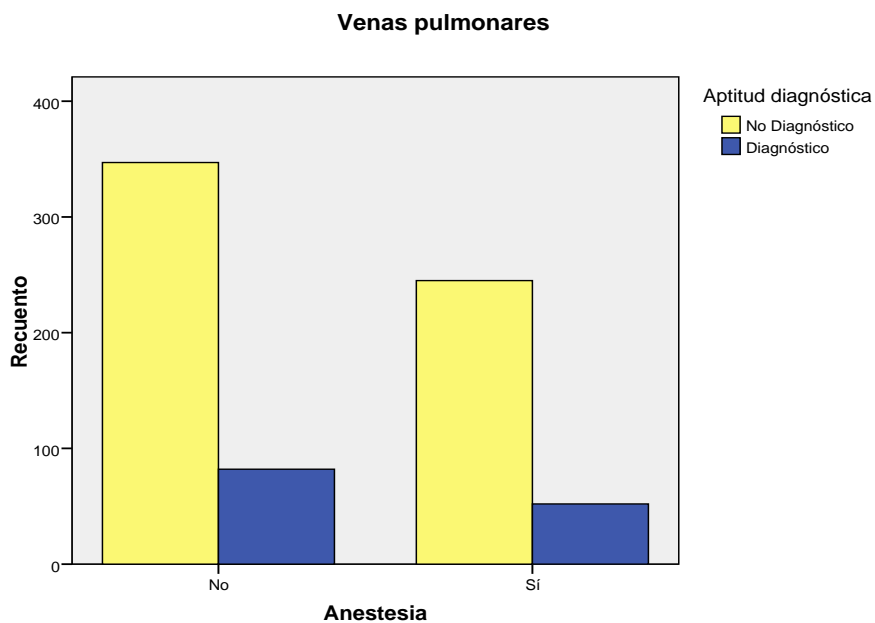


Figura 54. Gráfico de barras de la aptitud diagnóstica del estudio para las venas pulmonares en función de la realización del estudio bajo anestesia.

IV.5.2.2 Correlación entre la aptitud para el diagnóstico y la realización del estudio con contraste intravenoso

Los resultados se muestran en la Tabla 13. Los resultados estadísticamente significativos ($p < 0,05$) se marcan con un “*”.

TABLA 13
Aptitud diagnóstica

Aorta ascendente/Gadolinio	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,083
Cayado/Gadolinio	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,156
Aorta descendente/Gadolinio	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,373
Arterias pulmonares/Gadolinio	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,250
Vena cava/Gadolinio	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,345
Venas pulmonares/Gadolinio	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,008*

Las siguientes figuras muestran los gráficos de barras de la aptitud diagnóstica de la imagen frente a la realización del estudio con contraste intravenoso.

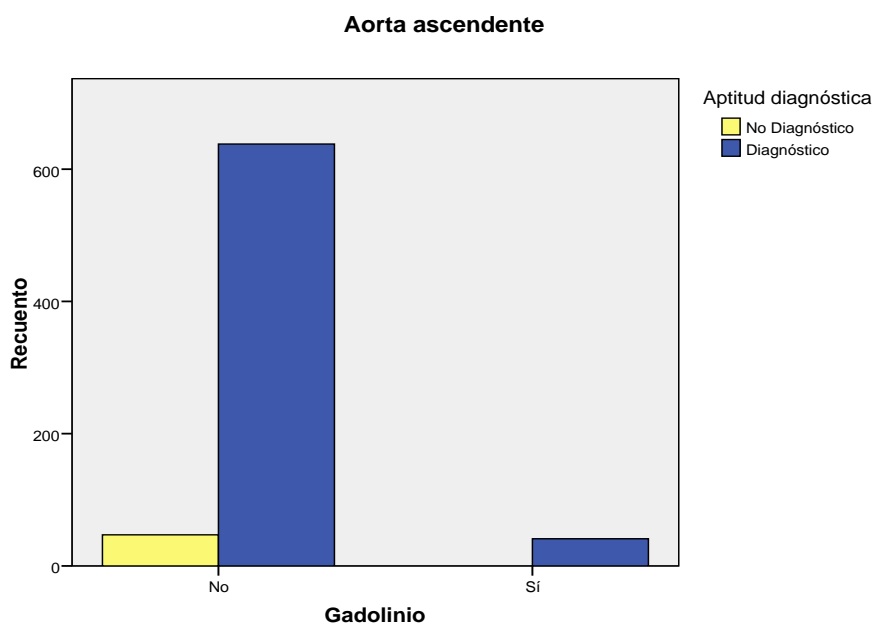


Figura 55. Gráfico de barras de la aptitud diagnóstica del estudio para la aorta ascendente en función de la realización de la secuencia con contraste intravenoso.

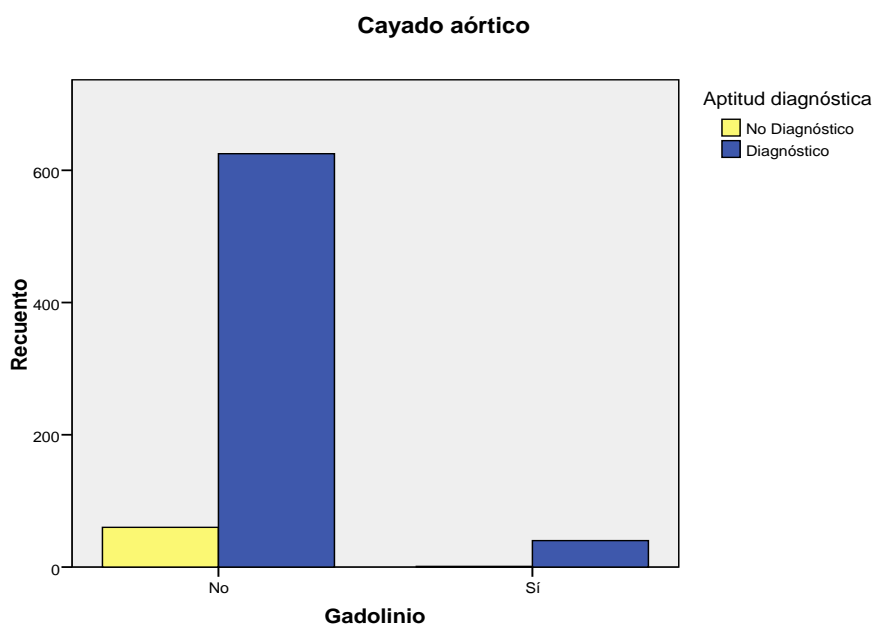


Figura 56. Gráfico de barras de la aptitud diagnóstica del estudio para el cayado aórtico en función de la realización de la secuencia con contraste intravenoso.

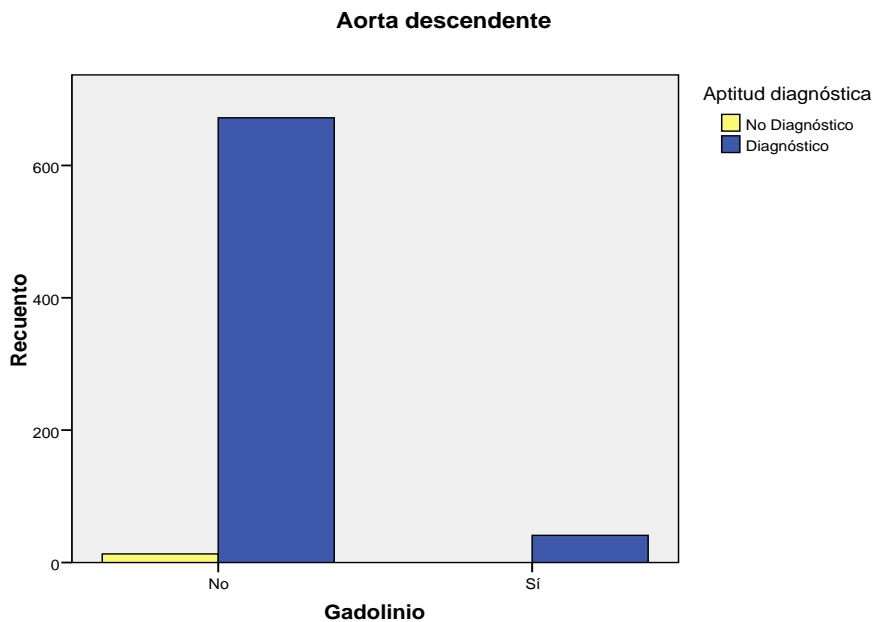


Figura 57. Gráfico de barras de la aptitud diagnóstica del estudio para la aorta descendente en función de la realización de la secuencia con contraste intravenoso.

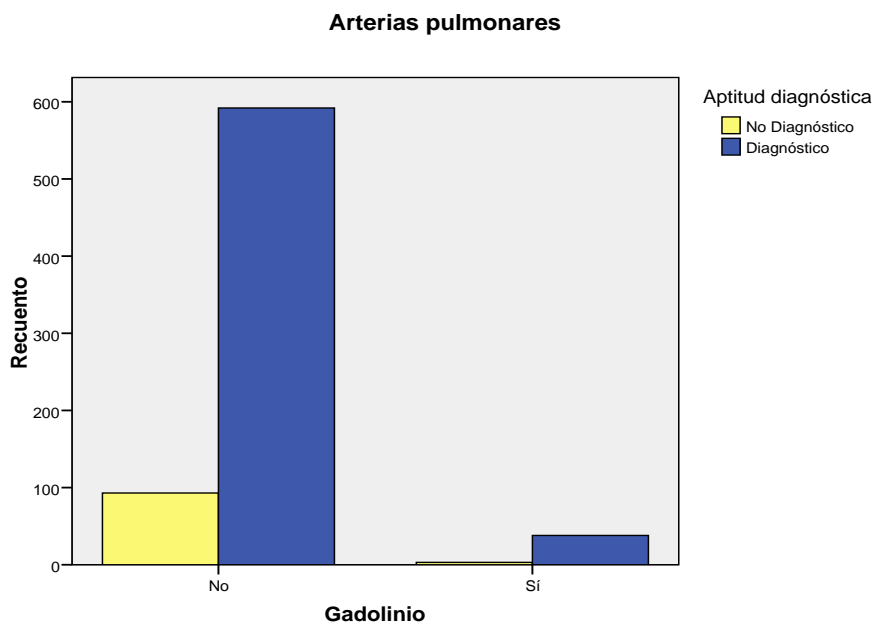


Figura 58. Gráfico de barras de la aptitud diagnóstica del estudio para las arteria pulmonares en función de la realización de la secuencia con contraste intravenoso.

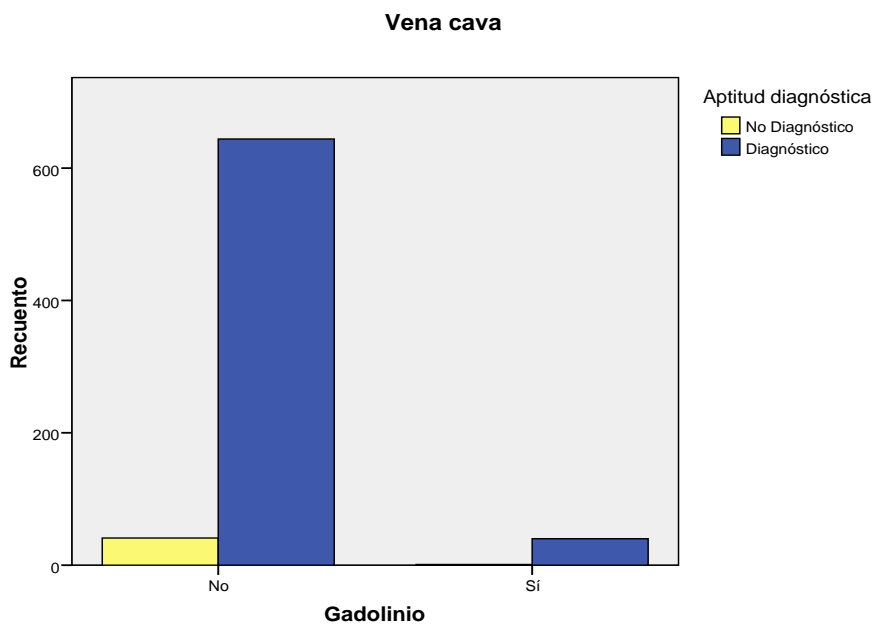


Figura 59. Gráfico de barras de la aptitud diagnóstica del estudio para la vena cava en función de la realización de la secuencia con contraste intravenoso.

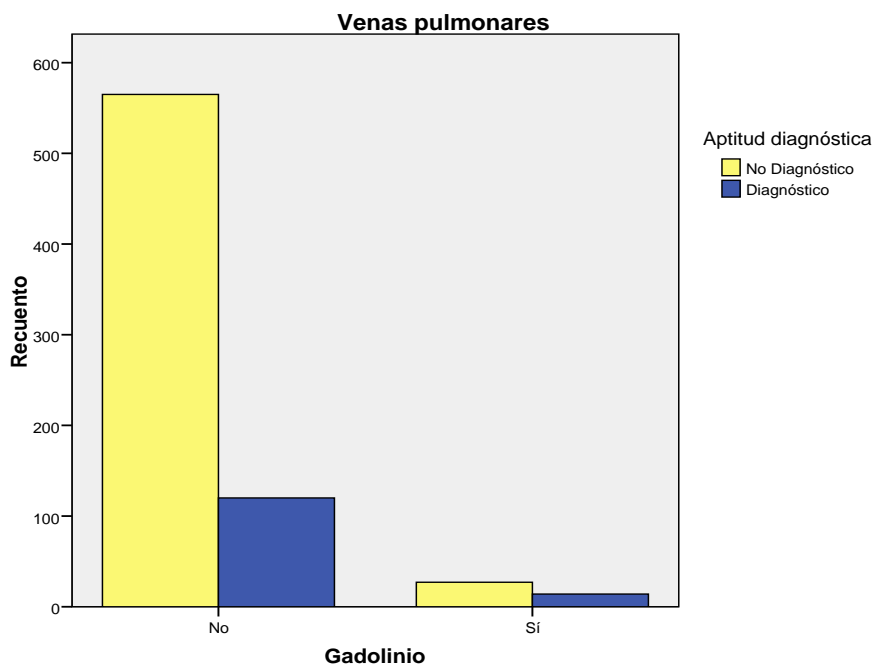


Figura 60. Gráfico de barras de la aptitud diagnóstica del estudio para las venas pulmonares en función de la realización de la secuencia con contraste intravenoso.

IV.5.2.3 Correlación entre la aptitud para el diagnóstico y el plano de adquisición de la imagen

Los resultados se muestran en la Tabla 14. Los resultados estadísticamente significativos ($p < 0,05$) se marcan con un “*”.

TABLA 14
Aptitud diagnóstica

Aorta ascendente/Plano	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,901
Cayado/Plano	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,262
Aorta descendente/Plano	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,544
Arterias pulmonares/Plano	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,002*
Vena cava/Plano	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,541
Venas pulmonares/Plano	
	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0,414

Las siguientes figuras muestran los gráficos de barras de la aptitud diagnóstica de la imagen frente al plano de adquisición de la imagen.

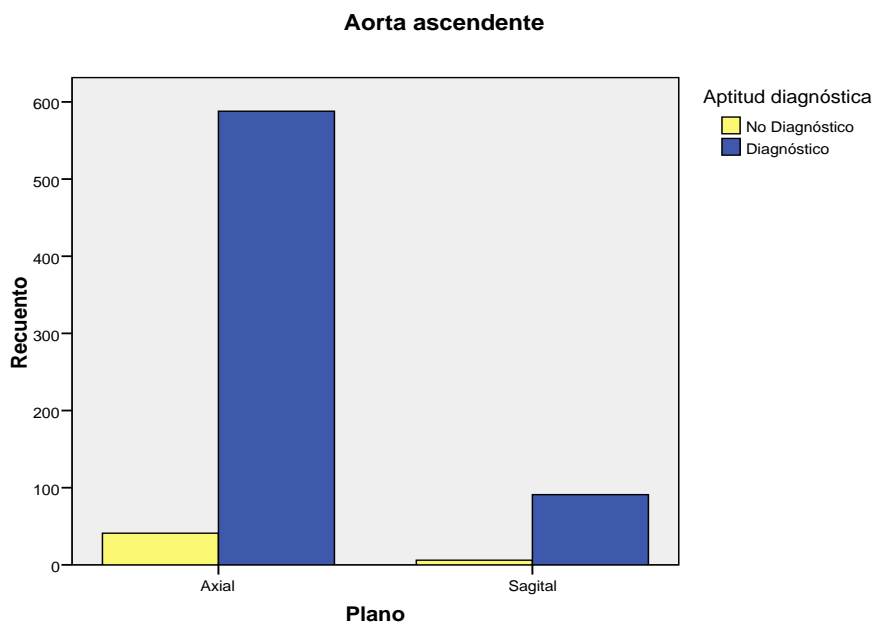


Figura 61. Gráfico de barras de la aptitud diagnóstica del estudio para la aorta ascendente en función del plano de adquisición de la imagen.

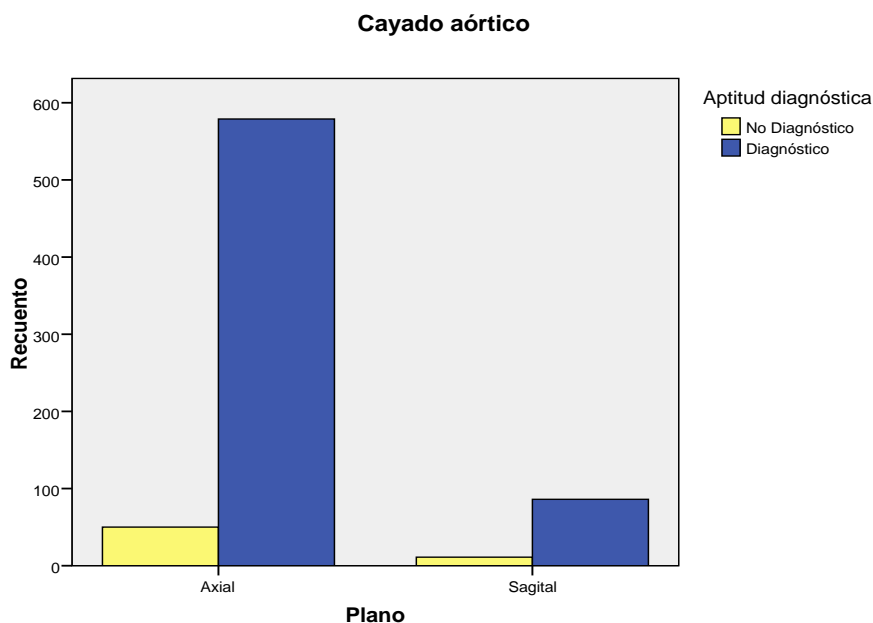


Figura 62. Gráfico de barras de la aptitud diagnóstica del estudio para el cayado aórtico en función del plano de adquisición de la imagen.

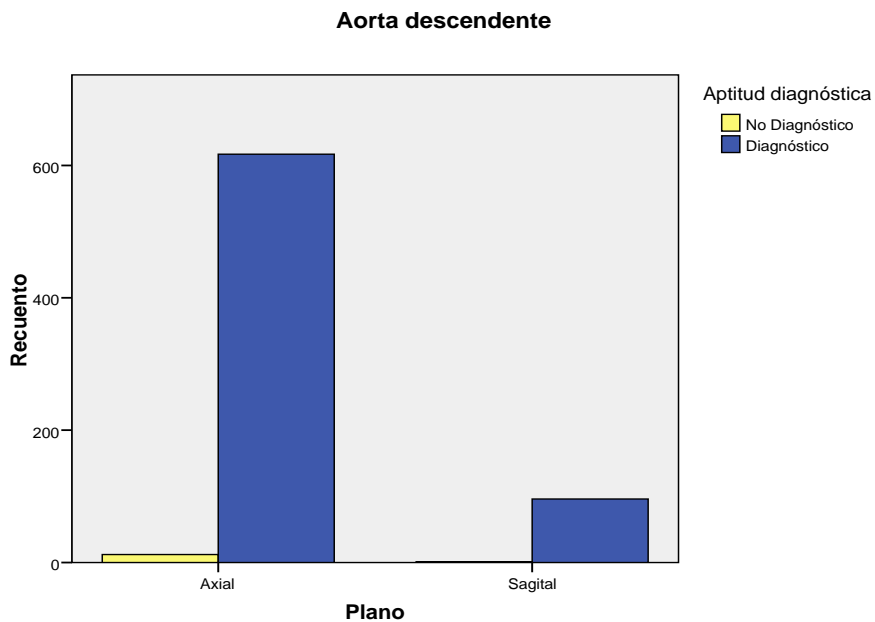


Figura 63. Gráfico de barras de la aptitud diagnóstica del estudio para la aorta descendente en función del plano de adquisición de la imagen.

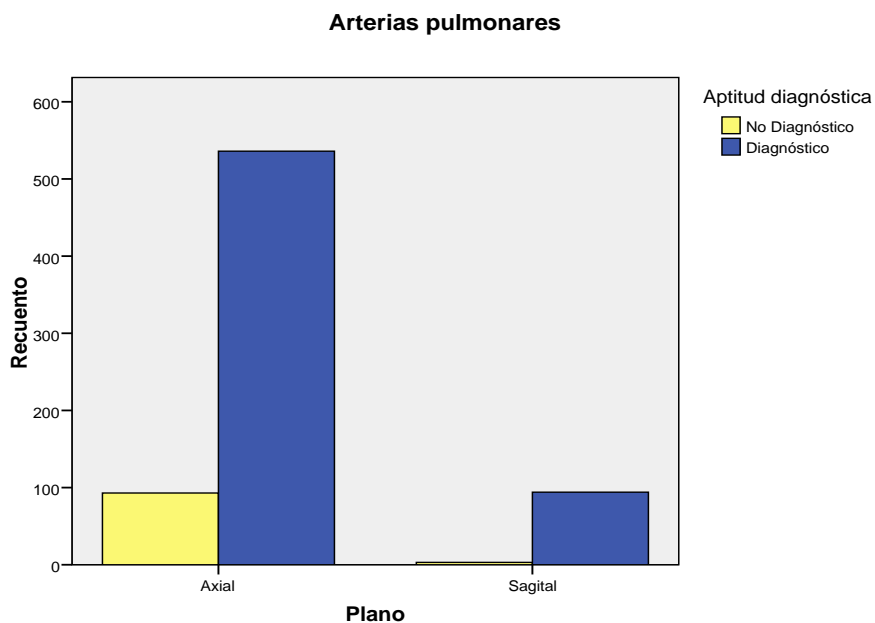


Figura 64. Gráfico de barras de la aptitud diagnóstica del estudio para las arterias pulmonares en función del plano de adquisición de la imagen.

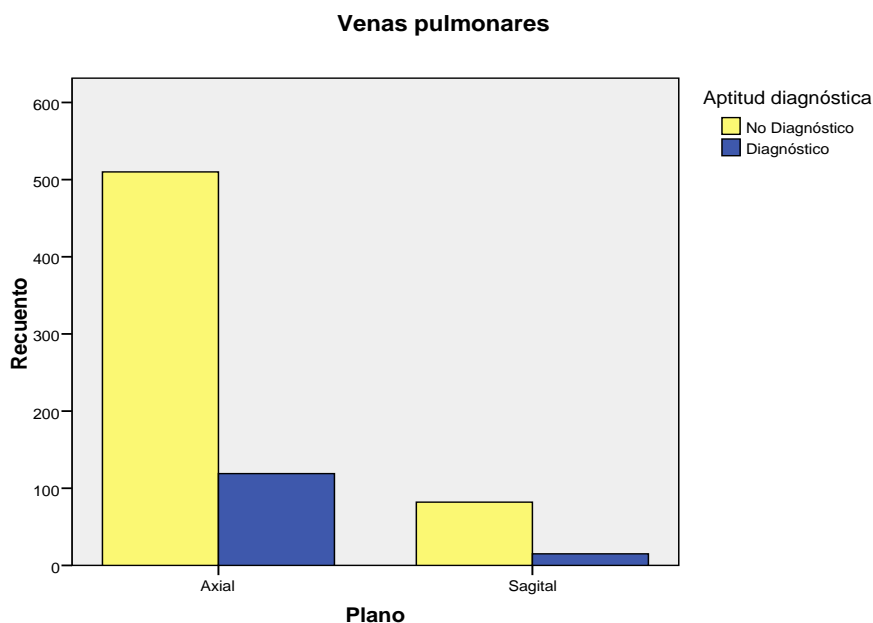


Figura 65. Gráfico de barras de la aptitud diagnóstica del estudio para las venas pulmonares en función del plano de adquisición de la imagen.

IV.5.3 Correlación estadística de la calidad de imagen con variables cuantitativas.

Para determinar la relación estadísticamente significativa (siempre con $p < 0,05$) entre la calidad de imagen de cada una de las estructuras anatómicas y las variables cuantitativas se empleó el análisis de varianza Anova. En las comparaciones entre múltiples grupos se utilizó el test estadístico de Bonferroni.

IV.5.3.1 Correlación entre la calidad de imagen en la aorta ascendente y las variables cuantitativas

Los resultados de Anova se muestran en la Tabla 15. Los resultados estadísticamente significativos ($p < 0,05$) se marcan con un “*”.

TABLA 15

Anova aorta ascendente	
	Significación
Edad	0,000*
FrecCard	0,000*
Volumen	0,004*

Los resultados del test de Bonferroni para comparaciones múltiples se muestran en la Tabla 16. Los resultados estadísticamente significativos ($p < 0,05$) se marcan con un “*”.

TABLA 16

Comparaciones múltiples en aorta ascendente			
			Significación
EDAD AÑOS	Insuficiente	Pobre	0,299
		Buena	0,003*
		Excelente	0,000*
	Pobre	Insuficiente	0,299
		Buena	0,155
		Excelente	0,000*
	Buena	Insuficiente	0,003*
		Pobre	0,155
		Excelente	0,269

	Excelente	Insuficiente	0,000*
		Pobre	0,000*
		Buena	0,269
FrecCard	Insuficiente	Pobre	1,000
		Buena	0,082
		Excelente	0,000*
	Pobre	Insuficiente	1,000
		Buena	0,429
		Excelente	0,000*
	Buena	Insuficiente	0,082
		Pobre	0,429
		Excelente	0,000*
	Excelente	Insuficiente	0,000*
		Pobre	0,000*
		Buena	0,000*
Volumen	Insuficiente	Pobre	0,617
		Buena	0,142
		Excelente	0,008*
	Pobre	Insuficiente	0,617
		Buena	1,000
		Excelente	0,129
	Buena	Insuficiente	0,142
		Pobre	1,000
		Excelente	0,637
	Excelente	Insuficiente	0,008
		Pobre	0,129
		Buena	0,637

Las siguientes figuras muestran los gráficos de las medias de las variables cuantitativas en función de la calidad de imagen.

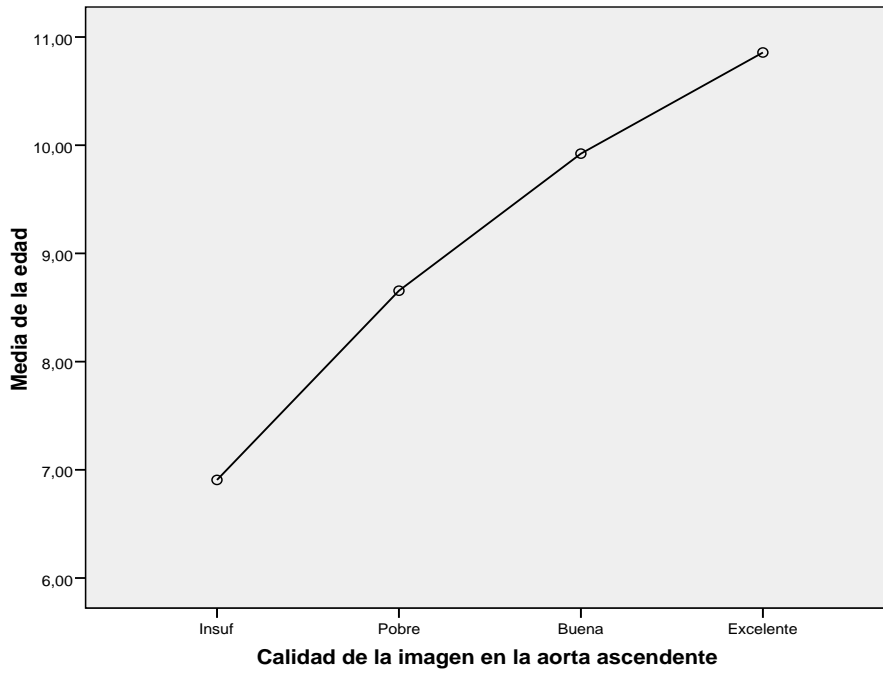


Figura 67. Gráfico de las medias de la edad en función de la calidad de imagen en la aorta ascendente.

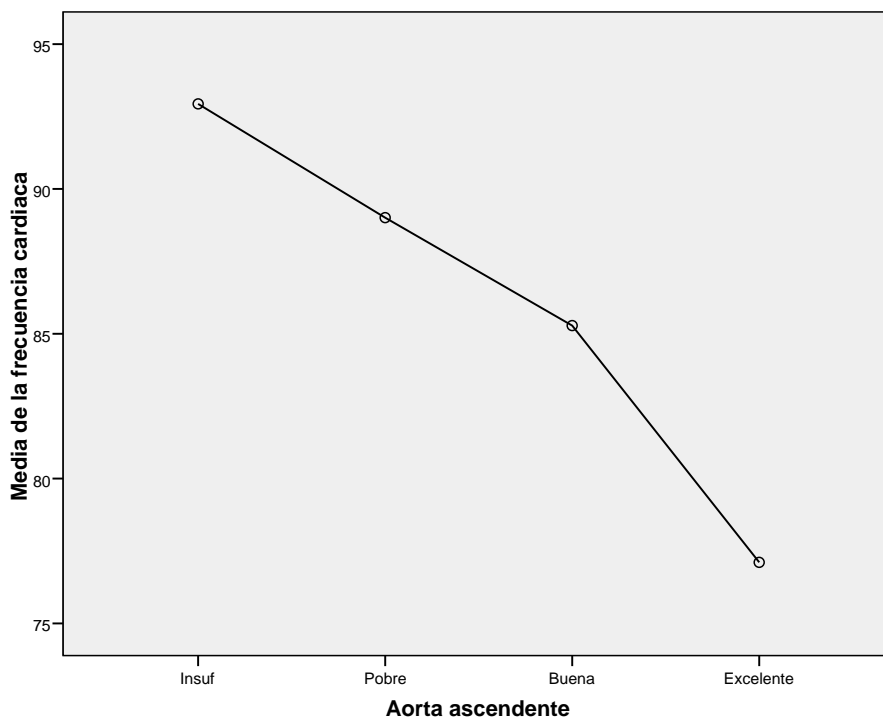


Figura 68. Gráfico de las medias de la frecuencia cardíaca en función de la calidad de imagen en la aorta ascendente.

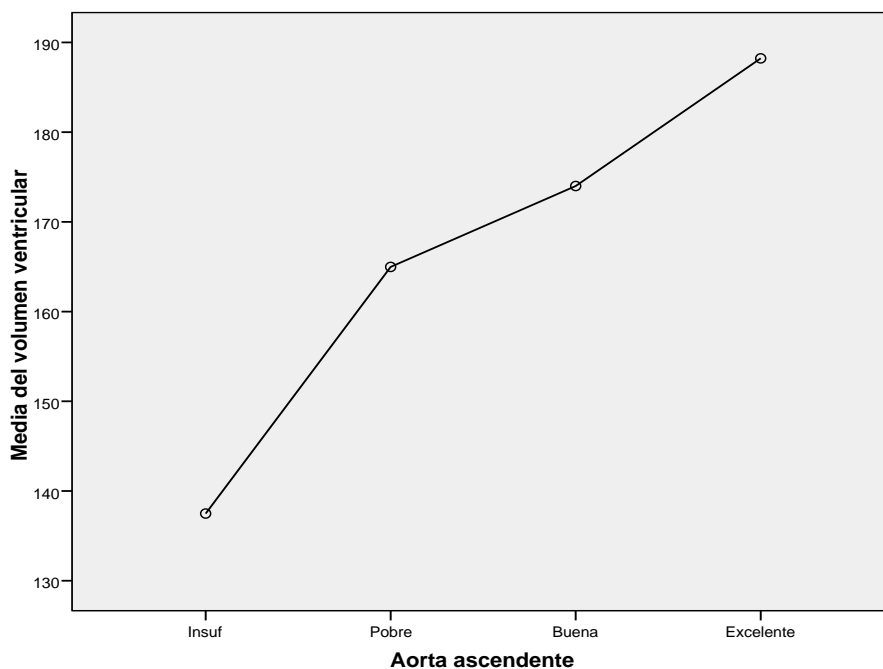


Figura 69. Gráfico de las medias del volumen ventricular en función de la calidad de imagen en la aorta ascendente.

IV.5.3.2 Correlación entre la calidad de imagen en el cayado aórtico y las variables cuantitativas

Los resultados de Anova se muestran en la Tabla 17. Los resultados estadísticamente significativos ($p < 0,05$) se marcan con un “*”.

TABLA 17

Anova cayado aórtico	
	Significación
Edad	0,000*
FrecCard	0,000*
Volumen	0,006*

Los resultados del test de Bonferroni para comparaciones múltiples se muestran en la Tabla 18. Los resultados estadísticamente significativos ($p < 0,05$) se marcan con “*”.

TABLA 18

Comparaciones múltiples en cayado aórtico			
			Significación
EDAD AÑOS	Insuficiente	Pobre	1,000
		Buena	0,000*
		Excelente	0,003*
	Pobre	Insuficiente	1,000
		Buena	0,000*
		Excelente	0,001*
	Buena	Insuficiente	0,000*
		Pobre	0,000*
		Excelente	1,000
	Excelente	Insuficiente	0,003*
		Pobre	0,001*
		Buena	1,000
FrecCard	Insuficiente	Pobre	1,000
		Buena	0,001*
		Excelente	0,000*
	Pobre	Insuficiente	1,000
		Buena	0,000*
		Excelente	0,000*
	Buena	Insuficiente	0,001*
		Pobre	0,000*
		Excelente	1,000
	Excelente	Insuficiente	0,000*
		Pobre	0,000*

Volumen	Insuficiente	Buena	1,000
		Pobre	1,000
		Buena	0,041*
		Excelente	0,269
	Pobre	Insuficiente	1,000
		Buena	0,025*
		Excelente	0,378
	Buena	Insuficiente	0,041*
		Pobre	0,025*
		Excelente	1,000
	Excelente	Insuficiente	0,269
		Pobre	0,378
Buena		1,000	

Las siguientes figuras muestran los gráficos de las medias de las variables cuantitativas en función de la calidad de imagen.

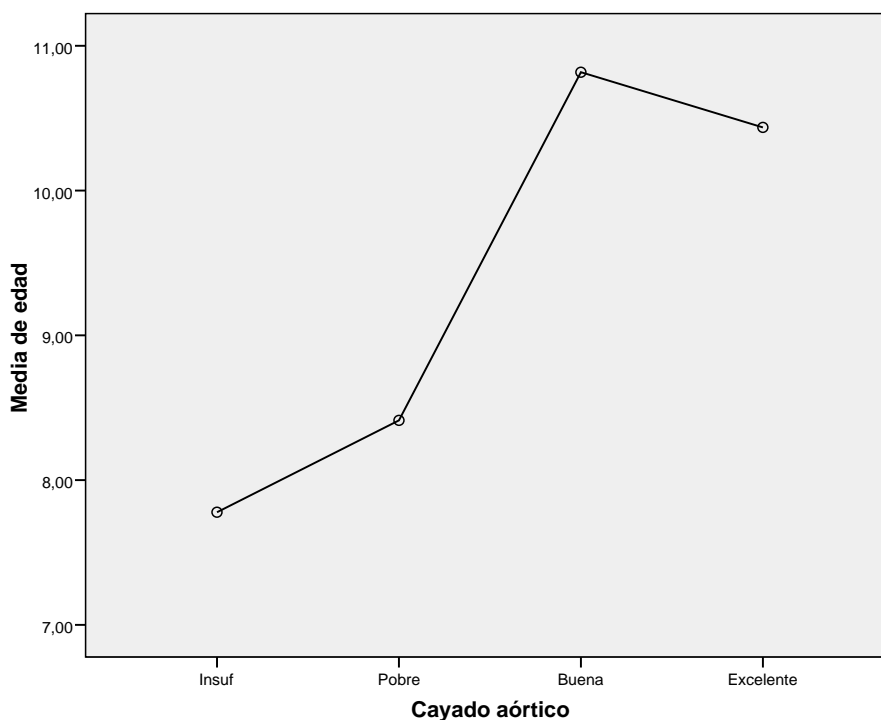


Figura 70. Gráfico de las medias de la edad en función de la calidad de imagen del cayado aórtico.

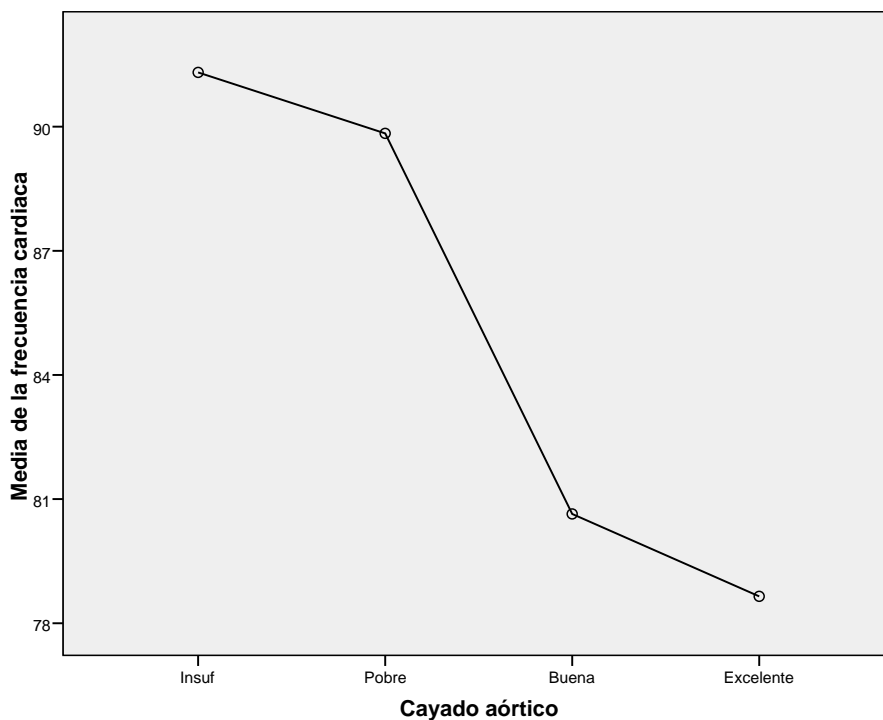


Figura 71. Gráfico de las medias de la frecuencia cardiaca en función de la calidad de imagen del cayado aórtico.

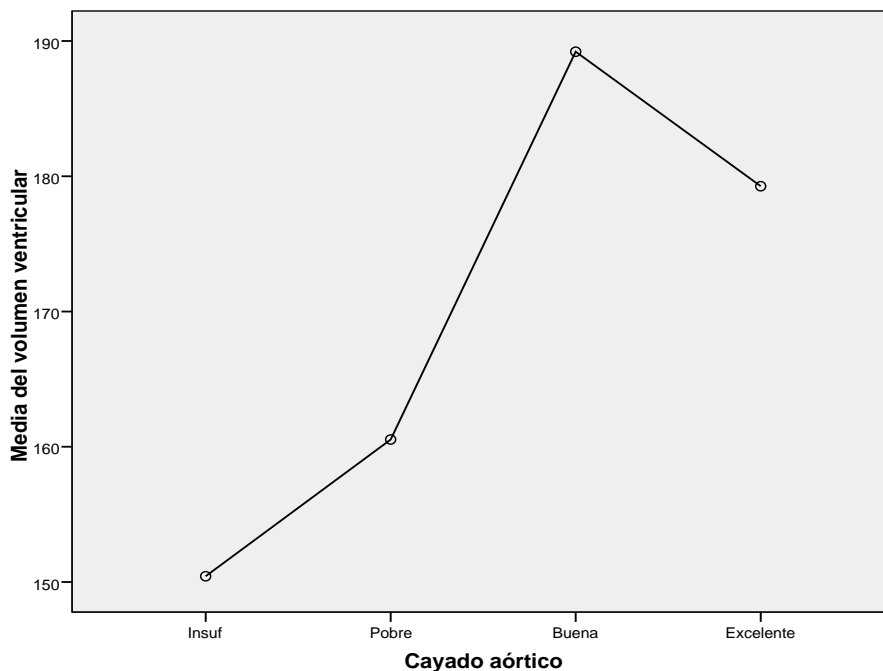


Figura 72. Gráfico de las medias del volumen ventricular en función de la calidad de imagen del cayado aórtico.

IV.5.3.3 Correlación entre la calidad de imagen en la aorta descendente y las variables cuantitativas

Los resultados de Anova se muestran en la Tabla 19. Los resultados estadísticamente significativos ($p < 0,05$) se marcan con “*”.

TABLA 19

Anova aorta descendente	
	Significación
Edad	0,000*
FrecCard	0,000*
Volumen	0,000*

Los resultados del test de Bonferroni para comparaciones múltiples se muestran en la Tabla 20. Los resultados estadísticamente significativos ($p < 0,05$) se marcan con “*”.

TABLA 20

Comparaciones múltiples en aorta descendente			
			Significación
EDAD AÑOS	Insuficiente	Pobre	0,408
		Buena	1,000
		Excelente	0,194
	Pobre	Insuficiente	0,408
		Buena	0,000*
		Excelente	0,000*
	Buena	Insuficiente	1,000
		Pobre	0,000*
		Excelente	0,001*
	Excelente	Insuficiente	0,194
		Pobre	0,000*
		Buena	0,001*
FrecCard	Insuficiente	Pobre	0,013*
		Buena	1,000
		Excelente	0,002*
	Pobre	Insuficiente	0,013*
		Buena	0,000*
		Excelente	0,000*
	Buena	Insuficiente	1,000
		Pobre	0,000*
		Excelente	0,000*
	Excelente	Insuficiente	0,002*
		Pobre	0,000*
		Buena	0,000*
Volumen	Insuficiente	Pobre	1,000
		Buena	1,000
		Excelente	0,371

	Pobre	Insuficiente	1,000
		Buena	0,033*
		Excelente	0,000*
	Buena	Insuficiente	1,000
		Pobre	0,033*
		Excelente	0,008*
	Excelente	Insuficiente	0,371
		Pobre	,000*
		Buena	,008*

Las siguientes figuras muestran los gráficos de las medias de las variables cuantitativas en función de la calidad de imagen.

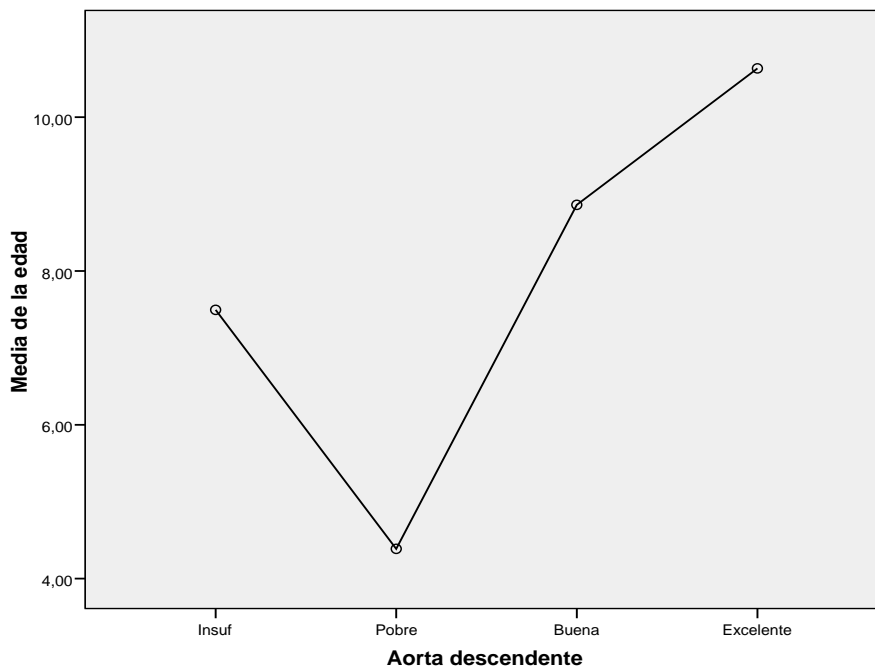


Figura 73. Gráfico de las medias de la edad en función de la calidad de imagen de la aorta descendente.

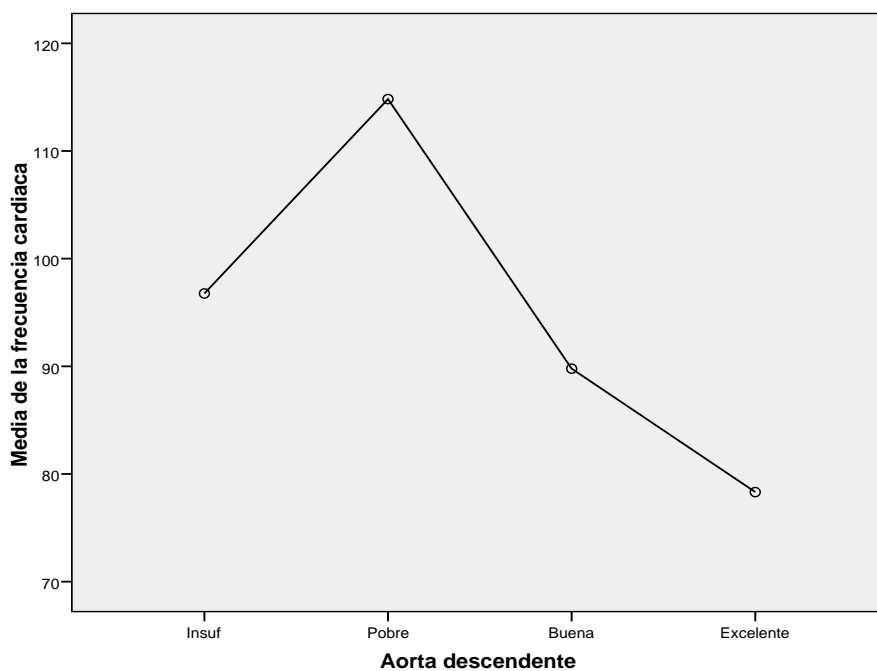


Figura 74. Gráfico de las medias de la frecuencia cardíaca en función de la calidad de imagen de la aorta descendente.

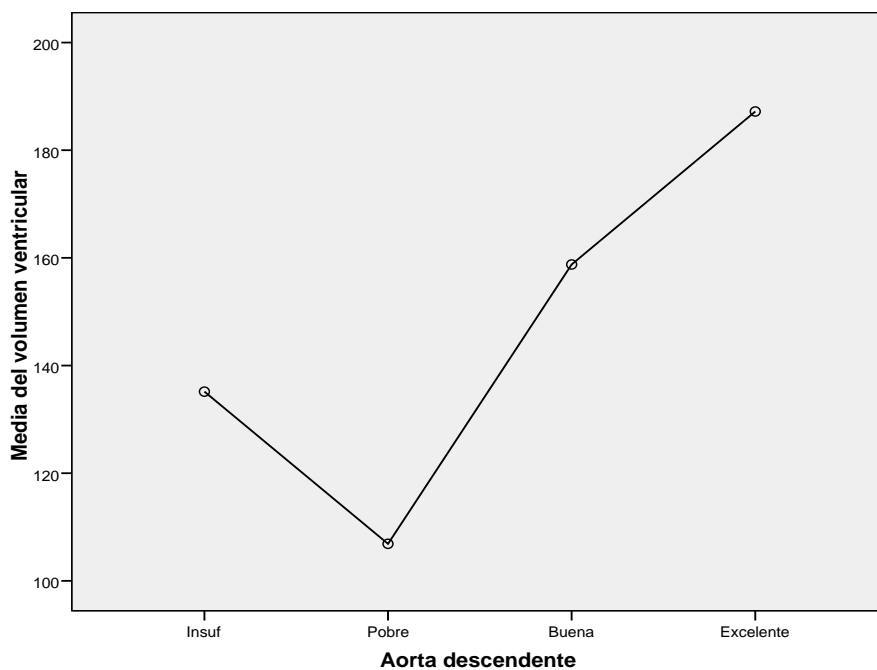


Figura 75. Gráfico de las medias del volumen ventricular en función de la calidad de imagen de la aorta descendente.

IV.5.3.4 Correlación entre la calidad de imagen en las arterias pulmonares y las variables cuantitativas

Los resultados de Anova se muestran en la Tabla 21. Los resultados estadísticamente significativos ($p < 0,05$) se marcan con un “*”.

TABLA 21

Anova arterias pulmonares	
	Significación
Edad	0,000*
FrecCard	0,000*
Volumen	0,000*

Los resultados del test de Bonferroni para comparaciones múltiples se muestran en la Tabla 22. Los resultados estadísticamente significativos ($p < 0,05$) se marcan con “*”.

TABLA 22

Comparaciones múltiples en arterias pulmonares			
			Significación
EDAD AÑOS	Insuficiente	Pobre	1,000
		Buena	0,106
		Excelente	0,000*
	Pobre	Insuficiente	1,000
		Buena	1,000
		Excelente	0,000*

	Buena	Insuficiente	0,106
		Pobre	1,000
		Excelente	0,000*
	Excelente	Insuficiente	0,000*
		Pobre	0,000*
		Buena	0,000*
FrecCard	Insuficiente	Pobre	0,442
		Buena	0,010*
		Excelente	0,000*
	Pobre	Insuficiente	0,442
		Buena	1,000
		Excelente	0,000*
	Buena	Insuficiente	0,010*
		Pobre	1,000
		Excelente	0,000*
	Excelente	Insuficiente	0,000*
		Pobre	0,000*
		Buena	0,000*
Volumen	Insuficiente	Pobre	0,276
		Buena	0,692
		Excelente	0,000*
	Pobre	Insuficiente	0,276
		Buena	1,000
		Excelente	0,029*
	Buena	Insuficiente	0,692
		Pobre	1,000
		Excelente	0,000*
	Excelente	Insuficiente	0,000*
		Pobre	0,029*
		Buena	0,000*

Las siguientes figuras muestran los gráficos de las medias de las variables cuantitativas en función de la calidad de imagen.

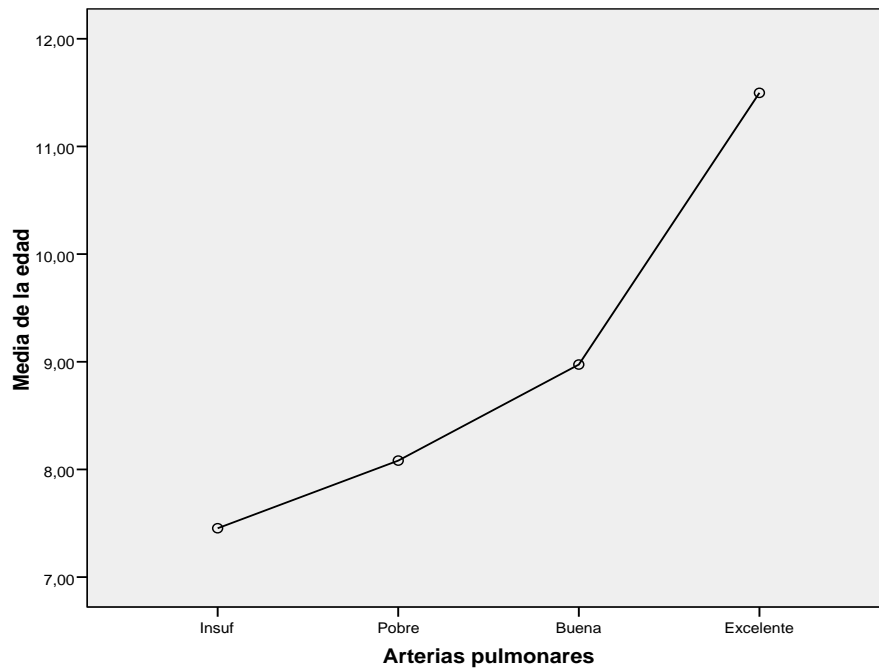


Figura 76. Gráfico de las medias de la edad en función de la calidad de imagen de las arterias pulmonares.

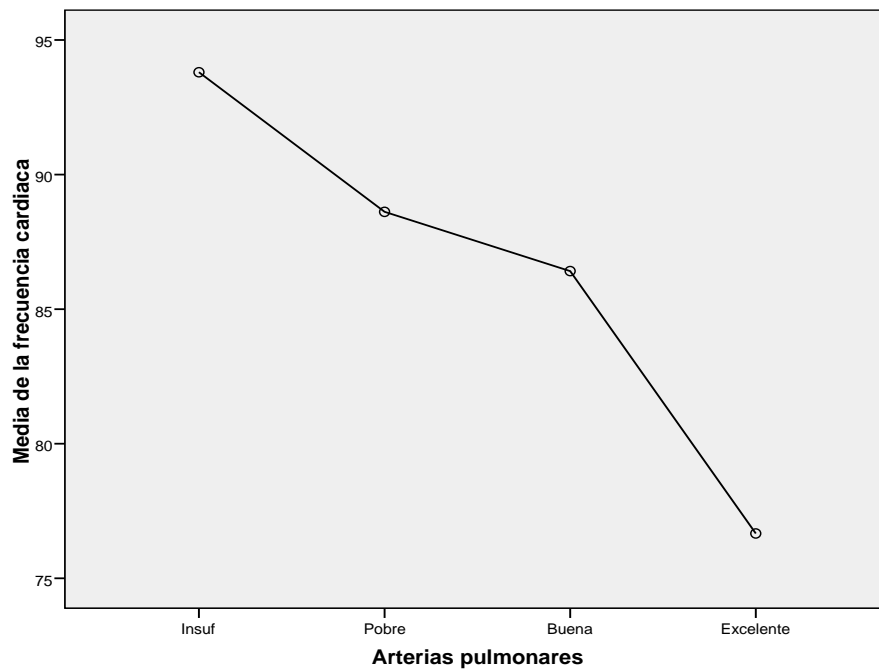


Figura 77. Gráfico de las medias de la frecuencia cardíaca en función de la calidad de imagen de las arterias pulmonares.

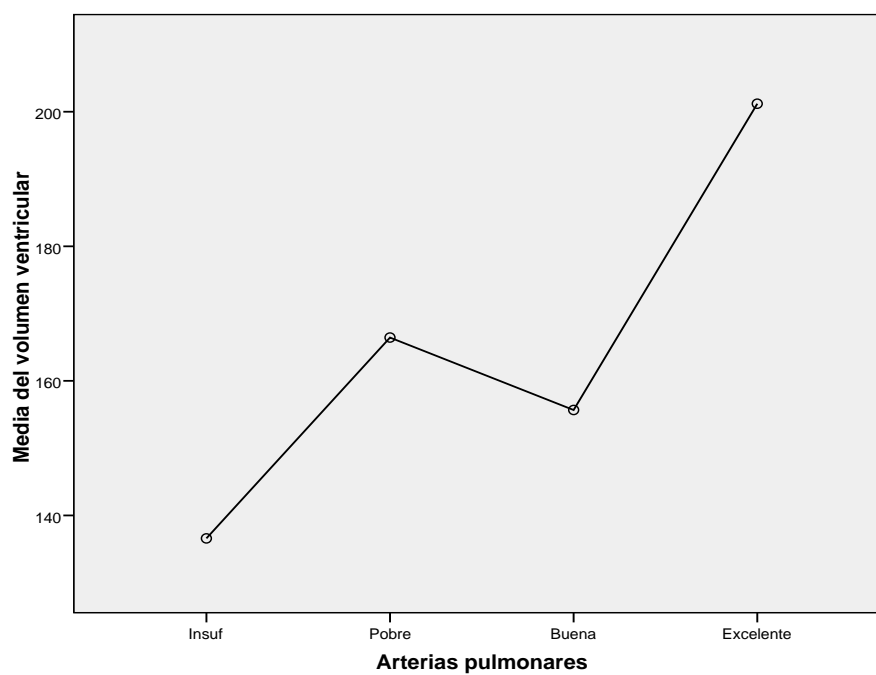


Figura 78. Gráfico de las medias del volumen ventricular en función de la calidad de imagen de las arterias pulmonares.

IV.5.3.5 Correlación entre la calidad de imagen en la vena cava y las variables cuantitativas

Los resultados de Anova se muestran en la Tabla 23. Los resultados estadísticamente significativos ($p < 0,05$) se marcan con un “*”.

TABLA 23

Anova vena cava	
	Significación
Edad	0,000*
FrecCard	0,000*
Volumen	0,002*

Los resultados del test de Bonferroni para comparaciones múltiples se muestran en la Tabla 24. Los resultados estadísticamente significativos ($p < 0,05$) se marcan con “*”.

TABLA 24

Comparaciones múltiples en vena cava			
			Significación
EDAD AÑOS	Insuficiente	Pobre	1,000
		Buena	0,004
		Excelente	0,000
	Pobre	Insuficiente	1,000
		Buena	0,037
		Excelente	0,001

	Buena	Insuficiente	0,004
		Pobre	0,037
		Excelente	0,530
	Excelente	Insuficiente	0,000
		Pobre	0,001
		Buena	0,530
FrecCard	Insuficiente	Pobre	1,000
		Buena	0,018
		Excelente	0,001
	Pobre	Insuficiente	1,000
		Buena	0,013
		Excelente	0,000
	Buena	Insuficiente	0,018
		Pobre	0,013
		Excelente	0,639
	Excelente	Insuficiente	0,001
		Pobre	0,000
		Buena	0,639
Volumen	Insuficiente	Pobre	1,000
		Buena	0,080
		Excelente	0,007
	Pobre	Insuficiente	1,000
		Buena	0,647
		Excelente	0,057
	Buena	Insuficiente	0,080
		Pobre	0,647
		Excelente	0,652
	Excelente	Insuficiente	0,007
		Pobre	0,057
		Buena	0,652

Las siguientes figuras muestran los gráficos de las medias de las variables cuantitativas en función de la calidad de imagen.

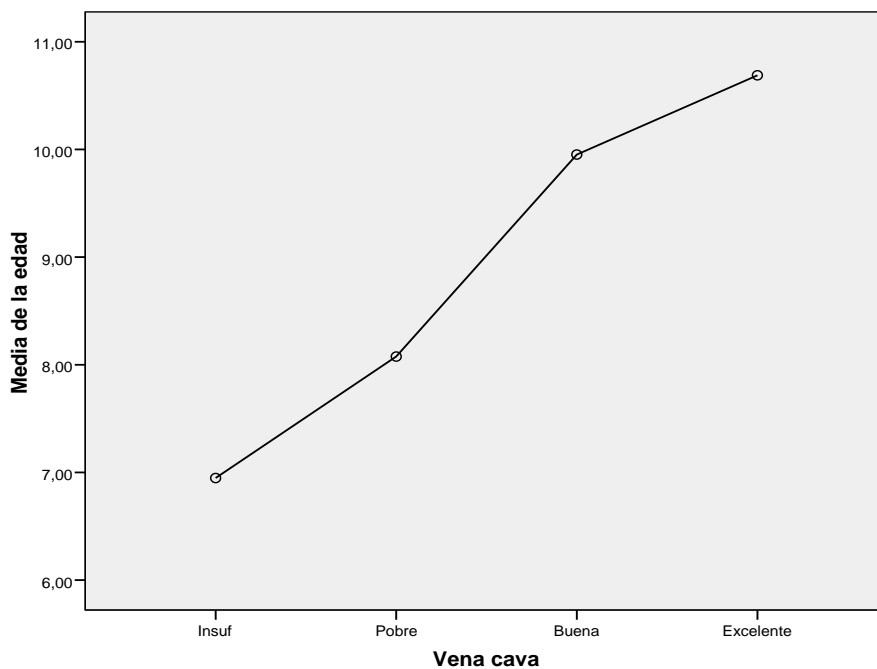


Figura 79. Gráfico de las medias de la edad en función de la calidad de imagen de la vena cava.

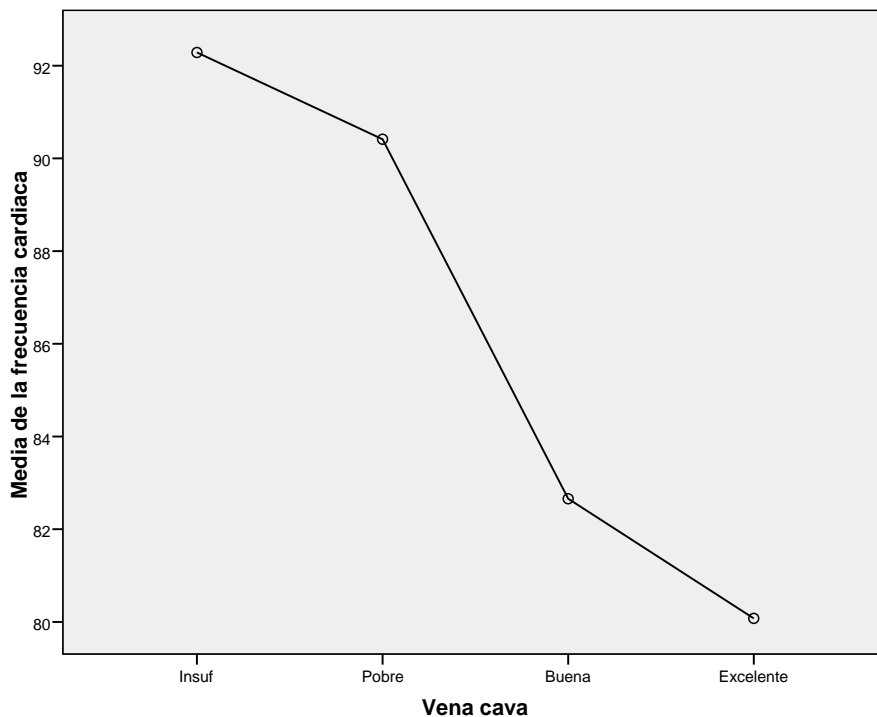


Figura 80. Gráfico de las medias de la frecuencia cardíaca en función de la calidad de imagen de la vena cava.

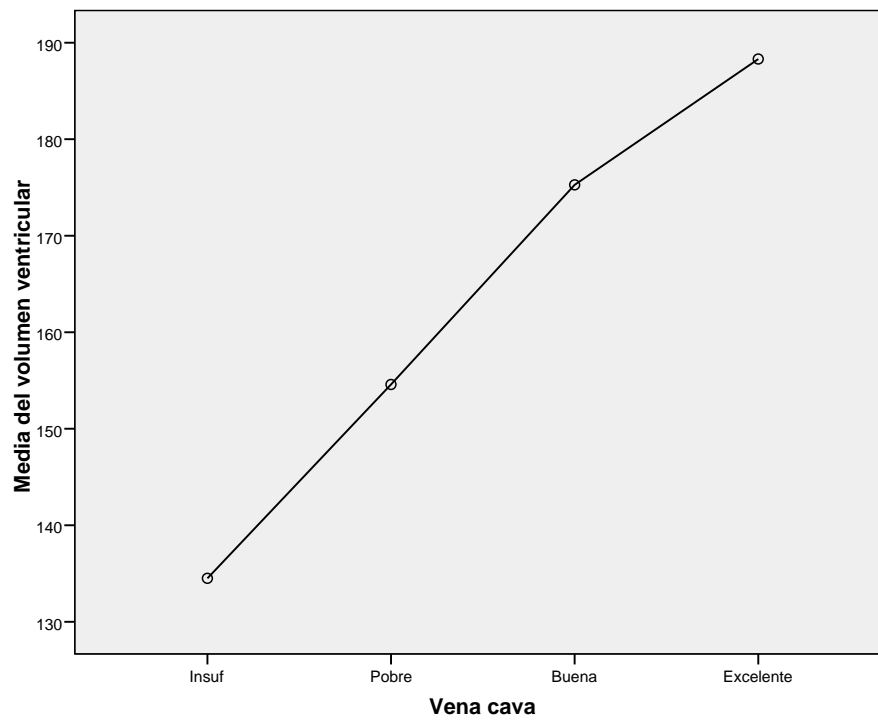


Figura 81. Gráfico de las medias del volumen ventricular en función de la calidad de imagen de la vena cava.

IV.5.3.6 Correlación entre la calidad de imagen en las venas pulmonares y las variables cuantitativas

Los resultados de Anova se muestran en la Tabla 25. Los resultados estadísticamente significativos ($p < 0,05$) se marcan con un “*”.

TABLA 25

Anova venas pulmonares	
	Significación
Edad	0,035*
FrecCard	0,004*
Volumen	0,149

Los resultados del test de Bonferroni para comparaciones múltiples se muestran en la Tabla 26. Los resultados estadísticamente significativos ($p < 0,05$) se marcan con “*”.

TABLA 26

Comparaciones múltiples en venas pulmonares			
			Significación
EDAD AÑOS	Insuficiente	Pobre	0,591
		Buena	0,069
		Excelente	1,000
	Pobre	Insuficiente	0,591
		Buena	0,969
		Excelente	1,000

	Buena	Insuficiente	0,069
		Pobre	0,969
		Excelente	1,000
	Excelente	Insuficiente	1,000
		Pobre	1,000
		Buena	1,000
FrecCard	Insuficiente	Pobre	1,000
		Buena	0,005*
		Excelente	0,620
	Pobre	Insuficiente	1,000
		Buena	0,036*
		Excelente	0,874
	Buena	Insuficiente	0,005*
		Pobre	0,036*
		Excelente	1,000
	Excelente	Insuficiente	0,620
		Pobre	0,874
		Buena	1,000
Volumen	Insuficiente	Pobre	1,000
		Buena	0,783
		Excelente	0,500
	Pobre	Insuficiente	1,000
		Buena	1,000
		Excelente	0,780
	Buena	Insuficiente	0,783
		Pobre	1,000
		Excelente	1,000
	Excelente	Insuficiente	0,500
		Pobre	0,780
		Buena	1,000

Las siguientes figuras muestran los gráficos de las medias de las variables cuantitativas en función de la calidad de imagen.

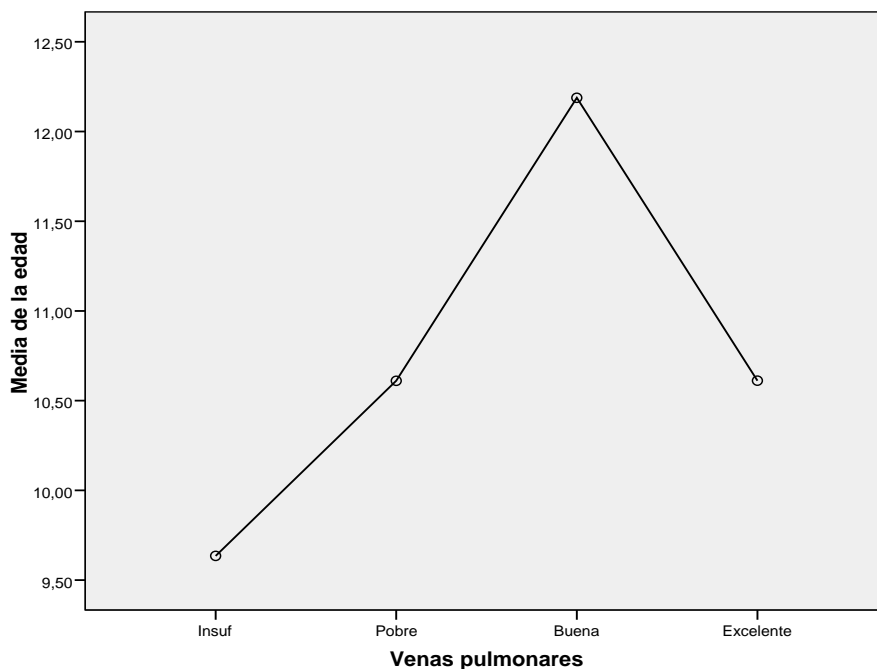


Figura 82. Gráfico de las medias de la edad en función de la calidad de imagen de las venas pulmonares.

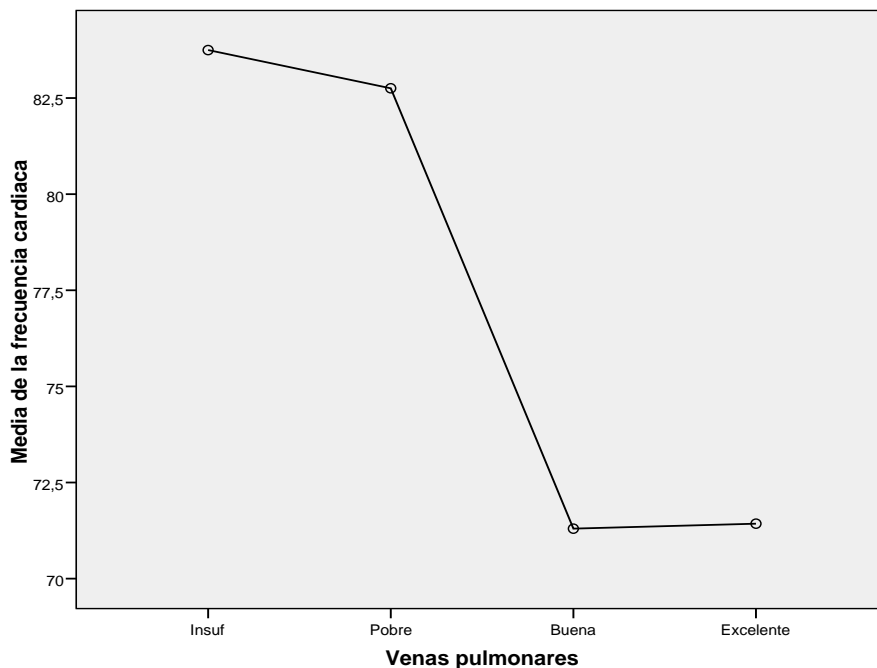


Figura 83. Gráfico de las medias de la frecuencia cardíaca en función de la calidad de imagen de las venas pulmonares.

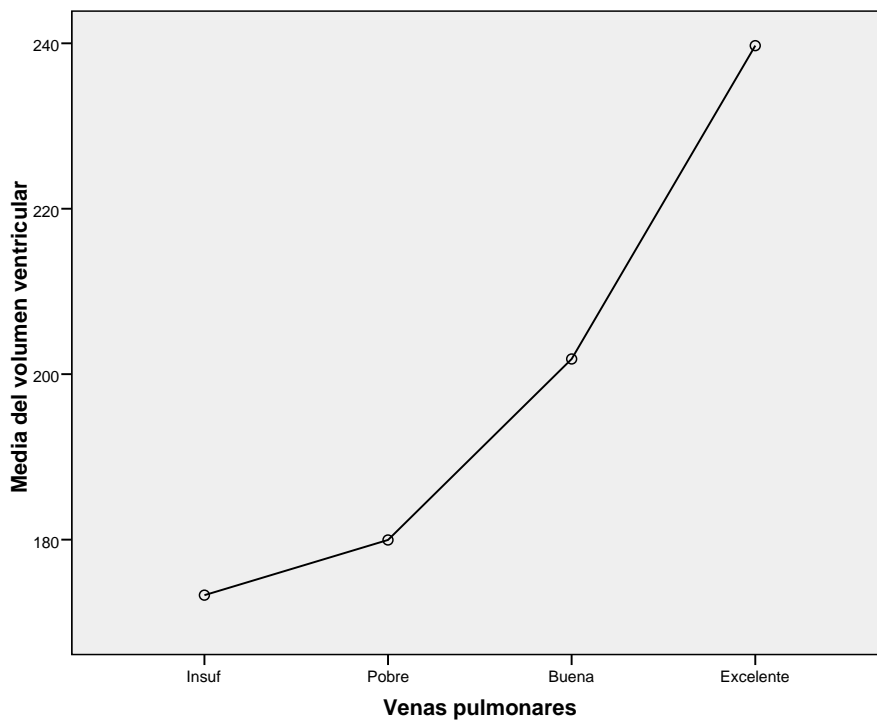


Figura 84. Gráfico de las medias del volumen ventricular en función de la calidad de imagen de las venas pulmonares.

IV.5.4 Correlación estadística de la aptitud para el diagnóstico con variables cuantitativas.

Para determinar la relación estadísticamente significativa (siempre con $p < 0,05$) entre la aptitud para el diagnóstico de cada una de las estructuras anatómicas y las variables cuantitativas se empleó la prueba T de Student. Se muestra la significación estadística tanto asumiendo varianzas iguales como diferentes. Dado el tamaño muestral, este hecho no indica diferencias significativas.

IV.5.4.1 Correlación entre la aptitud para el diagnóstico en la aorta ascendente y las variables cuantitativas

Los resultados del test T de Student se muestran en la Tabla 27. Los resultados estadísticamente significativos ($p < 0,05$) se marcan con un “*”.

TABLA 27

T de Student aorta ascendente		
		Significación
Edad	Varianzas iguales	0,000*
	Varianzas diferentes	0,000*
FrecCard	Varianzas iguales	0,000*
	Varianzas diferentes	0,002*
Volumen	Varianzas iguales	0,007*
	Varianzas diferentes	0,001*

IV.5.4.2 Correlación entre la aptitud para el diagnóstico en el cayado aórtico y las variables cuantitativas

Los resultados del test T de Student se muestran en la Tabla 28. Los resultados estadísticamente significativos ($p < 0,05$) se marcan con un “*”.

TABLA 28

T de Student cayado aórtico		
		Significación
Edad	Varianzas iguales	0,001*
	Varianzas diferentes	0,004*
FrecCard	Varianzas iguales	0,001*
	Varianzas diferentes	0,005*
Volumen	Varianzas iguales	0,039*
	Varianzas diferentes	0,032*

IV.5.4.3 Correlación entre la aptitud para el diagnóstico en la aorta descendente y las variables cuantitativas

Los resultados del test T de Student se muestran en la Tabla 29. Los resultados estadísticamente significativos ($p < 0,05$) se marcan con un “*”.

TABLA 29

T de Student aorta descendente		
		Significación
Edad	Varianzas iguales	0,109
	Varianzas diferentes	0,264
FrecCard	Varianzas iguales	0,012*
	Varianzas diferentes	0,109
Volumen	Varianzas iguales	0,141
	Varianzas diferentes	0,161

IV.5.4.4 Correlación entre la aptitud para el diagnóstico en las arterias pulmonares y las variables cuantitativas

Los resultados del test T de Student se muestran en la Tabla 30. Los resultados estadísticamente significativos ($p < 0,05$) se marcan con “*”.

TABLA 30

T de Student arterias pulmonares		
		Significación
Edad	Varianzas iguales	0,000*
	Varianzas diferentes	0,000*
FrecCard	Varianzas iguales	0,000*
	Varianzas diferentes	0,000*
Volumen	Varianzas iguales	0,000*
	Varianzas diferentes	0,000*

IV.5.4.5 Correlación entre la aptitud para el diagnóstico en la vena cava y las variables cuantitativas

Los resultados del test T de Student se muestran en la Tabla 31. Los resultados estadísticamente significativos ($p < 0,05$) se marcan con un “*”.

TABLA 31

T de Student vena cava		
		Significación
Edad	Varianzas iguales	0,000*
	Varianzas diferentes	0,000*
FrecCard	Varianzas iguales	0,002*
	Varianzas diferentes	0,005*
Volumen	Varianzas iguales	0,006*
	Varianzas diferentes	0,001*

IV.5.4.6 Correlación entre la aptitud para el diagnóstico en las venas pulmonares y las variables cuantitativas

Los resultados del test T de Student se muestran en la Tabla 32. Los resultados estadísticamente significativos ($p < 0,05$) se marcan con un “*”.

TABLA 32

T de Student venas pulmonares		
		Significación
Edad	Varianzas iguales	0,010*
	Varianzas diferentes	0,013*
FrecCard	Varianzas iguales	0,030*
	Varianzas diferentes	0,045*
Volumen	Varianzas iguales	0,128
	Varianzas diferentes	0,194

V. DISCUSIÓN

V. DISCUSIÓN

La resonancia magnética (RM) cardíaca es la prueba más completa para el estudio de las cardiopatías congénitas en pediatría, hasta el punto de que se ha sugerido como única exploración (el término anglosajón “*one stop shopping*”) en el seguimiento de estos pacientes. Para ello, debe incluir información suficiente de las estructuras intracardiacas, así como de los grandes vasos, las arterias coronarias, el miocardio y la función ventricular y valvular. La RM cardíaca puede cumplir todos estos requisitos, si bien a costa de un estudio prolongado, con numerosas secuencias y planos de adquisición. Para una valoración adecuada de los grandes vasos, en el protocolo de estudio de las cardiopatías congénitas se incluye generalmente una secuencia angiográfica con contraste intravenoso. Este contraste se utilizará también para obtener secuencias de realce tardío con el fin de valorar el estado del miocardio, así como en la adquisición de secuencias de perfusión en casos de sospecha de riesgo de isquemia. Sin embargo, en muchas ocasiones el estudio de seguimiento de estos pacientes se puede simplificar sin menoscabo de la información suficiente para el clínico. Con este trabajo, nuestra intención es valorar la posibilidad de realizar un estudio de cardioRM más sencillo y menos invasivo empleando la información aportada por la secuencia WH3D, evitando de esta manera la realización de angiografía con contraste.

V.1 Evaluación global de los resultados.

En nuestro trabajo hemos evaluado la escala de calidad de imagen y la aptitud para el diagnóstico para obtener una idea global de la secuencia WH3D en el estudio de los grandes vasos. Hemos visto que existen diferencias, en algunos casos importantes, entre la calidad de la imagen y la aptitud diagnóstica de unos vasos a otros. Así, la imagen fue suficiente para el diagnóstico en la aorta ascendente en el 93,53%, en el cayado aórtico en el

91,60% y en la aorta descendente en el 98,21% de los casos; en la vena cava en el 94,21% de los estudios; y en las arterias pulmonares en el 86,78%. Sin embargo, hemos observado que en las venas pulmonares el estudio sólo fue apto para el diagnóstico en el 18,46% de los casos. Estas grandes diferencias obligan a discutir por separado los hallazgos en la aorta, las arterias pulmonares, la vena cava superior y las venas pulmonares, por sus diferencias en la calidad y la aptitud diagnóstica, y por las diversas causas y consecuencias de estas diferencias.

A la vista de nuestros resultados, se puede concluir que en la gran mayoría de los estudios la calidad de imagen de la aorta, arterias pulmonares y vena cava fue buena o excelente, y que esta secuencia es insuficiente para una valoración detallada de las venas pulmonares.

De manera global, se evidenció una relación significativa entre la calidad de imagen y la aptitud diagnóstica con la edad, la frecuencia cardíaca y el volumen cardíaco. La calidad, así como la aptitud para el diagnóstico, aumentaron con la edad y el volumen cardíaco, y disminuyeron con el incremento de la frecuencia cardíaca. A priori, parece esperable una relación clara entre la calidad y estos parámetros, con un aumento de la calidad al aumentar la edad del paciente y el volumen ventricular y disminuir su frecuencia. Los pacientes de mayor edad, además de ser más colaboradores, normalmente poseen un corazón de mayor tamaño (y por tanto permite un mayor campo de visión, tamaño del vóxel y señal), y menor frecuencia cardíaca (que disminuye el movimiento cardíaco en diástole). Sin embargo, hay que tener en cuenta que en los niños de menor edad el estudio se realizó bajo anestesia. El 88,3% de los menores de 8 años y el 10,3% de los mayores de esta edad fueron examinados bajo anestesia general. Estos pacientes no presentaron artefactos por movimiento voluntario, y su respiración fue más regular, lo que facilitó la sincronización respiratoria del navegador.

También existió una relación significativa en general entre la calidad y la realización del estudio bajo anestesia, siendo mayor la calidad en los

estudios sin sedación. Ello no sucedió en el caso de las venas pulmonares. Este resultado se debe probablemente a la interrelación de diversas variables: los niños sin sedación fueron los de mayor edad, menor frecuencia cardíaca y mayor volumen ventricular.

En cuanto a la administración de gadolinio, existió una tendencia al aumento de calidad con el contraste (p ligeramente superior a 0,05) en la aorta ascendente, el cayado aórtico, las arterias pulmonares y la vena cava. En la aorta ascendente, con una calidad excelente o buena en más del 90% de los estudios, no se apreció este incremento de calidad. Sin embargo, en las venas pulmonares el aumento de la calidad y la aptitud diagnóstica fue estadísticamente significativo en los estudios con gadolinio. Hay que reseñar que el número de exámenes con contraste intravenoso fue muy bajo, de sólo el 5,6%.

El plano de adquisición influyó de forma estadísticamente significativa en dos estructuras de forma opuesta: la adquisición en el plano axial supuso una disminución de la calidad en el cayado aórtico y un aumento en las arterias pulmonares.

Todos estos resultados y sus consecuencias en la práctica clínica se analizarán en cuatro grupos:

- Aorta
- Arterias pulmonares
- Vena cava superior
- Venas pulmonares.

V.2 Secuencia WH3D para el estudio de la aorta.

Las anomalías aórticas se encuentran entre las más frecuentes, siendo la coartación aórtica la octava cardiopatía congénita en frecuencia (83). Además, las alteraciones aórticas por complicaciones en la corrección quirúrgica de diversas cardiopatías son frecuentes. Se debe incluir el estudio de la aorta, entre otras, en el seguimiento de la cirugía de Jatene en la D-transposición de las grandes arterias, en la cirugía de Norwood para la corrección del síndrome del corazón izquierdo hipoplásico, o en la cirugía de Ross para la estenosis valvular aórtica. Otras indicaciones menos frecuentes son el estudio de los pacientes con miocardiopatías, enfermedad de Marfan, arteritis de Takayasu, o duplicación del arco aórtico y anillos vasculares.

La calidad de imagen en la aorta ascendente fue buena o excelente en más del 70% de los casos, siendo no apta para el diagnóstico únicamente en el 6,47%. No existió asociación estadísticamente significativa de la calidad de imagen y el plano de adquisición, el uso de gadolinio o anestesia, aunque para estos dos últimos sí se puede apreciar una tendencia ($p=0,062$ y $p=0,052$ respectivamente). En cuanto a las variables cuantitativas, sí se observó una asociación significativa global con la edad, la frecuencia cardíaca y el volumen. En las comparaciones múltiples se confirma especialmente entre las clases “insuficiente” y “pobre” con “excelente” y “buena”. Entre los factores que influyeron en la insuficiencia para el diagnóstico, como se verá más adelante también en otras estructuras, se encontraron los artefactos paramagnéticos debidos a endoprótesis vasculares (“*stents*”) o cables de esternotomía. En el caso de la aorta ascendente, una causa de baja calidad diagnóstica fueron las estenosis valvulares aórticas, debido a la presencia de flujo turbulento (figura 85).

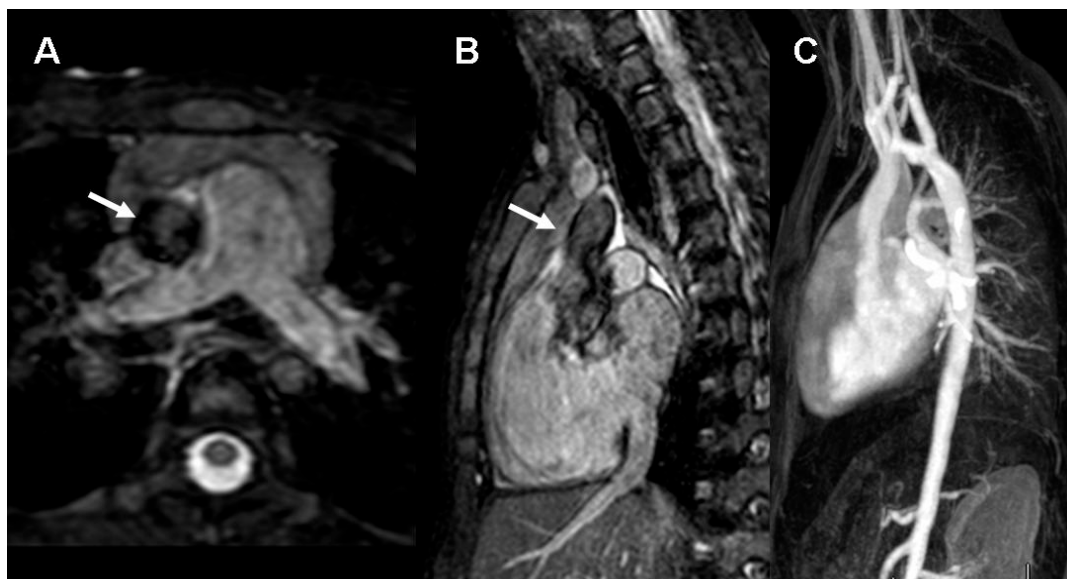


Figura 85. Estudio de calidad “insuficiente” por artefactos de flujo debidos a estenosis valvular aórtica. Paciente con 5 años con coartación aórtica intervenida y válvula aórtica bicúspide estenótica. En la reconstrucción axial (A) y sagital (B) de la secuencia WH3D se observa ausencia de señal intravascular en la aorta ascendente. Sin embargo en la angioRM con contraste (C) se puede valorar la aorta correctamente.

El estudio del cayado aórtico mostró una calidad algo más variable que el de la aorta ascendente y descendente, con un 8,4% de casos insuficientes para el diagnóstico, y un reparto entre la calidad de imagen “excelente” (33,75%), “buena” (34,85%) y “pobre” (23%). La calidad no presentó una mejoría estadísticamente significativa con la administración de gadolinio, pero sí cierta tendencia ($p=0,072$). Sí se apreció una mayor frecuencia de estudios con calidad “excelente” en los pacientes con anestesia. Quizá un hallazgo a priori llamativo es la clara asociación entre la calidad de imagen y el plano de adquisición. Este hecho se puede explicar por la posición del cayado aórtico en el volumen de estudio (“caja”) de la secuencia WH3D en cada uno de los planos. En la planificación de la secuencia WH3D en el plano axial, el cayado queda en el límite superior del volumen de estudio, lo cual provoca una mayor heterogeneidad de la señal debido en parte a artefactos de radiofrecuencia (“*off resonance*”) de estas secuencias 3D en estado estacionario (figura 86).

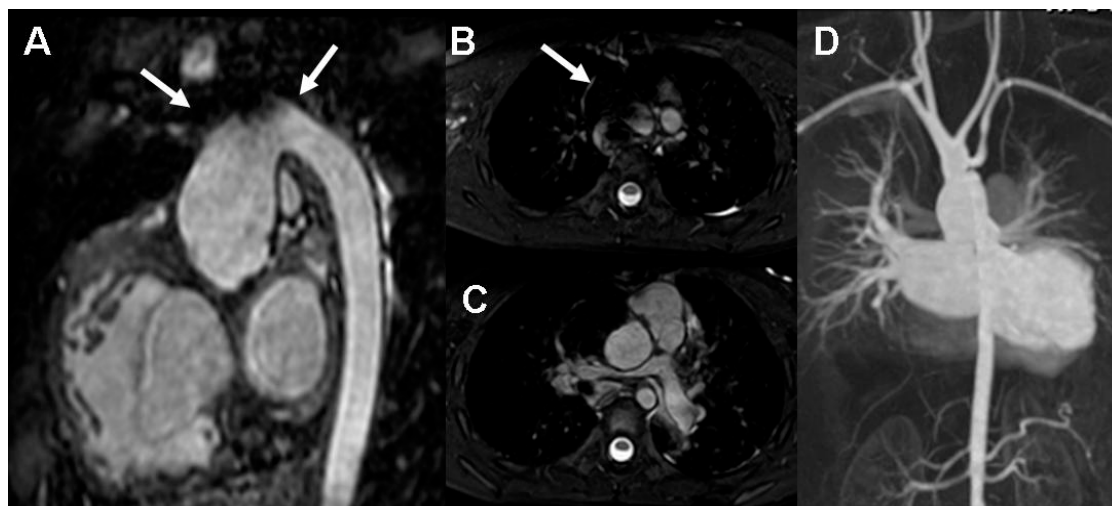


Figura 86. Artefactos “*off resonance*” en el extremo superior del volumen de adquisición 3D en el plano axial. Paciente de 4 años con síndrome de Shone intervenido con reconstrucción del arco aórtico. Reconstrucciones sagital (A) y axiales (B, C) de la secuencia WH3D adquirida en el plano axial. Se observa el artefacto de pérdida de señal en el extremo superior de la adquisición (flechas) que limita la calidad de la imagen en el cayado aórtico e impide visualizar los troncos supraaórticos. En la reconstrucción MIP de la angioRM con contraste (D) se pueden visualizar todos los vasos sin artefactos.

En la adquisición sagital, la aorta ocupa el centro de la caja de adquisición, quedando las estructuras laterales en los límites del volumen de adquisición (figura 87), y por tanto la calidad de la imagen en el cayado aórtico es mejor.

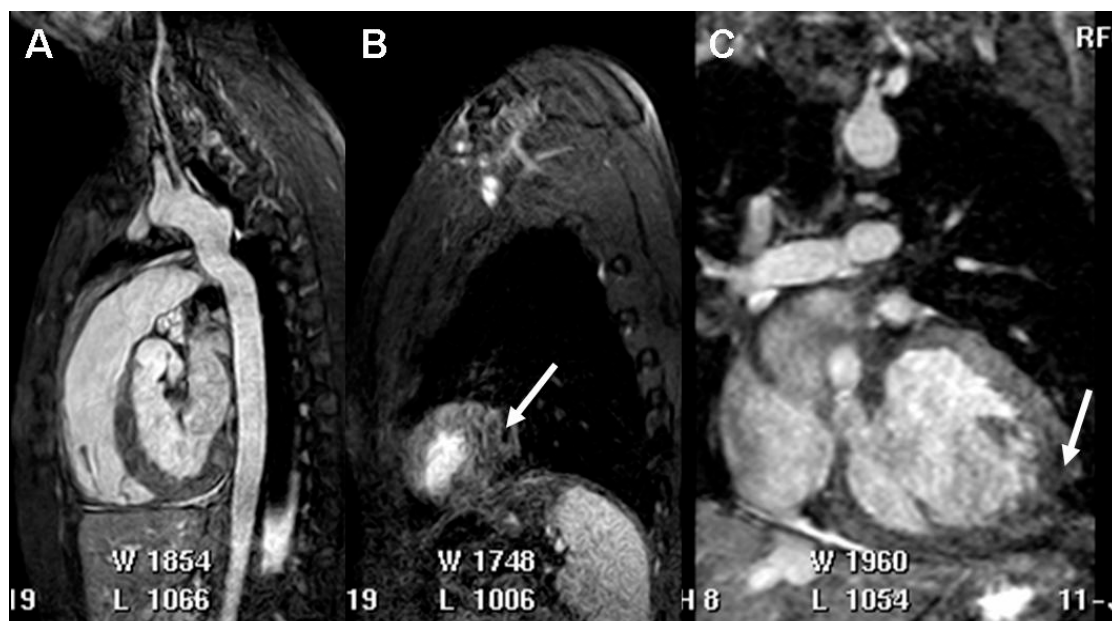


Figura 87. Artefactos “*off resonance*” en el extremo lateral izquierdo del volumen de adquisición 3D sagital. Paciente de 20 años con antecedente de cirugía por coartación aórtica (anastomosis termino-terminal). Imágenes en el plano sagital (A, B) y reconstrucción coronal (C). La calidad de imagen a todo lo largo de la aorta es excelente (B), mientras que en la región del ápex se aprecia un artefacto de radiofrecuencia con pérdida de señal (flechas).

Otro de los aspectos que probablemente influye en la menor calidad de la imagen del cayado aórtico respecto al resto de la aorta es la presencia de “*stents*” endovasculares que, como es bien sabido, impiden la valoración de los vasos donde se encuentran y dependiendo del material de que están fabricados (acero, nitinol) pueden deteriorar la imagen de las estructuras adyacentes. De los 60 estudios en que la calificación de la calidad de imagen del cayado aórtico fue “insuficiente”, 22 eran portadores de “*stent*” (figura 88).

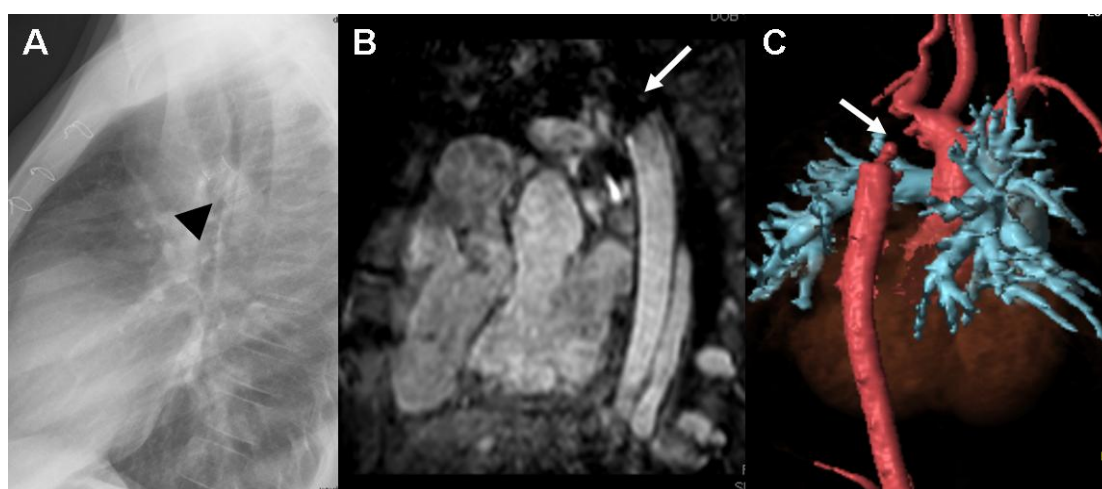


Figura 88. Artefactos debidos a “*stent*” endovascular. Paciente de 7 años con D-transposición de las grandes arterias y coartación aórtica intervenido con “*switch*” arterial (Jatene) y endoprótesis aórtica. En la radiografía de tórax (A) se puede ver el “*stent*” endovascular (cabeza de flecha). En la reconstrucción sagital de la secuencia WH3D (B) se aprecia un vacío de señal en el cayado aórtico (flecha) que impide la visualización para el diagnóstico. Tampoco en la angioRM (C) se puede estudiar el trayecto vascular que ocupa el “*stent*” (flecha), ya que el artefacto paramagnético también afecta a las secuencias angiográficas.

La aorta descendente fue la estructura vascular con mayor calidad de imagen de este estudio. Únicamente el 1,79% de los casos fue insuficiente para el diagnóstico, y la inmensa mayoría mostró una calidad buena (22,87%) o excelente (70,66%). Existen diversas razones que explican la alta calidad de imagen en esta estructura: su posición fija en el mediastino posterior, donde no se ve afectada por el movimiento respiratorio ni cardíaco; la ausencia de cambios posquirúrgicos o endovasculares en este área en la mayoría de los pacientes; el trayecto recto y sin contacto con el pulmón de la aorta

descendente; y su flujo constante, sin artefactos de turbulencia. Con una aptitud para el diagnóstico prácticamente total, no es de extrañar que únicamente se encuentre relación estadísticamente significativa entre la aptitud para el diagnóstico con la frecuencia cardíaca, no observándose para el resto de variables cualitativas ni cuantitativas. En lo que respecta a la calidad de la imagen, sí existió relación significativa en las comparaciones múltiples entre la calidad “pobre” y “buena” o “excelente” tanto para la edad como para la frecuencia cardíaca o el volumen ventricular.

La utilidad de la RM, tanto morfológica como funcional, y la angioRM, son reconocidas en el estudio de la coartación aórtica (84,85), los anillos vasculares (86) o la interrupción del arco aórtico (87). También está ampliamente documentado su uso en las complicaciones posquirúrgicas de la transposición de las grandes arterias (88) o la cirugía de Ross para la estenosis valvular aórtica (89). Existen diversos estudios de utilidad clínica y calidad diagnóstica de la angioRM con contraste tanto en la aorta abdominal (29,90,91) como torácica (29,87,92,93). Desde los años 1990 se ha demostrado como una técnica fiable y de alta calidad para el estudio de la aorta sin aportar radiaciones ionizantes en los niños (65,94). Algunas secuencias de estado estacionario similares a la empleada por nosotros han sido descritas para la valoración de la aorta (95–98). Francois et al. (95) realizaron una evaluación clínica inicial de una secuencia de estado estacionario 3D de forma retrospectiva en 23 pacientes adultos, y estudiaron la correlación de las medidas de la aorta con la angioRM con contraste (patrón oro) y la calidad de la secuencia (escala 1 a 5). Obtuvieron mejor calidad que la angioRM en la raíz aórtica, y concordancia diagnóstica con la angioRM, sugiriendo el empleo de la secuencia de estado estacionario para el estudio de la aorta en pacientes a los que no se puede administrar contraste intravenoso. De forma similar, Krishnam et al.(97) realizaron un estudio preliminar de una secuencia 3D de estado estacionario en 50 adultos con patología aórtica y evaluaron la calidad de la imagen así como la exactitud diagnóstica comparando con la angioRM, y concluyeron tanto una buena calidad como alta exactitud diagnóstica, también con la angioRM con contraste como patrón oro, afirmando que la secuencia 3D

de estado estacionario se trata de una secuencia prometedora para el estudio de la aorta sin contraste intravenoso. Potthast et al. (98) obtuvieron resultados similares para las medidas de la aorta ascendente en la secuencia 3D de estado estacionario, la angioRM y secuencias convencionales en 25 estudios de RM en pacientes adultos, con una buena correlación entre la angioRM y la secuencia de estado estacionario. Von Knobelsdorff-Brenkenhoff et al. (96), realizaron un estudio con una secuencia 3D de estado estacionario similar a la de nuestro trabajo, en el que se analizó la calidad de la secuencia y se comparó con los resultados de la angioRM. Se pudo obtener la secuencia en 70 de 76 pacientes, y tanto la calidad de imagen como la exactitud de las medidas fueron superiores a las obtenidas para la angioRM con contraste. Se trata de una serie de pacientes adultos en la que se constató la concordancia de resultados entre la secuencia de estado estacionario y la angioRM. La calidad de la secuencia, medida con una escala similar a la de nuestro trabajo, fue superior en la secuencia de estado estacionario que en la angioRM. Todas estas series, de número limitado de casos, obtuvieron unos buenos resultados de esta secuencia en adultos, sin analizar la correlación con ninguna variable de los pacientes.

Con los datos de nuestro trabajo hemos encontrado que la secuencia WH3D es adecuada para el diagnóstico morfológico, con buena calidad de imagen, en el estudio de la patología aórtica en la mayoría de los casos. Hay que tener en cuenta que cuando los pacientes sean portadores de endoprótesis vasculares la secuencia WH3D no será adecuada (ni la RM en general). En aquellos casos en que la calidad de imagen sea suficiente, puede evitar el empleo de contraste intravenoso.

V.3 Secuencia WH3D para el estudio de las arterias pulmonares.

Existen numerosas cardiopatías congénitas que incluyen alteraciones en las arterias pulmonares. En algunas de ellas, como en el truncus arterioso o la atresia pulmonar, las anomalías de las arterias pulmonares son su característica principal. En otras, como en la D-transposición de las grandes arterias o la Tetralogía de Fallot, las alteraciones en las arterias pulmonares suceden también como complicaciones posquirúrgicas. En la cirugía de corrección univentricular, las arterias pulmonares presentan alteraciones posquirúrgicas, así como colaterales aortopulmonares.

En nuestro trabajo, la secuencia WH3D fue suficiente para el diagnóstico en el 86,78% de los casos, siendo la calidad de la imagen de las arterias pulmonares “excelente” en el 47,66%, “buena” en el 28,37% y “pobre” en el 10,74% de los estudios. No se apreció relación estadísticamente significativa entre la calidad de imagen o la aptitud para el diagnóstico y la administración de gadolinio. Sin embargo, sí se objetivó significación estadística respecto a la realización bajo anestesia o el plano de adquisición. La calidad y la aptitud fueron mayores en los estudios sin anestesia ($p < 0,05$). Como ya se ha mencionado, la anestesia es un factor de análisis complejo, ya que en los niños sin anestesia, y por tanto de mayor edad, el ritmo cardíaco es menor y el tamaño de las estructuras es mayor. Sin embargo, sí es llamativa la relación estadísticamente significativa entre el plano de adquisición y la calidad y la aptitud diagnóstica, siendo mejor la adquisición en el plano sagital que axial. Aunque no tenemos una explicación concluyente sobre este hecho, parece probable que se deba a la percepción de una mayor calidad en el plano sagital al abarcar menor cobertura anatómica en el plano axial (en la dirección izquierda-derecha) y por tanto, se visualiza fundamentalmente el origen de las arterias pulmonares, pero no los vasos periféricos. Este hecho puede evitar la visualización de ramas pulmonares más distales, que muestran peor calidad en la adquisición axial pero no son visibles en la adquisición sagital (figura 89).

También hay que añadir que la adquisición en el plano sagital se prescribió a los pacientes con patología del cayado aórtico, y por tanto no incluye en la mayoría de los casos dispositivos endovasculares en las arterias pulmonares que, como se verá más adelante, son un factor de empeoramiento de la calidad.

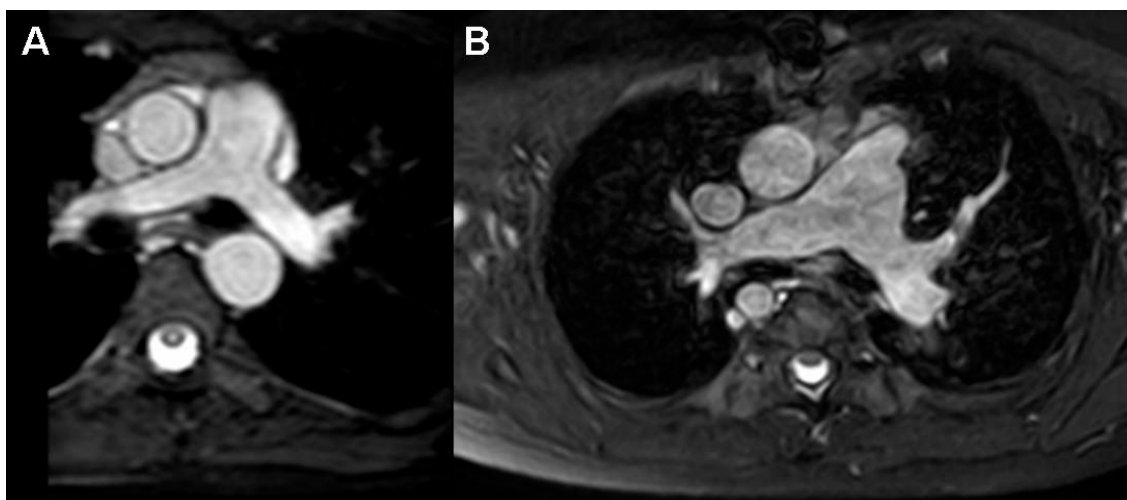


Figura 89. Plano de adquisición y arterias pulmonares. Reconstrucciones de las arterias pulmonares en el plano axial de adquisición sagital (A) de una paciente de 20 años en seguimiento de coartación aórtica intervenida y axial (B) en niño de 12 años operado de atresia pulmonar con CIV. La imagen de la adquisición sagital (A) sólo obtiene datos de la porción central de las arterias, mientras que la adquisición axial (B) incluye todo el pulmón en el campo de visión.

En cuanto a las variables cuantitativas, existió una clara asociación estadística ($p < 0,05$) entre la calidad de imagen o la aptitud para el diagnóstico con la edad, la frecuencia cardíaca y el volumen cardíaco, especialmente entre las categorías “excelente” y “buena”, e “insuficiente”. La variable que más influyó en todas las categorías fue la frecuencia cardíaca, con una mejor calidad de imagen y mayor aptitud diagnóstica con menores frecuencias.

Hay que reseñar que la localización más frecuente de “*stents*” endovasculares en los pacientes intervenidos son las arterias pulmonares, lo cual influye en los resultados globales. En este sentido, se debe mencionar que de los 96 estudios con calidad de imagen etiquetada como “insuficiente” en las arterias pulmonares, 51 (el 53%) eran portadores de un “*stent*” (figura 90).

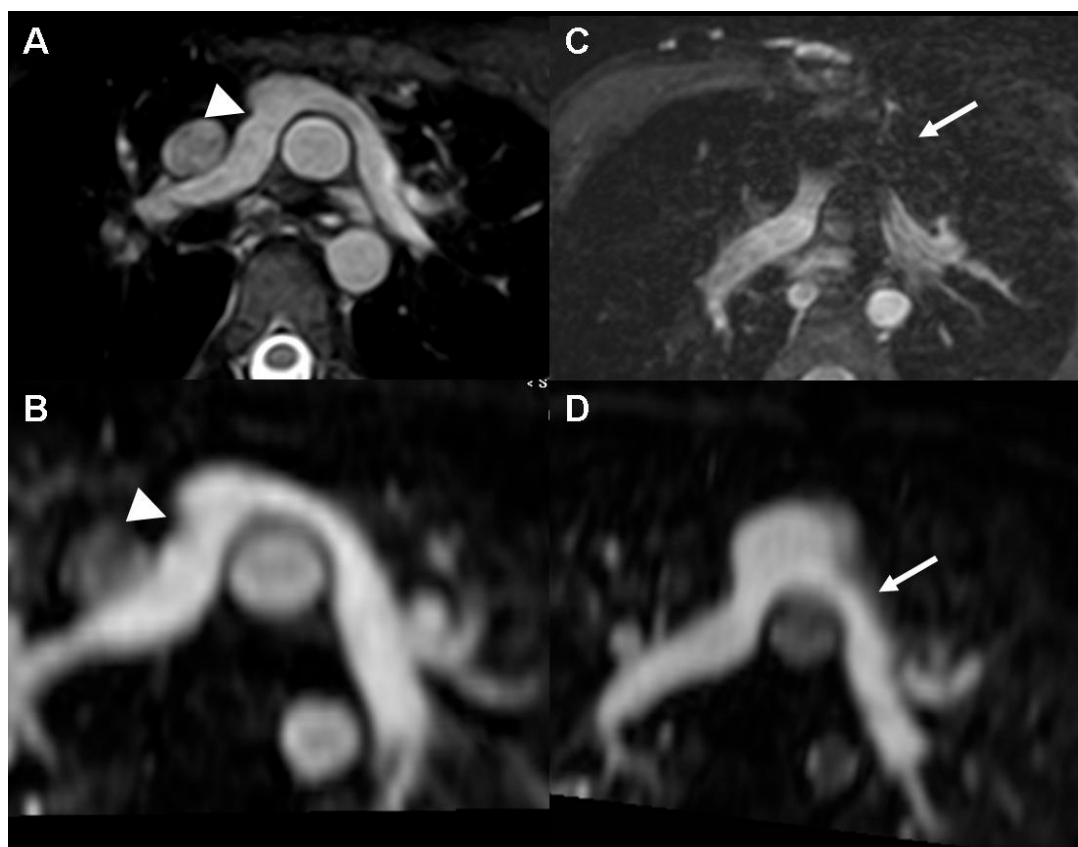


Figura 90. Arterias pulmonares y “stents” endovasculares. Reconstrucciones de las arterias pulmonares en el plano axial. Imagen de la secuencia WH3D (A) y angiRM (B) de un niño de 7 años con D-transposición de las grandes arterias intervenido con cirugía de Jatene que presenta una estenosis leve en el origen de la arteria pulmonar derecha (cabeza de flecha). Se aprecia una calidad excelente de la secuencia WH3D, con mayor resolución espacial que la angiRM. En otro paciente, también de 7 años con el mismo procedimiento quirúrgico, se observa la ausencia de señal en el tronco y la arteria pulmonar izquierda debido a la presencia de “stent” (flecha) en secuencia la WH3D (C), si bien se puede identificar la luz vascular en la angiRM (D).

Probablemente, la cardiopatía congénita que con mayor frecuencia requiere estudios de seguimiento es la Tetralogía de Fallot y su forma más severa, la atresia pulmonar con comunicación interventricular, siendo la RM la técnica de elección en el seguimiento evolutivo de estos pacientes (99,100). También el seguimiento posquirúrgico de la D-transposición de las grandes arterias, la corrección univentricular o el truncus arterioso requieren la evaluación de las arterias pulmonares. En el caso de la D-transposición, la estenosis de las arterias pulmonares es una complicación muy frecuente (88). Se suele producir en su aspecto proximal, por lo que no es necesario el estudio de ramas arteriales pulmonares distales. En los pacientes con corrección univentricular, las estenosis de las arterias pulmonares también son un problema común, si bien una de las complicaciones que se deben descartar

son las colaterales sistémico-pulmonares, que la secuencia WH3D no puede valorar al tratarse de vasos de pequeño calibre que alcanzan la periferia pulmonar. Únicamente son visualizadas las colaterales de grueso calibre mediante esta secuencia. Por lo tanto, en estos casos es mandatoria la realización de angioRM con contraste, que no puede ser evitada con el uso de la secuencia WH3D (figura 91).

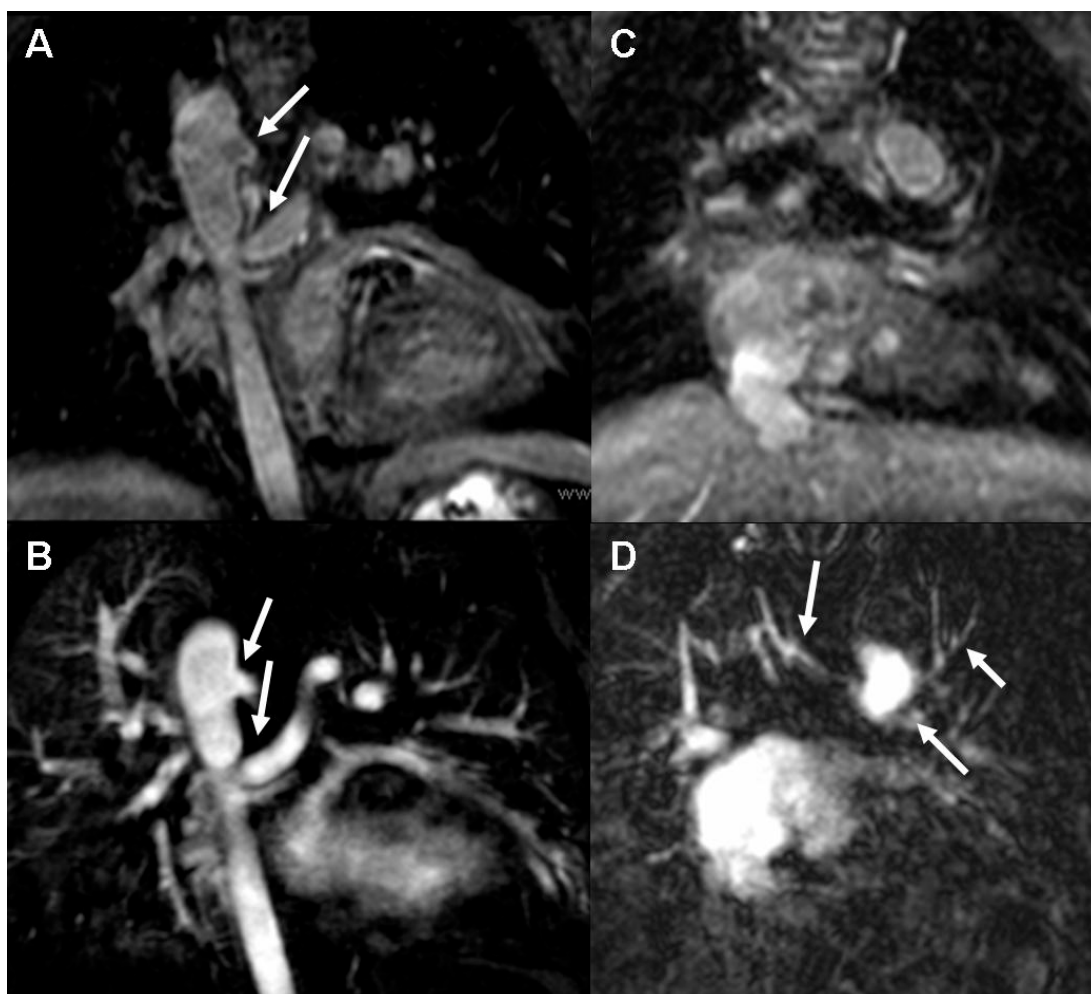


Figura 91. Colaterales aortopulmonares. Niña de 7 años con atresia pulmonar con comunicación interventricular (Fallot extremo). Reconstrucciones coronales de la secuencia WH3D (A) y de la angioRM en fase arterial sistémica (B). Se aprecian gruesas colaterales aortopulmonares procedentes del cayado y aorta descendente proximal (flechas), visibles en ambas secuencias por su grosor. Niño de 2 años y medio con corazón izquierdo hipoplásico portador de una derivación cavopulmonar parcial (Glenn). Reconstrucciones coronales de la secuencia WH3D (C) y de la angioRM en fase arterial sistémica (D). Las múltiples colaterales son únicamente visibles en la secuencia angiográfica (flechas en D).

También las arterias pulmonares han sido evaluadas con la angioRM con contraste desde los años 1990, con numerosos estudios refiriendo su calidad y utilidad clínica (101,102). Hui et al. (103) describieron en 2005 el empleo de una secuencia 3D de estado estacionario con pulso navegador para la valoración de las arterias pulmonares en una serie de 10 voluntarios adultos. Por su parte, Groth et al. (104) compararon la angioRM con contraste con una secuencia 2D de estado estacionario en 20 pacientes (30 arterias no estenóticas y 14 estenóticas), concluyendo resultados similares entre las dos técnicas. Hasta donde conocemos, ninguna serie dirigida expresamente a la medida de las arterias pulmonares en secuencias 3D de estado estacionario ha sido publicada.

Con los resultados de nuestro trabajo, se puede afirmar que la secuencia WH3D es una técnica de buena calidad, y suficiente para el diagnóstico de la patología en las arterias pulmonares principales en aquellos pacientes que no porten “*stents*” endovasculares. Hay que hacer la salvedad de que en los pacientes con corrección univentricular, aunque permite valorar las estenosis de las anastomosis de Glenn y Fontan, así como de las arterias pulmonares principales, no es suficiente para un diagnóstico fiable de las colaterales aortopulmonares, por lo que en estos niños se debe realizar estudio de angioRM con contraste.

V.4 Secuencia WH3D para el estudio de la vena cava superior.

La vena cava superior se incluye en el volumen de examen de imagen cardíaca de forma habitual. Existen diversas alteraciones de la vena cava superior de vital importancia en el estudio de las cardiopatías congénitas; entre otras, la existencia de una vena cava superior izquierda persistente con o sin vena innominada, el retorno venoso pulmonar anómalo, o las estenosis en los pacientes con corrección univentricular (cirugía de Glenn). La vena cava inferior suele quedar fuera del campo de visión al tratarse de un vaso intraabdominal, visualizándose únicamente la confluencia con las venas suprahepáticas. En todo caso, este corto trayecto de la vena cava inferior suele ser suficiente para valorar aquellas situaciones en que la existencia, localización y morfología de este vaso son importantes, en particular los síndromes de heterotaxia. En este trabajo no analizamos la calidad de la vena cava inferior al quedar en su mayor parte fuera del campo de visión de la secuencia WH3D.

La secuencia WH3D fue “insuficiente” para el diagnóstico en el 5,79% de los estudios. En el 40,08% la calidad fue “excelente”, en el 43,80% “buena” y en el 10,33% “pobre”. Se constató una relación estadísticamente significativa entre la aptitud para el diagnóstico y la calidad de la imagen y la realización del estudio bajo anestesia o con gadolinio intravenoso. Al igual que en las arterias pulmonares, la calidad fue peor en los niños anestesiados. Se demostró asociación estadísticamente significativa de la calidad de imagen con la administración de gadolinio, que aumentó la calidad y disminuyó la cantidad de casos no aptos para el diagnóstico. En la vena cava no se demostró ninguna asociación con el plano de adquisición. En cuanto a las variables cuantitativas, se apreció significación estadística clara en la relación de la frecuencia cardíaca, la edad y el volumen cardíaco con la calidad de imagen y la aptitud diagnóstica. Únicamente 42 casos fueron “insuficientes” para el diagnóstico de anomalías en la vena cava, de los que 11 eran portadores de “*stents*” endovasculares. De estos, 3 portaban el “*sten*” en el conducto de Fontan o de

Glenn (figura 92), y 8 en la arteria pulmonar o la aorta y ocasionaba artefactos sobre otras estructuras.

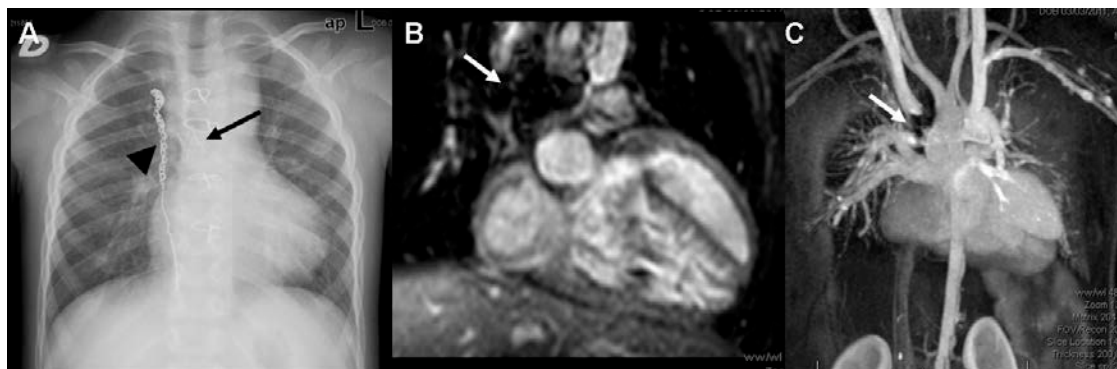


Figura 92. Artefactos en la cava superior por material endovascular. Niña de 4 años con canal atrioventricular común desequilibrado intervenida con cirugía de Damus-Stansel con derivación cavopulmonar parcial (Glenn). En la radiografía AP de tórax (A) se observan “coils” (cabeza de flecha negra) para el cierre de colaterales venosas, “stent” en la anastomosis de Glenn, en la unión de la vena cava superior y la arteria pulmonar derecha (flecha negra). En la reconstrucción coronal de la secuencia WH3D (B) y la proyección MIP de la angiografía se aprecia vacío de señal en la unión de la vena cava superior y la arteria pulmonar (flechas blancas) por los artefactos ferromagnéticos del “stent”.

La valoración de la vena cava superior aporta importante información en el estudio de las cardiopatías congénitas. En el caso de las heterotaxias, una de las utilidades del diagnóstico por imagen en general, y la cardioRM en particular, es la valoración de las venas cavas (105,106), tanto por las anomalías en la vena cava inferior (sobre todo su ausencia en el isomerismo izquierdo) como por la frecuente asociación de una vena cava superior izquierda persistente. El conocimiento de la existencia de una doble vena cava superior en cualquier paciente candidato a derivación cavopulmonar es de vital importancia, pues no realizar un doble Glenn puede suponer el fracaso de la cirugía (107,108). Este hallazgo se puede valorar con alta calidad de imagen mediante la secuencia WH3D sin necesidad de contraste intravenoso (figura 93).

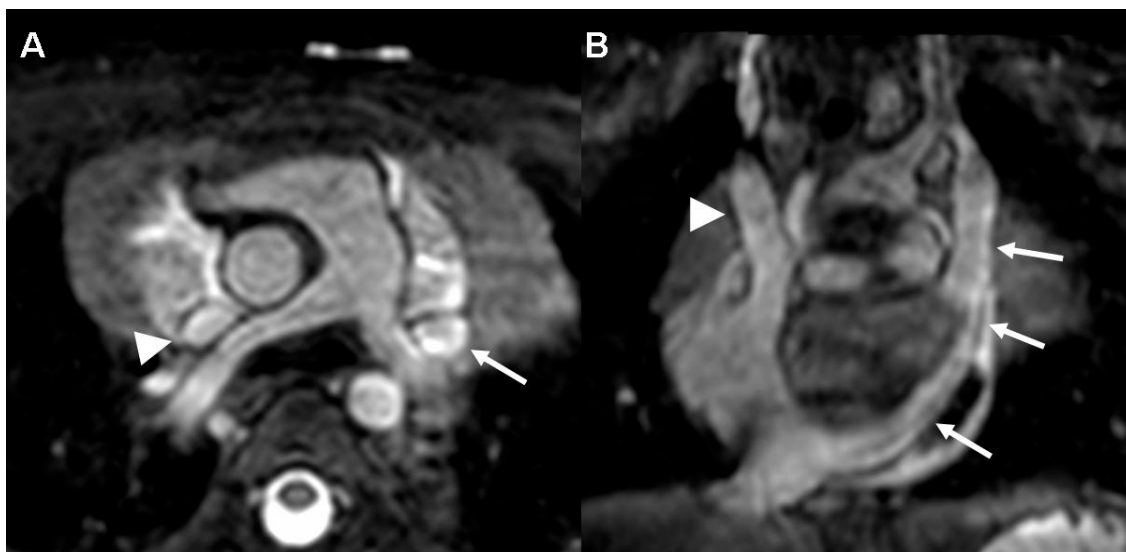


Figura 93. Vena cava superior izquierda persistente. Niña de 4 años con antecedente de ductus arterioso persistente intervenido a la que se realiza RM cardíaca para valorar las arterias pulmonares por mala visualización ecográfica. Reconstrucciones axial (A) y coronal (B) de la secuencia WH3D. Se identifica con nitidez la vena cava superior (cabezas de flecha) y la vena cava superior izquierda drenando en el seno coronario (flechas).

Otras anomalías de la vena cava y los troncos venosos principales, como la vena innominada subaórtica (figura 94) también se han descrito con esta secuencia (109).

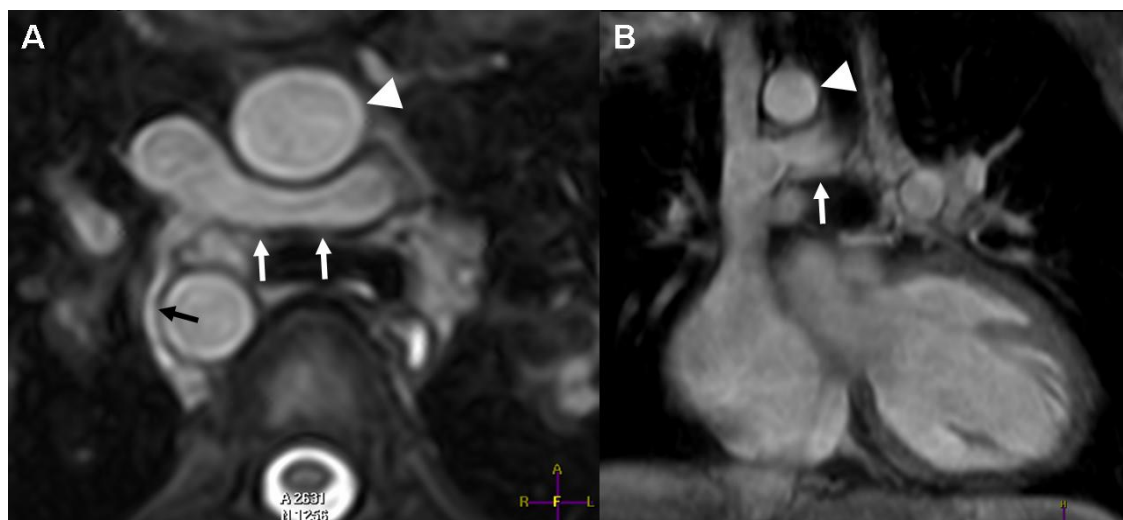


Figura 94. Vena innominada subaórtica. Niña de 10 años con Tetralogía de Fallot intervenida con ampliación infundibular y “stent” en la arteria pulmonar derecha. En las reconstrucciones axial (A) y coronal (B) se identifica un vaso anómalo que corresponde a la vena innominada subaórtica (flechas blancas) discurriendo por debajo del cayado aórtico (cabeza de flecha) y desembocando en la vena cava superior junto a la vena ácigos (flecha negra). La vena innominada subaórtica es una anomalía venosa rara que se asocia a malformaciones conotruncales.

La vena cava no ha sido estudiada por RM de manera tan extensa como otros vasos, aunque la angioRM con contraste también ha sido descrita en la literatura (110). En un estudio de 30 pacientes adultos, Tomasian et al. (111) encontraron suficiente calidad para el estudio de la vena cava superior y los troncos venosos con una secuencia 3D de estado estacionario. En cambio, Pedrosa et al. (112) no hallaron resultados aceptables para sustituir la angioRM con contraste por una secuencia de estado estacionario en los exámenes de RM dirigidos a descartar trombosis venosa, aunque se trata de un estudio más dirigido al árbol venoso periférico.

Con los resultados que hemos obtenido en nuestra serie, se puede concluir que, salvo una pequeña proporción de casos, la secuencia WH3D es apta para el estudio de la vena cava superior en los pacientes cardiológicos pediátricos con buena calidad de imagen. Al igual que en otras estructuras, la presencia de material ferromagnético intravascular puede limitar el empleo de esta técnica.

V.5 Secuencia WH3D para el estudio de las venas pulmonares.

La valoración de las venas pulmonares forma parte del estudio habitual del corazón, especialmente en diversas cardiopatías congénitas como el retorno venoso pulmonar anómalo parcial o total, la agenesia o atresia de las venas pulmonares, el cor triatriatum o los síndromes de heterotaxia.

Con la secuencia WH3D se puede afirmar que las venas pulmonares son los vasos que peor valorados salen, tanto en aptitud para el diagnóstico como en calidad de imagen. De hecho, es la única estructura estudiada en este trabajo en que la secuencia WH3D se mostró “insuficiente” para el diagnóstico en la gran mayoría de los casos (81,54%). El 13,36% presentó una calidad de imagen “pobre”, el 4,13% “buena” y el 0,96% “excelente”. De las variables cualitativas examinadas, sólo la administración de gadolinio intravenoso mostró una asociación estadísticamente significativa con la aptitud diagnóstica y la calidad de imagen. El 17,5% de los estudios sin gadolinio fue apto para el diagnóstico, frente al 34,1% en aquéllos en que se administró contraste. Entre las variables cuantitativas, la frecuencia cardíaca y el volumen cardíaco mostraron asociación estadísticamente significativa con la calidad de imagen, no así la edad de los pacientes.

La principal razón para estos malos resultados estriba en la procedencia de la sangre de las venas pulmonares de un entorno de heterogeneidad magnética como es el aire pulmonar. Esto ocasiona un desfase de los protones y con ello una disminución tanto del tiempo de relajación T1 como T2 que se traduce en una pérdida de la señal (113). Estos artefactos provocan que, a diferencia de la sangre en la aorta, la vena cava y las arterias pulmonares, la sangre de las venas pulmonares aparezca negra o con baja señal. Este hecho se puede comprobar al visualizar la señal alta de la sangre de las venas pulmonares cuando procede de un entorno homogéneo sin susceptibilidad magnética, como una consolidación parenquimatosa (figura 95).

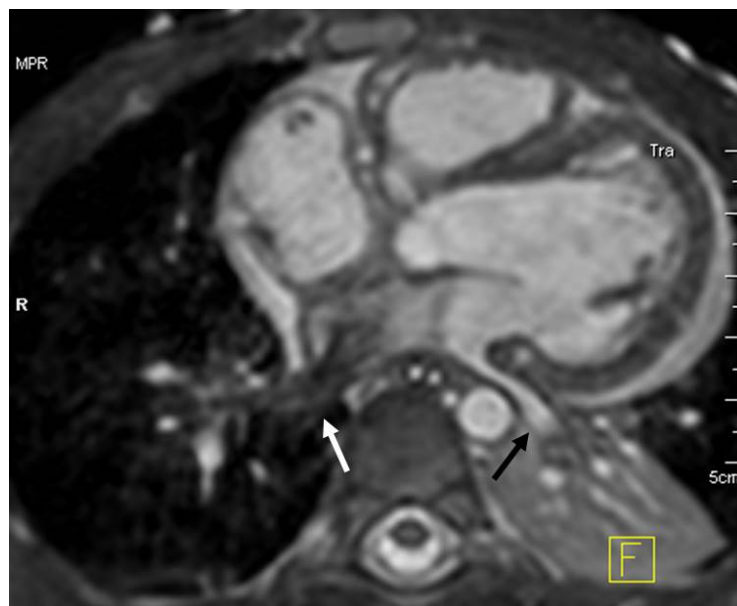


Figura 95. Pérdida de señal de la sangre procedente del pulmón. Imagen axial de la secuencia de paciente de 18 meses con sospecha de trombo en el ventrículo derecho (no se muestra). La atelectasia del lóbulo inferior izquierdo ocasiona que la sangre pulmonar proceda de un entorno homogéneo desde el punto de vista magnético, por lo que presenta señal alta (flecha negra), a diferencia de la sangre procedente del lóbulo inferior derecho (flecha blanca), que pierde su señal. Se puede ver cómo la sangre de ambos lados con diferente señal se mezcla en el interior de la aurícula izquierda.

El acortamiento del tiempo de relajación T1 con contraste intravenoso provoca un aumento de señal que aumenta la calidad de la secuencia (figura 96), de manera que la proporción de casos aptos para el diagnóstico en los pacientes con contraste intravenoso duplicó a los casos sin gadolinio. No obstante, sigue siendo una cantidad baja, que no garantiza un buen estudio de las venas pulmonares con esta secuencia, tampoco con contraste.

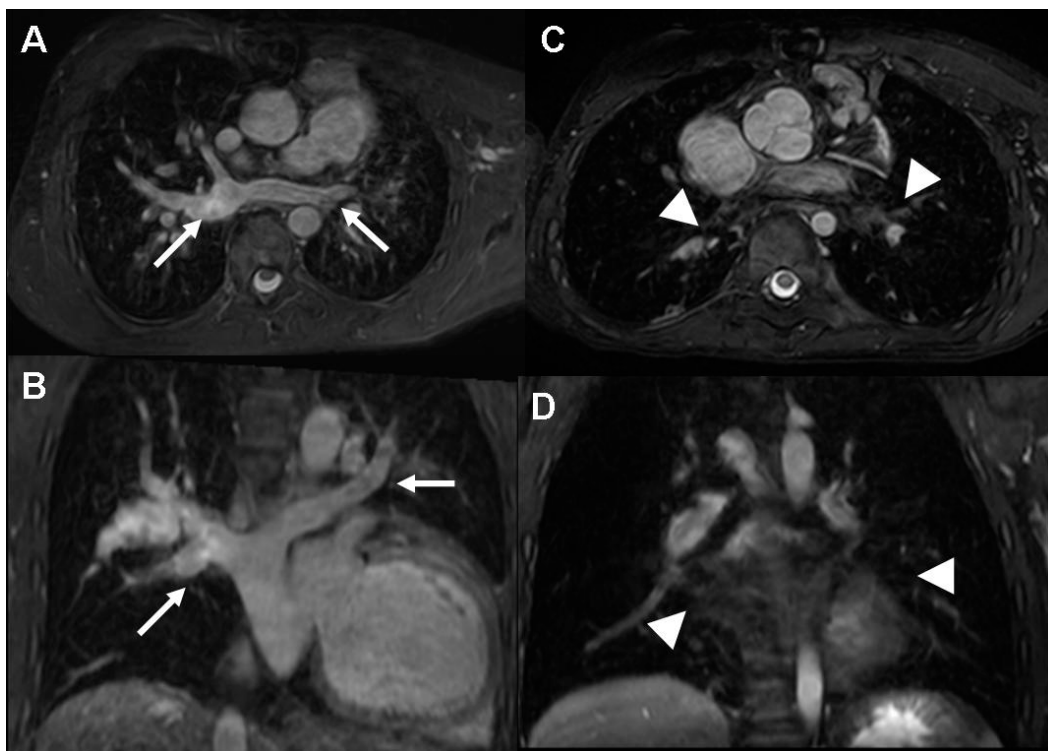


Figura 96. Calidad de imagen y gadolinio. Reconstrucciones MPR de la secuencia WH3D. Imagen axial (A) y coronal (B) de la RM de un niño de 9 años con antecedentes de retorno venoso pulmonar anómalo total intervenido con anastomosis del conducto colector a la aurícula izquierda. El estudio se realizó con contraste intravenoso, al adquirir la secuencia WH3D con posterioridad a la angioRM. Se puede ver con excelente calidad la entrada de las venas pulmonares (flechas) al colector. Reconstrucción axial (C) y coronal (D) sin contraste intravenoso del estudio de una niña de 15 años con Tetralogía de Fallot intervenida. A penas se visualizan las venas pulmonares (cabezas de flecha) por la ausencia de señal.

Sin embargo hay que añadir que, aunque se produce una pérdida de señal y la calidad es baja, esta pérdida de señal sí aporta datos útiles para el diagnóstico en la interpretación de la prueba. Al fin y al cabo, la entrada de sangre “negra” en un entorno de sangre “blanca” permite diagnosticar o sospechar determinadas patologías como el retorno venoso pulmonar anómalo (figura 97).

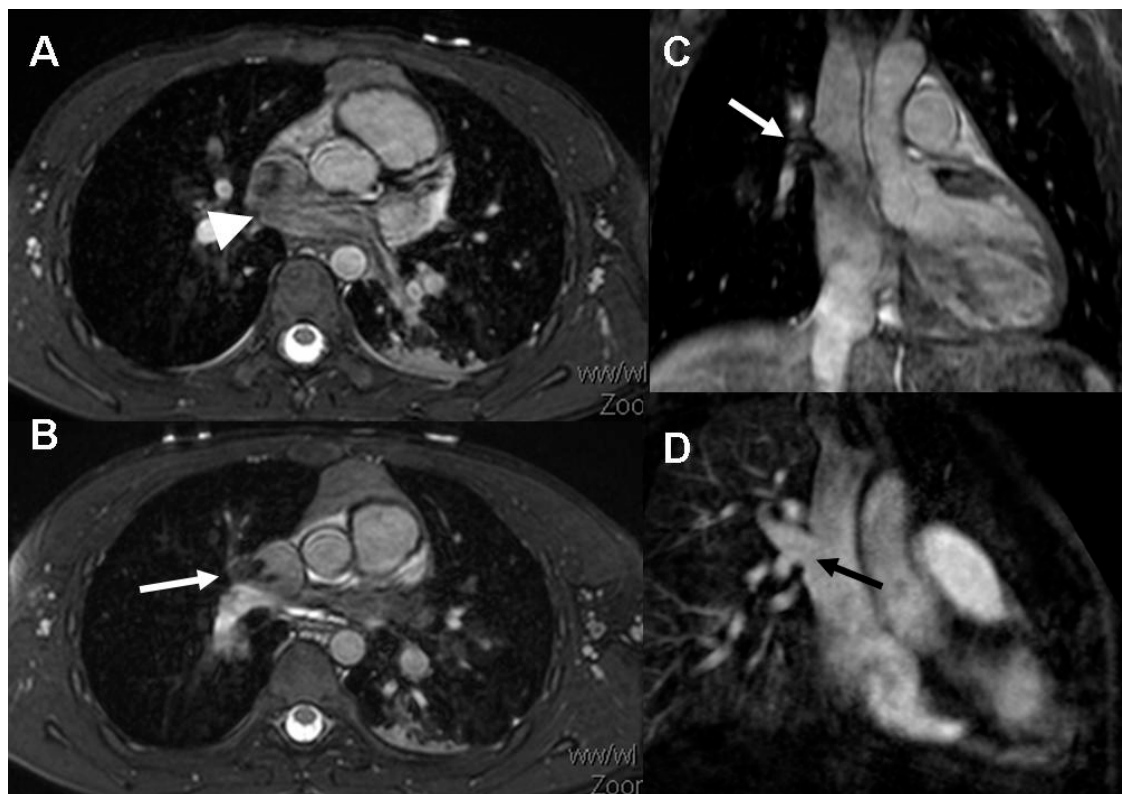


Figura 97. Artefacto de pérdida de señal por desfase de la magnetización. Reconstrucciones MPR de la secuencia WH3D en el plano axial (A y B) y coronal (C), y reconstrucción coronal de la angioRM con contraste (D) en un niño de 10 años con comunicación interauricular tipo seno venoso superior y sospecha de retorno venoso pulmonar anómalo parcial. En el plano axial a nivel de la unión cavoatrial superior (A) se identifica la CIA tipo seno venoso (cabeza de flecha). En la imagen axial (B) y coronal (C) de la secuencia WH3D se observa la entrada de sangre "negra" (protones desfasados) en la vena cava superior procedente de las venas de los lóbulos superior derecho y medio (flechas blancas) como se demuestra en la angioRM con contraste (flecha negra en D).

En el caso de las venas pulmonares, también existe experiencia en el uso clínico de la angioRM con contraste (114,115). Las secuencias de estado estacionario 3D referidas en la literatura son diferentes a las empleadas en nuestro trabajo. De este modo, Groth et al. (116) compararon una secuencia de estado estacionario 2D con la angioRM en 17 pacientes adultos, que les permite una valoración de las venas pulmonares con buena calidad y resultados similares a la angioRM, aunque no es comparable ni técnicamente ni en resolución espacial con las secuencias 3D de estado estacionario. En cambio, Francois et al. (117), para comparar la calidad y exactitud de las medidas en las venas pulmonares en 20 pacientes adultos previo o posterior a procedimientos de ablación por radiofrecuencia, emplearon una secuencia 3D de estado estacionario no equilibrado dirigida a venas pulmonares, diferente de

la de nuestro estudio, concluyendo buena calidad de imagen y exactitud diagnóstica alta. También para el estudio de las venas pulmonares previo a ablación con radiofrecuencia, Krishnam et al. (118) emplearon una secuencia 3D de estado estacionario con un "slab" fino dirigido únicamente a las venas pulmonares, lo que les permitió tiempos de relajación y de eco cortos, obteniendo una buena calidad de imagen y concordancia con la angioRM. Hu et al. (119) proponen una secuencia 3D de estado estacionario similar a la de nuestro trabajo para el estudio de las venas pulmonares en pacientes pre- o postablación por radiofrecuencia, pero añadiendo un pulso selectivo de inversión para evitar los artefactos de la secuencia WH3D, y la emplean en 5 voluntarios adultos sanos con buenos resultados.

Con estos resultados, se puede concluir que la calidad de imagen de la secuencia WH3D empleada en nuestro estudio es insuficiente para el diagnóstico de patología de las venas pulmonares, incluso administrando contraste intravenoso. En los pacientes con sospecha de anomalías de las venas pulmonares (retorno venoso pulmonar anómalo, atresia), o en el estudio de síndromes de heterotaxia a cor triatriatum, se deberá ampliar el estudio con angioRM con contraste intravenoso, si no se dispone de otras secuencias descritas en la literatura.

V.6 Utilidad clínica y futuro de la secuencia WH3D en el estudio de los grandes vasos.

Hemos visto estudios de calidad de diversas secuencias 2D ó 3D en estado estacionario dirigidos a una única estructura vascular, en series de pacientes o voluntarios adultos. En general, la calidad y correlación con la angioRM de la estructura valorada fue buena, aunque no se correlacionó con parámetros antropométricos ni otros datos al tratarse de series limitadas y no pediátricas.

Son muy pocos los trabajos de valoración de secuencias 3D de estado estacionario para varias estructuras (cardíacas y/o vasculares). En el estudio de Chang et al. (120) demostraron una buena calidad y correlación diagnóstica de la secuencia 3D de estado estacionario y el estudio convencional con angioRM con contraste en 20 pacientes adultos con cardiopatías congénitas. La valoración de calidad y concordancia con la angioRM se limita a arterias pulmonares y aorta. Aunque la serie es muy limitada, y los pacientes adultos, es interesante reseñar el hecho de que los errores diagnósticos de su secuencia 3D fueron en los troncos supraaórticos y las colaterales aortopulmonares. Por su parte, Krishnam et al. (121) valoraron la calidad de una secuencia 3D de estado estacionario y su correlación con la angioRM en 30 pacientes adultos con diversas cardiopatías congénitas. Estudiaron las arterias pulmonares principales, la aorta, las arterias coronarias y las cavidades cardíacas con una escala de calidad de 4 puntos similar a la de nuestro estudio, y concluyeron que la secuencia 3D era superior a la angioRM en esas estructuras anatómicas.

En el estudio de Monney et al. (79), se evaluó una secuencia 3D de estado estacionario con algunas características similares a la que utilizamos nosotros en la edad pediátrica. Sin embargo, la secuencia que emplearon presentó diversas diferencias que incluyen llenado radial del espacio K con seguimiento de la posición del corazón a través de los datos (llamado

"*autonavegación*"), así como menor TR y TE. Esto se traduce en una reducción considerable del tiempo de adquisición con excelentes resultados, así como una mejor señal de los vasos. Esta secuencia ya ha sido estudiada en series cortas de voluntarios y pacientes para la valoración de las arterias coronarias (122,123). Monney et al. evaluaron, además de las válvulas y las cavidades cardíacas, la anatomía segmentaria, las arterias coronarias proximales y la precisión en la medida de la aorta y las arterias pulmonares en distintos niveles anatómicos. Una escala de calidad de 5 puntos fue empleada para estimar la calidad de la imagen de estas estructuras. Estudió una cohorte de 111 pacientes, de los cuales 30 fueron menores de 16 años. Hasta donde conocemos, es la única serie con pacientes pediátricos en la que, además, se correlacionaron los resultados con variables antropométricas así como con el empleo de contraste intravenoso. Apreciaron, al igual que nuestro trabajo, una relación estadísticamente significativa entre la frecuencia cardíaca, la edad del paciente y el empleo de contraste con la calidad de la imagen. También encontraron mayor calidad de imagen con mayor fracción de eyección, parámetro que nosotros no hemos recogido. Sin embargo, a diferencia de nuestro trabajo, el 87,4% de los casos se realizaron con contraste i.v., por lo que no es un estudio dirigido a la valoración de la secuencia como sustituto de la angioRM.

En nuestro estudio, evaluamos la calidad de la imagen en las venas y las arterias pulmonares y sistémicas sin contraste intravenoso, para estimar la posibilidad de evitar la realización de angiografía con contraste. Como se ha comentado previamente, las únicas limitaciones importantes de nuestra secuencia WH3D han sido, por un lado, la presencia de dispositivos endovasculares y, por otro, la baja calidad de la imagen en las venas pulmonares. La primera no puede ser evitada en la realización del estudio de cardioRM. Sin embargo, con las secuencias más avanzadas, con tiempos de relajación y tiempos de eco más cortos, nuevas técnicas de navegación y de llenado del espacio K, se puede superar el problema de la falta de señal de las venas pulmonares, pudiendo evitar la angioRM en la mayor parte de los casos. Únicamente quedaría por demostrar la utilidad de estas secuencias en el

estudio de las colaterales aortopulmonares, lo que con las técnicas actuales parece poco probable al tratarse de vasos de muy pequeño calibre y recorrido intrapulmonar.

Con los resultados de nuestro trabajo, y con los avances tecnológicos mencionados, parece razonable la sustitución de la angioRM por una secuencia de estado estacionario 3D en la gran mayoría de los casos, quedando la administración de contraste intravenoso reservada a aquellos casos que requieran un estudio dirigido a la valoración del miocardio (coronariopatías, reimplantación coronaria, miocardiopatías) o una evaluación específica de las colaterales aortopulmonares (atresia pulmonar, corrección univentricular). Se debe añadir que en aquellos pacientes de corta edad, con altas frecuencias cardíacas y poco volumen cardíaco, es más probable que la secuencia WH3D sea insuficiente para el diagnóstico o de baja calidad, y se haga necesaria la realización de angioRM con contraste. Así mismo, debe tenerse en cuenta que la presencia de material endovascular limita el empleo de la RM para el estudio de aquellas estructuras donde se encuentra. En esos casos (por ejemplo, valoración de una coartación aórtica o estenosis de las arterias pulmonares tratadas mediante “*stent*” endovascular) puede ser más adecuado el empleo de una angioTC torácica.

En nuestra práctica clínica diaria y a la vista de estos hallazgos, ya hemos reducido la administración de contraste intravenoso en la RM cardíaca en numerosos pacientes. Muchas cardiopatías congénitas tratadas quirúrgicamente requieren de un seguimiento periódico a lo largo de toda la vida del paciente. Dos ejemplos típicos, y que representan una alta proporción de estudios, son la Tetralogía de Fallot y la D-transposición de las grandes arterias. En estos casos, nosotros realizamos un primer estudio posquirúrgico exhaustivo, que incluye, además de la secuencia WH3D y el estudio funcional, angioRM con contraste y secuencias de realce tardío para descartar lesiones miocárdicas. Si en este primer estudio posquirúrgico los vasos coronarios y el miocardio son normales, en los exámenes posteriores de seguimiento por cardioRM obtenemos la secuencia WH3D y el estudio funcional adecuado,

evitando de esta manera la venopunción y la administración de contraste intravenoso a un elevado número de niños. En otro escenario más sencillo desde el punto de vista clínico y radiológico como es la coartación aórtica intervenida, nuestro seguimiento se limita a la realización de la secuencia WH3D en el plano sagital y el estudio funcional, con la excepción de los pacientes portadores de material endovascular.

En nuestra experiencia, se debe estar preparado para modificar el protocolo de estudio en aquellos casos en que, por artefactos diversos (“*off resonance*”, movimiento, problemas de sincronización, etc.), o por alta frecuencia cardíaca o escaso volumen ventricular (neonatos, lactantes), no se obtiene una imagen satisfactoria. En esas situaciones se debe utilizar secuencias morfológicas convencionales y/o angioRM con contraste.

V.7 Limitaciones del estudio.

Este trabajo evalúa la aptitud diagnóstica y la calidad de imagen de un número elevado de exámenes de RM cardíaca en pacientes pediátricos, y los correlaciona con diversos datos antropométricos y técnicos. Sin embargo deben tenerse en cuenta algunas limitaciones

En primer lugar, se trata de un estudio retrospectivo, lo cual puede condicionar la evaluación de los casos. No obstante, no se pretende determinar la exactitud diagnóstica de la técnica, sino la calidad de la imagen y su aptitud para el diagnóstico, de forma que el conocimiento o no de la patología del paciente no debe ser muy relevante. En todo caso, al tratarse mayoritariamente de cardiopatías congénitas estructurales, examinadas por radiólogos expertos en la materia, en la propia evaluación de la imagen se obtiene información morfológica de la cardiopatía que no se puede ocultar (transposición de los grandes vasos, coartación, cambios posquirúrgicos, etc.), y que además no interfiere con los objetivos del estudio.

Para el análisis de la consistencia interna, se ha empleado una muestra de la serie de casos, ya que la inclusión del total (más de 700 estudios analizados por un periodo de más de 4 años) habría sido difícilmente realizable.

No se ha estudiado de forma sistematizada la relación entre los datos obtenidos y la cardiopatía de los pacientes por su complejidad, que habría creado numerosos grupos, varios de ellos solapados. La presencia de material endovascular sí se ha tenido en cuenta para la interpretación de los resultados.

Por último, algunos parámetros que no se han incorporado al análisis estadístico, como la fracción de eyección o la patología valvular, podrían tener interés para una posible selección de pacientes como candidatos a la realización de RM sin contraste.

VI. CONCLUSIONES

VI. CONCLUSIONES

1. La secuencia de resonancia magnética WH3D ofrece imágenes de alta resolución y con calidad diagnóstica suficiente en más del 90% de los casos para la valoración de la aorta torácica, las arterias pulmonares y la vena cava superior en la edad pediátrica.

2. La calidad de la prueba fue mayor en los pacientes con mayor volumen ventricular, mayor edad y menor frecuencia cardíaca. La administración de gadolinio aumentó la calidad de la imagen de forma significativa.

3. El efecto de la anestesia fue más complejo, ya que se administró a los niños de menor edad, con menor volumen cardíaco y mayor frecuencia, y por tanto se asoció a menor calidad probablemente por el efecto de múltiples factores.

4. La secuencia WH3D puede evitar la administración de contraste intravenoso en numerosos pacientes con enfermedades cardiovasculares que se someten a una resonancia magnética, con las excepciones que se detallarán en el punto 6 de la conclusión.

5. Hemos encontrado en nuestro estudio una alta tasa de aptitud diagnóstica y una adecuada calidad de imagen, por lo que la secuencia WH3D puede ser suficiente como secuencia morfológica para el diagnóstico y seguimiento de la patología aórtica; en las anomalías conotruncales, especialmente la Tetralogía de Fallot, la atresia pulmonar con comunicación interventricular y el truncus arterioso; el seguimiento posquirúrgico de la transposición de las grandes arterias; o la cirugía de Ross. De este modo se puede evitar la realización de angioRM con contraste intravenoso.

6. Hemos demostrado un bajo rendimiento en el estudio de las venas pulmonares y las colaterales aortopulmonares de pequeño calibre. Por lo tanto la secuencia WH3D debería complementarse con angioRM con contraste

intravenoso en el estudio de las anomalías de las venas pulmonares, los síndromes de heterotaxia y el seguimiento de la corrección univentricular.

VII. BIBLIOGRAFÍA

VII. BIBLIOGRAFÍA

1. White P. Observations on the clinical value of the Roentgen ray in the diagnosis of cardiovascular disease. *Am J Roentgenol Radium Ther.* 1930;23:353–7.
2. Berry D, Forssmann W. History of cardiology: Werner Forssmann, MD. *Circulation.* 2006;113:27–8.
3. Castellanos A, Peneiras R, Garcia A. La angiocardigrafía radiopaca. *Arch Soc Estud Clin Habana.* 1937;1:9–10.
4. Robb G, Steinberg I. Visualization of the chambers of the heart, the pulmonary circulation, and the great blood vessels in man. *Am J Roentgenol Radium Ther.* 1939;41:1–17.
5. Evans JA, Robb GP, Steinberg I. Radiologic history exhibit. Initial descriptions of angiocardiology. *Radiographics.* 1995;15:123–6.
6. Grishman A, Steinberg M, Sussman M. Tetralogy of Fallot: contrast visualization of heart and great vessels. *Radiology.* 1941;37:178–80.
7. Amplatz K, Formanek G, Stanger P, Wilson W. Mechanics of selective coronary artery catheterization via femoral approach. *Radiology.* 1967;89:1040–7.
8. Judkins MP. Selective coronary arteriography. I. A percutaneous transfemoral technic. *Radiology.* 1967;89:815–24.
9. Bonte FJ, Parkey RW, Graham KD, Moore J, Stokely EM. A new method for radionuclide imaging of myocardial infarcts. *Radiology.* 1974;110:473–4.
10. Parkey RW, Lewis SE, Stokely EM, Bonte FJ. Compartmental analysis of the ^{133}Xe regional myocardial blood-flow curve. *Radiology.* 1972;104:425–6.
11. Alderson PO, Jost RG, Strauss AW, Boonvisut S, Markham J. Radionuclide angiocardiology. Improved diagnosis and quantitation of left-to-right shunts using area ratio techniques in children. *Circulation.* 1975;51:1136–43.
12. Edler I, Hertz C. Use of ultrasonic reflectoscope for continuous recording of movements of heart walls. *Kurgl Fysiogr Salad i Lund Forhandl.* 1954;24:40-58.
13. Griffith JM, Henry WL. A sector scanner for real time two-dimensional echocardiography. *Circulation.* 1974;49:1147–52.

14. Somer JC. Electronic sector scanning for ultrasonic diagnosis. *Ultrasonics*. 1968;6:153–9.
15. Wells PN. A range-gated ultrasonic Doppler system. *Med Biol Eng*. 1969;7:641–52.
16. Barber FE, Baker DW, Nation AW, Strandness DE, Reid JM. Ultrasonic duplex echo-Doppler scanner. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1974;21:109–13.
17. Lackner K, Thurn P. Computed tomography of the heart: ECG-gated and continuous scans. *Radiology*. 1981;140:413–20.
18. Thorsen MK, San Dretto MA, Lawson TL, Foley WD, Smith DF, Berland LL. Dissecting aortic aneurysms: accuracy of computed tomographic diagnosis. *Radiology*. 1983;148:773–7.
19. Flohr TG, Schoepf UJ, Kuettner A, Halliburton S, Bruder H, Suess C, et al. Advances in cardiac imaging with 16-section CT systems. *Acad Radiol*. 2003;10:386–401.
20. Hamon M, Morello R, Riddell JW, Hamon M. Coronary arteries: diagnostic performance of 16- versus 64-section spiral CT compared with invasive coronary angiography—meta-analysis. *Radiology*. 2007;245:720–31.
21. Hein PA, Romano VC, Lembcke A, May J, Rogalla P. Initial experience with a chest pain protocol using 320-slice volume MDCT. *Eur Radiol*. 2009;19:1148–55.
22. Nasis A, Mottram PM, Cameron JD, Seneviratne SK. Current and evolving clinical applications of multidetector cardiac CT in assessment of structural heart disease. *Radiology*. 2013;267:11–25.
23. Hollingsworth CL, Yoshizumi TT, Frush DP, Chan FP, Toncheva G, Nguyen G, et al. Pediatric cardiac-gated CT angiography: assessment of radiation dose. *AJR Am J Roentgenol*. 2007;189:12–8.
24. Kroft LJ, Roelofs JJ, Geleijns J. Scan time and patient dose for thoracic imaging in neonates and small children using axial volumetric 320-detector row CT compared to helical 64-, 32-, and 16- detector row CT acquisitions. *Pediatr Radiol*. 2010;40:294–300.
25. Pohost GM. The history of cardiovascular magnetic resonance. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2008;1:672–8.
26. Lauterbur P. Image formation by induced local interactions: examples employing nuclear magnetic resonance. *Nature*. 1973;242:190-1.
27. Mansfield P, Grannell P. NMR “diffraction” in solids? *J Phys C: Solid State Phys*. 1973;6:422–7.

28. Herfkens RJ, Higgins CB, Hricak H, Lipton MJ, Crooks LE, Lanzer P, et al. Nuclear magnetic resonance imaging of the cardiovascular system: normal and pathologic findings. *Radiology*. 1983;147:749–59.
29. Prince MR. Gadolinium-enhanced MR aortography. *Radiology*. 1994;191:155–64.
30. Fletcher BD, Jacobstein MD, Nelson AD, Riemenschneider TA, Alfidi RJ. Gated magnetic resonance imaging of congenital cardiac malformations. *Radiology*. 1984;150:137–40.
31. Lanzer P, Botvinick EH, Schiller NB, Crooks LE, Arakawa M, Kaufman L, et al. Cardiac imaging using gated magnetic resonance. *Radiology*. 1984;150:121–7.
32. Fischer SE, Wickline SA, Lorenz CH. Novel real-time R-wave detection algorithm based on the vectorcardiogram for accurate gated magnetic resonance acquisitions. *Magn Reson Med*. 1999;42:361–70.
33. Ehman RL, McNamara MT, Pallack M, Hricak H, Higgins CB. Magnetic resonance imaging with respiratory gating: techniques and advantages. *AJR Am J Roentgenol*. 1984;143:1175–82.
34. Wang Y, Rossman PJ, Grimm RC, Riederer SJ, Ehman RL. Navigator-echo-based real-time respiratory gating and triggering for reduction of respiration effects in three-dimensional coronary MR angiography. *Radiology*. 1996;198:55–60.
35. Arai AE, Epstein FH, Bove KE, Wolff SD. Visualization of aortic valve leaflets using black blood MRI. *J Magn Reson Imaging*. 1999;10:771–7.
36. Frahm J, Haase A, Matthaei D. Rapid NMR imaging of dynamic processes using the FLASH technique. *Magn Reson Med*. 1986;3:321–7.
37. Nayler GL, Firmin DN, Longmore DB. Blood flow imaging by cine magnetic resonance. *J Comput Assist Tomogr*. 1986;10:715–22.
38. Oppelt A, Graumann R, Barfuss H, Fischer H, Hartl W, Schajor W. Fast imaging with steady-state precession. *Electromedica*. 1986;54:15–8.
39. Lewin JS, Laub G, Hausmann R. Three-dimensional time-of-flight MR angiography: applications in the abdomen and thorax. *Radiology*. 1991;179:261–4.
40. Prince MR, Yucel EK, Kaufman JA, Harrison DC, Geller SC. Dynamic gadolinium-enhanced three-dimensional abdominal MR arteriography. *J Magn Reson Imaging*. 1993;3:877–81.

41. Marin Rodriguez C, Alvaro EM, Sanchez Alegre ML, Martin YR, Carrasco JD. [Contrast-enhanced magnetic resonance angiography in congenital heart disease]. *Radiologia*. 2009;51:261–72.
42. Earls JP, Rofsky NM, DeCorato DR, Krinsky GA, Weinreb JC. Breath-hold single-dose gadolinium-enhanced three-dimensional MR aortography: usefulness of a timing examination and MR power injector. *Radiology*. 1996;201:705–10.
43. Foo TK, Saranathan M, Prince MR, Chenevert TL. Automated detection of bolus arrival and initiation of data acquisition in fast, three-dimensional, gadolinium-enhanced MR angiography. *Radiology*. 1997;203:275–80.
44. Wilman AH, Riederer SJ, King BF, Debbins JP, Rossman PJ, Ehman RL. Fluoroscopically triggered contrast-enhanced three-dimensional MR angiography with elliptical centric view order: application to the renal arteries. *Radiology*. 1997;205:137–46.
45. Fenchel M, Saleh R, Dinh H, Lee MH, Nael K, Krishnam M, et al. Juvenile and adult congenital heart disease: time-resolved 3D contrast-enhanced MR angiography. *Radiology*. 2007;244:399–410.
46. Azhari H, McKenzie CA, Edelman RR. MR angiography using spin-lock flow tagging. *Magn Reson Med*. 2001;46:1041–4.
47. Duerinckx AJ, Urman MK. Two-dimensional coronary MR angiography: analysis of initial clinical results. *Radiology*. 1994;193:731–8.
48. Botnar RM, Stuber M, Danias PG, Kissinger KV, Manning WJ. Improved coronary artery definition with T2-weighted, free-breathing, three-dimensional coronary MRA. *Circulation*. 1999;99:3139–48.
49. Botnar RM, Stuber M, Danias PG, Kissinger KV, Manning WJ. A fast 3D approach for coronary MRA. *J Magn Reson Imaging*. 1999;10:821–5.
50. Stuber M, Botnar RM, Danias PG, Kissinger KV, Manning WJ. Submillimeter three-dimensional coronary MR angiography with real-time navigator correction: comparison of navigator locations. *Radiology*. 1999;212:579–87.
51. Stuber M, Botnar RM, Danias PG, Sodickson DK, Kissinger KV, Van Cauteren M, et al. Double-oblique free-breathing high resolution three-dimensional coronary magnetic resonance angiography. *J. Am. Coll. Cardiol*. 1999;34:524–31.
52. Marin Rodriguez C, Lancharro Zapata A, Rodriguez Ogando A, Carrasco Munoz S, Ruiz Martin Y, Sanchez Alegre ML, et al. Quality of 3D magnetic resonance imaging of coronary arteries in patients with D-transposition of the great arteries after the Jatene switch procedure. *Radiologia*. 2015;57:326–32.

53. Taylor AM, Dymarkowski S, Hamaekers P, Razavi R, Gewillig M, Mertens L, et al. MR coronary angiography and late-enhancement myocardial MR in children who underwent arterial switch surgery for transposition of great arteries. *Radiology*. 2005;234:542–7.
54. Maintz D, Ozgun M, Hoffmeier A, Quante M, Fischbach R, Manning WJ, et al. Whole-heart coronary magnetic resonance angiography: value for the detection of coronary artery stenoses in comparison to multislice computed tomography angiography. *Acta Radiol*. 2007;48:967–73.
55. Weber OM, Martin AJ, Higgins CB. Whole-heart steady-state free precession coronary artery magnetic resonance angiography. *Magn Reson Med*. 2003;50:1223–8.
56. Chavhan GB, Babyn PS, Jankharia BG, Cheng HL, Shroff MM. Steady-state MR imaging sequences: physics, classification, and clinical applications. *Radiographics*. 2008;28:1147–60.
57. Ferreira PF, Gatehouse PD, Mohiaddin RH, Firmin DN. Cardiovascular magnetic resonance artefacts. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2013;15:41.
58. Saremi F, Grizzard JD, Kim RJ. Optimizing cardiac MR imaging: practical remedies for artifacts. *Radiographics*. 2008;28:1161–87.
59. Bjork M, Ingle RR, Gudmundson E, Stoica P, Nishimura DG, Barral JK. Parameter estimation approach to banding artifact reduction in balanced steady-state free precession. *Magn Reson Med*. 2014;72:880–92.
60. Li W, Storey P, Chen Q, Li BS, Prasad PV, Edelman RR. Dark flow artifacts with steady-state free precession cine MR technique: causes and implications for cardiac MR imaging. *Radiology*. 2004;230:569–75.
61. Higgins CB, Byrd BF, Farmer DW, Osaki L, Silverman NH, Cheitlin MD. Magnetic resonance imaging in patients with congenital heart disease. *Circulation*. 1984;70:851–60.
62. Higgins CB, Byrd BF, McNamara MT, Lanzer P, Lipton MJ, Botvinick E, et al. Magnetic resonance imaging of the heart: a review of the experience in 172 subjects. *Radiology*. 1985;155:671–9.
63. Girshin M, Shapiro V, Rhee A, Ginsberg S, Inchiosa MA. Increased risk of general anesthesia for high-risk patients undergoing magnetic resonance imaging. *J Comput Assist Tomogr*. 2009;33:312–5.
64. Fratz S, Hess J, Schuhbaeck A, Buchner C, Hendrich E, Martinoff S, et al. Routine clinical cardiovascular magnetic resonance in paediatric and adult congenital heart disease: patients, protocols, questions asked and contributions made. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2008;10:46.

65. Saleh RS, Patel S, Lee MH, Boechat MI, Ratib O, Saraiva CR, et al. Contrast-enhanced MR angiography of the chest and abdomen with use of controlled apnea in children. *Radiology*. 2007;243:837–46.
66. Hartnell GG, Meier RA. MR angiography of congenital heart disease in adults. *Radiographics*. 1995;15:781–94.
67. Brockow K, Sanchez-Borges M. Hypersensitivity to contrast media and dyes. *Immunol Allergy Clin North Am*. 2014;34:547–64.
68. Rose TA, Choi JW. Intravenous Imaging Contrast Media Complications: The Basics That Every Clinician Needs to Know. *Am. J. Med*. 2015;128:943–9.
69. Dillman JR, Ellis JH, Cohan RH, Strouse PJ, Jan SC. Frequency and severity of acute allergic-like reactions to gadolinium-containing i.v. contrast media in children and adults. *AJR Am J Roentgenol*. 2007;189:1533–8.
70. Cowper SE, Robin HS, Steinberg SM, Su LD, Gupta S, LeBoit PE. Scleromyxoedema-like cutaneous diseases in renal-dialysis patients. *Lancet*. 2000;356:1000–1.
71. Nardone B, Saddleton E, Laumann AE, Edwards BJ, Raisch DW, McKoy JM, et al. Pediatric nephrogenic systemic fibrosis is rarely reported: a RADAR report. *Pediatr Radiol*. 2014;44:173–80.
72. Slovis TL. Sedation and anesthesia issues in pediatric imaging. *Pediatr Radiol*. 2011;41:514–6.
73. Kim YJ, Seo JS, Choi BW, Choe KO, Jang Y, Ko YG. Feasibility and diagnostic accuracy of whole heart coronary MR angiography using free-breathing 3D balanced turbo-field-echo with SENSE and the half-fourier acquisition technique. *Korean J Radiol*. 2006;7:235–42.
74. Klein C, Gebker R, Kokocinski T, Dreyse S, Schnackenburg B, Fleck E, et al. Combined magnetic resonance coronary artery imaging, myocardial perfusion and late gadolinium enhancement in patients with suspected coronary artery disease. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2008;10:45.
75. Prakken NH, Vonken EJ, Velthuis BK, Doevendans PA, Cramer MJ. 3D MR coronary angiography: optimization of the technique and preliminary results. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2006;22:477–87.
76. Clemente A, Del Borrello M, Greco P, Mannella P, Di Gregorio F, Romano S, et al. Anomalous origin of the coronary arteries in children: diagnostic role of three-dimensional coronary MR angiography. *Clin Imaging*. 2010;34:337–43.

77. Rajiah P, Setser RM, Desai MY, Flamm SD, Arruda JL. Utility of free-breathing, whole-heart, three-dimensional magnetic resonance imaging in the assessment of coronary anatomy for congenital heart disease. *Pediatr Cardiol.* 2011;32:418–25.
78. Schuetz GM, Zacharopoulou NM, Schlattmann P, Dewey M. Meta-analysis: noninvasive coronary angiography using computed tomography versus magnetic resonance imaging. *Ann. Intern. Med.* 2010;152:167–77.
79. Monney P, Piccini D, Rutz T, Vincenti G, Coppo S, Koestner SC, et al. Single centre experience of the application of self navigated 3D whole heart cardiovascular magnetic resonance for the assessment of cardiac anatomy in congenital heart disease. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2015;17:55.
80. Fleiss JL, Levin B, M.C. P. *The Measurement of Interrater Agreement. Statistical Methods for Rates and Proportions, Third Edition.* Fleiss JL, editor. John Wiley and Sons; 2004.
81. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics.* 1977;33:159–74.
82. Ghasemi A, Zahediasl S. Normality tests for statistical analysis: a guide for non-statisticians. *Int J Endocrinol Metab.* 2012;10:486–9.
83. Botto LD, Correa A, Erickson JD. Racial and temporal variations in the prevalence of heart defects. *Pediatrics.* 2001;107:32.
84. Karaosmanoglu AD, Khawaja RD, Onur MR, Kalra MK. CT and MRI of aortic coarctation: pre- and postsurgical findings. *AJR Am J Roentgenol.* 2015;204:224–33.
85. Nielsen JC, Powell AJ, Gauvreau K, Marcus EN, Prakash A, Geva T. Magnetic resonance imaging predictors of coarctation severity. *Circulation.* 2005;111:622–8.
86. Dillman JR, Attili AK, Agarwal PP, Dorfman AL, Hernandez RJ, Strouse PJ. Common and uncommon vascular rings and slings: a multi-modality review. *Pediatr Radiol.* 2011;41:1440–54.
87. Dillman JR, Yarram SG, D'Amico AR, Hernandez RJ. Interrupted aortic arch: spectrum of MRI findings. *AJR Am J Roentgenol.* 2008;190:1467–74.
88. Cohen MD, Johnson T, Ramrakhiani S. MRI of surgical repair of transposition of the great vessels. *AJR Am J Roentgenol.* 2010;194:250–60.
89. Puranik R, Tsang VT, Broadley A, Nordmeyer J, Lurz P, Muthialu N, et al. Functional outcomes after the Ross (pulmonary autograft) procedure

- assessed with magnetic resonance imaging and cardiopulmonary exercise testing. *Heart*. 2010;96:304–8.
90. Kelekis NL, Semelka RC, Worawattanakul S, Molina PL, Mauro MA. Magnetic resonance imaging of the abdominal aorta and iliac vessels using combined 3-D gadolinium-enhanced MRA and gadolinium-enhanced fat-suppressed spoiled gradient echo sequences. *Magn Reson Imaging*. 1999;17:641–51.
 91. Prince MR, Narasimham DL, Stanley JC, Chenevert TL, Williams DM, Marx MV, et al. Breath-hold gadolinium-enhanced MR angiography of the abdominal aorta and its major branches. *Radiology*. 1995;197:785–92.
 92. Krinsky GA, Rofsky NM, DeCorato DR, Weinreb JC, Earls JP, Flyer MA, et al. Thoracic aorta: comparison of gadolinium-enhanced three-dimensional MR angiography with conventional MR imaging. *Radiology*. 1997;202:183–93.
 93. Prince MR, Narasimham DL, Jacoby WT, Williams DM, Cho KJ, Marx MV, et al. Three-dimensional gadolinium-enhanced MR angiography of the thoracic aorta. *AJR Am J Roentgenol*. 1996;166:1387–97.
 94. Masui T, Katayama M, Kobayashi S, Ito T, Seguchi M, Koide M, et al. Gadolinium-enhanced MR angiography in the evaluation of congenital cardiovascular disease pre- and postoperative states in infants and children. *J Magn Reson Imaging*. 2000;12:1034–42.
 95. Francois CJ, Tuite D, Deshpande V, Jerecic R, Weale P, Carr JC. Unenhanced MR angiography of the thoracic aorta: initial clinical evaluation. *AJR Am J Roentgenol*. 2008;190:902–6.
 96. Knobelsdorff-Brenkenhoff F von, Gruettner H, Trauzeddel RF, Greiser A, Schulz-Menger J. Comparison of native high-resolution 3D and contrast-enhanced MR angiography for assessing the thoracic aorta. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*. 2014;15:651–8.
 97. Krishnam MS, Tomasian A, Malik S, Desphande V, Laub G, Ruehm SG. Image quality and diagnostic accuracy of unenhanced SSFP MR angiography compared with conventional contrast-enhanced MR angiography for the assessment of thoracic aortic diseases. *Eur Radiol*. 2010;20:1311–20.
 98. Potthast S, Mitsumori L, Stanescu LA, Richardson ML, Branch K, Dubinsky TJ, et al. Measuring aortic diameter with different MR techniques: comparison of three-dimensional (3D) navigated steady-state free-precession (SSFP), 3D contrast-enhanced magnetic resonance angiography (CE-MRA), 2D T2 black blood, and 2D cine SSFP. *J Magn Reson Imaging*. 2010;31:177–84.

99. Ordovas KG, Muzzarelli S, Hope MD, Naeger DM, Karl T, Reddy GP, et al. Cardiovascular MR imaging after surgical correction of tetralogy of Fallot: approach based on understanding of surgical procedures. *Radiographics*. 2013;33:1037–52.
100. Villafane J, Feinstein JA, Jenkins KJ, Vincent RN, Walsh EP, Dubin AM, et al. Hot topics in tetralogy of Fallot. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2013;62:2155–66.
101. Hoffmann U, Schima W, Herold C. Pulmonary magnetic resonance angiography. *Eur Radiol.* 1999;9:1745–4.
102. Steiner P, McKinnon GC, Romanowski B, Goehde SC, Hany T, Debatin JF. Contrast-enhanced, ultrafast 3D pulmonary MR angiography in a single breath-hold: initial assessment of imaging performance. *J Magn Reson Imaging*. 1997;7:177–82.
103. Hui BK, Noga ML, Gan KD, Wilman AH. Navigator-gated three-dimensional MR angiography of the pulmonary arteries using steady-state free precession. *J Magn Reson Imaging*. 2005;21:831–35.
104. Groth M, Henes FO, Bannas P, Muellerleile K, Adam G, Regier M. Intraindividual comparison of contrast-enhanced MRI and unenhanced SSFP sequences of stenotic and non-stenotic pulmonary artery diameters. *Rofo*. 2011;183:47–53.
105. Geva T, Vick GW, Wendt RE, Rokey R. Role of spin echo and cine magnetic resonance imaging in presurgical planning of heterotaxy syndrome. Comparison with echocardiography and catheterization. *Circulation*. 1994;90:348–56.
106. Prakash A, Torres AJ, Printz BF, Prince MR, Nielsen JC. Usefulness of magnetic resonance angiography in the evaluation of complex congenital heart disease in newborns and infants. *Am. J. Cardiol.* 2007;100:715–21.
107. Filippini LH, Ovaert C, Nykanen DG, Freedom RM. Reopening of persistent left superior caval vein after bidirectional cavopulmonary connections. *Heart*. 1998;79:509–12.
108. Zelicourt DA de, Pekkan K, Parks J, Kanter K, Fogel M, Yoganathan AP. Flow study of an extracardiac connection with persistent left superior vena cava. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 2006;131:785–91.
109. Ponce Dorrego MD, Marin Rodriguez C. [Subaortic innominate vein on magnetic resonance imaging]. *Radiologia*. 2015;57:175–6.
110. Thornton MJ, Ryan R, Varghese JC, Farrell MA, Lucey B, Lee MJ. A three-dimensional gadolinium-enhanced MR venography technique for imaging central veins. *AJR Am J Roentgenol.* 1999;173:999–1003.

111. Tomasian A, Lohan DG, Laub G, Singhal A, Finn JP, Krishnam MS. Noncontrast 3D steady state free precession magnetic resonance angiography of the thoracic central veins using nonselective radiofrequency excitation over a large field of view: initial experience. *Invest Radiol.* 2008;43:306–13.
112. Pedrosa I, Morrin M, Oleaga L, Baptista J, Rofsky NM. Is true FISP imaging reliable in the evaluation of venous thrombosis? *AJR Am J Roentgenol.* 2005;185:1632–40.
113. Miyazaki M, Lee VS. Nonenhanced MR angiography. *Radiology.* 2008;248:20–43.
114. Ucar T, Fitoz S, Tutar E, Atalay S, Uysalel A. Diagnostic tools in the preoperative evaluation of children with anomalous pulmonary venous connections. *Int J Cardiovasc Imaging.* 2008;24:229–35.
115. Vyas HV, Greenberg SB, Krishnamurthy R. MR imaging and CT evaluation of congenital pulmonary vein abnormalities in neonates and infants. *Radiographics.* 2012;32:87–98.
116. Groth M, Bannas P, Regier M, Buhk JH, Mullerleile K, Adam G, et al. Precision of pulmonary vein diameter measurements assessed by CE-MRA and steady-state-free precession imaging. *Eur Radiol.* 2013;23:1546–52.
117. Francois CJ, Tuite D, Deshpande V, Jerecic R, Weale P, Carr JC. Pulmonary vein imaging with unenhanced three-dimensional balanced steady-state free precession MR angiography: initial clinical evaluation. *Radiology.* 2009;250:932–9.
118. Krishnam MS, Tomasian A, Malik S, Singhal A, Sassani A, Laub G, et al. Three-dimensional imaging of pulmonary veins by a novel steady-state free-precession magnetic resonance angiography technique without the use of intravenous contrast agent: initial experience. *Invest Radiol.* 2009;44:447–53.
119. Hu P, Chuang ML, Kissinger KV, Goddu B, Goepfert LA, Rofsky NM, et al. Non-contrast-enhanced pulmonary vein MRI with a spatially selective slab inversion preparation sequence. *Magn Reson Med.* 2010;63:530–6.
120. Chang D, Kong X, Zhou X, Li S, Wang H. Unenhanced steady state free precession versus traditional MR imaging for congenital heart disease. *Eur J Radiol.* 2013;82:1743–8.
121. Krishnam MS, Tomasian A, Deshpande V, Tran L, Laub G, Finn JP, et al. Noncontrast 3D steady-state free-precession magnetic resonance angiography of the whole chest using nonselective radiofrequency excitation over a large field of view: comparison with single-phase 3D

- contrast-enhanced magnetic resonance angiography. *Invest Radiol.* 2008;43:411–20.
122. Lai P, Larson AC, Bi X, Jerecic R, Li D. A dual-projection respiratory self-gating technique for whole-heart coronary MRA. *J Magn Reson Imaging.* 2008;28:612–20.
123. Piccini D, Monney P, Siervo C, Coppo S, Bonanno G, Heeswijk RB van, et al. Respiratory self-navigated postcontrast whole-heart coronary MR angiography: initial experience in patients. *Radiology.* 2014;270:378–86.

VIII. RESUMEN DE LA TESIS

VIII. RESUMEN DE LA TESIS

1. Objetivos:

Determinar la aptitud diagnóstica y la calidad de imagen de la secuencia WH3D en los estudios de resonancia magnética cardíaca en la edad pediátrica, y valorar su utilidad y sus limitaciones.

2. Material y métodos:

Se realiza un estudio observacional retrospectivo de una muestra de 726 estudios de resonancia magnética cardíaca pediátrica, con evaluación de la calidad de imagen de la secuencia 3D *balanced*-FFE. Se analizan la aorta ascendente, el cayado aórtico, la aorta descendente, las arterias pulmonares, la vena cava superior y las venas pulmonares mediante una escala cualitativa y su relación con determinadas variables antropométricas y técnicas. Se acomete un estudio de concordancia intra- e interobservador para la calidad de imagen.

3. Resultados:

La media de edad de los 726 casos fue de 9,88 años, y el 57,7% fueron niños. La concordancia intraobservador para la calidad de imagen fue moderada para la aorta ascendente y descendente, así como para la vena cava y las venas pulmonares; y una correlación buena para el cayado aórtico y las arterias pulmonares. La concordancia interobservador para la calidad de imagen fue aceptable para la vena cava superior y las venas pulmonares, moderada para el cayado aórtico y la aorta descendente, y buena para la aorta ascendente y las arterias pulmonares. La mayor parte de los estudios fueron aptos para el diagnóstico y de calidad “buena” o “excelente” para todos los vasos excepto para las venas pulmonares, que fueron mayoritariamente insuficientes para el diagnóstico. El mayor volumen cardíaco, la mayor edad, la

menor frecuencia cardíaca y la administración de contraste intravenoso se asociaron a una mayor calidad de la imagen. La adquisición de la secuencia en el plano sagital se asoció a una mayor calidad en el estudio del cayado aórtico y las venas pulmonares.

4. Conclusiones:

La secuencia WH3D permite el estudio de la aorta, las arterias pulmonares y la vena cava superior en la mayoría de los pacientes que se someten a una resonancia magnética cardíaca sin necesidad de contraste intravenoso. Sin embargo, no es suficiente para el diagnóstico de las anomalías de las venas pulmonares.

IX. ANEXOS

IX.1 Anexo I. Resolución Comité de Ética Hospitalaria.



Hospital General Universitario
Gregorio Marañón
Comunidad de Madrid



DICTAMEN DEL COMITÉ ÉTICO DE INVESTIGACIÓN CLÍNICA

D. Fernando Díaz Otero, Secretario del **COMITÉ ÉTICO DE INVESTIGACIÓN CLÍNICA**
HOSPITAL GENERAL UNIVERSITARIO GREGORIO MARAÑÓN

CERTIFICA

Que se ha evaluado la propuesta del promotor referida al estudio:

TÍTULO: "Evaluación de la calidad de imagen de la secuencia 3D Balanced-FFE de todo el corazón (Whole Heart 3D, WH3D) para valoración de los grandes vasos en los estudios de resonancia Magnética Cardíaca Pediátrica"

Promotor: Investigador

- El estudio se plantea siguiendo los requisitos legalmente establecidos, y su realización es pertinente.
- Se cumplen los requisitos necesarios de idoneidad del protocolo en relación con los objetivos del estudio y están justificados los riesgos y molestias previsibles para el sujeto.
- La capacidad del investigador y sus colaboradores, y las instalaciones y medios disponibles, tal y como ha sido informado, son apropiados para llevar a cabo el estudio.

Este CEIC acepta que dicho estudio sea realizado por el investigador principal:

Dr. Carlos Marín Rodríguez / Hospital General Universitario Gregorio Marañón

Y HACE CONSTAR QUE:

1º En la reunión celebrada el día **24 de febrero de 2014, acta 03/2014** se decidió emitir el informe correspondiente al estudio de referencia.

2º En dicha reunión se cumplieron los requisitos establecidos en la legislación vigente -Real Decreto 223/2004 y Decreto 39/94 de la Comunidad de Madrid- para que la decisión del citado CEIC sea válida.

3º El CEIC-A1, tanto en su composición, como en los PNT cumple con las normas de BPC (CPMP/ ICH/ 135/95)

4º La composición actual del CEIC-A1 es la siguiente:

- D. MANUEL SÁNCHEZ LUNA (Pediatria –Presidente)
- D. FELIPE ATIENZA FERNÁNDEZ (Cardiología - Vicepresidente)
- D. FERNANDO DÍAZ OTERO (Neurología – Secretario)
- Dª MARÍA LUISA BAEZA OCHOA DE OCÁRIZ (Alergología)
- Dª MARÍA ANTONIA BELTRÁN LÓPEZ (Enfermería)
- Dª MARÍA DEL CARMEN DE LA CRUZ ARGUEDAS (Unidad de Apoyo a la Investigación)
- D. RAFAEL CARRIÓN GALINDO (Oncología Médica)
- D. CARLOS MANUEL GONZÁLEZ FERNÁNDEZ (Reumatología)
- D. VICENTE DE LAS PEÑAS GIL (Psicología Clínica)
- D. EDUARDO FERNÁNDEZ-CRUZ PÉREZ (Inmunología)
- Dª LEONOR MARÍA LAREDO VELASCO (Farmacología Clínica)
- D. IGNACIO MARÍN JIMÉNEZ (Aparato Digestivo)
- Dª CARMEN MATEO RUIZ (Farmacia Atención Primaria)
- Dª MARÍA DE LOS ÁNGELES MUÑOZ FERNÁNDEZ (Inmunología)
- D. ANDRÉS JESÚS MUÑOZ MARTÍN (Oncología Médica)
- Dª ANA MUR MUR (Farmacia Hospitalaria)
- D. LUIS PUENTE MAESTU (Neumología)
- Dª. MARÍA BEGOÑA QUINTANA VILLAMANDOS (Anestesiología y Reanimación)
- D. JOSÉ MIGUEL RIVAS BUENO (Licenciado en Derecho)

Lo que firmo en Madrid, a 27 de febrero de 2014

373/13

C/ Dr. Esquerdo 46, Pabellón de Gobierno, Planta baja, 28007 Madrid
ceic.hugum@salud.madrid.org Tel. 91 586 7007 – Fax. 91 400 8156

IX.2 Anexo II. Tabla de Datos.

LEYENDA:

NHC: número de historia clínica.

Sexo: masculino M / femenino F.

F.NAC: fecha de nacimiento (dd/mm/aaaa).

F.EXPL: fecha de exploración (dd/mm/aaaa).

Edad (en años).

ANE: anestesia (0, no / 1, sí).

FC: frecuencia cardíaca (lpm).

Vol VI: volumen telediastólico del ventrículo izquierdo (ml).

Vol VD: volumen telediastólico del ventrículo derecho (ml).

Volumen: Vol VI + Vol VD.

Gad: gadolinio intravenoso (0, no / 1, sí).

Plano: plano de adquisición (0, axial / 1, sagital).

AoAsc: calidad de la imagen de la aorta ascendente.

Cay: calidad de la imagen del cayado aórtico.

AoDesc: calidad de la imagen de la aorta descendente.

A Pulm: calidad de la imagen de las arterias pulmonares.

Cava: calidad de la imagen de la vena cava superior.

V Pulm: calidad de la imagen de las venas pulmonares.

La escala de calidad de imagen reflejada en el cuadro es la siguiente:

0. calidad insuficiente

1. calidad pobre

2. calidad buena

3. calidad excelente.

NHC	Sexo	F. NAC	F. EXPL	EDAD	ANE	FC	Vol VI	Vol VD	Volumen	Gad	Plano	Ao Asc	Cay	Ao Desc	A Pulm	Cava	V Pulm
1946172	M	14/09/2005	22/07/2010	4,85	1	80	57	58	115	0	0	1	0	3	0	2	0
2161325	F	16/11/1998	29/07/2010	11,71	0	64	103	174	277	0	0	3	3	3	3	3	0
2049760	F	23/11/2007	12/08/2010	2,72	1	94	35	55	90	0	0	3	3	3	0	3	0
1629892	F	18/12/1995	19/08/2010	14,68	0	57	102	163	265	0	0	1	1	3	2	3	0
1596157	M	16/01/1995	19/08/2010	15,6	0	72	123	203	326	0	0	3	2	3	3	1	3
1881674	M	16/12/2003	26/08/2010	6,7	1	101	62	66	128	0	0	3	3	3	2	2	1
2082201	F	04/02/2009	22/09/2010	1,63	1	106	35	32	67	0	0	1	1	1	2	1	0
1751827	F	04/10/1999	22/09/2010	10,98	0	82	87	83	170	0	0	2	2	3	3	3	0
1864425	M	16/05/2003	21/10/2010	7,44	1	71	69	87	156	0	0	0	0	0	1	1	0
1584575	M	25/09/1994	28/10/2010	16,1	0	70	88	105	193	0	0	3	3	3	3	2	3
1534393	F	11/05/1993	04/11/2010	17,5	0	69	134	112	246	0	0	2	2	2	2	2	0
R0161169	M	02/07/1994	11/11/2010	16,37	0	54	146	117	263	0	0	3	3	3	3	3	2
1749354	M	31/08/1999	17/11/2010	11,22	0	76	92	81	173	0	0	1	2	2	2	2	0
1965687	F	05/12/2005	02/12/2010	4,99	1	92	39	34	73	0	0	3	3	3	3	3	0
2061902	F	04/01/2008	02/12/2010	2,91	1	120	32	44	76	0	0	2	2	3	1	3	0
1780234	F	05/07/2000	02/12/2010	10,42	0	92	56	74	130	0	0	2	3	3	2	3	1
2180583	M	17/01/2004	02/12/2010	6,88	1	96	41	138	179	0	0	3	3	3	3	3	0
1711546	M	04/09/1994	02/12/2010	16,25	0	70	190	167	357	0	0	0	1	2	3	3	0
1905751	M	12/08/2004	09/12/2010	6,33	1	105	46	41	87	0	0	2	2	3	1	3	0
1820794	M	03/02/2002	09/12/2010	8,85	1	79	100	100	100	0	0	3	3	3	3	3	0
1866205	F	26/06/2003	09/12/2010	7,46	1	75	91	109	200	0	0	2	3	3	0	3	0
1594144	F	18/08/1994	09/12/2010	16,32	0	100	126	116	242	0	1	1	2	2	1	1	1
1971507	M	01/05/2006	16/12/2010	4,63	1	80	54	55	109	0	0	2	3	3	3	2	0
1780846	M	23/09/2000	16/12/2010	10,24	0	53	73	73	146	0	0	2	3	3	3	2	3
1454777	M	13/11/1991	16/12/2010	19,1	0	66	172	289	461	0	0	1	1	1	3	3	1
1651828	M	20/07/1996	23/12/2010	14,44	0	90	30	30	30	0	0	3	3	3	2	3	1
2209446	M	17/09/2010	23/12/2010	0,27	1	135	20	15	35	0	0	1	1	1	0	2	0
1935211	M	24/05/2005	23/12/2010	5,59	1	95	63	60	123	0	0	3	3	3	2	3	0
1956331	F	26/03/2000	23/12/2010	10,75	0	90	78	66	144	0	0	1	1	2	2	2	0
1878103	F	09/08/2001	23/12/2010	9,38	1	68	78	75	153	0	0	2	2	3	3	3	0
1767748	M	07/04/2000	30/12/2010	10,74	0	84	81	107	188	0	0	2	0	2	0	0	0
1689846	M	23/09/1997	30/12/2010	13,28	0	65	204	161	365	0	0	1	1	3	3	2	0
2167072	M	03/02/1996	30/12/2010	14,92	0	74	156	252	408	0	0	3	3	3	1	3	0
2012137	F	07/01/1997	13/01/2011	4,02	0	0	29	58	87	0	0	1	1	2	2	2	0
1894502	M	26/04/2004	13/01/2011	6,72	1	84	49	49	98	0	0	0	0	3	3	3	0
1926467	M	02/03/2005	13/01/2011	5,87	1	96	44	72	116	0	0	3	3	3	3	3	0
1791035	M	02/02/2001	13/01/2011	9,95	0	76	80	63	143	0	1	3	3	3	3	2	0

2046113	F	24/03/1999	13/01/2011	11,82	0	100	78	68	146	0	0	2	2	3	3	3	3	0
1828511	F	31/03/2001	20/01/2011	9,81	1	75	72		72	0	0	3	2	3	3	3	3	0
2332690	M	06/07/2004	20/01/2011	6,55	1	80		112	112	0	0	3	3	3	3	3	3	0
1834536	M	11/07/2002	20/01/2011	8,53	1	78	69	83	162	0	0	3	3	3	3	3	3	0
2068916	M	08/01/1993	20/01/2011	18,04	0	60	214	215	429	0	0	3	3	3	3	3	3	0
2108136	M	08/03/1996	20/01/2011	14,88	0	60	223	209	432	0	0	3	1	3	3	3	3	0
2317155	F	04/12/2009	26/01/2011	1,15	1	150	23	22	45	0	0	1	1	1	2	2	2	0
1539956	F	01/02/1993	26/01/2011	17,99	0	85	70		70	0	0	3	3	3	2	3	3	2
1954843	M	03/09/2005	26/01/2011	5,4	1	105	56	69	125	0	0	3	2	3	3	3	3	0
2189273	M	22/05/2002	26/01/2011	8,69	1	81	84	60	144	0	0	3	3	3	3	3	3	0
1776377	F	25/07/2000	26/01/2011	10,51	0	78	93	114	207	0	0	1	1	2	0	2	0	0
2336041	F	14/12/2009	09/02/2011	1,16	1	105	25	23	48	0	0	3	3	3	3	3	3	0
2097837	M	28/12/2008	09/02/2011	2,12	1	115	32	43	75	0	0	2	2	2	0	3	3	0
1947199	M	23/09/2005	09/02/2011	5,38	1	75	42	38	80	0	0	3	2	3	3	3	3	0
1964145	M	21/11/2005	09/02/2011	5,22	1	90	68	66	134	0	0	2	3	3	3	3	2	0
1840239	M	02/10/1997	09/02/2011	13,36	0	85	125	128	253	0	0	2	3	3	3	3	2	0
2022045	M	18/07/2007	17/02/2011	3,59	1	108	40	31	71	0	0	1	1	3	2	2	0	0
1912416	F	22/10/2004	17/02/2011	6,33	1	96		105	105	1	1	2	1	3	0	2	0	0
2009541	F	16/03/2007	17/02/2011	3,93	1	95	44	70	114	0	0	0	0	2	0	0	0	0
1635826	M	16/02/1996	17/02/2011	15,01	0	80	164	162	326	0	0	3	3	3	3	3	3	0
1881755	F	13/08/1995	24/02/2011	15,55	0	81	102		102	0	0	3	3	3	3	3	3	2
1860504	F	30/03/2003	24/02/2011	7,91	0	80	71	63	134	0	0	1	1	2	2	1	0	0
1714996	M	02/07/1998	24/02/2011	12,66	0	61	91	79	170	0	1	3	3	3	3	3	3	1
1938140	F	05.05.1999	24/02/2011	11,82	0	94	95	89	184	0	0	1	1	2	2	2	1	0
2059849	M	10/11/2000	24/02/2011	10,3	0	80	87	105	192	1	0	2	2	3	2	2	2	0
2054551	F	25/04/2008	10/03/2011	2,87	1	110		47	47	0	0	0	0	2	0	2	0	0
2005666	F	02/03/2007	10/03/2011	4,02	1	98	32	66	98	0	0	2	1	2	1	2	0	0
1960033	M	20/01/2006	10/03/2011	5,14	0	97	49	78	127	0	1	2	1	2	3	1	0	0
1510746	F	26/09/1992	10/03/2011	18,46	0	75	107	100	207	0	0	3	2	3	3	3	3	0
1858175	F	16/04/2003	17/03/2011	7,92	0	82	58	59	117	0	1	3	3	3	3	3	3	0
1803529	M	10/05/2001	17/03/2011	9,86	0	65	72	50	122	0	0	1	0	2	3	2	0	0
1828340	M	19/11/2001	17/03/2011	9,33	0	100	64	66	130	1	1	1	1	2	2	2	2	0
1957357	F	14/05/1998	17/03/2011	12,85	0	75	116	193	309	0	0	1	1	2	2	3	0	0
1710962	F	14/05/1998	24/03/2011	12,87	0	90	100		100	0	0	2	1	2	2	3	3	0
2032410	M	23/10/2007	24/03/2011	3,42	1	96	56	57	113	0	0	2	2	3	1	2	0	0
2074950	M	23/11/2008	24/03/2011	2,33	1	105	61	52	113	0	0	0	0	3	0	1	0	0
1864038	M	16/06/2003	24/03/2011	7,78	1	80	49	69	118	0	0	3	3	3	3	3	3	0
1999364	F	11/01/2007	24/03/2011	4,2	1	90	55	85	140	0	0	2	2	2	1	0	0	0
2350531	F	19/03/2011	31/03/2011	0,03	1	135	3	17	20	0	0	0	0	0	0	0	0	0

1877128	M	05/07/1995	09/06/2011	15,94	0	80	317	192	509	0	0	0	0	3	2	3	3	3	3	0
2059392	M	11/06/2008	16/06/2011	3,01	1	102		80	80	0	0	0	0	2	1	3	2	2	2	1
1988209	M	07/10/2006	16/06/2011	4,69	1	53	53	52	105	0	0	0	0	3	3	3	3	3	3	0
1817564	M	01/01/2002	16/06/2011	9,46	0	85	60	53	113	0	0	0	0	2	2	3	1	2	2	0
2366531	F	01/07/1999	16/06/2011	11,97	0	78	86	53	139	0	0	0	0	3	3	3	3	3	3	0
1921227	M	07/11/2003	16/06/2011	7,61	0	82	92	50	142	0	0	0	0	3	2	3	3	2	2	0
2352045	F	04/03/2009	23/06/2011	2,3	1	130	26	78	104	0	0	0	0	1	1	2	2	2	2	0
1998724	M	05/01/2007	23/06/2011	4,47	1	108	80	43	123	0	0	0	0	1	1	2	2	2	2	0
2048144	M	17/07/2002	23/06/2011	8,94	0	75	73	77	150	0	0	0	0	2	1	3	3	2	2	0
1438454	M	07/09/1991	23/06/2011	19,81	0	76	136	246	382	0	1	3	3	3	3	3	3	3	3	0
1824277	F	10/06/1993	23/06/2011	18,05	0	61	147	243	390	0	0	0	0	3	3	3	3	3	3	0
2037680	F	12/06/2007	07/07/2011	4,07	1	130	32	40	72	0	0	0	0	2	2	2	3	3	3	0
2083622	F	04/09/2008	07/07/2011	2,84	1	105	41	38	79	0	0	0	0	3	3	3	3	2	2	2
1877747	M	12/11/2003	07/07/2011	7,65	1	90	48	58	106	0	0	0	0	3	3	3	1	3	3	0
2368986	F	09/04/2003	07/07/2011	8,25	0	80	74	109	183	0	0	0	0	1	2	3	2	2	3	0
1950171	M	21/07/1999	07/07/2011	11,97	0	75	113	111	224	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	0
2089496	F	03/01/2001	13/07/2011	10,53	0	90	78	57	135	0	0	0	0	1	0	1	1	1	1	0
2357217	F	02/10/2001	13/07/2011	9,78	0	90	57	138	195	0	0	0	0	1	1	2	2	2	2	0
1708124	F	25/03/1998	13/07/2011	13,31	0	70	92	178	270	0	0	0	0	3	2	3	1	2	2	1
2066425	M	26/07/1994	13/07/2011	16,98	0	70	201	214	415	0	0	0	0	2	2	3	3	2	2	0
2073067	F	05/11/2008	28/07/2011	2,73	1	110	33	57	90	0	0	0	0	2	2	3	0	3	0	0
1790445	M	29/01/2001	28/07/2011	10,5	0	78	80	89	169	0	0	0	0	3	2	3	3	3	3	0
1703879	M	03/03/1998	28/07/2011	13,41	0	57	131	172	303	0	0	0	0	2	2	3	2	2	2	0
2326589	F	22/03/2010	04/08/2011	1,37	1	125	29	25	54	0	0	0	0	1	1	2	3	3	3	0
2020105	M	08/12/2006	04/08/2011	4,66	1	108	57	81	138	0	0	0	0	1	1	2	0	3	3	0
1774886	F	03/07/2000	04/08/2011	11,09	1	80	69	90	159	0	0	0	0	1	2	3	3	3	3	0
1713874	M	21/06/1998	04/08/2011	13,13	0	70	105	147	252	0	0	0	0	1	2	3	3	3	3	0
1706850	M	01/04/1998	11/08/2011	13,37	0	61	96		96	0	0	0	0	1	1	2	2	1	2	0
2352673	F	22/11/2003	11/08/2011	7,72	1	98	58	38	96	0	0	0	0	3	3	3	1	3	3	1
1890956	M	16/03/2004	11/08/2011	7,41	1	94		97	97	0	0	0	0	0	2	3	0	2	2	1
1972224	M	05/05/2006	11/08/2011	5,27	1	103	56	54	110	0	0	0	0	2	2	2	3	3	3	1
1931066	M	13/04/2005	11/08/2011	6,33	1	90	75	63	138	0	1	3	3	3	3	3	3	3	2	0
2041128	M	10/01/2007	18/08/2011	4,61	1	95	38	30	68	0	0	0	0	0	1	2	1	2	2	0
1607462	M	31/03/1995	18/08/2011	16,39	0	73		92	92	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	0
1942047	F	24/07/2005	18/08/2011	6,07	1	82	56	54	110	0	0	0	0	3	3	3	3	3	3	0
1856675	F	28/05/2002	18/08/2011	9,23	1	58	101	77	178	0	0	0	0	3	3	3	3	3	2	0
1895832	M	06/05/2004	18/08/2011	7,29	1	87	94	119	213	0	0	0	0	0	1	3	2	2	0	0
2088582	M	21/07/2006	25/08/2011	5,1	1	125	43	81	124	0	0	0	0	2	1	2	1	2	2	0
1740765	M	24/04/1999	25/08/2011	12,35	0	65	110	168	278	0	0	0	0	1	1	2	3	3	3	0

1770440	M	15/05/2000	25/08/2011	11,28	0	72	120	167	287	0	0	0	2	3	3	2	2	3	3	0
2378270	F	03/07/2011	15/09/2011	0,2	1	140	9	32	41	0	0	0	1	0	1	2	2	2	2	0
2128555	M	16/02/2009	15/09/2011	2,58	1	135	33	78	111	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	0
2135118	M	14/09/2009	15/09/2011	2	1	130	72	55	127	0	0	0	0	0	1	1	1	0	0	0
1873235	F	03/10/2003	15/09/2011	7,96	0	70	88	90	178	0	1	3	3	3	3	3	3	2	2	0
1762910	M	11/04/1992	15/09/2011	19,44	0	70	142	157	299	0	0	0	3	2	3	3	3	3	3	0
2344445	F	03/03/2011	22/09/2011	0,56	1	105	7	28	35	0	0	2	1	2	1	3	1	1	0	0
1919611	M	27/12/2004	22/09/2011	6,74	0	75	50	45	95	0	1	3	3	3	3	3	2	2	0	0
1861311	M	21/05/2003	22/09/2011	8,35	0	85	64	99	163	0	0	2	1	3	2	3	2	3	0	0
1971429	M	29/04/2006	22/09/2011	5,4	1	85	7	168	175	0	0	3	2	3	2	2	2	1	1	1
1644479	M	28/04/1996	22/09/2011	15,41	0	80	147	181	328	0	1	3	3	3	3	3	2	2	0	0
2384479	M	20/04/2011	29/09/2011	0,44	1	140	15	9	24	0	0	0	3	3	3	3	3	3	1	1
1953529	M	19/11/2005	29/09/2011	5,86	1	108	65	61	126	0	1	2	2	2	2	3	3	3	2	2
1735507	F	28/02/1999	29/09/2011	12,59	0	72	90	115	205	0	0	3	2	3	3	3	3	3	0	0
1759107	M	19/12/1999	29/09/2011	11,79	0	60	139	111	250	0	0	2	1	2	2	2	2	2	2	0
2375897	M	05/02/1994	29/09/2011	17,66	0	52	137	125	262	0	0	3	2	3	3	3	3	3	2	2
1753208	F	13/10/1999	06/10/2011	11,99	0	98	73	53	126	0	1	3	3	3	3	3	2	2	0	0
1864044	F	18/01/2003	06/10/2011	8,72	0	95	74	74	148	0	0	3	2	3	2	3	2	3	0	0
1944005	M	10/01/2005	06/10/2011	6,74	1	93	68	88	156	0	0	3	2	3	2	2	2	3	0	0
1863003	M	06/06/2003	06/10/2011	8,34	1	100	100	180	180	0	0	2	0	2	0	0	0	1	1	0
1619081	M	04/09/1995	06/10/2011	16,1	0	72	215	21	215	0	0	3	3	3	3	3	3	2	2	2
2326989	M	22/12/2010	20/10/2011	0,83	1	110	25	21	46	0	0	1	1	2	0	3	0	3	0	0
2031558	M	28/08/2007	20/10/2011	4,15	1	103	51	52	103	0	0	2	2	2	3	3	3	3	0	0
1994727	M	01/04/1999	20/10/2011	12,56	1	85	85	106	106	0	0	3	3	3	3	3	3	2	1	1
1818283	M	07/09/2001	20/10/2011	10,12	0	77	103	102	205	0	0	1	1	2	2	2	2	2	0	0
1680286	F	29/06/1996	20/10/2011	15,32	0	86	115	180	295	0	0	1	1	2	3	3	3	3	0	0
1645785	F	28/05/1996	27/10/2011	15,42	0	87	79	87	166	0	1	1	2	2	2	3	3	2	0	0
1691651	M	21/10/1997	27/10/2011	14,02	0	64	98	155	253	0	0	2	2	2	3	3	3	3	2	2
1608017	M	06/05/1995	27/10/2011	16,49	0	65	133	130	263	0	1	2	2	2	3	3	3	2	1	1
1567349	F	01/04/1994	27/10/2011	17,58	0	66	66	266	266	0	0	3	2	3	2	3	1	1	0	0
2366477	M	31/10/1994	27/10/2011	17	0	60	189	170	359	0	0	3	3	3	3	3	3	3	2	2
1926733	M	25/02/2005	03/11/2011	6,69	1	76	41	22	63	0	0	3	1	3	3	3	3	3	0	0
1939295	M	19/06/2005	03/11/2011	6,38	1	74	59	62	121	0	0	3	3	3	3	3	3	3	0	0
2099955	F	09/01/2001	03/11/2011	10,82	0	77	87	77	164	0	0	2	2	2	2	3	3	3	0	0
1802225	M	24/09/1999	03/11/2011	12,12	0	83	102	83	185	0	0	1	2	2	2	2	2	2	0	0
1723371	M	19/10/1998	03/11/2011	13,05	0	72	101	106	207	0	1	3	3	3	3	3	3	3	0	0
1979706	M	04/05/2006	10/11/2011	5,52	1	97	38	84	122	0	0	2	1	3	3	3	3	3	0	0
2027770	F	07/04/2003	10/11/2011	8,6	0	64	75	71	146	0	0	3	2	3	2	3	3	3	0	0
1843308	M	02/11/2000	10/11/2011	11,03	0	69	78	90	168	0	1	2	2	2	2	2	2	2	2	0

2161325	F	16/11/1998	19/01/2012	13,18	0	65	117	144	261	0	0	0	3	3	2	3	3	0
2373106	F	09/06/2011	26/01/2012	0,63	1	150	14	18	32	0	0	0	1	1	1	0	1	0
2409404	M	24/03/2011	26/01/2012	0,84	1	96	23	24	47	0	1	3	2	3	3	3	2	0
2160698	M	06/03/2010	26/01/2012	1,89	1	110	32	63	95	0	0	3	3	3	3	2	3	0
1630246	F	21/12/1995	26/01/2012	16,11	0	71	128	148	276	0	0	0	2	3	3	0	1	0
1476451	M	14/02/1992	26/01/2012	19,96	0	81	156	184	340	0	0	3	3	3	3	3	3	0
2389157	F	21/07/2007	08/02/2012	4,56	0	93	44	49	93	0	1	3	3	3	3	2	2	0
2053884	M	22/04/2008	08/02/2012	3,8	1	95	106	106	106	0	0	3	2	3	3	2	2	0
1764203	F	11/02/2000	08/02/2012	12	0	61	144	80	224	0	0	3	3	3	3	3	3	0
1802557	M	21/05/2001	08/02/2012	10,73	0	65	133	204	337	0	0	1	1	2	2	1	2	0
1647624	F	05/06/1996	16/02/2012	15,71	0	86	50	49	99	0	0	2	3	3	3	3	3	1
2052416	F	10/04/2008	16/02/2012	3,85	1	82	106		106	0	0	3	2	3	2	3	3	0
2099519	F	16/07/2008	16/02/2012	3,59	1	102	81	52	133	0	0	1	1	2	2	2	2	0
1852995	M	06/09/2000	16/02/2012	11,45	0	100	106	91	197	0	0	2	2	3	2	2	2	0
1572072	M	10/04/1993	16/02/2012	18,87	0	59	231	202	433	0	1	2	1	3	3	1	2	0
2395679	F	16/08/2006	23/02/2012	5,53	1	96	48	48	96	0	1	3	3	3	3	2	2	0
1926568	F	25/02/2005	23/02/2012	7	0	79	73	59	132	0	1	3	3	3	3	3	3	1
1683210	M	10/06/1997	23/02/2012	14,72	0	81	98	137	235	0	0	2	1	2	1	2	2	0
1807262	F	20/11/1999	23/02/2012	12,27	0	80	156	88	244	0	1	3	2	3	3	3	3	0
1680444	M	27/05/1997	23/02/2012	14,75	0	60	135	220	355	0	0	3	2	3	3	3	2	0
2417126	F	24/12/2011	01/03/2012	0,19	1	121	11	10	21	0	1	2	2	2	2	2	2	0
2115903	M	19/10/2009	01/03/2012	2,37	1	122	29	27	56	0	0	0	0	0	2	0	1	0
2353777	F	27/02/2009	01/03/2012	3,01	1	98	66	37	102	0	0	3	3	3	3	2	2	0
2407592	M	04/08/2001	01/03/2012	10,58	1	100	95	76	171	0	0	2	2	2	3	3	3	0
2407592	M	04/08/2001	01/03/2012	10,58	1	100	95	76	171	1	0	3	3	3	3	3	3	1
2412376	M	30/07/2001	01/03/2012	10,59	0	57	111	68	179	0	0	1	1	2	1	1	1	0
1904481	F	25/07/2004	15/03/2012	7,64	0	80	80	78	78	0	0	1	1	2	0	0	2	2
1794483	F	12/11/1998	15/03/2012	13,35	0	81	110	91	201	0	0	1	1	2	2	1	1	0
1785526	M	13/09/2000	15/03/2012	11,51	0	72	101	183	284	0	0	3	3	3	3	3	3	0
1563799	M	15/02/1994	15/03/2012	18,09	0	70	103	203	306	0	1	3	0	3	3	3	3	0
1852113	F	11/02/2003	22/03/2012	9,12	0	86	15	45	60	0	0	2	1	3	3	3	3	0
1826885	M	10/04/2002	22/03/2012	9,96	0	86	86	77	77	0	0	1	1	3	2	2	2	0
1748432	M	13/08/1999	22/03/2012	12,62	0	84		93	93	0	0	3	3	3	3	3	3	0
1615639	F	15/07/1995	22/03/2012	16,7	0	58	102	26	128	0	0	1	2	3	3	3	2	0
1583283	M	24/08/1994	22/03/2012	17,59	0	57	162	119	281	0	0	1	1	1	1	3	0	0
2397942	F	22/10/2011	12/04/2012	0,47	1	123	15	19	34	0	0	1	1	1	1	0	2	0
2357217	F	02/10/2001	12/04/2012	10,53	0	75	63	69	132	0	0	2	2	3	2	2	1	1
1813778	F	12/09/2001	12/04/2012	10,59	0	69	70	118	188	0	0	2	2	2	2	1	2	0
1632140	F	15/01/1996	12/04/2012	16,25	0	90	103	112	215	0	0	2	2	2	2	1	1	0

1870860	M	10/09/2003	12/04/2012	8,59	1	104	700	80	780	0	0	0	2	3	3	3	3	3	3	1
2048756	F	08/03/2008	19/04/2012	4,12	1	115	42	40	68	0	0	0	2	1	2	2	2	2	2	0
2091928	M	21/10/2008	19/04/2012	3,5	0	101	40	28	68	1	0	0	2	2	2	2	2	2	2	0
1940492	M	08/04/2005	19/04/2012	7,04	0	51	34	59	93	0	0	0	0	0	3	2	2	2	2	2
1804804	M	11/07/2001	19/04/2012	10,78	1	73	60	70	130	0	0	0	1	1	3	2	2	2	2	0
1693313	F	06/11/1997	19/04/2012	14,46	0	61	104	160	264	0	0	0	3	3	3	3	3	3	3	1
1939184	M	17/05/1997	25/04/2012	14,95	0	77	99		99	0	0	0	1	1	3	3	3	2	2	0
2416071	F	23/09/2007	25/04/2012	4,59	1	107	41	60	101	0	0	0	2	1	3	3	3	2	2	0
2075601	M	16/06/2003	25/04/2012	8,87	1	97	64	106	170	0	0	0	3	3	3	2	3	2	3	0
1730076	M	13/01/1999	25/04/2012	13,29	0	67	203	115	318	0	0	0	1	2	3	3	3	2	2	0
1682961	F	28/04/1997	25/04/2012	15	0	72	104	227	331	0	0	0	2	2	2	3	2	2	2	0
2347645	M	01/02/2004	03/05/2012	8,26	0	69	64	49	113	0	0	0	2	2	2	2	2	2	2	0
1291015	F	22/11/1990	03/05/2012	21,46	0	65	96	122	218	0	0	0	3	2	3	3	3	3	3	1
1931411	M	03/10/1999	03/05/2012	12,59	0	65	149	113	262	0	1	1	1	2	3	3	3	3	0	0
2049760	F	23/11/2007	10/05/2012	4,47	1	96	43	70	113	0	0	0	3	3	3	2	2	2	2	0
1960709	F	14/10/2003	10/05/2012	8,58	0	58	59	57	116	0	0	0	2	2	3	2	3	2	3	0
1899829	M	28/05/2004	10/05/2012	7,96	1	75	63	90	153	0	0	0	2	2	2	2	3	2	2	1
1628934	F	27/09/1995	10/05/2012	16,63	0	95	98	91	189	0	1	2	1	2	2	3	2	2	3	0
2381102	M	09/05/1994	10/05/2012	18,02	0	69	151	147	298	1	0	2	2	2	2	2	2	2	3	1
2380738	F	18/08/2011	17/05/2012	0,75	1	123	20	29	49	1	0	0	3	3	3	3	2	2	2	0
2010091	F	12/12/2006	17/05/2012	5,43	1	82	112		112	0	0	0	3	3	3	3	3	3	3	0
1779440	M	02/06/1989	17/05/2012	22,97	0	72	72	85	157	0	0	0	2	2	3	3	3	3	3	0
1778432	M	07/07/1997	17/05/2012	14,87	0	58	107	104	211	0	1	1	1	1	3	3	2	2	0	0
1534713	F	07/11/1992	17/05/2012	19,54	0	69	112	129	241	1	0	0	2	2	3	3	3	2	2	0
1943512	M	10/08/2005	24/05/2012	6,79	1	80	63	81	144	0	0	0	3	3	3	2	3	2	3	0
2087810	M	07/02/2005	24/05/2012	7,3	0	80	76	68	144	1	0	0	3	3	3	3	3	3	3	0
2398096	F	27/01/2006	24/05/2012	6,33	1	82	90	81	171	0	0	0	2	1	3	2	2	1	1	0
2005184	M	28/04/2003	24/05/2012	9,08	0	83	115	135	250	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	0
2005181	F	03/06/2001	24/05/2012	10,98	0	78	134	132	266	1	0	2	2	2	3	3	3	2	2	0
2016941	M	10/06/2007	31/05/2012	4,98	1	83	38	47	85	0	0	0	3	3	3	3	1	3	3	0
2054986	M	28/08/2007	31/05/2012	4,76	1	95	68	50	118	0	0	0	3	2	3	3	3	3	3	0
2020358	M	08/07/2007	31/05/2012	4,9	1	86	53	66	119	0	0	0	3	3	3	3	3	3	3	0
1711214	M	17/03/1998	31/05/2012	14,22	0	55	97	181	278	0	0	0	2	1	3	3	3	3	3	0
1992928	F	23/05/2002	31/05/2012	10,03	0	112	88	209	297	0	0	0	1	1	2	0	1	1	1	1
2414049	F	10/10/2006	05/06/2012	5,66	1	88	49	48	97	0	1	0	0	0	0	2	1	1	0	0
1857545	M	06/04/2003	05/06/2012	9,17	0	104	70	67	137	0	0	0	1	1	2	0	2	0	2	0
1792016	M	08/02/2001	05/06/2012	11,33	1	77		141	141	0	0	0	0	3	3	2	1	1	1	1
10009900	F	05/04/2001	05/06/2012	11,18	0	101	106	97	203	0	0	0	1	1	2	2	2	2	2	0
10006637	M	19/08/1987	05/06/2012	24,81	0	46	289	203	492	0	0	0	3	3	3	3	3	3	2	2

10018482	F	24/01/2011	12/06/2012	1,38	1	110	27	23	50	0	1	2	2	2	2	3	2	2	1
1840323	M	29/09/2002	12/06/2012	9,71	0	71		66	66	0	0	1	1	2	2	1	2	2	0
1984257	M	12/07/2006	12/06/2012	5,92	1	95	52	43	95	1	0	3	1	3	0	0	2	2	1
2061902	F	04/01/2008	12/06/2012	4,44	1	103	42	70	112	0	0	1	2	3	0	0	3	0	0
10001278	F	18/10/2001	12/06/2012	10,66	0	77	112	79	191	0	0	1	2	2	2	2	2	2	0
1917702	F	12/12/2004	21/06/2012	7,53	1	86	42	48	90	0	0	3	3	3	3	3	3	3	0
1867487	M	21/07/2003	21/06/2012	8,93	1	73	64	81	145	0	0	2	1	3	2	2	2	2	0
1878341	F	30/08/2003	21/06/2012	8,82	0	53	79	72	151	0	1	3	3	3	3	3	2	2	0
1697296	M	20/12/1997	21/06/2012	14,51	0	52	113	170	283	0	0	3	2	2	2	2	2	2	1
1582889	M	10/09/1994	21/06/2012	17,79	0	65	136	224	360	0	0	1	1	2	2	2	2	2	0
1800117	F	28/12/1997	28/06/2012	14,51	0	88	78	69	147	0	0	2	1	2	2	2	2	2	0
2019689	M	02/07/2007	28/06/2012	4,99	1	75	77	80	157	0	0	3	3	3	1	1	1	1	0
1775528	F	12/07/2000	28/06/2012	11,97	0	64	66	102	168	0	0	3	2	3	3	3	2	2	0
2414832	F	22/01/2001	28/06/2012	11,44	0	95	94	91	185	0	1	0	0	3	2	0	0	0	0
1534393	F	11/05/1993	28/06/2012	19,15	0	67	139	71	210	0	0	2	2	3	2	2	2	2	0
1872403	F	15/09/2003	05/07/2012	8,81	0	65	71		71	0	0	2	3	3	2	2	2	2	1
1931968	N	26/09/2003	05/07/2012	8,78	1	61	75	66	141	0	0	3	3	3	3	3	3	3	0
1707030	F	08/02/1997	05/07/2012	15,41	0	49	156	189	345	0	0	3	3	3	3	3	2	2	1
1566036	M	21/01/1993	05/07/2012	19,47	0	66	165	378	543	0	0	1	3	3	3	3	3	1	0
1681335	M	12/06/1997	05/07/2012	15,07	0	58	145	404	549	0	0	3	1	2	2	2	2	2	0
1987431	F	22/09/2006	12/07/2012	5,81	0	97		75	75	0	0	2	3	3	0	0	3	0	0
2093940	F	07/02/2009	12/07/2012	3,43	1	102	44	61	105	1	0	3	3	3	3	3	2	2	0
1969146	F	22/10/2003	12/07/2012	8,73	0	93	55	88	143	0	0	3	3	3	3	1	3	0	0
1888132	F	19/01/2004	12/07/2012	8,48	0	57	64	133	197	0	0	1	1	2	2	2	2	2	2
1784482	M	19/11/2000	12/07/2012	11,65	0	57	102	96	198	0	0	1	1	2	2	2	2	2	0
1983482	M	21/08/2006	19/07/2012	5,92	1	87	63	68	131	0	1	0	0	3	2	2	2	2	0
1894364	M	23/04/2004	19/07/2012	8,24	1	106		139	139	0	0	1	1	3	0	0	0	0	0
1881553	M	03/12/2003	19/07/2012	8,63	0	87	68	80	148	0	1	3	3	3	3	3	3	3	0
1530043	F	04/04/1993	19/07/2012	19,3	0	78	110	84	194	0	0	2	3	3	2	2	2	2	0
1576116	M	11/06/1994	19/07/2012	18,12	0	82	119	209	328	0	0	2	2	3	0	0	2	2	0
1915279	M	22/06/2004	02/08/2012	8,12	0	67	80	75	155	0	0	3	3	3	3	3	1	1	0
1637383	M	10/02/1996	02/08/2012	16,49	1	73	156	153	309	0	0	3	2	3	3	3	1	2	0
1655476	F	21/11/1992	02/08/2012	19,71	0	69	120	201	321	0	0	3	1	3	3	3	2	2	0
2063859	M	24/07/2008	09/08/2012	4,05	1	86	80		80	0	0	2	1	2	2	2	3	3	0
2348380	M	01/03/2010	09/08/2012	2,44	1	118	26	59	85	0	0	2	2	2	2	2	2	2	0
1935826	F	28/05/2005	09/08/2012	7,21	1	85	53	72	125	0	1	3	3	3	3	3	2	2	0
2077898	F	27/07/1997	09/08/2012	15,05	0	75	92	78	170	0	0	2	1	2	2	3	2	2	0
1812675	M	08/04/1999	09/08/2012	13,35	0	52	93	104	197	0	0	3	2	3	3	3	2	2	2
2209446	M	17/09/2010	16/08/2012	1,92	1	91	34	43	77	0	0	1	2	3	1	2	3	3	0

1927735	M	15/12/1977	16/08/2012	34,69	0	83	65	55	120	0	1	2	2	2	2	3	2	2	0
1676787	F	22/04/1997	16/08/2012	15,33	0	56	124	96	220	0	0	3	2	3	3	3	2	3	0
1645016	M	02/11/1995	16/08/2012	16,8	0	43	187	222	409	0	1	3	3	3	3	3	3	3	3
10024538	M	02/03/2000	23/08/2012	12,48	0	75	114	113	227	1	0	2	1	2	2	2	2	2	0
10016570	F	08/03/1997	23/08/2012	15,47	0	63	116	114	230	0	1	2	0	2	2	3	2	3	0
1955046	M	23/02/2000	23/08/2012	12,51	0	56	102	163	265	0	0	1	1	3	3	3	2	1	1
2008701	M	24/01/1993	23/08/2012	19,59	0	69	158	124	282	0	1	3	0	3	2	2	2	0	0
1544484	M	09/08/1993	23/08/2012	19,05	0	74	194	213	407	0	0	1	1	2	1	2	2	0	0
2071490	M	18/10/2008	30/08/2012	3,87	1	89		84	84	0	0	2	3	3	2	2	2	1	1
1625954	F	17/10/1995	30/08/2012	16,88	0	61		119	119	0	0	2	3	3	3	3	2	0	0
2183861	M	25/03/2008	30/08/2012	4,44	1	90	54	65	119	0	0	3	3	3	3	2	2	0	0
1646405	M	25/05/1996	06/09/2012	16,3	0	78	162		162	0	0	2	0	3	0	0	0	0	0
1788949	M	25/12/2000	06/09/2012	11,71	0	90	114	89	203	0	0	2	1	2	2	2	2	0	0
10023923	M	06/10/1998	06/09/2012	13,93	0	58	152	82	234	0	0	3	3	3	2	2	2	1	1
2082431	F	10/07/1997	06/09/2012	15,17	0	79	105	211	316	0	1	3	2	3	3	0	3	0	0
1689846	M	23/09/1997	06/09/2012	14,96	0	55	207	151	358	0	0	2	2	2	3	3	3	1	1
1745734	M	04/07/1999	13/09/2012	13,21	0	59	87	76	163	0	0	2	2	3	2	2	2	0	0
2368986	F	09/04/2003	13/09/2012	9,44	0	81	76	128	204	0	0	3	1	3	3	2	2	0	0
1756315	F	24/11/1999	13/09/2012	12,81	0	70	118	93	211	1	0	2	1	3	0	2	2	0	0
1686841	M	07/08/1997	13/09/2012	15,11	0	75	139	135	274	0	0	1	1	2	2	2	2	0	0
1153779	M	31/07/1989	13/09/2012	23,14	0	59	178	171	349	0	0	1	0	0	0	2	2	0	0
1958826	F	29/12/2005	20/09/2012	6,73	1	96	49	46	95	0	1	2	2	2	2	3	2	2	0
10039700	F	02/02/2003	20/09/2012	9,64	0	66	88	72	160	0	0	2	2	2	2	2	2	0	0
1983530	M	24/08/2006	20/09/2012	6,08	1	74	82	82	164	1	0	2	2	3	3	2	2	0	0
1975415	M	02/06/2006	20/09/2012	6,31	1	86	64	129	193	0	0	0	1	2	0	0	0	0	0
1542164	M	09/07/1993	20/09/2012	19,21	0	48	222	242	464	0	0	3	3	3	3	3	2	1	1
1768676	F	20/04/2000	27/09/2012	12,45	0	65		123	123	0	0	2	3	3	3	2	2	0	0
1928963	F	28/03/2005	27/09/2012	7,51	1	70	68	62	130	0	0	2	2	3	2	1	1	0	0
1846304	M	04/12/2002	27/09/2012	9,82	0	94	62	111	173	0	0	2	1	3	0	3	0	0	0
2148996	M	11/09/2004	27/09/2012	8,05	0	82	81	93	174	0	1	1	2	3	3	2	2	0	0
2002852	F	08/02/2007	04/10/2012	5,66	1	84	63	44	107	0	0	3	3	3	3	3	3	0	0
1746689	M	13/07/1999	04/10/2012	13,24	0	70		128	128	0	0	3	3	3	3	2	3	0	0
1827845	F	28/04/2002	04/10/2012	10,44	0	61	80	66	146	0	0	1	3	3	0	3	0	0	0
1866205	F	26/06/2003	04/10/2012	9,28	0	71	98	93	191	0	0	2	2	3	0	2	0	0	0
10018126	M	14/03/2012	11/10/2012	0,58	1	138	17	44	61	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0
2417385	M	18/02/2012	11/10/2012	0,65	1	150	36	32	68	0	0	2	2	2	2	0	2	0	0
2124923	M	10/07/2001	11/10/2012	11,26	0	71	94	89	183	0	0	3	2	3	3	3	3	0	0
1683498	M	04/07/1997	11/10/2012	15,28	0	68	96	216	312	0	0	2	2	3	2	3	2	0	0
2064744	F	06/08/2008	18/10/2012	4,2	1	95	19	46	65	0	0	3	3	3	3	3	3	3	0

2015677	M	20/05/2007	18/10/2012	5,42	1	80	75	71	146	0	1	3	3	3	3	3	2	0
1964494	M	30/11/2005	18/10/2012	6,89	1	83	74	124	198	0	0	3	3	3	3	3	2	0
1730370	F	15/01/1999	18/10/2012	13,77	0	66	163	145	308	0	0	2	2	3	0	2	0	
1701001	M	22/12/1997	25/10/2012	14,85	0	82	126		126	0	0	3	3	3	2	2	0	
1886264	F	06/02/2004	25/10/2012	8,72	0	72	66	82	148	0	0	0	1	2	0	1	0	
1873935	M	10/10/2003	25/10/2012	9,05	0	45	104	107	211	0	1	3	3	3	3	3	3	
1655128	M	14/09/1996	25/10/2012	16,12	0	60	199	156	355	0	0	2	2	3	2	2	0	
2064404	F	01/08/2008	08/11/2012	4,27	1	92	42	40	82	0	1	1	1	3	2	2	0	
1879566	M	26/11/2003	08/11/2012	8,96	0	97		100	100	0	1	0	0	2	0	0	1	
1971429	M	29/04/2006	08/11/2012	6,53	1	87	166		166	0	0	1	1	3	2	2	2	
1700485	F	10/01/1998	08/11/2012	14,84	0	87	83	105	188	0	0	3	3	3	2	3	0	
1767748	M	07/04/2000	08/11/2012	12,6	0	78	91	118	209	0	0	1	0	3	0	1	0	
2323999	M	20/06/2010	15/11/2012	2,41	1	118	35	33	68	0	1	1	1	1	2	2	0	
1929213	M	21/03/2005	15/11/2012	7,66	1	111	61	85	146	0	0	3	3	3	3	2	0	
1924342	M	12/02/2005	15/11/2012	7,76	0	85		201	201	0	0	0	0	3	0	1	0	
1672547	M	18/01/1997	15/11/2012	15,84	0	99	139	121	260	1	0	3	2	3	3	3	1	
1971075	M	03/07/1997	15/11/2012	15,38	0	61	221	129	350	0	0	2	3	3	3	2	0	
1979706	M	04/05/2006	22/11/2012	6,56	1	99	50	95	145	0	0	2	2	3	1	2	0	
1909385	F	22/09/2004	22/11/2012	8,17	0	82	82	102	184	0	0	1	2	2	2	1	0	
1705742	F	14/03/1998	22/11/2012	14,7	0	61	155	128	283	0	0	2	2	3	3	2	0	
2364785	F	24/05/2011	11/01/2013	1,64	1	114	36	24	60	0	0	0	1	1	2	3	0	
2194202	F	04/11/2006	11/01/2013	6,19	1	92	87		87	0	0	2	3	3	3	3	1	
1906080	F	01/08/2004	11/01/2013	8,45	0	82	71	66	137	0	1	3	3	3	3	2	0	
1809181	F	11/07/1995	11/01/2013	17,52	0	70	110	139	249	0	0	1	3	3	3	3	0	
1840239	F	02/10/1997	11/01/2013	15,29	0	59	148	156	304	0	0	3	3	3	3	3	0	
10044485	M	16/05/2012	17/01/2013	0,67	1	115	13	39	52	0	0	1	1	1	1	1	0	
809058139	M	18/07/2004	17/01/2013	8,51	1	76	86	81	167	0	0	3	3	3	3	3	0	
2064501	F	19/12/1992	17/01/2013	20,09	0	52	123	132	255	0	0	3	2	3	3	3	0	
1818815	F	19/12/2001	17/01/2013	11,09	0	86	117	145	262	0	0	0	0	2	1	2	0	
1969584	M	30/06/1999	17/01/2013	13,56	0	67	128	149	277	0	1	3	3	3	3	3	1	
10046923	F	14/05/2007	24/01/2013	5,7	0	90	52	49	101	0	1	3	3	3	3	2	0	
2018491	F	27/02/2003	24/01/2013	9,92	0	83	72	69	141	0	0	2	2	3	2	2	0	
1584575	M	25/09/1994	24/01/2013	18,35	0	74	98	85	183	0	0	2	1	3	3	2	0	
1999293	M	25/11/1997	24/01/2013	15,18	0	66	111	102	213	0	0	3	3	3	3	3	0	
1709585	F	17/03/1998	24/01/2013	14,87	0	79	60	434	494	0	0	2	2	2	2	2	0	
2085522	M	09/03/2009	31/01/2013	3,9	1	93	23	43	66	0	0	3	2	2	2	2	0	
2075354	M	26/11/2008	31/01/2013	4,18	0	95	38	39	77	0	0	3	3	3	3	3	0	
1768146	M	06/09/1999	31/01/2013	13,41	0	69	70	54	124	0	0	0	0	0	0	0	0	
1710676	F	24/07/1996	31/01/2013	16,53	0	70	84	73	157	0	1	3	2	3	2	3	2	

1589342	M	28/10/1994	31/01/2013	18,27	0	80	121	98	219	0	0	0	3	2	3	3	3	3	3	0
2095521	M	09/06/2009	07/02/2013	3,67	1	110	47	53	100	0	0	0	3	3	2	3	3	2	2	0
2127494	F	23/05/2005	07/02/2013	7,72	0	72	51	67	118	0	0	0	3	3	3	3	2	2	1	1
1865494	M	29/03/2003	07/02/2013	9,87	0	75	108	53	161	0	0	0	3	2	3	3	3	3	0	0
1751827	F	04/10/1999	07/02/2013	13,36	0	76	108	95	203	0	0	0	3	0	3	3	2	2	2	0
2003771	F	28/12/2002	07/02/2013	10,12	0	67	114	92	206	0	0	0	3	2	3	3	3	2	2	0
2374951	M	14/04/2011	14/02/2013	1,84	1	94	25	15	40	0	0	0	1	1	2	2	2	1	0	0
1768867	F	25/04/2000	14/02/2013	12,82	0	77	38	59	97	0	0	0	1	1	2	2	2	2	2	0
1806700	M	02/08/2001	14/02/2013	11,55	0	98	90	79	169	0	0	0	3	2	3	2	2	2	2	0
1745556	M	20/04/1999	14/02/2013	13,83	0	93	133	132	265	0	0	0	3	3	3	3	3	3	3	0
1651828	M	20/07/1996	14/02/2013	16,58	0	65	277		277	0	0	0	3	3	3	3	3	3	1	1
1729238	F	30/12/1998	21/02/2013	14,16	0	84	83	76	159	0	1	3	3	3	3	3	3	3	3	0
1900738	F	21/06/2004	21/02/2013	8,68	0	78	55	116	171	0	0	0	0	0	3	1	0	0	0	0
1845434	F	26/11/2002	21/02/2013	10,25	0	78	84	101	185	0	0	0	1	1	2	0	0	2	0	0
1757769	M	14/12/1999	21/02/2013	13,2	0	69	109	112	221	0	0	0	3	3	3	3	3	3	3	0
801951096	M	30/01/1999	21/02/2013	14,07	0	60	171	187	358	0	0	0	3	2	3	3	3	3	3	0
2182066	M	30/05/2010	28/02/2013	2,75	1	92	43	24	67	0	0	0	1	1	2	2	2	2	2	0
2084661	F	27/02/2009	28/02/2013	4,01	1	125	36	62	98	0	0	0	2	1	2	2	2	2	2	0
1653846	M	25/07/1995	28/02/2013	17,61	0	48	196	179	375	0	1	3	3	3	3	3	3	3	3	0
1542164	M	09/07/1993	28/02/2013	19,65	0	45	213	261	474	0	0	0	3	2	3	3	3	2	2	0
10061343	M	30/08/2012	28/02/2013	0,5	1	126	238	262	500	0	0	0	1	0	1	1	1	1	1	0
10072910	F	21/01/2013	07/03/2013	0,12	1	135	9	7	16	0	1	1	1	1	1	1	2	2	2	0
1853011	F	21/02/2003	07/03/2013	10,05	0	98	62	58	120	0	0	0	2	1	1	1	0	1	0	0
10059450	M	03/02/2004	07/03/2013	9,1	1	64	80	67	147	0	0	0	2	2	2	2	2	2	2	0
2366539	F	26/08/1999	07/03/2013	13,54	0	91	120	59	179	0	0	0	2	2	2	2	2	2	2	0
1568312	F	16/02/1994	07/03/2013	19,07	0	68	158	194	352	0	0	0	2	1	3	3	3	2	0	0
10067901	F	27/11/2011	14/03/2013	1,3	1	119	18	46	64	0	0	0	2	2	2	2	2	2	2	0
2140118	F	23/12/2009	14/03/2013	3,22	1	99	37	36	73	0	1	0	0	0	1	1	1	1	1	0
1926944	M	05/02/2005	14/03/2013	8,11	0	82	71	75	146	0	0	0	1	1	2	2	2	1	0	0
1519571	M	07/05/1990	14/03/2013	22,87	0	87	118	111	229	0	0	0	3	3	3	3	3	3	3	0
2135443	F	08/12/2009	21/03/2013	3,28	1	108	36	26	62	0	0	0	2	2	2	2	2	2	2	0
2020666	M	29/03/2006	21/03/2013	6,98	1	90	82		82	0	0	0	3	3	3	3	2	2	3	0
1817701	M	16/02/1996	21/03/2013	17,1	0	78	113		113	0	0	0	1	3	3	3	0	3	1	1
1922704	M	31/01/2005	21/03/2013	8,14	0	67	71	73	144	0	0	0	1	3	3	3	0	2	0	0
1703879	M	03/03/1998	21/03/2013	15,06	0	78	120	180	300	1	0	2	2	2	3	3	3	3	3	3
2014677	M	08/04/2000	04/04/2013	13	0	80	110		110	0	0	0	3	2	3	3	0	2	1	1
1901468	M	25/06/2004	04/04/2013	8,78	0	77	87	79	166	0	0	0	2	2	3	2	2	2	2	0
1712201	F	06/04/1998	04/04/2013	15,01	0	61	98	126	224	0	1	2	1	2	1	2	3	2	0	0
1614129	M	27/06/1995	04/04/2013	17,78	0	44	190	272	462	0	0	2	2	1	3	1	2	2	2	0

1934972	M	20/05/2005	11/04/2013	7,9	0	87		45	45	0	0	0	3	2	3	1	0	1
1839137	F	19/09/2002	11/04/2013	10,57	0	68		74	74	0	0	0	2	1	3	1	2	0
2182775	F	20/05/2010	11/04/2013	2,9	1	108	36	55	91	0	0	0	2	1	3	1	3	0
2016310	M	24/01/2004	11/04/2013	9,22	0	86	65	64	129	0	1	2	2	3	3	2	2	0
1864994	F	27/05/2003	11/04/2013	9,88	0	64	107	70	177	0	1	3	3	3	3	2	3	0
2042136	F	12/01/2008	18/04/2013	5,27	1	90	69	59	128	0	0	3	3	3	3	3	3	0
1882605	F	31/12/2003	18/04/2013	9,3	0	91	59	92	151	0	0	1	2	2	2	2	2	0
1978865	F	03/07/2006	18/04/2013	6,8	1	91	68	89	157	0	1	1	1	2	3	3	1	0
1626282	F	30/07/1995	18/04/2013	17,73	0	88	145	126	271	0	0	3	3	3	3	3	3	0
1671137	M	27/02/1997	18/04/2013	16,15	0	64	160	152	312	0	0	1	3	3	3	3	3	0
1880842	M	11/10/2002	25/04/2013	10,55	0	91		57	57	0	0	1	3	3	3	0	1	1
1995113	M	30/11/2006	25/04/2013	6,41	0	91	85	50	135	0	0	3	3	2	3	3	3	0
1905552	M	09/08/2004	25/04/2013	8,72	0	93	77	104	181	0	0	2	2	3	3	0	2	0
10061926	M	03/07/2001	25/04/2013	11,82	0	62	101	112	213	0	0	3	3	3	3	3	3	0
1749354	M	31/08/1999	25/04/2013	13,66	0	64	139	148	287	0	0	3	3	3	3	3	3	0
10044453	M	10/08/2012	09/05/2013	0,75	1	125	35	16	51	0	0	0	1	1	1	1	1	0
2180935	F	29/06/2009	09/05/2013	3,86	1	89	56	108	164	0	0	2	2	2	3	3	3	0
1502658	M	11/07/1992	09/05/2013	20,84	0	64	118	132	250	0	1	3	3	3	3	3	3	0
2363805	M	19/05/2011	23/05/2013	2,01	1	113	52	54	106	0	0	1	1	0	2	0	1	0
2040788	F	08/01/2008	23/05/2013	5,38	1	107	30	106	136	0	0	2	2	2	2	2	0	0
1581906	F	29/08/1994	23/05/2013	18,75	0	53	108	149	257	0	0	3	2	2	3	3	2	0
1770440	F	15/05/2000	23/05/2013	13,03	0	70	120	167	287	0	0	3	2	2	3	2	2	0
2209708	F	20/09/2010	30/05/2013	2,69	1	93	40	30	70	0	0	2	2	2	3	3	3	0
10065760	F	02/01/2009	30/05/2013	4,41	1	100	31	53	84	0	0	3	2	2	3	2	2	0
2017118	M	09/06/2007	30/05/2013	5,98	1	95	51	47	98	0	0	2	2	2	3	1	2	0
1799929	M	18/04/2001	30/05/2013	12,12	0	64	78	73	151	0	1	3	3	3	3	3	3	0
1884453	M	24/08/2003	30/05/2013	9,77	0	88	81	94	175	0	1	1	1	0	2	2	2	0
10091351	F	06/04/2013	06/06/2013	0,17	1	94	9	11	20	0	0	3	3	3	3	3	2	0
2098144	F	30/09/2004	06/06/2013	8,69	0	85	41	36	77	0	0	3	2	2	3	3	3	1
2393916	M	27/03/2009	06/06/2013	4,2	1	110	34	66	100	0	0	3	2	2	2	2	2	1
10079422	M	19/05/2009	13/06/2013	4,07	1	100	41	92	133	0	0	3	3	3	3	3	2	0
1983604	M	23/08/2006	13/06/2013	6,81	1	92	66	76	142	0	0	3	3	3	3	3	2	1
1904595	M	27/07/2004	13/06/2013	8,88	1	82	84	77	161	0	0	3	3	3	3	3	3	0
1677694	M	06/05/1997	13/06/2013	16,12	0	51		187	187	0	0	3	3	3	3	3	3	1
1965688	M	07/03/2006	20/06/2013	7,29	1	74	34	68	102	0	0	3	3	3	3	3	3	1
1968519	M	29/03/2006	20/06/2013	7,23	1	80	74	52	126	0	0	3	3	3	3	2	2	0
1880157	M	11/11/2003	20/06/2013	9,61	0	70	84	121	205	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1713874	M	21/06/1998	20/06/2013	15,01	0	72	122	234	356	0	0	2	2	2	3	3	3	0
10054596	M	28/10/2012	27/06/2013	0,66	1	107	21	23	44	0	0	0	0	0	2	0	2	0

2009541	F	16/03/2007	27/06/2013	6,29	1	81	45	80	125	0	0	0	1	1	3	0	1	0
1982817	M	15/08/2006	27/06/2013	6,87	1	77	60	74	134	0	0	0	3	3	3	3	3	0
2057933	M	03/01/2005	27/06/2013	8,48	0	67	55	86	141	0	0	0	1	1	2	2	2	0
1658153	M	19/12/1995	27/06/2013	17,53	0	77	117	113	230	0	0	0	3	2	2	2	2	0
2149657	F	09/03/2000	27/06/2013	13,31	0	75	93	264	357	0	0	0	3	3	3	3	3	1
10099705	M	22/01/2013	03/07/2013	0,44	1	125	17	14	31	0	1	1	1	1	2	2	1	0
2018865	F	25/06/2007	03/07/2013	6,03	0	83	51	41	92	0	0	0	2	2	3	2	2	0
1961569	F	02/02/2006	03/07/2013	7,42	1	75	57	54	111	0	0	0	3	3	3	3	2	0
1957409	M	22/12/2005	03/07/2013	7,53	1	75	86	74	160	0	1	1	3	3	3	3	1	0
1877215	M	07/11/2003	03/07/2013	9,66	0	91	99	95	194	0	0	0	2	1	3	2	2	0
1974953	M	07/09/2004	11/07/2013	8,85	0	85	108	93	201	0	0	0	1	1	1	1	1	0
1779592	M	19/09/2000	11/07/2013	12,82	0	72	83	147	230	0	0	0	2	2	2	2	2	0
1557192	F	16/12/1993	11/07/2013	19,58	0	56	150	126	276	0	1	1	2	0	3	3	1	0
1644940	M	05/05/1996	11/07/2013	17,19	0	54	192	197	389	0	1	1	2	3	3	3	3	1
1544345	M	18/06/1993	11/07/2013	20,08	0	48	265	178	443	0	1	1	3	3	3	3	3	0
1903720	M	12/05/2004	18/07/2013	9,19	0	88	56	58	114	0	0	0	2	2	2	2	2	0
1935847	M	01/05/2005	18/07/2013	8,22	0	69	88	84	172	0	0	0	1	0	3	3	1	1
1907133	F	11/05/2004	18/07/2013	9,19	0	70	98	95	193	0	1	1	3	3	3	2	2	0
1715861	M	04/06/1998	18/07/2013	15,13	0	89	129	133	262	0	0	0	2	2	2	2	2	0
10116241	F	13/07/1997	18/07/2013	16,02	0	58	87	199	286	0	0	0	3	3	3	3	3	1
2047925	F	01/03/2008	01/08/2013	5,42	1	79	42	80	122	0	0	0	3	3	3	0	2	0
1877747	M	12/11/2003	01/08/2013	9,73	1	86	60	77	137	0	0	0	2	2	2	1	2	0
10094143	F	01/11/2003	01/08/2013	9,76	0	79	80	76	156	0	0	0	1	1	2	2	2	0
1774886	F	03/07/2000	01/08/2013	13,09	0	64	86	106	192	0	0	0	2	2	3	2	3	0
2000589	M	24/09/2006	01/08/2013	6,86	1	82	133	63	196	0	0	0	1	1	2	3	3	0
1949042	M	11/11/2004	08/08/2013	8,75	0	74	88	97	185	0	0	0	1	1	1	2	1	0
10120536	M	16/03/1998	08/08/2013	15,41	0	49	137	147	284	0	0	0	3	2	3	3	3	3
1872723	M	01/12/1999	08/08/2013	13,7	0	77	169	136	305	0	0	0	3	3	3	3	2	0
2169961	M	12/06/1997	08/08/2013	16,17	0	48	165	193	378	0	0	0	2	0	3	3	3	3
1609359	M	20/05/1995	09/08/2013	18,24	0	63	231	119	350	0	1	1	3	2	3	3	3	1
10069190	M	13/05/2012	29/08/2013	1,3	1	98	24	25	49	0	0	0	2	1	2	2	3	1
1984684	M	08/07/2006	29/08/2013	7,15	1	76	55	91	146	0	0	0	3	2	3	2	2	0
1922349	M	24/01/2005	29/08/2013	8,6	0	85	77	78	155	0	0	0	1	1	2	2	0	0
1863777	M	25/01/1999	29/08/2013	14,6	0	113	106	111	217	0	1	1	2	2	2	2	2	0
1726397	F	10/11/1998	05/09/2013	14,83	0	79	57	43	100	0	0	0	3	3	3	3	3	0
1845855	M	22/09/2002	05/09/2013	10,96	0	84	66	69	135	0	0	0	3	3	3	3	3	0
1876182	F	03/06/2003	05/09/2013	10,27	0	95	62	78	140	0	0	0	3	3	3	3	3	0
1735507	F	28/02/1999	05/09/2013	14,53	0	75	96	141	237	0	0	0	3	3	3	3	3	0
1579606	M	16/06/1994	05/09/2013	19,24	0	77	84	256	340	0	0	0	3	3	3	2	2	0

2120407	M	30/10/2009	12/09/2013	3,87	1	93	57	47	104	0	0	0	3	2	3	3	0	2
2038850	F	19/12/2007	12/09/2013	5,74	1	96	53	54	107	0	0	0	2	2	3	1	3	1
2004506	F	19/02/2007	12/09/2013	6,57	1	92	45	83	128	0	0	0	3	1	3	3	0	0
1678436	M	15/04/1997	12/09/2013	16,42	0	74	193		193	0	0	0	3	2	3	3	3	0
1972224	M	05/05/2006	13/09/2013	7,36	1	82	65	71	136	0	1	2	0	0	3	2	0	0
10088081	F	22/08/2002	19/09/2013	11,08	0	87	77	73	150	0	0	0	2	1	2	2	2	0
2094810	F	13/06/1995	19/09/2013	18,28	0	76	98	72	170	0	0	0	3	2	3	3	2	0
1711641	F	28/05/1998	19/09/2013	15,32	0	61	126	132	258	0	0	0	2	2	3	3	2	1
1720042	F	14/09/1998	19/09/2013	15,02	0	60	148	131	279	0	0	0	3	2	3	3	3	0
1687560	M	04/09/1997	19/09/2013	16,05	0	58	138	263	401	0	0	0	3	2	3	3	3	2
1790991	M	24/01/2001	26/09/2013	12,68	0	102	29	30	59	0	0	0	2	1	3	0	2	0
1964477	M	20/02/2006	26/09/2013	7,6	1	96	60	76	136	0	0	0	2	1	3	0	0	0
2020369	M	04/06/2007	26/09/2013	6,32	1	98	103	49	152	0	1	3	3	3	3	3	3	0
10011758	M	29/01/2006	26/09/2013	7,66	1	66	42	117	159	0	0	0	3	3	3	3	2	0
2291119	F	28/10/2010	26/09/2013	2,92	0	49	109	83	192	0	0	0	3	3	3	2	3	0
2141432	F	04/01/2010	03/10/2013	3,75	1	103		68	68	0	0	0	1	2	3	2	2	1
2059886	F	21/09/2007	03/10/2013	6,04	1	95	43	53	96	0	0	0	1	2	3	3	3	0
1775166	F	06/07/2000	03/10/2013	13,25	0	83	53	83	136	0	0	0	3	3	3	3	3	0
1862324	F	07/05/2003	03/10/2013	10,42	0	69	109	72	181	0	0	0	3	2	3	3	3	0
1848586	M	08/12/2000	03/10/2013	12,83	1	73	81	114	195	0	0	0	2	2	2	2	2	0
2406367	F	21/12/2011	10/10/2013	1,81	1	111	20	19	39	0	0	0	3	0	2	3	2	0
1852113	F	11/02/2003	10/10/2013	10,67	1	92	75		75	0	0	0	3	0	3	3	3	1
2160698	M	06/03/2010	10/10/2013	3,6	1	78	32	68	100	0	0	0	1	1	3	3	3	2
2161848	M	08/07/1999	10/10/2013	14,27	0	61	126	138	264	0	0	0	3	3	3	3	3	1
1728329	M	15/12/1998	10/10/2013	14,83	0	100	98	187	285	0	0	0	2	1	3	0	3	0
2084888	M	21/12/2008	23/10/2013	4,84	1	81	47	87	134	0	0	0	3	2	3	3	3	0
1717859	F	04/06/1998	23/10/2013	15,4	0	64	98	91	189	0	0	0	2	1	3	3	3	0
1635566	F	20/01/1996	23/10/2013	17,77	0	71	80	138	218	0	0	0	2	2	3	0	2	0
1819632	M	14/08/1998	23/10/2013	15,2	0	47	163	139	302	1	0	0	3	2	3	3	3	0
1977300	F	17/06/2006	31/10/2013	7,38	1	79	54	42	96	0	0	0	3	3	3	2	2	0
2005666	F	02/03/2007	31/10/2013	6,67	1	92	31	76	107	0	0	0	3	3	3	0	2	0
1757332	F	02/04/1996	31/10/2013	17,59	0	92	85	95	180	0	0	0	2	2	3	3	3	0
1571706	M	29/12/1993	31/10/2013	19,85	0	76	136	176	312	0	1	3	3	3	3	3	3	0
2341873	F	11/10/2010	07/11/2013	3,08	1	108	31	24	55	0	1	0	1	0	1	1	1	0
2029803	M	08/10/2007	07/11/2013	6,09	1	67	110	95	205	0	0	0	3	3	3	1	1	0
2080438	F	15/06/2001	07/11/2013	12,41	0	73	125	110	235	0	0	0	3	2	3	3	3	0
2092673	F	17/10/1999	07/11/2013	14,07	1	68	91	150	241	0	0	0	3	3	3	3	0	2
1791462	F	04/02/2001	07/11/2013	12,76	0	78	98	180	278	0	0	0	1	3	3	2	2	1
1944276	F	23/08/2005	14/11/2013	8,23	0	56	80	52	132	0	0	0	2	1	3	2	0	0

2065699	M	24/06/2004	16/01/2014	9,57	0	78	102	96	197	0	0	0	2	1	2	2	2	2	0
1864425	M	16/05/2003	16/01/2014	10,68	0	65	95	120	215	0	0	0	0	0	3	2	2	2	0
1930571	F	10/04/2005	23/01/2014	8,79	0	94	44	41	85	0	0	0	3	3	3	3	3	2	0
2009316	M	31/03/2007	23/01/2014	6,82	1	69	52	46	98	0	1	3	3	3	3	3	3	2	0
1993302	F	16/11/2006	23/01/2014	7,19	1	58	65	53	118	0	0	0	3	3	3	3	1	2	0
1827278	F	24/10/2001	23/01/2014	12,26	0	63	72	63	135	0	0	0	3	3	3	3	3	3	0
10123009	F	22/08/2013	06/02/2014	0,46	1	121	22	13	35	0	0	1	1	1	1	0	2	0	0
1834536	M	11/07/2002	06/02/2014	11,58	0	75	57	88	145	0	0	0	3	3	3	3	3	3	0
1703986	M	24/02/1998	06/02/2014	15,96	0	90	110	124	234	0	1	3	3	3	3	3	3	2	0
20362422	F	28/10/2007	13/02/2014	6,3	1	76	57		57	0	0	0	3	3	3	3	3	0	0
10066326	F	16/08/2012	13/02/2014	1,5	1	80	33	56	89	1	0	1	0	1	0	3	1	2	0
2082201	F	04/02/2009	13/02/2014	5,03	0	79	64	58	122	0	0	0	3	3	3	3	3	2	0
1645785	F	28/05/1996	13/02/2014	17,73	0	83	91	103	194	0	1	2	2	2	3	3	3	1	0
1807262	F	20/11/1999	13/02/2014	14,24	0	78	160	94	254	0	0	0	2	1	2	2	2	2	0
10138285	M	29/08/2003	20/02/2014	10,49	1	92	53	107	160	0	0	0	3	2	3	3	3	2	0
1856675	F	28/05/2002	20/02/2014	11,74	0	77	97	71	168	0	0	0	3	3	3	3	3	2	0
1713874	M	21/06/1998	20/02/2014	15,68	0	66	148	276	424	0	0	0	1	2	3	3	3	3	0
2402168	F	03/12/2011	27/02/2014	2,24	1	102	31	28	59	0	0	0	0	1	1	2	0	2	1
1922486	M	14/01/2005	27/02/2014	9,13	0	70	62	74	136	0	1	3	3	3	3	3	3	2	0
2088582	M	21/07/2006	27/02/2014	7,61	1	123	44	110	154	0	0	0	2	1	2	1	2	1	0
1679003	M	24/06/1999	27/02/2014	14,69	0	68	132	111	243	0	0	0	3	2	2	3	3	2	0
1711214	M	16/04/1997	27/02/2014	16,88	0	61	134	150	284	0	0	0	3	2	2	2	3	2	0
80900830	F	19/05/2010	13/03/2014	3,82	1	99	35	65	100	0	0	0	2	2	2	3	2	2	0
2198280	F	29/07/2010	13/03/2014	3,62	1	93	34	69	103	0	0	0	3	3	3	3	2	3	0
1942490	M	11/06/1999	13/03/2014	14,76	0	102	190	96	286	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1711214	M	17/03/1998	13/03/2014	16	0	64	121	233	354	0	0	0	3	2	3	3	1	2	0
10127054	M	10/09/2013	20/03/2014	0,52	1	116	25	14	39	0	0	0	1	1	3	3	2	2	1
10162461	M	16/12/1997	20/03/2014	16,27	0	66	87	184	271	0	0	0	3	2	3	3	2	3	0
2359579	F	17/04/2011	03/04/2014	2,96	1	88	29	23	52	0	0	0	2	2	2	0	3	0	0
2075605	F	28/11/2008	03/04/2014	5,35	1	110		71	71	0	0	0	2	3	3	2	3	3	1
2397942	F	22/10/2011	03/04/2014	2,45	1	93	31	68	99	0	0	0	0	0	3	0	0	0	0
1701001	M	22/12/1997	03/04/2014	16,29	0	78	123		123	0	0	0	2	2	2	3	3	3	0
1853587	M	03/06/2001	03/04/2014	12,84	0	74	117	149	266	1	0	3	2	2	2	2	2	2	1
10169672	F	11/03/2007	10/04/2014	7,09	1	115	56	82	138	0	0	0	2	3	3	3	3	3	0
1858175	F	16/04/2003	10/04/2014	10,99	1	69	62	78	140	0	1	3	3	3	3	3	3	2	0
1798414	M	27/04/2001	10/04/2014	12,96	1	60	145	174	319	0	0	0	0	0	3	0	0	0	0
1778771	M	11/09/2000	10/04/2014	13,59	0	88	125	268	393	1	0	2	1	3	3	3	3	3	0
10175181	F	03/01/2014	24/04/2014	0,3	1	137	14	14	28	0	0	0	1	1	1	2	2	2	0
2036222	M	14/05/2007	24/04/2014	6,95	1	95	57		57	0	0	0	2	1	3	2	2	0	1

1991408	M	01/11/2006	24/04/2014	7,48	1	70	79	91	170	0	0	0	3	1	3	3	3	3	0
1928037	M	16/05/1999	24/04/2014	14,95	0	83	117	115	232	0	0	0	1	1	2	2	2	2	0
2380647	F	13/02/1997	24/04/2014	17,2	0	74	115	137	252	0	0	0	2	2	3	3	3	3	0
2125388	M	13/11/2009	29/05/2014	4,54	1	77	35	60	95	0	0	0	2	2	2	0	2	2	0
2002852	F	08/02/2007	29/05/2014	7,31	1	74	60	42	102	0	0	0	2	2	2	2	2	2	0
1705742	F	14/03/1998	29/05/2014	16,22	0	77	95	118	213	0	0	0	1	3	3	3	3	3	1
1745952	F	05/06/1999	29/05/2014	14,99	0	88	89	203	292	0	0	0	2	2	2	1	2	1	0
10123185	F	23/08/2013	04/06/2014	0,78	1	127	20	25	45	1	0	2	2	2	2	2	2	3	1
10185389	M	02/09/2009	04/06/2014	4,76	0	91	53	53	106	1	0	2	2	2	2	3	2	3	0
2023533	M	07/08/2007	04/06/2014	6,83	1	88	61	66	127	0	0	3	2	2	3	3	2	3	1
1926102	F	21/09/2003	04/06/2014	10,71	1	99	92	72	164	0	1	2	1	1	2	2	1	1	0
802376644	M	15/08/1998	04/06/2014	15,81	0	66	135	142	277	0	0	3	3	3	3	3	3	3	0
10195139	F	18/08/2013	15/06/2014	0,82	1	131	36	27	63	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
10195139	F	18/08/2013	15/06/2014	0,82	1	131	36	27	63	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0
2376572	F	20/07/2011	15/06/2014	2,91	1	101	52	24	76	0	0	2	2	2	3	3	1	3	0
2089234	F	12/10/2007	15/06/2014	6,68	1	79	48	59	107	1	0	3	3	3	3	3	3	3	2
1913912	M	02/08/2003	15/06/2014	10,88	0	77	62	61	123	0	1	2	2	2	2	2	2	2	0
1867487	M	21/07/2003	15/06/2014	10,91	0	67	78	97	175	0	0	2	2	0	3	2	2	2	0
1906874	F	17/08/2004	26/06/2014	9,86	0	98	57	66	123	0	0	2	2	2	3	3	3	3	0
2155447	F	09/01/2010	26/06/2014	4,46	1	75	72	89	161	0	0	2	2	2	2	2	2	2	0
1832654	M	28/05/2002	26/06/2014	12,09	0	67	107	98	205	0	0	3	2	2	3	3	3	3	0
2368986	F	09/04/2003	26/06/2014	11,22	0	67	91	153	244	0	0	2	2	2	3	2	2	2	0
1632140	F	15/01/1996	26/06/2014	18,46	0	56	114	131	245	0	0	2	2	2	3	2	2	2	1
1955270	F	19/11/2005	03/07/2014	8,62	1	67	67	82	149	0	0	0	0	1	3	3	3	0	0
2194779	F	15/07/2010	03/07/2014	3,97	1	99	50	105	155	0	0	1	1	1	2	0	1	1	0
1804804	M	11/07/2001	03/07/2014	12,99	0	67	94	90	184	0	0	2	2	2	3	3	3	3	0
1895148	M	29/04/2004	03/07/2014	10,18	0	73	133	97	230	0	0	0	1	1	3	2	1	3	0
1707030	F	08/02/1997	03/07/2014	17,41	0	51	198	167	365	1	0	3	2	2	3	3	2	1	1
2395566	M	27/10/2011	10/07/2014	2,7	1	85	41	44	85	0	1	1	3	3	3	3	2	2	0
1868782	M	08/08/2003	10/07/2014	10,93	1	59	78	89	167	0	0	3	3	3	3	3	3	3	0
1882804	M	04/01/2004	10/07/2014	10,52	0	57	90	87	177	0	0	2	2	2	3	2	2	2	0
1693313	F	06/11/1997	10/07/2014	16,68	0	51	101	139	240	0	0	3	2	2	3	3	3	3	1
1931411	M	03/10/1999	10/07/2014	14,78	0	49	172	176	348	0	0	1	1	2	3	3	3	1	0
10123009	F	22/08/2013	17/07/2014	0,9	1	123	38	27	65	0	0	3	3	3	3	2	3	3	1
1908502	F	16/09/2004	17/07/2014	9,84	0	87	47	59	106	0	0	3	3	3	3	3	3	3	0
1792016	F	08/02/2001	17/07/2014	13,44	1	73	135	135	135	0	0	3	3	3	3	3	3	3	2
1881674	M	16/12/2003	17/07/2014	10,59	0	71	82	83	165	0	0	2	2	2	3	3	3	3	1
1947199	F	23/09/2005	24/07/2014	8,84	0	72	43	56	99	0	0	3	3	3	3	3	3	3	0
2024774	M	08/08/2007	24/07/2014	6,96	1	81	46	56	102	0	0	2	2	2	3	2	2	2	0

10033184	M	15/06/2009	24/07/2014	5,11	1	109	30	116	146	1	0	2	2	3	3	3	2	1
10154963	F	24/07/1999	24/07/2014	15,01	0	63	95	86	181	0	1	3	3	3	3	3	2	0
2130389	M	25/11/09	05/08/2014	4,45	1	97		69	69	0	0	2	1	2	0	2	2	2
10090660	M	02/12/2003	05/08/2014	11,24	1	71	60	66	126	0	0	3	3	3	3	3	3	1
2068766	M	25/09/08	05/08/2014	5,62	1	73	80	80	160	0	0	2	2	2	2	2	2	0
1980879	M	21/07/06	05/08/2014	7,80	1	88	119	113	232	0	0	3	1	3	3	3	1	0
1778771	M	09/11/2000	05/08/2014	13,66	0	60	125	268	393	0	0	3	2	3	3	3	3	0
10073189	F	22/01/2013	07/08/2014	1,54	1	99	33	19	52	0	0	3	0	3	0	3	2	0
2093940	F	07/02/2009	07/08/2014	5,5	1	79	30	36	66	0	0	3	3	3	3	3	2	1
1969343	F	05/04/2006	07/08/2014	8,35	1	79	55	82	137	0	0	3	3	3	3	2	3	0
1693726	M	13/08/1997	07/08/2014	16,99	0	73	96	128	224	0	0	0	3	3	3	0	2	0
1681335	M	12/06/1997	07/08/2014	17,16	0	53	227	186	413	0	0	3	3	3	3	3	3	0
2009438	F	22/03/2007	14/08/2014	7,4	1	79	58	56	114	0	0	3	2	3	3	1	2	0
2353957	M	01/02/2008	14/08/2014	6,54	1	79	73	75	148	0	0	3	3	3	3	3	2	0
1916177	M	13/09/2004	14/08/2014	9,92	0	65	101	84	185	0	0	2	3	3	0	2	0	0
1826106	M	09/04/2002	14/08/2014	12,36	0	55	104	128	232	0	0	1	2	3	3	3	3	0
1950171	M	21/07/1999	14/08/2014	15,08	0	63	198	179	377	1	0	2	2	2	2	2	2	0
10085853	F	22/01/2013	21/08/2014	1,58	1	115	19	38	57	0	0	1	1	1	1	1	0	0
1775990	F	19/07/2000	21/08/2014	14,1	0	92	75		75	0	0	3	3	3	3	3	3	2
10054596	M	28/10/2012	21/08/2014	1,81	1	73	38	42	80	0	0	2	1	3	1	0	0	0
2321815	M	03/07/2010	21/08/2014	4,14	1	97	45	38	83	0	0	1	1	3	1	0	0	0
1741316	M	09/05/1999	21/08/2014	15,3	0	58	208	138	346	0	1	3	3	3	3	3	2	0
10162829	M	28/04/2013	28/08/2014	1,33	1	119		75	75	0	0	0	0	0	0	0	3	2
10017741	M	05/11/2011	28/08/2014	2,81	1	83	51	70	121	0	0	2	2	3	1	2	0	0
1983070	M	14/10/2004	28/08/2014	9,88	1	78	62	97	159	0	0	3	3	3	3	3	3	0
1736603	F	12/01/1994	28/08/2014	20,64	0	49	124	120	244	0	1	3	3	3	3	3	3	0