

i_Space 1.5T Plus

Ficha de datos



Reservados todos los derechos

@ 2022-2025 Beijing Wandong Medical Technology Co., Ltd. Todos los derechos reservados.

Es responsabilidad del usuario cumplir con las leyes de derechos de autor aplicables. Sin la autorización expresa por escrito de Beijing Wandong

Medical Technology Co., Ltd. (en adelante, "WDM"), ninguna parte del documento puede reproducirse ni transmitirse en ninguna forma.

o por cualquier medio, electrónico, mecánico, fotocopia, grabación o de otro tipo, para cualquier propósito, o almacenado en cualquier sistema de recuperación.

WDM conserva patentes, solicitudes de patentes, marcas comerciales, derechos de autor u otros derechos de propiedad intelectual sobre el contenido de este documento.

Salvo cualquier permiso escrito explícito proporcionado en un acuerdo de licencia autorizado por WDM, la posesión de este documento no otorga

usted no tiene ningún derecho de licencia sobre estas patentes, solicitudes de patentes, marcas comerciales, derechos de autor u otros derechos de propiedad intelectual.

Tabla de contenido

I. Hardware del sistema de resonancia magnética y equipo auxiliar.....	
6 1.1 Sistema magnético.....	6
1.2 Monitoreo magnético.....	6 1.3
Sistema de gradiente.....	7 1.4
Espectrómetro y sistema de RF.....	7
1.5 Entorno de examen.....	8
1.6 Mesa del paciente.....	8
1.7 Bobinas receptoras integradas	9
1.7.1 Bobinas estándar.....	10
1.7.1.1 Bobina combinada de cabeza y cuello de 24 canales.....	10
1.6.1.2 Bobina de columna de 24 canales	10
1.6.1.3 Bobina corporal de 12 canales.....	11
1.6.1.4 Bobina de rodilla de 16 canales	12
1.6.1.5 Bobina flexible de 8 canales	12
1.7.2 Bobinas opcionales	13
1.7.2.1 Bobina de hombro de 8 canales	
1.7.2.2 Bobina de tobillo de 8 canales	
1.7.2.3 Bobina de muñeca de 8 canales.....	
1.7.2.4 Bobina mamaria de 8 canales.....	
1.8 Estación de trabajo de adquisición de imágenes.....	19 1.9
Parámetros de imágenes clínicas.....	19 II. Paquetes/
secuencias/técnicas de aplicaciones clínicas estándar.....	19 2.1 Paquetes de aplicaciones
clínicas.....	21 2.1.1
Neurología.....	21
2.1.2 Cuerpo.....	22
2.1.3 Oncología	23
2.1.4 Mama.....	23
2.1.5 Columna vertebral.....	24
2.1.6 Angiografía.....	24
2.1.7 Ortopedia	25
2.1.8 Cardíaco.....	26
2.1.9 Feto	27
2.1.10 Niños.....	27
2.2 Secuencias estándar	28

2.2.1 Eco de giro (SE).....	28
2.2.2 Eco de espín rápido (FSE).....	28
2.2.3 Eco de giro rápido de disparo único (SSFSE).....	29
2.2.4 Imágenes isovóxel con ángulo de giro y reenfoque variable 3D (ISO 3D).....	29
2.2.5 Secuencia de eco de giro rápido de doble eco (DualEcho).....	29
2.2.6 Eco de espín con recuperación de inversión (IR SE).....	30
2.2.7 Recuperación de inversión Fast Spin Eco (IR FSE).....	30
2.2.8 Eco de gradiente recuperado dañado (SPGR).....	30
2.2.9 Eco de gradiente rápido recuperado (FGRE).....	31
2.2.10 Eco de gradiente de precesión libre en estado estacionario (SSFP).....	31
2.2.11 Eco de gradiente de precesión libre en estado estacionario balanceado (bSSFP).....	31
2.2.12 Adquisición volumétrica con supresión de lípidos para imágenes ultrarrápidas mejoradas (VALUE).....	31
2.2.13 Angiografía por resonancia magnética con contraste (CEMRA).....	32
2.2.14 Eco de gradiente de tiempo de vuelo (TOF 2D y 3D).....	32
2.2.15 Contraste de fase (PC).....	32
2.2.16 Combinación de imágenes de datos de eco múltiple (MEDIC).....	33
2.2.17 Imágenes planares de eco con gradiente recuperado (GRE EPI).....	33
2.2.18 Imágenes planares de eco de espín y eco (SE EPI).....	33
2.3 Técnicas de escaneo estándar	34 2.3.1
Técnicas de adquisición rápida	34
2.3.1.1 Fourier parcial.....	34
2.3.1.2 Lectura parcial.....	34
2.3.1.3 Campo de visión rectangular.....	34
2.3.1.4 Imágenes paralelas (PI).....	34
2.3.1.5 Imágenes aceleradas bidireccionales (GRAPPA).....	35
2.3.1.6 Imágenes ultrarrápidas basadas en detección compresiva (pSENSE).....	35
2.3.1.7 Adquisición elíptica.....	35
2.3.2 Técnicas de supresión de grasa	36
2.3.2.1 Método de saturación de grasa selectiva por frecuencia (FatSat).....	36
2.3.2.2 Excitación selectiva precisa con preservación de la recuperación de la inversión (ASPIR).....	36
2.3.2.3 Excitación espectral.....	36
2.3.2.4 STIR (Recuperación de inversión de corto tiempo).....	36
2.3.2.5 Imágenes ecoplanares basadas en recuperación de inversión (IR EPI).....	37

2.3.2.6 Imágenes de separación de agua y grasa (DIXION, fDIXION).....	37
2.3.3 Planificación multiángulo y multicorte.....	37
2.3.4 GRE en fase y fuera de fase.....	37
2.3.5 Técnicas de saturación espacial	38
2.3.5.1 Banda de saturación regional.....	38
2.3.5.2 Banda de saturación paralela.....	38
2.3.5.3 Banda de saturación de seguimiento.....	38
2.3.5.4 Planificación gráfica e interactiva de la banda de saturación.....	38
2.3.6 Técnicas convencionales de supresión de artefactos	38
2.3.6.1 Compensación de flujo.....	38
2.3.6.2 Desencadenante respiratorio.....	39
2.3.6.3 Escaneo con retención de múltiples respiraciones.....	39
2.3.6.4 Modo promedio.....	39
2.3.7 Técnicas de fidelidad de calidad de imagen	39
2.3.7.1 Combinación multicanal.....	39
2.3.7.2 Corrección de geometría.....	40
2.3.7.3 Ajuste de uniformidad (uTune).....	40
2.3.7.4 Filtro de imagen.....	40
2.3.7.5 Interpolación de imágenes.....	41
2.3.8 Tecnología WDL	41
2.3.8.1 Localización inteligente (UltraScan).....	41
2.3.8.2 Eliminación de ruido inteligente (WDL).....	41
2.3.9 Tecnología de corrección de fase	41
2.3.9.1 Corrección de fase rápida (FPC).....	41
2.3.9.2 Corrección de fase retrospectiva (RetroPC).....	41
2.3.10 Otras técnicas de escaneo estándar	42
2.3.10.1 Adquisición de cortes secuenciales e intercalados.....	42
2.3.10.2 Ancho de banda variable.....	42
2.3.10.3 Ganancia de recepción ajustable.....	42
2.3.10.4 Desplazamiento de frecuencia.....	42
2.3.10.5 Brecha negativa.....	42
2.3.10.6 Planificación de cortes gráfica e interactiva.....	42
2.3.10.7 Selección automática de bobina.....	42

2.3.10.8 Herramientas 2D/3D y posprocesamiento.....	43
2.3.10.9 Escaneo silencioso (Mute).....	43
2.3.10.10 Sobremuestreo.....	43
III. Aplicación avanzada y posprocesamiento.....	44 3.1
Corrección de artefactos de movimiento (TURBINE).....	44 3.2
Imágenes de “sangre negra”.....	44 3.3
Imágenes de perfusión cerebral.....	44 3.4
Marcaje de espín arterial (ASL).....	45 3.5
Imágenes espectrales de voxel único (SVS MRS).....	45 3.6
Imágenes de columna vertebral completa (WSI).....	45 3.7
Imágenes pseudo PET.....	45
Imágenes ponderadas por susceptibilidad (SWI).....	46
Imágenes ponderadas por difusión (DWI).....	46
Angiografía renal 3D de precesión de flujo entrante en estado estacionario (3D RAFISP).....	47
Imágenes cuantitativas paramétricas (MQT).....	47 3.12
Sutura de APD.....	47 3.13
Evaluación dinámica de ADP.....	48
3.14 Perfusión cerebral con ADP*	48
3.15 ADP-MRS (SVS).....	49
3.16 ADP-DTI *	49
3.17 ADP-BOLD fMRI *	50
3.18 Mapeo ADP-T2 *	50
3.19 ADP-Cardíaco*	50
IV. Ubicación y otras especificaciones	51

I. Hardware del sistema de resonancia magnética y equipos auxiliares

1.1 Sistema magnético

El imán superconductor WDM i_Space 1.5T utiliza la fabricación de imanes de última generación Tecnología, en conjunto con un cabezal frío japonés Sumitomo 4K, para garantizar cero ebullición del helio líquido Apagado (evaporación cero). En condiciones normales de funcionamiento, no requiere recargas de helio durante 3 a 5 años, lo que reduce significativamente los costos operativos y el tiempo de inactividad del hospital gracias a la reposición de helio. Con un Con diseño de última generación, ingeniería y aleaciones avanzadas, el imán superconductor WDM logra niveles líderes en la industria de homogeneidad del campo magnético y al mismo tiempo minimizando la claustrofobia del paciente. Esto proporciona una plataforma de hardware robusta para lograr imágenes clínicas excepcionales y avanzadas. funcionalidad de imágenes

Tiene las siguientes características principales:

- Imán: imán superconductor de 1,5 T, blindaje activo; - Calce: pasivo + activo + dinámico; - Cabezal frío: cabezal frío de 4 K, cero evaporación (consumo cero de helio líquido*); - Ciclo de llenado de helio líquido: sin consumo durante el funcionamiento normal*; - Capacidad de helio líquido: ≤1300 L; - Apertura del paciente: 60 cm; - Estabilidad del campo magnético: ≤0,1 ppm/h;
- Homogeneidad del campo magnético:

	Valor típico (ppm) 0,0018	Valor garantizado (ppm)
@10 cm DSV		0.02
@20 cm DSV	0.016	0.05
@30 cm DSV	0.04	0.2
@40 cm DSV	0,20	0.7
@45 cm DSV	0,50	1.8
@50 cm DSV	0,99	2.0

- Longitud del imán: 157cm; - Peso: ≤3800kg; - Campo de franjas (rango de línea de 0,5 Gauss): Axial 4 metros; Radial 2,5; (4m x 2,5m).
- Calce pasivo y calce dinámico para garantizar una alta uniformidad del campo magnético; - Periodo de recarga de helio líquido: superior a 36 meses (sin consumo durante el funcionamiento normal, Sólo se repone al sustituir el crioenfriador).

1.2 Monitoreo de imanes

El sistema de monitoreo remoto magnético puede usar la red GSM o WLAN para monitorear de forma remota el Estado del imán en funcionamiento. Cuando la presión, la temperatura o la alimentación del imán... Si falla el sistema de refrigeración, la SVU notificará automáticamente al equipo de servicio y al hospital mediante un mensaje, para evitar

pérdida de helio líquido causada por falla del sistema de refrigeración.

1.3 Sistema de gradiente

El sistema de gradiente de primera clase con un diseño líder tiene tecnología de protección contra corrientes de Foucault activas, agua Refrigeración, tecnología de calce dinámico y alto rendimiento. Canales de refrigeración por agua independientes.

Enfría simultáneamente las bobinas primaria y secundaria, lo que garantiza el máximo rendimiento para uso clínico.

Aplicaciones. Puede satisfacer fácilmente las aplicaciones clínicas que requieren adoptar métodos rápidos y complejos.

tecnologías, como la secuencia de eco de gradiente para escaneo mejorado dinámico, el hígado con una sola respiración escaneo de cortes finos e imágenes EPI.

Tiene las siguientes características principales:

- Intensidad máxima de campo de gradiente: 35 mT/m
- Velocidad máxima de conmutación de gradiente: 175 mT/m/ms -
- Tiempo mínimo de ascenso: $\leq 0,2$ ms; - Ciclo de
- trabajo: 100%; - Modo de
- enfriamiento: enfriamiento por agua; - Campo
- de escaneo: 0,5 cm-55 cm; - Espesor
- mínimo de corte 2D: $\leq 0,1$ mm; - Espesor mínimo de corte
- 3D: $\leq 0,05$ mm.

1.4 Espectrómetro y sistema de RF

El espectrómetro es el núcleo del sistema de resonancia magnética, con la tecnología de resonancia magnética más sofisticada aplicada. El R La capacidad de I+D del espectrómetro es la manifestación más importante de la capacidad de I+D del fabricante.

Los principales fabricantes de equipos de resonancia magnética utilizan sistemas de espectrómetro de desarrollo propio. El equipo de resonancia magnética superconductor...

El espectrómetro de sistema desarrollado independientemente por WDM es una práctica de las más avanzadas y últimas

Tecnología electrónica: se puede configurar con 8 a 32 canales; admite transmisión RF totalmente digital.

y recepción; adopta la tecnología de transmisión serial de alta velocidad LVDS y transmisión de datos de alta velocidad FMC.

Tecnología de conexión de transmisión, con fuerte escalabilidad; el chip electrónico específico de MRI con alta

Se adopta una buena relación señal-ruido, bajo consumo de energía y magnetismo cero; su alta precisión

gestión de secuencias, tecnología de coherencia de fase homóloga de desarrollo propio, transmisión y recepción

Las bobinas comparten el mismo oscilador local, lo que permite una buena consistencia de fase y la eliminación de la frecuencia.

bobinado. Tiene las ventajas de un rendimiento estable, fácil de usar, simple de operar, garantizando

para una velocidad y calidad de imagen satisfactorias.

Tiene las siguientes características principales:

- Potencia del amplificador de RF: 20KW;
- Frecuencia de procesamiento de señal digital: 63,87 MHz $\pm$ 300 KHz;
- Ancho de banda de transmisión: 600KHz;
- Canal de recepción: 24 canales, con técnica FMC que permite la realización de señales arbitrarias.
- expansión del canal;
- Ancho de banda de recepción: 1 MHz que proporciona una rápida velocidad de muestreo y una alta relación señal-ruido;
- Rango dinámico de recepción: ≥ 165 dB;

- Técnica de sobremuestreo: 100 MHz, alta relación señal-ruido.
- Modo de modulación: frecuencia, fase y amplitud; - Precisión de frecuencia y fase de RF: 32 bits y 16 bits; - Tasa de actualización de forma de onda de gradiente y RF: 2us/1us; - Canales de salida de gradiente: X, Y, Z y B0 ; - Preénfasis de gradiente: X/Y/Z cada eje tiene 9 grupos de elementos de compensación directa y B0 elementos de compensación y 4 grupos de elementos cruzados; - Técnica de coherencia de fase homóloga: fluctuación de fase $\leq 0,01^\circ$; - Técnica de extensión de rango dinámico digital: bit significativo de 32 bits; - Técnica de fibra óptica: adquisición de fibra óptica, gradiente de fibra óptica, sin interferencias, bajo Atenuación, con conexión simple y rendimiento estable.

1.5 Entorno de examen

- Admite comunicación bidireccional
- Admite sistema de monitorización de pacientes.
- Admite dispositivo de alarma para pacientes.
- Admite botón de parada de emergencia del paciente.
- Admite auriculares con cancelación de ruido.
- Sistema inalámbrico de monitorización de señales fisiológicas: respiración, ECG

1.6 Mesa del paciente



El diseño ergonómico de la superficie de la mesa, así como su proceso de funcionamiento estable y silencioso, ofrecen a los pacientes una experiencia más cómoda. Esta mesa eléctrica inteligente 2D se puede controlar para subir y bajar, hacia abajo, lo que facilita que los pacientes suban y bajen de la mesa. Su sistema de posicionamiento bilateral hace la operación más fácil para los médicos y su apertura de imágenes está equipada con un sistema de ventilación e iluminación para

Proporcionar mayor comodidad a los pacientes.

Tiene las siguientes características principales:

- Tamaño: 261cm x 65cm x 89cm;
- Capacidad máxima de carga: 250 kg;
- Precisión de posicionamiento: $\pm 0,5$ mm;
- Distancia máxima de movimiento: longitudinal ≥ 2400 mm, arriba y abajo ≥ 370 mm;
- Una interfaz de usuario para controlar el movimiento de la mesa: entrada y salida automática de la apertura longitudinal y la
La parte escaneada llega al centro del imán;
- Alcance máximo de escaneo: 165cm;
- Velocidad máxima de movimiento horizontal: 20 cm/s;
- Rango de altura: 52 cm como mínimo, 90 cm como máximo;

1.7 Bobinas receptoras integradas

Con bobinas altamente integradas con el sistema de resonancia magnética y una matriz de bobinas de alta densidad incrustada en el paciente

Las combinaciones de mesa y unidad de bobina se pueden cambiar para que coincidan con la posición de escaneo, lo que permite una alta calidad e imágenes colectivas a gran escala. Cuando el paciente necesita un examen de varias partes del cuerpo, existe

No es necesario reemplazar las bobinas una por una ni reposicionar al paciente repetidamente, lo que acorta enormemente el tiempo de recuperación.

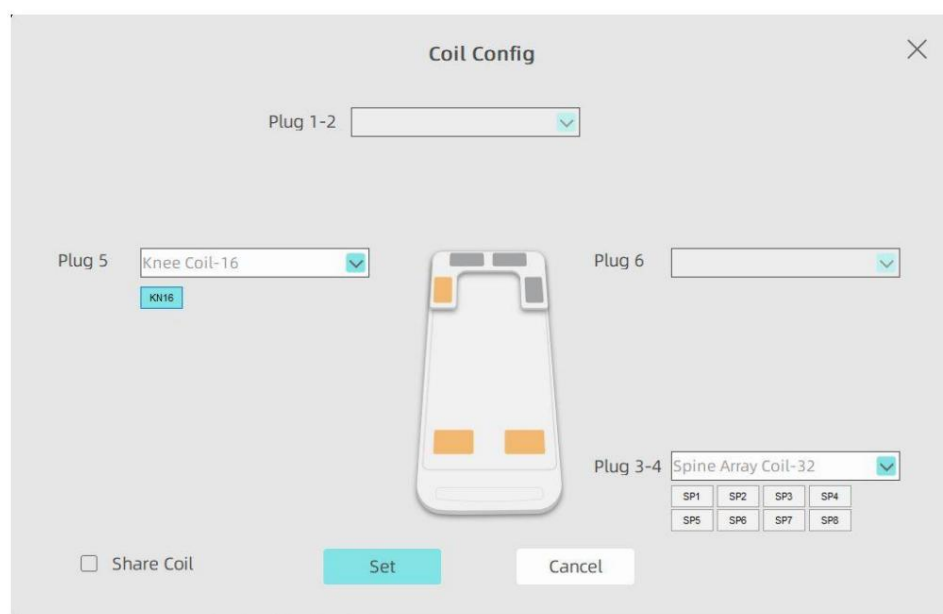
El tiempo de examen disminuye y la eficiencia del escaneo mejora significativamente. En comparación con el escáner tradicional...

bobinas de orientación para cada parte del cuerpo que son relativamente más pesadas, la bobina combinada de cabeza y cuello inferior

La parte y la bobina espinal se han incrustado en la mesa del paciente, de modo que solo la parte superior de la

La parte superior de la bobina de cabeza y cuello, la bobina abdominal y algunas bobinas opcionales que son más ligeras deben ser operado para realizar el escaneo de todas las partes clínicas del cuerpo.

Las bobinas conectadas actualmente se pueden detectar automáticamente en la interfaz de usuario del software.



1.7.1 Bobinas estándar

1.7.1.1 Bobina combinada de cabeza y cuello de 24 canales



- Tamaño: 48cm x 36cm x 35cm;

- Peso: 6,6 kg; - Partes

del cuerpo aplicables: cabeza, cuello, columna, vasos sanguíneos de la cabeza y el cuello; - Diseñado para insertarse en la mesa del paciente, la bobina a menudo se coloca sobre la mesa y no

Es necesario trasladarlos en la mayoría de los casos;

- Con un diseño óptimo de la unidad 24 para proporcionar una calidad de imagen superior, alta definición, buena uniformidad, y gran escala de imágenes;

- Con gran capacidad de espacio interno, cumpliendo con los requisitos de seguridad del uso de auriculares;

- Diseño de apertura hacia arriba y hacia abajo, navegación a ciegas, diseño de optimización de amortiguación, simple y Colocación cómoda de los pacientes;

- Unidades completamente desacopladas para proporcionar imágenes aceleradas paralelas superiores.

1.7.1.2 Bobina de columna de 24 canales



- Tamaño: 99cm x 46,5cm x 3,4cm;

- Peso: 7,3 kg;

- Partes del cuerpo aplicables: abdomen superior e inferior, columna vertebral;
- Diseñado con inserción vertical directa patentada en la mesa del paciente, lo que proporciona más operaciones. conveniencia y confiabilidad;
- Funciona a la perfección con la bobina combinada de cabeza y cuello para cubrir una amplia gama de imágenes desde la cabeza hasta la cavidad pélvica;
- Compuesta por 6 secciones con 4 unidades en cada grupo, la bobina puede proporcionar un empalme de columna completo toma de imágenes posicionando al paciente de forma sencilla y cómoda al mismo tiempo;
- Admite el cambio automático entre combinaciones de bobinas para ahorrar recursos del canal del espectrómetro en la mayor medida posible;
- El espesor de la bobina es de solo 34 mm, mucho menos que cualquier producto similar en la industria, lo que mejora comodidad del paciente.

1.7.1.3 Bobina corporal de 12 canales (2 juegos para DWI de cuerpo completo)



- Tamaño: 58,5 cm x 44,5 cm x 2,9 cm;
- Peso: 2,3 kg; - Partes del cuerpo aplicables: abdomen superior e inferior, cadera, etc.; - Gran cobertura: cobertura abdominal completa a la vez, cubriendo tanto el abdomen superior como el inferior escanear para que no sea necesario volver a colocar la bobina;
- Cumplir con los requerimientos de imagenología fetal para pacientes embarazadas;
- Fabricado con material EVA suave que permite una colocación rápida, cómoda y estable;
- Diseñado en secciones separadas para el cambio automático entre combinaciones de bobinas, ahorrando recursos del canal del espectrómetro al máximo.

1.7.1.4 Bobina de rodilla de 16 canales



- Tamaño: 33,5 cm x 29 cm x 27,5 cm; - Peso: 6,4

kg; - Partes del cuerpo

aplicables: rodilla, tobillo, codo, etc.; - Con diseño patentado de costura al

zócalo de la mesa del paciente + bloqueo doble con una sola pulsación

(cubiertas de bobina superior e inferior, posiciones izquierda y derecha) garantiza la estabilidad de la posición de la bobina durante escaneo y reduce las posibilidades de artefactos;

- Con un diseño patentado de la superficie interior que se adapta a la curvatura fisiológica del cuerpo humano, la bobina

Tiene ventaja al completar exploraciones de menisco y ligamento cruzado con valores fisiológicos normales.

posiciones, garantizando la comodidad del paciente y reduciendo las posibilidades de artefactos;

- Con el diseño patentado del borde superior en espiral que se adapta al ángulo fisiológico del pie y

En el área del tobillo, la bobina tiene ventaja para completar exploraciones cuando no se cuenta con una bobina de tobillo separada.

Puede fijar la posición de las articulaciones y reducir las posibilidades de artefactos de movimiento durante el escaneo.

1.7.1.5 Bobina flexible de 8 canales



- Tamaño: 50cm x 29cm x 2,5cm;

- Peso: 1,3 kg; - Partes

del cuerpo aplicables: articulaciones acrales, etc .; - Construido

con material EVA ligero y delgado, fácil y duradero para doblar; - Con orificio de límite de correa que facilita

una unión de bobina rápida y estable.

1.7.1.6 Bobina de hombro de 8 canales



- Tamaño: 33cm x 42cm x 31,5cm;

- Peso: 4,6 kg; - Parte

del cuerpo aplicable: hombro; - Fácil de cambiar

la posición de la bobina para las articulaciones del hombro izquierdo y derecho; - Bloquee

rápidamente la placa base de posicionamiento para reducir los artefactos de movimiento del hombro; -

Equipado con un cojín especial para el hombro para mejorar la comodidad del paciente

1.7.2 Bobinas opcionales

Además de las bobinas estándar mencionadas anteriormente, hay diez bobinas opcionales que se pueden equipar según las

Los departamentos característicos del hospital, como bobina de pecho, bobina de tobillo, bobina de muñeca, etc., se presentan a continuación.

las principales bobinas opcionales admitidas por el sistema.

1.7.2.1 Bobina de rodilla de 8 canales



- Número de serie: WD-RCK-1.5B

- Tamaño: 22cm x 24cm x 26cm;

- Peso: 2,6 kg; - Partes

del cuerpo aplicables: rodilla, tobillo, codo, etc.; - Con diseño patentado

de costura a la base de la mesa del paciente + bloqueo doble con una sola pulsación

(cubiertas de bobina superior e inferior, posiciones izquierda y derecha) garantiza la estabilidad de la posición de la bobina durante escaneo y reduce las posibilidades de artefactos;

- Con un diseño patentado de la superficie interior que se adapta a la curvatura fisiológica del cuerpo humano, la bobina

Tiene ventaja al completar exploraciones de menisco y ligamento cruzado con valores fisiológicos normales.

posiciones, garantizando la comodidad del paciente y reduciendo las posibilidades de artefactos;

- Con el diseño patentado del borde superior en espiral que se adapta al ángulo fisiológico del pie y

En el área del tobillo, la bobina tiene ventaja para completar exploraciones cuando no se cuenta con una bobina de tobillo separada.

Puede fijar la posición de las articulaciones y reducir las posibilidades de artefactos de movimiento durante el escaneo.

1.7.2.2 Bobina de muñeca de 8 canales



- Tamaño: 32cm x 25cm x 16,2cm;

- Peso: 6,1 kg; - Partes

del cuerpo aplicables: muñeca, palma; - Diseño

semiabierto, así como un funcionamiento flexible y cómodo; - Relación señal-ruido ultraalta,

excelente uniformidad de imagen y sobresaliente supresión de lípidos

efecto;

- Cojín especial fijado a mano para reducir los artefactos de movimiento.

1.7.2.3 Bobina de muñeca de 16 canales



- Versión de 16 canales N.º de serie: WD-RCW-16-1.5A

- Tamaño: 32cm x 25cm x 16,2cm;

- Peso: 6,1 kg; - Partes

del cuerpo aplicables: muñeca, palma; - Diseño

semiabierto, así como un funcionamiento flexible y cómodo; - Relación señal-ruido ultraalta,

excelente uniformidad de imagen y sobresaliente supresión de lípidos

efecto;

- Cojín especial fijado a mano para reducir los artefactos de movimiento.

1.7.2.4 Bobina de mama de 16 canales



- N.º de serie: WD-RCBR-16-1.5A

- Dimensiones: 40cm x 48cm x 30cm;

- Peso: 3,6 kg; -

Parte del cuerpo aplicable: mama; -

Compatible con modos de imágenes unilaterales o bilaterales, proporcionando una excelente imagen

Relación señal-ruido y uniformidad; -

Diseñado con una estructura cerrada y equipado con un marco de posicionamiento de compresión; -

Equipado con un cojín para la cabeza para mejorar la comodidad del paciente (o soporte para la cabeza ajustable opcional) marco).

1.7.2.5 Bobina de mama de 8 canales



- Tamaño: 50cm x 44cm x 22cm;

- Peso: 5kg;

- Parte del cuerpo aplicable: pecho;

- Compatible con modo de imagen unilateral o bilateral, con buena relación señal-ruido de la imagen.
y uniformidad; -

Diseño abierto adoptado y soporte de posicionamiento; - Equipado
con cojín para la cabeza para mejorar la comodidad del paciente.

1.7.2.6 Bobina flexible de 8 canales (pequeña)



- Tamaño: 18 cm (largo) × 36 cm (ancho) × 1,6 mm (alto)

- Peso: 1,0 kg; -

Partes del cuerpo aplicables: articulaciones

acrales, etc .; - Construido con material EVA ligero y delgado, fácil y duradero para

doblar; - Con orificio de límite de correa que facilita una unión de bobina rápida y estable.

1.7.2.7 Hombro de 4 canales



- WD-RCSH-4-1.5A

- Tamaño: 33cm x 23cm x 27cm;

- Peso: 1,6 kg; -

Parte del cuerpo aplicable: hombro; -

Bobina completamente

envuelta, - ajuste máximo de la articulación del hombro, reduce la relación de volumen, mejora eficazmente la imagen
relación señal-ruido

1.7.2.8 Bobina de tobillo de 8 canales



- Tamaño: 34cm x 20cm x 36cm;

- Peso: 5,9 kg; - Partes

del cuerpo aplicables: tobillo y planta del pie; - El ángulo

de colocación del tobillo del paciente se puede ajustar en un amplio rango, lo que mejora significativamente la postura del paciente.
comodidad;

- El soporte del pedalier y la bobina están diseñados por separado para proporcionar más
Comodidad para el posicionamiento del paciente.

1.7.2.9 Bobina corporal para bebés de 16 canales



- Versión de 16 canales N.º de serie: WD-RCBDI-16-1.5A

- Tamaño: 75,5cm x 31cm x 25cm;

- Peso: 4,5 kg; - Partes

del cuerpo aplicables: cuerpo del bebé; - Equipado

con bandeja móvil para bebés para evitar movimientos del bebé y reducir accidentes; - Muy adecuado para bebés.

1.7.2.10 Bobina de tobillo de 16 canales



- Versión de 16 canales N.º de serie: WD-RCAN-16-1.5A

- Tamaño: 34cm x 20cm x 36cm;

- Peso: 5,9 kg; - Partes

del cuerpo aplicables: tobillo y planta del pie; - El ángulo

de colocación del tobillo del paciente se puede ajustar en un amplio rango, lo que mejora significativamente la postura del paciente.

comodidad;

- El soporte del pedalier y la bobina están diseñados por separado para proporcionar más

Comodidad para el posicionamiento del paciente.

1.7.2.11 Bobina de hombro de 16 canales



- N.º de serie: WD-RCSH-16-1.5A

- Dimensiones: 32cm x 27cm x 26cm;

- Peso: 1,8 kg; - Partes

del cuerpo aplicables: hombro; - Fácil de cambiar

entre las posiciones del hombro izquierdo y derecho; - Mejor ajuste al hombro,

ofreciendo una mejor calidad de imagen; - Con bobina suave especialmente diseñada

para la articulación del hombro para una mayor comodidad del paciente.

1.7.2.12 Bobina de hombro de 12 canales



- Tamaño: 27 cm (largo) × 22 cm (ancho) × 28,6 cm (alto)
- Peso: 1,8 kg; - Parte del cuerpo aplicable: hombro; - Fácil de cambiar la posición de la bobina para las articulaciones del hombro izquierdo y derecho; - Bloquee rápidamente la placa base de posicionamiento para reducir los artefactos de movimiento del hombro; - Equipado con un cojín de hombro especial para mejorar la comodidad del paciente.

1.8 Estación de trabajo de adquisición de imágenes

- Basado en el sistema informático profesional Windows®10 y la interfaz de usuario de Windows®; - La computadora utiliza procesador Intel® Core TMI 9, frecuencia dominante máxima ≥5,2 GHz, memoria ≥32 GB, configuración de disco duro dual, unidad de estado sólido ≥256 GB, disco duro mecánico de 7200 rpm
Disco ≥2000 GB, almacenamiento de más de 10 millones de imágenes sin comprimir de matrices de 256x256; GT730 y memoria de video 5G para provisión estándar, RTX3060 y memoria de video 12G para provisión avanzada provisión, y la velocidad de reconstrucción es ≥30000FFT/s (resolución: 256x256 FOV)
- El grabador de DVD integrado tiene una capacidad de almacenamiento de 4,7 GB y el disco tiene su propia imagen. software de navegación, que permite explorar imágenes DICOM en cualquier otra computadora con Windows;
- Con una pantalla médica LCD de 21,3 pulgadas y 2 M píxeles (resolución 1600 × 1200); - Con una pantalla LCD de 24 pulgadas y 2 M píxeles (resolución: 1920 × 1200); - Transmisión, recepción, consulta y almacenamiento estándar DICOM 3.0, impresión básica de láser DICOM cámara;
- El sistema de comunicación interna incluye: sistema de comunicación de la mesa de operaciones, control de volumen del micrófono y auricular en la sala de escaneo, control de volumen del micrófono en el quirófano y la conexión del sistema estéreo de alta fidelidad para tocando música

1.9 Parámetros de imágenes clínicas

- Campo de visión máximo: 55 cm
- Campo de visión mínimo: 0,5 cm
- Espesor mínimo de corte 2D: ≤0,1 mm
- Espesor mínimo de corte 3D: ≤0,05 mm

- TR mínimo (128x128) para secuencia SE: $\leq 2,23$ ms
- TE mínimo (128x128) para secuencia SE: $\leq 1,36$ ms
- TR mínimo (256x256) para secuencia SE: $\leq 3,5$ ms
- TE mínimo (256x256) para secuencia SE: ≤ 2 ms
- TR mínimo (128x128) para secuencia FSE: ≤ 6 ms -
- TE mínimo (128x128) para secuencia FSE: $\leq 2,4$ ms -
- ESP mínimo (128x128) $\leq 2,2$ ms -
- TR mínimo (256x256) para secuencia FSE: $\leq 6,5$ ms -
- TE mínimo (256x256) para secuencia FSE: $\leq 2,6$ ms -
- ESP mínimo (256x256): $\leq 2,4$ ms
- ETL máximo: ≥ 1024
- TR mínimo (128x128) para secuencia GRE 2D: $\leq 0,75$ ms
- TE mínimo (128x128) para secuencia GRE 2D: $\leq 0,14$ ms
- TR mínimo (256x256) para secuencia GRE 2D: $\leq 1,34$ ms
- TE mínimo (256x256) para secuencia GRE 2D: $\leq 0,49$ ms
- TR mínimo (128x128) para secuencia GRE 3D: $\leq 1,04$ ms
- TE mínimo (128x128) para secuencia GRE 3D: $\leq 0,38$ ms
- TR mínimo (256x256) para secuencia GRE 3D: $\leq 1,25$ ms
- TE mínimo (256x256) para secuencia GRE 3D: $\leq 0,4$ ms
- TR mínimo (128x128) para secuencia EPI: $\leq 1,6$ ms
- TE mínimo (128x128) para secuencia EPI: $\leq 0,65$ ms
- TR mínimo (256x256) para secuencia EPI: $\leq 1,62$ ms -
- TE mínimo (256x256) para secuencia EPI: $\leq 0,66$ ms -
- ETL máximo para secuencia EPI: 512
- Valor B máximo ponderado por difusión: 10000 s/mm^2
- Matriz de adquisición máxima: 1024
- Resolución mínima dentro de la capa: $\leq 0,1$ mm

II. Paquetes/Secuencias/Técnicas de Aplicación Clínica Estándar

2.1 Paquetes de aplicaciones clínicas

2.1.1 Neurología

Los componentes de aplicaciones neuronales son secuencias, protocolos y flujos de trabajo optimizados específicamente para Exploración del sistema nervioso. Las técnicas de aplicación convencionales con una alta relación señal-ruido, como las secuencias SE, FSE y GRE, pueden lograr la mayor tasa de detección de lesiones. Según el nivel de paciente...

En colaboración con otros, se ha desarrollado un protocolo específico de alta resolución y rápido. El paquete incluye:

- Imágenes T1WI con buen contraste de materia gris-blanca obtenidas con base en la secuencia SE y flujo
Técnica de compensación para reducir los artefactos de pulsación vascular después de la mejora;
- Imágenes rápidas y de alta resolución realizadas con base en la secuencia FSE y la técnica de guiado
compensación de equilibrio y flujo para aumentar el brillo del LCR;
- T2 FLAIR para inhibir la señal del líquido cefalorraquídeo y resaltar las lesiones en el cerebro.
parénquima, con T2WI como base;
- T1 FLAIR para inhibir la señal del líquido cefalorraquídeo y aumentar el contraste de la sustancia gris-blanca con
el T1WI como base;
- DWI para obtener imágenes de cabeza ponderadas por difusión convencionales de alta calidad, equipadas con
Técnica de posprocesamiento automático. Los mapas ADC y EADC se calculan automáticamente después
Exploración. Esta técnica se puede utilizar para detectar infartos cerebrales agudos e hiperagudos;
- Imágenes cerebrales volumétricas isotrópicas con recuperación de inversión rápida T1 3D;
- Imágenes volumétricas del oído interno de alta resolución basadas en FSE 3D y modulación del tren de eco ISO 3D
secuencia, o bSSFP 3D;
- El software de análisis dinámico para analizar los datos T2* recopilados dinámicamente por EPI, con el fin de
Obtener cifras del parámetro de mejora negativa de correlación;
- DSC (Susceptibilidad dinámica ponderada con contraste mejorado) para obtener parámetros de perfusión como
como el volumen sanguíneo cerebral (VSC) y el flujo sanguíneo cerebral (FSC) mediante el análisis dinámico de la
efecto del agente de contraste sobre la señal tisular durante su primera circulación en los vasos intracraneales, que
Se puede utilizar principalmente para el diagnóstico de accidentes cerebrovasculares agudos y gliomas;
- DTI cerebral (imágenes con tensor de difusión, un derivado de DWI) para reflejar la estructura y la anisotropía
características de los haces de fibras de materia blanca en el cerebro a través del movimiento de difusión de
Moléculas de agua. Tras la exploración, se calculan automáticamente la difusividad media (MD), el coeficiente de difusión
aparente (ADC), el coeficiente de difusión aparente exponencial (eADC), la difusividad axial (AD), la difusividad radial (RD), la
relación de volumen (VR), la anisotropía fraccional (AF) y el mapa de AF en color. - Movimiento automático de la mesa del
paciente en varios pasos para obtener imágenes de toda la columna vertebral; unión de imágenes de toda la columna vertebral.
con técnica de posprocesamiento de costura de imágenes;

- Al aplicar DIR y TIR, en la secuencia de sangre negra, el flujo sanguíneo muestra una señal baja debido a
Se resaltan la supresión y las paredes de los vasos sanguíneos. Esta técnica también se puede utilizar para
observar ciertos tejidos específicos y eliminar las señales de interferencia causadas por el flujo sanguíneo.
- PRESS se utiliza para analizar el contenido de metabolitos en el cuerpo humano.
- MEDIC es una secuencia T2*WI, donde el líquido articular muestra una señal alta y el cartilago articular muestra
señal ligeramente más alta, lo que facilita la visualización de defectos en la superficie de la unión.
- SWI es una técnica de imágenes altamente sensible a cambios sutiles del campo magnético local, como
como la desoxihemoglobina, la deposición de hierro tisular o la calcificación. Se ha convertido en un medio importante
de examinar las estructuras venosas intracraneales y enfermedades relacionadas que involucran depósito de hierro.
- TURBINE puede eliminar artefactos de movimiento y obtener imágenes valiosas para el diagnóstico.
- La obtención de imágenes de la sustancia gris y blanca es muy importante para el diagnóstico de lesiones que se producen en la sustancia gris y blanca.
sustancia blanca del cerebro.
- T2Mapping puede medir el valor T2 de los tejidos y realizar evaluaciones cuantitativas del hueso.
y propiedades del cartilago articular, así como del tejido miocárdico.
- La técnica MultiQuant (MQT) es un nuevo método de imágenes por resonancia magnética que permite la adquisición de
Casi toda la información de contraste utilizada en la práctica clínica en una sola exploración, basada en datos cuantitativos
Información de las tasas de relajación y densidad de protones.
- La MRM, basada en SSFSE, se utiliza para obtener imágenes de la médula espinal y del canal vertebral.
- 3D ASL, una medición no invasiva del flujo sanguíneo arterial basada en el flujo magnético nuclear
etiquetado y se puede utilizar para la investigación de accidentes cerebrovasculares y tumores.

2.1.2 Cuerpo

El paquete de aplicación corporal es la secuencia, el protocolo y el flujo de trabajo específicamente optimizados para el cuerpo.

Escaneo, especialmente adecuado para el examen de tórax, abdomen y pelvis. Tanto la apnea como la

Los protocolos de activación respiratoria permiten obtener imágenes corporales optimizadas de alta resolución. Incluyen principalmente:

- Se utilizaron múltiples técnicas de retención de la respiración o técnicas de activación de la respiración para la inhibición del movimiento;
- T1WI de eco único basado en secuencia GRE 2D;
- Eco dual en fase y fase inversa T1WI basado en secuencia GRE 2D;
- T2WI basado en FSE y SSFSE bajo apnea o activación de respiración;
- Se obtiene T2WI y se eliminan los artefactos de movimiento según FSE y el espacio k de estilo hélice
relleno;
- MRCP y MRU: imágenes en apnea de corte grueso 2D basadas en la secuencia SSFSE; imágenes 3D
basado en la secuencia FSE 3D, utilizando la técnica de sincronización respiratoria;
- Exploración abdominal mejorada dinámicamente basada en VALOR 3D;
- bSSFP 2D y 3D para imágenes rápidas de alta resolución con o sin apnea;
- 2D FSE+DIXON; se obtienen cuatro conjuntos de imágenes de contraste en un solo escaneo, insensible a
Inhomogeneidad del campo magnético, adecuado para la supresión de grasa en zonas como la pelvis;
- La FSE 2D con trenes de eco duales logra la adquisición de imágenes tanto ponderadas en PD como en T2 en
un escaneo;
- Imágenes de difusión de cuerpo entero con múltiples valores b, con hasta 16 valores b configurables;

- Angiografía renal 3D de imágenes de precesión en estado estacionario con flujo entrante (3D RAFISP) basada en 3D bSSFP para el diagnóstico de enfermedades como la estenosis de la arteria renal;
- PC 2D para análisis cuantitativo del flujo sanguíneo;
- CEMRA acorta significativamente los valores de T1 en sangre utilizando un agente de contraste en bolo, más corto que otros tejidos, utilizando T1WI ultrarrápido para la obtención de imágenes;
- Imágenes de la placa vascular corporal basadas en FSE; - bSSFP, imágenes rápidas de alta resolución con apnea o respiración libre;
- Exploración de mejora dinámica pélvica basada en VALOR 3D;
- T1WI y T2WI optimizados específicamente para la cavidad pélvica masculina o femenina;
- T1WI y T2WI optimizados específicamente para imágenes fetales;
- Imágenes de difusión corporal;
- Técnica de cuantificación de lípidos (LITE);
- El análisis de la curva de mejora positiva dinámica realizado mediante un software de análisis dinámico para la cifra del parámetro de mejora positiva.

2.1.3 Oncología

El paquete de aplicación para tumores es la secuencia, el protocolo y el flujo de trabajo optimizados específicamente para tumores.

Escaneo. Es altamente sensible a los tumores y mejora considerablemente la tasa de detección de lesiones pequeñas. Esto

El componente incluye principalmente:

- Protocolo STIR, GRE en fase y fuera de fase, altamente sensible a tumores;
- Imágenes dinámicas para ayudar a localizar y caracterizar lesiones;
- El protocolo de escaneo mejorado dinámico de alta resolución basado en la secuencia 3D VALUE para Proporciona un efecto de supresión de grasa satisfactorio;
- Difusión corporal total, para diagnóstico precoz y diagnóstico diferencial de tumores;
- DWI de múltiples valores b;
- El análisis de la curva de mejora positiva dinámica realizado mediante un software de análisis dinámico para Proporcionar la cifra del parámetro de mejora positiva.

2.1.4 Mama

El paquete de aplicaciones de mama es la secuencia, el protocolo y el flujo de trabajo optimizados específicamente para la mama.

Escaneo. Con una técnica perfecta de supresión de grasa multidireccional y a gran escala, alta resolución

Mejora dinámica, la información fisiopatológica de los pacientes se puede reproducir completamente.

Incluye principalmente:

- Protocolo de escaneo de alta resolución T1 y T2 basado en FSE;
- Mapeo T2 para análisis cuantitativo de la mama;
- DIXON, obtención de cuatro conjuntos de imágenes de contraste en una sola exploración, insensible al campo magnético falta de homogeneidad;
- Protocolo de escaneo dinámico multifásico de alta resolución mejorado con contraste basado en 3D Secuencia VALUE, logrando un efecto uniforme de supresión de grasa;

- El protocolo de escaneo mejorado dinámico de alta resolución basado en la secuencia 3D VALUE para lograr un efecto uniforme de supresión de grasa;
- Para senos con grasa y prótesis de silicona, el sistema puede encontrar con precisión el pico de agua con modos de búsqueda de frecuencia designados;
- El flujo de trabajo de confirmación de frecuencia permite al usuario confirmar la frecuencia antes de comenzar el escaneo;
- Admite imágenes de difusión de valores B múltiples de mama;
- Admite Silhouette, MPR, MIP y otras funciones;
- Auto SUB y Auto MIP: después del escaneo, las imágenes previas y posteriores a la mejora son silueteado automáticamente, y las imágenes silueteadas son procesadas automáticamente por MIP;
- El análisis de la curva dinámica de mejora positiva realizado mediante el análisis dinámico Software para obtener la figura del parámetro de mejora positiva y la curva de mejora.

2.1.5 Columna vertebral

- Protocolo de escaneo de alta resolución T1, T2, PD basado en FSE;
- T2Mapping basado en FSE, evaluando cuantitativamente los cambios en el agua de los tejidos, matriz tejidos y estructuras de colágeno;
- STIR, que puede obtener imágenes de supresión de grasa vertebral más uniformes;
- Imágenes de agua del canal espinal MRM, basadas en SSFSE;
- DWI de múltiples valores b, se pueden configurar hasta 16 valores b en un escaneo;
- Tecnología de costura automática para imágenes de toda la columna vertebral;
- Separación agua-grasa DIXON que permite cuatro conjuntos de imágenes de contraste en una sola exploración;
- Angiografía por resonancia magnética con contraste basada en GRE 3D CEMRA;
- TURBINE puede reducir los artefactos de movimiento hasta cierto punto;
- La técnica FSE IR 2D y 3D se puede utilizar para obtener imágenes de nervios periféricos; - La técnica DTI basada en SE EPI se puede utilizar para obtener imágenes de la médula espinal; - Imágenes de alta resolución basadas en bSSFP.

2.1.6 Angiografía

El paquete de aplicación vascular es la secuencia, el protocolo y el flujo de trabajo optimizados específicamente para Escaneo vascular para garantizar imágenes vasculares con y sin realce, rápidas y de alta resolución. examen.

La técnica de imágenes vasculares no mejoradas incluye TOF, PC y estado estable del flujo de entrada arterial renal. métodos de angiografía mejorada por precesión:

TOF (Tiempo de Vuelo) es un método de imagen vascular basado en la técnica de eco de gradiente. Esta imagen...

La técnica utiliza el efecto de mejora de la afluencia del flujo sanguíneo y el estado de saturación del fondo. tejido para formar un buen contraste entre sangre y tejido.

- El TOF 2D se utiliza principalmente para la obtención de imágenes de vasos sanguíneos y venosos del cuello con relativamente dirección recta;
- TOF 3D que se utiliza principalmente para obtener imágenes de las arterias de la cabeza y el cuello;
- La técnica de zona de saturación acompañante se utiliza para suprimir la interferencia de las arterias o señales venosas;
- Se utiliza un pulso de tono para reducir los artefactos de contorno causados por la saturación del flujo; - Aceleración de la técnica de detección comprimida.

PC (Contraste de Fase) es un método que suprime el tejido de fondo con una tasa de flujo como codificación para para resaltar las señales vasculares.

- PC 3D para escaneo móvil y venoso, especialmente para el examen de venas craneales en la clínica; - La codificación de velocidad (VENC) en secuencia de PC se puede ajustar libremente en múltiples direcciones; - Aceleración de la técnica de detección comprimida.

La angiografía mejorada con precesión en estado estable del flujo de entrada arterial renal utiliza las características de "triple brillo" de bSSFP.

- Combinando la técnica de excitación con agua y la técnica FLAIR para lograr una arteria renal sin contraste

toma de imágenes.

La técnica de imágenes vasculares mejoradas incluye principalmente:

La secuencia de eco de gradiente perturbador de fase rápida 3D específicamente optimizada para CEMRA se puede aplicar Detección comprimida + adquisición paralela, eco parcial, secuenciación central bidireccional en espacio k, etc. en conjunto para garantizar una alta relación contraste-ruido y lograr una adquisición rápida:

- Flujo de trabajo de seguimiento de bolo: a. realizar un escaneo dinámico rápido con el protocolo de seguimiento de bolo, y generando imágenes dinámicas en tiempo real del mismo corte en el vaso objetivo para que los usuarios puedan juzgar la tiempo de llegada del agente de contraste; b. la región de progreso del escaneo visualiza claramente el escaneo proceso;
- Flujo de trabajo de cambio automático de mesa de paciente, con secuencia de escaneo especial y alta densidad Bobina receptora para realizar imágenes vasculares periféricas;
- Los vasos sanguíneos se visualizaron mediante silueta, MIP, VRT y SSD;
- Auto SUB y auto MIP, las imágenes pre y post mejoradas se silueteen automáticamente después El escaneo y las imágenes silueteadas se procesan automáticamente mediante MIP.

2.1.7 Ortopedia

El paquete de aplicación ortopédica es la secuencia, el protocolo y el flujo de trabajo optimizados específicamente para Escaneo de articulaciones ortopédicas. Gracias a una homogeneidad de campo magnético extremadamente alta, se pueden obtener imágenes de alta calidad. Imágenes ortopédicas con bobinas de alta densidad, de modo que se puedan presentar cualquier lesión minúscula en los huesos y las articulaciones. Por imágenes. Este paquete incluye:

- Protocolos T1, PD y T2 de alta resolución basados en secuencia FSE 2D con o sin grasa supresión;
- Imágenes 2D T2* de alta resolución basadas en la secuencia GRE;

- Imágenes de supresión de grasa de alta resolución basadas en secuencia FSE 3D; - Imágenes de alta resolución basadas en secuencia FSE 3D; - Efectos satisfactorios de supresión de grasa descentrada; - Admite supresión de grasa fuerte y débil; - Separación rápida de grasa y agua; - MPR para observación multiplanar de datos isotrópicos adquiridos.
- T2Mapping basado en FSE 2D, se puede utilizar para el análisis cuantitativo de los cambios en el contenido de agua en tejidos;
- DIXON basado en FSE 2D, consiguiendo la separación agua-grasa;
- Imágenes de agua basadas en SSFSE;
- DWI de múltiples valores b basado en SE EPI;
- Angiografía por resonancia magnética con contraste CEMRA basada en 3D GRE; - Imágenes de alta resolución de articulaciones basadas en bSSFP; - Tecnología TURBINE para reducir artefactos de movimiento; - 3DVALUE para mejora.

2.1.8 Cardíaco

El paquete de aplicaciones cardíacas es una secuencia, un protocolo y un flujo de trabajo especializados y optimizados para la atención cardíaca.

Al controlar y rastrear los movimientos del corazón y el sistema respiratorio, permite realizar exploraciones anatómicas.

Imágenes planas de la función cardíaca y presenta información patológica y fisiológica de la

Corazón del paciente. Este paquete incluye principalmente:

- Técnica "DarkBlood" que utiliza la secuencia FSE para suprimir la señal brillante de la sangre, permitiendo una clara delimitación de los límites entre las cámaras cardíacas, el miocardio y las grandes cavidades vasculares;
- Imágenes ponderadas en T1WI, T2WI y STIR desencadenadas por electrocardiografía (ECG), combinadas con técnica "Dark Blood" basada en recuperación de doble inversión, para imágenes de morfología cardíaca, que proporciona un excelente contraste entre el miocardio, las cámaras cardíacas, los principales vasos sanguíneos y las estructuras circundantes;
- Imágenes CINE que utilizan una secuencia bSSFP 2D activada por ECG, compensando eficazmente la fase interferencia causada por campos de gradiente de codificación espacial y maximización de la preservación del eco Intensidad de la señal. Se puede observar sangre brillante en las cámaras cardíacas y los vasos sanguíneos principales, lo que proporciona un buen contraste para el miocardio, las cámaras cardíacas, los vasos sanguíneos principales y estructuras circundantes. Sirve como base para el análisis de la función cardíaca.
- Medición de la velocidad del flujo cardíaco mediante la técnica de contraste de fase 2D;
- Técnica de mapeo T1 para miocardio que cuantifica el valor T1 de cada vóxel en el Tejido miocárdico: el miocardio normal tiene un cierto valor T1 y cambia cuando hay edema miocárdico, fibrosis o enfermedades infiltrativas. Esta técnica se puede utilizar para detectar focos o enfermedades difusas;
- Técnica de mapeo T2 miocárdico, evaluando cuantitativamente la inflamación cardíaca, miocardio lesiones, etc., que ofrecen un alto valor clínico.

2.1.9 Feto

- Técnica de retención de la respiración múltiple o técnica de activación respiratoria para artefactos de movimiento supresión;
- Imágenes ponderadas en T1 de eco único basadas en secuencia GRE 2D;
- Imágenes ponderadas en T1, en fase y fuera de fase, con doble eco, basadas en secuencia GRE 2D;
- Técnica de llenado del espacio K con FSE y hélice para obtener imágenes ponderadas en T2 y eliminar artefactos de movimiento;
- MRCP y MRU, imágenes 2D basadas en exploraciones de placas en apnea con SSFSE; imágenes 3D basadas en Secuencia FSE que utiliza activación respiratoria;
- Exploración abdominal dinámica con contraste basada en VALOR 3D;
- bSSFP 2D y 3D, imágenes rápidas de alta resolución con o sin retención de la respiración;
- Imágenes de separación agua-grasa de Dixon basadas en FSE 2D, obteniendo cuatro conjuntos de imágenes de contraste en un escaneo, insensible a la falta de homogeneidad del campo magnético;
- FSE 2D de doble eco, obteniendo imágenes ponderadas en PD y T2 en una única adquisición;
- Imágenes de difusión de múltiples valores b, con hasta 16 valores b configurables;
- CEMRA, que utiliza la inyección en bolo de agente de contraste para acortar significativamente los valores de T1 en sangre y hacerlo más corto que otros tejidos, con imágenes ultrarrápidas ponderadas en T1;
- PC 2D para análisis cuantitativo del flujo sanguíneo.

2.1.10 Niños

- Técnica de retención de la respiración múltiple o técnica de activación respiratoria para artefactos de movimiento supresión;
- Imágenes ponderadas en T1 de eco único basadas en secuencia GRE 2D;
- Imágenes ponderadas en T1, en fase y fuera de fase, con doble eco, basadas en secuencia GRE 2D;
- Técnica de llenado del espacio K con FSE y hélice para obtener imágenes ponderadas en T2 y eliminar artefactos de movimiento;
- MRCP y MRU, imágenes 2D basadas en exploraciones de placas en apnea con SSFSE; imágenes 3D basadas en Secuencia FSE que utiliza activación respiratoria;
- Exploración corporal dinámica con contraste basado en 3D VALUE; - bSSFP 2D y 3D, imágenes rápidas de alta resolución con o sin retención de la respiración; - T1WI y T2WI optimizadas específicamente para áreas pélvicas masculinas o femeninas; - 2D FSE+DIXON; obtención de cuatro conjuntos de imágenes de contraste en una exploración, insensible al campo magnético falta de homogeneidad, utilizable para la supresión de grasa en zonas pélvicas, etc.;
- FSE 2D de doble eco, logrando imágenes ponderadas en PD y T2 en una sola adquisición;
- Imágenes de difusión de múltiples valores b, con hasta 16 valores b configurables;
- Análisis de curvas dinámicas mediante software de análisis dinámico para mejora positiva, obteniendo mapas de parámetros de mejora positivos;

- Imágenes de la arteria renal sin contraste basadas en bSSFP 3D, logrando una arteria renal sin contraste
- Imágenes, útil para obtener imágenes de la estenosis de la arteria renal, etc.; CEMRA, mediante inyección en bolo de contraste agente para acortar significativamente los valores de T1 en sangre, más cortos que otros tejidos, utilizando T1WI ultrarrápido para imágenes; -
- PC 2D para análisis cuantitativo del flujo sanguíneo; - Imágenes de placa vascular corporal basadas en FSE.

2.2 Secuencias estándar

2.2.1 Eco de espín (SE)

La secuencia Spin Echo (SE) es una secuencia de resonancia magnética clásica, que se aplica ampliamente en la clínica y principalmente para La secuencia T1WI. SE tiene la ventaja de proporcionar una alta relación señal-ruido de la imagen y un buen tejido. contraste. Es menos sensible al campo magnético no homogéneo y no es propenso a artefactos de susceptibilidad. La secuencia SE se puede utilizar para obtener imágenes de todas las partes del cuerpo, generalmente para T1WI convencional y mejorada. exploración de cabeza, columna vertebral, articulaciones, etc.

La secuencia SE se compone de un pulso de RF de 90° seguido de un pulso de repolarización de 180° . Después de un pulso de RF de 90° se emite a lo largo de la dirección X, el vector de magnetización en la dirección Z se invierte al plano XY. Después de cerrar el pulso de 90° , el vector de magnetización experimentará una relajación transversal y el El vector de magnetización transversal decaerá gradualmente. Si se aplica un pulso de reenfoque de 180° en el eje Y dirección inmediatamente después del pulso de 90° , el contraste de imagen obtenido casi eliminará el Influencia de la relajación T2 tisular. Si se aplica el pulso de repolarización de 180° después de esperar un tiempo adecuado Con el paso del tiempo, el vector de magnetización transversal residual de diferentes tejidos aparecerá diferente debido a la diferencia de velocidad de relajación transversal para que se pueda obtener información de contraste T2.

2.2.2 Eco de espín rápido (FSE)

La secuencia Fast Spin Echo (FSE) es la técnica de aplicar una serie de pulsos de reenfoque después de un RF Excitación de pulsos y adquisición de múltiples ecos. El eco recopilado tras cada excitación de pulsos de RF constituye un tren de ecos, y el número de ecos en el tren de ecos es la longitud del tren de ecos (ETL). Por Aplicando diferentes gradientes de codificación de fase antes de cada adquisición de señal, estos ecos adquiridos pueden ser Se llenan en diferentes posiciones en el espacio k. Por lo tanto, la velocidad de escaneo de la secuencia FSE es mayor que... de la secuencia SE. El artefacto sensible a la susceptibilidad de la secuencia FSE no es obvio porque El pulso de reenfoque puede eliminar la influencia de la falta de homogeneidad del campo magnético principal. Mediante el ajuste de los parámetros de escaneo de la secuencia FSE, T1WI, T2WI y ponderada por densidad de protones Se pueden obtener imágenes. Gracias a su rápida adquisición de imágenes, la ecografía endoscópica (FSE) se utiliza ampliamente en la práctica clínica. Cuando se selecciona un tren de eco más corto, la secuencia FSE puede obtener ponderación T1, que es más corta que la SE. Tiempo de adquisición de la secuencia. Se utiliza a menudo para visualizar estructuras anatómicas como la columna vertebral, articulaciones grandes, tejidos blandos, etc. Cuando se selecciona un tren de ecos más largo, la secuencia FSE se utiliza a menudo para PD y T2. ponderación, y la velocidad de escaneo es significativamente más rápida que SE, que se utiliza principalmente para el escaneo del sistema nervioso, articulaciones, todo el cuerpo, etc.

La secuencia FSE admite la técnica de compensación de flujo para reducir la pérdida de señal y los artefactos de pulsación.

causada por el flujo. También admite la adquisición y reconstrucción paralelas para acelerar la obtención de imágenes. Admite Exploración multiseccional en apnea, que se puede utilizar para múltiples exploraciones del abdomen en apnea. Para lograr una cobertura abdominal completa. La secuencia FSE admite diversas técnicas de supresión de grasa. técnica y proporciona un excelente efecto de supresión de grasa. Favorece la activación de señales fisiológicas: puede Utilizar señales respiratorias para activar la exploración durante las exploraciones abdominales con el fin de suprimir los artefactos de movimiento. Admite escaneo 3D y se puede utilizar para obtener imágenes del oído interno de alta resolución.

2.2.3 Eco de giro rápido de disparo único (SSFSE)

La secuencia de eco de espín rápido de disparo único (SSFSE) tiene un tren de ecos largo. Tras una excitación, toda la información... Se puede obtener la imagen necesaria para llenar el espacio k , y la velocidad de escaneo es mayor. Debido a que el TR... La longitud es realmente infinita, solo se utiliza para la adquisición de imágenes T2WI. Debido a su largo tren de ecos, para reducir el efecto borroso en la imagen causado por la relajación T2, la adquisición del tren de ecos debe completarse en el menor tiempo posible. SSFSE se realiza mediante Acortamiento del intervalo de eco y técnicas como la adquisición rápida y la Fourier parcial. Admite Planificación del plano radial y se puede utilizar para MRCP multidireccional (Resonancia Magnética). Colangiopancreatografía) Imágenes de película gruesa. En comparación con la secuencia FSE, la secuencia SSFSE tiene un tiempo de escaneo significativamente más corto y puede ser Se utiliza para T2WI de exploraciones de apnea de tórax y abdomen; la secuencia SSFSE también se puede utilizar para obtener Imágenes de agua de alta resolución de tejidos T2 largos, como CPRM y urografía por resonancia magnética. (MRU), mielografía por resonancia magnética (MRM), etc.; imágenes cerebrales T2 ultrarrápidas (aplicadas a pacientes) que no pueden cooperar activamente con la exploración).

2.2.4 Imágenes isovóxel con ángulo de giro y reenfoque variable 3D (ISO 3D)

Basada en la secuencia FSE 3D, se utiliza la técnica ISO 3D para reducir el desenfoque de la imagen causado por T2 Efecto de atenuación mediante los controles del proceso de atenuación del tren de ecos. Se puede aplicar al escaneo de... tren de ecos ultralargo y optimizar la secuencia de adquisición en el espacio k , lo que puede reducir en gran medida la Tiempo de escaneo con una relación señal-ruido satisfactoria y resolución de adquisición 3D garantizada. Al optimizar el cálculo de los pulsos de RF, se puede mejorar la deposición de energía en el cuerpo humano y La energía absorbida por RF (SAR) se puede reducir en gran medida para garantizar la seguridad del paciente durante el tratamiento. examen. La secuencia ISO 3D se aplica ampliamente en la clínica. Se puede utilizar para el escaneo isotrópico de alta resolución de... Articulaciones, sistema nervioso, etc., así como escaneo corporal completo con imágenes acuáticas. Puede mejorar la imagen. resolución y lograr un control energético excepcional.

2.2.5 Secuencia de eco de giro rápido de doble eco (DualEcho)

Basado en la secuencia FSE 2D, DualEcho utiliza dos pulsos de 180° después de un pulso de radiofrecuencia de 90° , con el Codificación de la misma fase, generando un eco TE corto y uno TE largo. En secuencias TR largas, el protón... Las señales ponderadas por densidad y T2 se pueden obtener simultáneamente en una sola exploración. Esta secuencia es Se utiliza comúnmente para obtener imágenes de músculos, huesos y otras áreas, mejorando la eficiencia de la obtención de imágenes.

2.2.6 Eco de espín con recuperación de inversión (IR SE)

El uso de un pulso de RF de 180° para excitar el tejido puede desviar el vector de magnetización longitudinal macroscópico del tejido en 180° , es decir, en dirección opuesta al campo magnético principal, por lo que también se le llama Pulso de inversión. La secuencia IRSE consiste en aplicar un prepulso de inversión de 180° antes de la secuencia SE para aumentar la Diferencia de relajación longitudinal entre los tejidos, lo que puede proporcionar un mejor contraste en la práctica clínica. El tiempo El intervalo entre el pulso de inversión de 180° y el pulso de excitación de 90° se define como tiempo de inversión (TI).

La secuencia IRSE proporciona el mejor contraste T1, que es significativamente mayor que el de SE. Tiene baja Sensibilidad a la falta de homogeneidad del campo magnético general y al escaneo descentrado causado por el campo magnético. Inhomogeneidad. Dado que solo se capta un eco por inversión y el tiempo de escaneo es prolongado, se utiliza principalmente para aumentar el contraste de sustancia gris-blanca T1 en la práctica clínica.

2.2.7 Recuperación de inversión Fast Spin Eco (IR FSE)

El FSE IR se compone de un prepulso de 180° seguido de una secuencia FSE. En comparación con la secuencia IR, la velocidad de obtención de imágenes puede acelerarse considerablemente gracias a la presencia de un tren de ecos. Ajustando el tiempo de TI, se puede suprimir selectivamente la señal de agua o grasa.

Las aplicaciones clínicas incluyen:

- STIR (secuencia de recuperación de inversión de corto tiempo): debido a que la velocidad de relajación longitudinal de El tejido adiposo es corto, por lo que STIR se utiliza ampliamente en la exploración de supresión de grasa de T2WI. Tiene baja Sensibilidad a la falta de homogeneidad del campo magnético y es adecuado para la supresión de grasa en un amplio rango o en el centro;
- FLAIR (Recuperación de Inversión Atenuada por Fluidos): una secuencia de supresión de agua. En la práctica clínica aplicación, ya que tanto las lesiones con señal ligeramente alta como las que tienen señal alta son A menudo oscurecidas por la señal del líquido cefalorraquídeo con una señal más alta. En este caso, si el La señal del líquido cefalorraquídeo se puede suprimir en T2WI, lo que permite revelar completamente las lesiones. FLAIR puede inhibir la señal del líquido cefalorraquídeo y se utilizan ampliamente en la exploración cerebral; FLAIR también puede lograr T1WI, que puede mostrar el contraste de materia gris-blanca T1 de manera más efectiva;
- Técnica de recuperación de inversión de sangre negra para inhibir las señales del flujo sanguíneo.

2.2.8 Eco de gradiente recuperado dañado (SPGR)

La secuencia SPGR utiliza la señal de eco generada por la inversión de campo de gradiente para la obtención de imágenes. El gradiente La señal de eco alcanza un estado estable después de un periodo de transición. Generalmente, el estado estable adquirido La señal de eco de gradiente se origina a partir de los vectores de magnetización de estado estable longitudinal y transversal. La técnica de descomposición de fase de RF se puede aplicar a la secuencia SPGR para dispersar el estado estacionario transversal. vectores de dirección magnética a cero, de modo que el tamaño de la señal de eco de gradiente recolectada solo depende En los vectores de magnetización longitudinal para lograr contraste T1. En comparación con la secuencia SE, la secuencia de eco de gradiente es más sensible a la heterogeneidad del campo magnético y refleja mejor Diferencias de susceptibilidad local y lograr contraste T2*. SPGR se puede utilizar para adquisición multiecho para Genera imágenes en fase y fuera de fase. SPGR admite adquisición y reconstrucción en paralelo. Técnica para la aceleración de imágenes.

La secuencia SPGR se utiliza ampliamente en la clínica, principalmente para T1WI de la cabeza, el tórax, el abdomen, la cavidad pélvica, etc.

La imagen T2*WI se utiliza principalmente para la obtención de imágenes de hematomas cerebrales y cartilago articular. Puede utilizarse para...

Imágenes de eco dual del abdomen y la pelvis.

2.2.9 Eco de gradiente rápido recuperado (FGRE)

La secuencia FGRE es una de las secuencias de eco de gradiente con degradación de fase rápida. El contraste está controlado por Utilizando pulsos de preparación de magnetización, es decir, pulsos de recuperación de inversión. Después de cada recuperación de inversión pulso, se adquirirán todas las líneas de codificación en el espacio k y el tiempo de obtención de imágenes se reducirá en gran medida. Combinando Fourier parcial, adquisición paralela, etc. La aplicación de la detección de fase de RF...

Esta técnica hace que las imágenes obtenidas por FGRE obtengan una mejor ponderación T1.

FGRE se utiliza principalmente para T1WI 2D del abdomen y la pelvis, principalmente para pacientes que no pueden sostener sus Respira según sea necesario.

La imagen 3D T1WI de la cabeza proporciona un contraste excelente y su contraste de materia gris-blanca es mejor que el T1WI. secuencia sin pulso de recuperación de inversión.

2.2.10 Eco de gradiente de precesión libre en estado estacionario (SSFP)

Como secuencia básica de eco de gradiente, SSFP aplica un gradiente equilibrado en la dirección de la frecuencia. codificación y codificación de fase para que la señal de magnetización transversal alcance un estado estable. SSFP es Se utiliza principalmente para la reconstrucción y el examen de enfermedades de las articulaciones grandes en aplicaciones clínicas.

2.2.11 Eco de gradiente de precesión libre de estado estacionario equilibrado (bSSFP)

Las tecnologías ordinarias de eco de gradiente de precesión libre en estado estacionario solo consideran la influencia de la campo de gradiente codificado por fase en la señal de magnetización transversal residual, mientras que bSSFP es una señal de alta velocidad y una secuencia con alta relación señal-ruido. Con un diseño de secuencia en tres aspectos, incluyendo corte, fase y codificación, se puede garantizar que las señales de magnetización transversal y longitudinal lleguen a la estado estable al mismo tiempo sin perder la intensidad de la señal.

bSSFP se utiliza principalmente para obtener contraste T2/T1 de tejidos, lo que es adecuado para su aplicación en todo el Cuerpo y se aplica ampliamente en escaneos de cabeza, vasos sanguíneos, abdomen, articulaciones, etc. Su amplia aplicación Debido a sus ventajas de alta velocidad y alta relación señal-ruido, es especialmente adecuado para Escaneando las partes propensas a verse afectadas por el movimiento. Además, la intensidad de la señal tisular... determinado por la relación T2/T1 del tejido, que puede hacer que la señal de agua destaque en la imagen, mientras que otras señales, como las señales musculares, se verán inhibidas, por lo que se usa ampliamente para hacer el contraste.

Entre líquido y tejido blando. Permite obtener imágenes excelentes de vasos sanguíneos, tracto biliar, tracto urinario, tracto gastrointestinal, etc., sin necesidad de contraste.

2.2.12 Adquisición volumétrica con supresión de lípidos para imágenes ultrarrápidas mejoradas

(VALOR)

VALUE es una secuencia de eco de gradiente con deterioro de fase rápido. El TR y el TE de esta secuencia son corto, y el tiempo de adquisición se acorta combinando adquisición paralela, Fourier parcial, interslice

interpolación y otras tecnologías de imágenes aceleradas. Esta secuencia aplica el método de lípidos rápidos.

Técnica de pulso de supresión, que puede recopilar continuamente múltiples líneas de codificación del espacio k después de un lípido.

Pulso de supresión, lo que acorta aún más el tiempo de adquisición. VALUE se puede utilizar para imágenes rápidas 3D T1WI, comúnmente utilizadas para escaneo dinámico con contraste de cuerpo completo, y también para

Imágenes de alta resolución de regiones articulares.

Para escanear partes del cuerpo (como el pecho y las articulaciones) sin apnea, su TR puede ser ligeramente mayor y se pueden obtener imágenes 3D con alta relación señal-ruido y alta resolución. Para imágenes dinámicas.

La exploración con contraste de los órganos abdominales (como el hígado y la vesícula biliar) que requieren contener la respiración, su TR es corto y se puede lograr una exploración con contraste dinámico multifásico a través de múltiples

exploraciones de retención de respiración.

2.2.13 Angiografía por resonancia magnética con contraste (CEMRA)

La angiografía por resonancia magnética con contraste (CEMRA) se basa en la fase rápida T1WI

Alterando la secuencia de eco de gradiente. Tras inyectar el agente de contraste, el valor T1 de la sangre disminuye considerablemente.

reducido, lo que hace que su valor T1 sea significativamente más corto que el del tejido humano normal, y luego CEMRA

La secuencia se puede utilizar para obtener imágenes vasculares.

Debido a que el contraste de los vasos sanguíneos y otros tejidos en la imagen se debe principalmente a la inyección

agente de contraste, un control preciso del tiempo en que el agente de contraste llega al vaso de interés

afectará directamente el resultado de la imagen. Por lo tanto, el protocolo de seguimiento de bolo se utiliza generalmente para rastrear la

Tiempo de llegada del agente de contraste a los vasos. La TE y la TR cortas se utilizan generalmente en combinación con

La operación de sustracción de reconstrucción. CEMRA admite la sustracción automática.

2.2.14 Eco de gradiente de tiempo de vuelo (TOF 2D y 3D)

La angiografía por resonancia magnética (ARM) con tiempo de vuelo (TOF) utiliza principalmente el flujo sanguíneo hacia el

Corte de imagen para mejorar la intensidad de la señal sanguínea en comparación con el tejido estático. Este mecanismo

El método para mejorar la señal sanguínea se denomina Mejora Relacionada con el Flujo (FRE). Cuando el TR es relativamente corto,

Al excitar repetidamente el corte de imagen, el tejido estático se satura parcialmente y su señal se inhibe. Mientras tanto, la sangre fresca que fluye

hacia el corte de imagen se ve menos afectada por los pulsos de RF y se satura menos, lo que resulta en una señal intensa. En la imagen, se

observa una señal de sangre brillante, mientras que el tejido estático es oscuro.

debido a la saturación.

Las secuencias TOF generalmente se realizan utilizando secuencias de eco de gradiente incoherente de estado estable TR cortas.

Para eliminar la pérdida de señal causada por el flujo, se utilizará un gradiente de compensación de flujo. Este

La secuencia combinada con la técnica TONE permite obtener imágenes vasculares más uniformes. Al utilizarla, se obtienen imágenes 3D.

La visualización generalmente se realiza con la técnica MIP para hacer que los vasos aparezcan más claros y visibles.

Es detallado y se utiliza principalmente para exploraciones de cabeza y cuello.

2.2.15 Contraste de fase (PC)

El contraste de fase (PC) es un método que utiliza el cambio de fase del vector de magnetización transversal.

generado por el flujo sanguíneo para inhibir el tejido de fondo y resaltar los flujos sanguíneos. Sobre la base de un corto

Secuencia de eco de gradiente TR, PC aplica gradiente bipolar en una o más direcciones de codificación de flujo seleccionadas

para el flujo

Codificación, lo que resulta en un cambio de fase linealmente relacionado con el caudal. La fase tisular estacionaria se compensa completamente, mientras que el cambio de fase generado por el flujo sanguíneo se conserva, y esta diferencia forma el contraste de fase. La codificación de velocidad (VENC) en la secuencia de PC se puede ajustar libremente en múltiples direcciones. La inhibición tisular de fondo de PC es buena, lo cual resulta útil para la visualización de vasos sanguíneos pequeños y flujo sanguíneo lento. En aplicaciones clínicas, PC se puede utilizar para la obtención de imágenes de arterias y venas intracraneales.

2.2.16 Combinación de imágenes de datos de eco múltiple (MEDIC)

Tras una excitación de pulso de RF de ángulo pequeño, la secuencia utiliza múltiples interruptores del campo de gradiente de lectura para recopilar múltiples ecos de gradiente. Todos ellos adoptan la misma codificación de fase para comprimir los datos adquiridos en la misma línea de codificación de fase en el espacio k. Este método es equivalente a recopilar la secuencia de ecos de gradiente de un único eco para múltiples repeticiones. Finalmente, las imágenes reconstruidas de todos los ecos se combinan en una sola imagen, lo que permite mejorar considerablemente la relación señal-ruido. La secuencia aplica gradientes de compensación de flujo en tres direcciones para eliminar la influencia del efecto del flujo.

Clínicamente, MEDIC se utiliza principalmente para obtener imágenes del cartílago articular, como la secuencia T2*WI de rodilla. El líquido articular muestra una señal más alta en esta secuencia, mientras que el cartílago articular muestra una señal ligeramente más alta, lo que facilita la visualización de los defectos en la superficie articular. La secuencia T2*WI de la columna cervical permite visualizar mejor el disco intervertebral y la sustancia gris-blanca de la médula espinal. La secuencia T2*WI con fusión 3D permite visualizar claramente la raíz nerviosa espinal.

2.2.17 Imágenes planares de eco con gradiente recuperado (GRE EPI)

La imagen ecoplanar (EPI) se basa en el eco de gradiente. GRE EPI pertenece a la familia de secuencias ecoplanares. Mediante la aplicación continua de gradientes de codificación de frecuencia positivos y negativos alternados y la adopción de gradientes de codificación de fase cortos, se pueden recopilar todos los datos requeridos en el espacio k mediante una sola excitación de pulso de RF. El eco de la secuencia EPI se genera mediante la conmutación continua de avance y retroceso del gradiente de codificación de frecuencia, lo que resulta en un patrón de llenado en zigzag en el espacio k. Esta trayectoria de llenado en el espacio k solo se puede obtener con precisión cuando el gradiente de codificación de fase y el gradiente de codificación de frecuencia funcionan conjuntamente. El gradiente de codificación de fase debe aplicarse después de la adquisición del eco anterior y antes de la siguiente. La señal de RM recopilada por la técnica GRE EPI también pertenece al eco de gradiente, lo que genera la ponderación T2*, que se utiliza principalmente para la imagen de RM ponderada por perfusión de primer paso con agente de contraste (perfusión), así como para la imagen funcional cerebral basada en el efecto dependiente del nivel de oxígeno en sangre (BOLD).

2.2.18 Imágenes planares de eco de espín y eco (SE EPI)

SE EPI es una secuencia ecoplanar basada en la secuencia SE para reducir la influencia de la heterogeneidad del campo magnético en la imagen. Mediante corrección continua, se utilizan el gradiente de codificación de frecuencia antialterna y el gradiente de codificación de fase corta para recopilar todos los datos necesarios en el espacio k con una sola excitación de pulso de RF. SE EPI adopta la excitación de disparo único, lo que elimina la influencia de la relajación T1 en el contraste de la imagen. Se utiliza generalmente como una exploración clínica rápida de T2WI. Es adecuada para la exploración abdominal en apnea. La velocidad de obtención de imágenes es extremadamente rápida. Incluso sin apnea, hay...

No se observan artefactos evidentes de movimiento respiratorio. También es adecuado para T2WI ultrarrápidos del cerebro y escaneo de diversas partes de los pacientes que no pueden cooperar con el examen.

2.3 Técnicas de escaneo estándar

2.3.1 Técnicas de adquisición rápida

2.3.1.1 Fourier parcial

Al utilizar la simetría conjugada compleja del espacio k en la dirección de fase, teóricamente, es

Sólo se requiere adquirir y llenar la mitad de las líneas de codificación de fase del espacio k para reconstruir la imagen.

Dado que las líneas de codificación de fase en el centro del espacio k y cerca de él determinan el contraste de la imagen,

Un poco más de la mitad de las líneas de codificación de fase en el espacio k deben recopilarse en el escaneo real, y el resto se rellena con el principio de simetría.

Si el espacio k es ligeramente superior al 50%, el tiempo total de adquisición se acortará en consecuencia y el

La relación señal-ruido de la imagen se reducirá ligeramente.

2.3.1.2 Lectura parcial

El espacio k también tiene simetría conjugada en la dirección de la codificación de frecuencia. Teóricamente, solo la mitad de

Es necesario recolectar el eco para reconstruir la imagen según el principio de simetría. En el

En el escaneo real, se necesita recolectar un poco más de la mitad de cada eco para reconstruir imágenes con

Mayor calidad. La técnica de eco parcial solo se puede utilizar para secuencias sin el tren de ecos.

Al acortar el TE, se puede acortar el tiempo de adquisición o se puede reducir el número de cortes de adquisición.
aumentó.

2.3.1.3 Campo de visión rectangular

En las imágenes clínicas, las secciones transversales de algunas partes del cuerpo examinadas no son cuadradas: por ejemplo, la Sección transversal del abdomen, los anchos izquierdo y derecho son significativamente mayores que los delanteros y traseros.

alturas. Por lo tanto, la adquisición de algunas líneas de codificación de fase en la dirección frontal y posterior es un desperdicio.

de escaneo. Si se reemplaza el punto de partida para la adquisición por un campo de visión rectangular, para acortar el número de

En el paso de codificación de fase, las líneas de codificación de fase en el espacio k se volverán escasas; también reduzca la longitud en

En la dirección de codificación de fase en la reconstrucción de imágenes, el campo de visión (FOV) se presentará como un rectángulo, que puede

Reduce el tiempo de adquisición. Esta técnica se utiliza ampliamente en el escaneo de diversas piezas y es la más

típico en la aplicación de partes del cuerpo humano oblatas, como secciones transversales abdominales y pélvicas, posición sagital de la columna, etc.

2.3.1.4 Imágenes paralelas (PI)

PI (Imagen Paralela) es una técnica de aceleración ultrarrápida de resonancia magnética combinada con una bobina de matriz en fase.

Se utiliza ampliamente en la adquisición acelerada de varias secuencias y puede obtener mayores distancias temporales y

Resolución espacial dentro de un tiempo de escaneo determinado. Según el arreglo en fase utilizado, la imagen...

La velocidad de adquisición (factor de aceleración) se puede aumentar de 1 a 4 veces.

El principio de la técnica PI es principalmente utilizar los datos recopilados por la bobina receptora multicanal para reducir el número de adquisiciones de codificación en el espacio k, de modo que el tiempo de escaneo de la secuencia se acorte en Se duplica para lograr un escaneo rápido. Al mismo tiempo, se utiliza el conocimiento previo para llenar los datos del espacio k en la reconstrucción para completar la reconstrucción de la imagen.

La aplicación de la técnica PI puede acelerar las exploraciones clínicas convencionales de las partes del cuerpo y mejorar Eficiencia de escaneo de los pacientes. Gracias a la mayor velocidad de adquisición, se puede mejorar la resolución espacial. Además, el rango de adquisición de imágenes 3D se puede aumentar cuando el tiempo de adquisición permanece sin cambios. Para EPI, puede acortar la longitud del tren de eco, mejorar la calidad de la imagen y reducir la sensibilidad magnética. artefactos.

2.3.1.5 Imágenes aceleradas bidireccionales (GRAPPA)

GRAPPA (Adquisiciones Parcialmente Paralelas Autocalibradas Generalizadas) es una extensión de la adquisición de imágenes paralelas Técnica de aceleración para imágenes 3D. Al utilizar una bobina receptora multicanal, la adquisición de datos... La aceleración en dos direcciones de codificación se realiza simultáneamente. Sin perder la espacialidad Resolución y rango de escaneo, puede acortar en gran medida el tiempo de obtención de imágenes en 3D.

2.3.1.6 Imágenes ultrarrápidas basadas en detección compresiva (pSENSE)

La detección comprimida (CS) es una técnica de aceleración de resonancia magnética diferente de la imagen paralela. Al tomar Aprovechando la escasez de señales de imágenes, puede recuperar imágenes de alta calidad a partir de datos mucho menores. los requisitos de muestreo tradicionales. La técnica pSENSE (power SENSE) de WDM combina de forma innovadora submuestreo no coherente en detección comprimida con adquisición paralela SENSE, lo que reduce en gran medida el número de pasos de codificación en el espacio k, acortando al doble el tiempo de escaneo de la secuencia y logrando El propósito del escaneo rápido. Al mismo tiempo, la transformación dispersa y la iteración no lineal La reconstrucción se aplica para llenar los datos del espacio k y completar la reconstrucción de la imagen. La aplicación de La técnica pSENSE puede acelerar las exploraciones de imágenes 3D en aplicaciones clínicas, como TOF MRA, SWI y CEMRA, etc., y agilizan el flujo de pacientes. Gracias a la mayor velocidad de escaneo, la resolución espacial... se puede mejorar o se puede aumentar el rango de imágenes de adquisición 3D con la condición de tiempo de adquisición sin cambios.

2.3.1.7 Adquisición elíptica

La información central en el espacio k tiene el impacto más significativo en el contraste de la imagen y Relación señal-ruido. En la imagenología convencional, el espacio k se muestrea completamente, mientras que en la adquisición elíptica, se prioriza el llenado de la información central en el espacio k. La técnica de adquisición elíptica es ampliamente utilizada. Se utiliza en imágenes vasculares, lo que puede acortar eficazmente el tiempo de escaneo y obtener imágenes vasculares de alto contraste. imágenes y reducir los artefactos de movimiento.

2.3.2 Técnicas de supresión de grasa

2.3.2.1 Método de saturación de grasa selectiva por frecuencia (FatSat)

Basado en la homogeneidad del campo magnético líder en la industria de WDM y el hardware del sensor de fase especial bobina de matriz, la técnica FatSat puede saturar selectivamente el pico de grasa en el espectro mediante el uso de la reacción química. Cambiar la diferencia entre grasa y agua para lograr el propósito de la supresión de grasa.

El efecto de desplazamiento químico se refiere a la diferencia de 3,5 ppm entre las frecuencias de precesión de los protones. y moléculas de agua en la grasa en un campo magnético. Si los prepulsos son consistentes con la frecuencia de precesión de la grasa... se aplican continuamente antes de los pulsos de excitación de la secuencia de imágenes, la señal de grasa puede ser saturado selectivamente.

El método FatSat puede lograr un buen efecto de supresión de grasa en campos altos y tiene altos requisitos para Uniformidad del campo B0 y del campo RF. Se puede utilizar en diversas secuencias ponderadas.

2.3.2.2 Excitación selectiva precisa con preservación de la recuperación de la inversión

(ASPIR)

La técnica ASPIR puede entenderse como una combinación de la técnica FatSat selectiva de frecuencia y La técnica de recuperación de inversión. Se utilizaron pulsos adiabáticos de saturación de grasa selectivos de frecuencia, y el El tiempo de inversión se calculó automáticamente para suprimir al máximo la señal de grasa. ASPIR no es sensible. debido a la falta de uniformidad del campo de RF, y tiene un efecto satisfactorio y consistente en la supresión de grasa.

Clínicamente, ASPIR se utiliza ampliamente para la supresión de grasa en la columna, el abdomen, los senos y otras partes con alto contenido de grasa. relación señal-ruido.

2.3.2.3 Excitación espectral

La técnica de excitación específica del espectro suele adoptar pulsos binomiales de selección de frecuencia y espacio, es decir, la combinación de múltiples pulsos con diferentes ángulos y direcciones de deflexión. Cuando el sistema...

La frecuencia selecciona la frecuencia máxima del agua para hacer que el agua alcance la transversal máxima. vector de magnetización, y el vector de magnetización transversal de la grasa es cero, solo las señales de agua son recolectados en este momento, por lo tanto, la excitación espectral también se conoce como técnica de excitación del agua. Cuando La frecuencia del sistema selecciona la frecuencia pico de grasa; solo la grasa se excitará. Excitación espectral. La técnica es sensible a la falta de homogeneidad de B0 y se utiliza principalmente en partes del cuerpo con un campo B0 uniforme .

2.3.2.4 STIR (Recuperación de inversión de corto tiempo)

Se ha introducido STIR (Recuperación de Inversión de Corto Plazo) en las Secuencias de Escaneo Estándar. Se realiza mediante La secuencia IR es ampliamente utilizada. Si bien no exige homogeneidad del campo magnético ni del campo de RF. uniformidad, puede obtener un efecto de supresión de grasa satisfactorio en campos de visión grandes y escaneo descentrado.

2.3.2.5 Imágenes ecoplanares basadas en recuperación de inversión (IR EPI)

De manera similar a la técnica STIR, la supresión de grasa se puede lograr aplicando un pulso de recuperación de inversión en el Base de la secuencia EPI. El proceso consiste en aplicar un pulso de recuperación de inversión seguido de una inversión determinada tiempo (TI), para aplicar un pulso de 90° y luego realizar la adquisición de EPI.

2.3.2.6 Imágenes de separación de agua y grasa (DIXION, fDIXION)

Las señales de resonancia magnética humana provienen principalmente de dos componentes: agua y grasa. Debido a sus diferentes componentes químicos... estructuras a nivel molecular, la frecuencia de precesión de los protones de hidrógeno en las moléculas de agua es ligeramente más rápido que los de las moléculas de grasa, con una diferencia de aproximadamente 3,5 ppm. Según el Diferencia de frecuencia entre agua y grasa, se pueden obtener diferentes diferencias de fase agua-grasa en Diferentes tiempos de eco. En particular, cuando las diferencias de fase agua-grasa son de 0° y 180°, se denominan en fase y fuera de fase, respectivamente.

La técnica de DIXION se basa en la secuencia FSE y adopta un método de adquisición de dos puntos para recopilar Datos con diferentes diferencias de fase agua-grasa en distintos tiempos de eco. La imagen de agua, la imagen de grasa, las imágenes en fase y fuera de fase se obtienen mediante cálculo. El método de dos puntos utiliza dos TR para Recopila imágenes de agua y grasa en fase y fuera de fase respectivamente, lo que tiene una alta relación señal-ruido. relación y no es fácil verse afectado por la falta de homogeneidad del campo, mientras que el tiempo de obtención de imágenes es largo. fDIXION Adopta el método de adquisición de tres puntos para recopilar dos imágenes fuera de fase y una imagen en fase. Un TR, lo que permite una mayor eficiencia de imagen. Las dos imágenes desfasadas se pueden verificar con la Imagen en fase para la separación de agua y grasa, y entre sí. El resultado de la separación es mejor, mientras que... La relación señal-ruido de la imagen es menor que la del método de dos puntos.

La supresión de grasa de DIXION y fDIXION casi no se ve afectada por la uniformidad de B0 y B1, con un alto Precisión y uniformidad en la supresión de grasa. DIXION y fDIXION también pueden obtener una excelente uniformidad de grasa. efecto de supresión para la región maxilofacial, columna cervical, vértebras torácicas, campo de visión grande (como abdominal COR y espinal SAG), piernas, rótula, talones y otras partes con B0 relativamente desigual, así como abdomen, región pélvica, pecho y otras partes del cuerpo con B1 extremadamente desigual; y se pueden utilizar como Imágenes ponderadas en T1WI, T2WI y PD.

2.3.3 Planificación multiángulo y multicorte

La misma secuencia de escaneo realiza la adquisición de múltiples cortes en múltiples direcciones. Cada corte Cada grupo puede configurar la orientación de los cortes de forma independiente, y cada grupo puede contener varios cortes. A menudo... Se utiliza para posicionar imágenes, posicionamiento de escaneo de tres imágenes planas.

La secuencia de eco de gradiente SPGR se utiliza a menudo para obtener rápidamente imágenes multinivel y multiángulo. Al observar las imágenes en múltiples planos (tres planos, etc.) en un enfoque combinatorio, los operadores pueden Acelerar el procedimiento de posicionamiento y mejorar la precisión de la planificación.

2.3.4 GRE en fase y fuera de fase

La frecuencia de precesión de los protones de hidrógeno en las moléculas de agua es ligeramente más rápida que la de los de la grasa.

Moléculas. Después de la excitación de RF, los vectores de magnetización transversal de la grasa y el agua están en el mismo Fase. Tras unos milisegundos, los protones de las moléculas de agua y los de la grasa se encuentran en fases opuestas, y sus vectores macroscópicos de magnetización transversal se cancelan. Entonces, la señal de RM recogida en este momento es equivalente a la diferencia entre las señales de estos dos componentes; esta imagen es Por lo tanto, se denomina imagen de fase inversa. Después de unos pocos milisegundos, la fase protónica en la molécula de agua es... En fase con la de la grasa. En este momento, las señales recopiladas son la suma de las señales de los dos componentes.

La técnica de eco de gradiente en fase y fuera de fase puede generar imágenes en fase y fuera de fase mediante Una sola adquisición, lo que mejora la precisión diagnóstica. Clínicamente, se utiliza generalmente para el diagnóstico y Diferenciación de hígado graso y lesiones suprarrenales.

2.3.5 Técnicas de saturación espacial

2.3.5.1 Banda de saturación regional

Las técnicas de pulso de saturación y dispersión de gradiente se utilizan para excitar selectivamente los región, de modo que la región se sature sin generar señales. La banda de saturación libre puede ser Se coloca en cualquier lugar dentro o fuera del campo de visión y se utiliza principalmente para eliminar los efectos de las enfermedades respiratorias. movimiento, pulsación vascular y movimientos de deglución, etc. en las imágenes.

2.3.5.2 Banda de saturación paralela

De manera similar a la banda de saturación libre, la señal no deseada y la señal redundante que pueden afectar la La calidad de imagen se satura y se elimina con esta técnica. Durante el proceso de escaneo, La banda se coloca automáticamente en una posición paralela al corte de película de imágenes para mayor comodidad. Médicos. Se utiliza principalmente para saturar el impacto del flujo sanguíneo en las imágenes.

2.3.5.3 Seguimiento de la banda de saturación

La banda de saturación de seguimiento se refiere a que la zona de saturación siempre seguirá la posición de la Corte de escaneo. Se utiliza principalmente para imágenes vasculares TOF (Tiempo de Vuelo) para eliminar la interferencia de arterias o venas en la imagen.

2.3.5.4 Planificación gráfica e interactiva de la banda de saturación

La posición de la banda de saturación se muestra claramente en la GUI, que se puede controlar arrastrando el Cursor del ratón en la interfaz gráfica. El grosor y el intervalo de la banda de saturación se pueden modificar en una visualización. acercarse.

2.3.6 Técnicas convencionales de supresión de artefactos

2.3.6.1 Compensación de flujo

Al aplicar un gradiente de compensación de flujo, se puede corregir el error de fase causado por el flujo y los artefactos de flujo.

Reducida. En la clínica, la compensación de flujo puede reducir las señales generadas por diferentes caudales de sangre, líquido cefalorraquídeo y otros flujos clínicamente indeseables, mejorando así la calidad de la imagen.

2.3.6.2 Desencadenante respiratorio

Se pueden utilizar sensores de conexión inalámbrica externos para monitorear la respiración del paciente durante la exploración. del tórax, el abdomen y la pelvis, y se puede realizar un control de escaneo, de modo que cada escaneo recaiga en el. Mantienen la misma posición de la fase espiratoria, lo que reduce los artefactos de movimiento respiratorio. Señales respiratorias continuas. se puede mostrar en la interfaz de usuario de escaneo y en la pantalla táctil dual en la sala de escaneo, lo que refleja la. Movimiento de la cavidad abdominal cuando el paciente respira.

2.3.6.3 Escaneo con retención de múltiples respiraciones

Con respiraciones continuas y múltiples, se pueden escanear el tórax, el abdomen y la pelvis para eliminar la influencia de los movimientos respiratorios en la imagen, por lo que estas aplicaciones no están limitadas por la rango de escaneo y el número de cortes de escaneo.

2.3.6.4 Modo promedio

La moda promedio incluye tanto el promedio a largo plazo como el promedio a corto plazo. Al promediar los datos Recopilada muchas veces, la técnica se utiliza principalmente para mejorar la relación señal-ruido de la imagen, y también puede suprimir la influencia causada por el movimiento hasta cierto punto.

2.3.7 Técnicas de fidelidad de calidad de imagen

2.3.7.1 Combinación multicanal

Las técnicas de combinación multicanal incluyen SOS (suma de cuadrados), CMC (combinación de mapas de bobinas) y TCMC. (Combinación de mapas de dos bobinas) y adaptativo (Combinación de canales adaptativos).

El método SOS toma el tamaño de amplitud de cada canal como peso y lo fusiona en el resultado final. imagen de amplitud.

El método CMC calcula un mapa de sensibilidad de la bobina a partir de las imágenes de cada canal de la bobina. En el proceso de fusión de canales, luego se utiliza el mapa de sensibilidad de bobina para fusionar las imágenes de cada canal con pesos, lo que puede suprimir los artefactos, el ruido y las señales de fondo en la región de baja relación señal-ruido de cada canal. imagen, con el fin de obtener una imagen fusionada de múltiples canales con menos artefactos y un fondo más limpio.

El método TCMC calcula para obtener dos mapas de sensibilidad de bobina con diferentes niveles de suavidad para cada uno.

Canal de bobina basado en las imágenes de cada canal de bobina, con diferentes niveles de suavidad. Estas bobinas...

Luego, los mapas de sensibilidad se combinan para formar un mapa de sensibilidad de bobina combinada y se ponderan con las imágenes. de cada canal, lo que proporciona mejores efectos de filtrado en imágenes contaminadas por artefactos, logrando. Imágenes fusionadas de múltiples canales más claras.

El método adaptativo realiza el análisis de optimización de datos multicanal, con el fin de eliminar los

Influencia de las regiones de baja relación señal-ruido (SNR) en el peso óptimo de la fusión de canales. En el proceso de fusión de canales, se utiliza el vector de sensibilidad de la bobina para estimar la sensibilidad relativa de la bobina de cada punto de la imagen, que luego se... tomado como

El peso de fusión óptimo bajo la distribución de sensibilidad actual, obteniendo la fusión multicanal imagen con la relación señal/ruido óptima.

2.3.7.2 Corrección de geometría

En vista de la no linealidad del borde del campo de gradiente, los parámetros del sistema obtenidos previamente se utilizan para calibrar la distorsión de la posición de la imagen causada por los factores no lineales del campo de gradiente en la proceso de reconstrucción, de modo que se pueda restaurar el borde deformado de la imagen, para superar la imagen deformación en campos de visión amplios y restaurar la validez de la imagen clínica.

2.3.7.3 Ajuste de uniformidad (uTune)

La bobina de superficie no es físicamente uniforme y su falta de uniformidad es difícil de evitar, lo que provoca irregularidades. brillo de la imagen adquirida durante el escaneo.

Advanced uTune calcula el factor de brillo correspondiente recopilando la sensibilidad de cada unidad de la bobina con antelación y corregir la uniformidad de la imagen mediante conocimiento previo durante el escaneo y reconstrucción.

2.3.7.4 Filtro de imagen

El filtro de imagen es una herramienta de posprocesamiento para las imágenes clínicas adquiridas, que puede mejorar eficazmente la La relación señal-ruido y el contraste aumentan la definición de los bordes, mejoran la resolución de lesiones pequeñas y hacen que la imagen sea nítida y más fácil de diagnosticar. También puede suavizar las imágenes con una luz ligeramente inferior. relaciones señal-ruido y mejoran los bordes de la imagen que son demasiado suaves para hacerlos más nítidos.

2.3.7.5 Interpolación de imágenes

La interpolación de imágenes es un método de posprocesamiento de imágenes que puede aumentar o disminuir el número de píxeles para la imagen. Al interpolar la imagen, se puede lograr una visualización más clara y fluida.

La estructura del tejido y los bordes afilados facilitan la distinción de pequeños detalles y eliminan los dientes de sierra. fenómeno causado por la ampliación de la imagen.

2.3.8 Tecnología WDL

2.3.8.1 Localización inteligente (UltraScan)

La localización inteligente de UltraScan es un método de localización de imágenes de resonancia magnética basado en aprendizaje profundo. Mediante el uso de un Modelo de segmentación Unet y detección de esquinas, identifica de forma rápida y precisa el cono de T2 imágenes sagitales, anota el cono y completa automáticamente el trabajo de localización multicorte axial, lo que facilita que los operadores de escaneo ubiquen rápidamente el escaneo, simplifica las operaciones de localización y mejora el trabajo. eficiencia y reduciendo el tiempo de localización.

2.3.8.2 Eliminación de ruido inteligente WDL (WDL)

WDL (Image DENOISING using Deep Learning) es un método de eliminación de ruido de imágenes de resonancia magnética basado en aprendizaje profundo. Al entrenar una red neuronal profunda, se utilizan imágenes con ruido como entrada y la salida son imágenes sin ruido. La función de pérdida se utiliza para medir el error entre la imagen de salida y el "estándar de oro". Red Los parámetros se actualizan mediante retropropagación para minimizar los errores, lo que en última instancia permite que la red para eliminar el ruido de forma adaptativa.

2.3.9 Tecnología de corrección de fase

2.3.9.1 Corrección de fase rápida (FPC)

FPC adquiere datos no codificados por fase durante el preescaneo para compensar los gradientes de secuencia FSE y radiofrecuencia, reduciendo los artefactos de imagen de dirección de fase.

2.3.9.2 Corrección de fase retrospectiva (RetroPC)

RetroPC adquiere datos no codificados por fase durante el preescaneo y compensa la fase utilizando el Datos de preescaneo durante la reconstrucción para reducir los artefactos de imagen de dirección de fase.

2.3.10 Otras técnicas de escaneo estándar

2.3.10.1 Adquisición de cortes secuenciales e intercalados

Las técnicas de adquisición de cortes secuenciales e intercalados son estrategias diferentes para la adquisición de secuencia de cortes. Cuando se aplica la adquisición secuencial, el corte de adquisición se adquiere de uno de un lado al otro en secuencia; al aplicar la adquisición intercalada, la adquisición se lleva a cabo a intervalos entre rebanadas.

2.3.10.2 Ancho de banda variable

El ancho de banda de muestreo de la secuencia de pulsos está abierto al operador para su ajuste. El muestreo El ancho de banda se refiere a la frecuencia de la señal de eco leída por el sistema, que afecta el eco. tiempo de adquisición.

2.3.10.3 Ganancia de recepción ajustable

Se puede ajustar la ganancia (ampliación) de la señal recopilada.

2.3.10.4 Desplazamiento de frecuencia

La frecuencia de exploración de adquisición se puede ajustar de forma automática o manual.

2.3.10.5 Brecha negativa

El espaciado entre cortes se puede configurar como negativo, es decir, se permite la superposición entre cortes adyacentes y El área de escaneo está cubierta en todas las direcciones, asegurando al mismo tiempo la relación señal-ruido y la Resolución de direcciones de corte.

2.3.10.6 Planificación de cortes gráfica e interactiva

- La posición del corte, el grosor del corte, el campo de visión y otros parámetros durante el posicionamiento son visibles;
- Se pueden crear diferentes cortes de escaneo a través de la interfaz de usuario;
- Se puede aumentar el número o el grosor de las rebanadas arrastrando y girando la posición de cortes mediante el control del cursor en la interfaz de usuario;
- En todas las ventanas de posicionamiento, la posición del corte de la imagen y la posición de la saturación La banda se puede observar al mismo tiempo.

2.3.10.7 Selección automática de bobina

- Identificar y seleccionar automáticamente unidades de bobina de acuerdo con la cobertura de escaneo; - Visualización de bobina de interfaz de posicionamiento de corte.

2.3.10.8 Herramientas 2D/3D y posprocesamiento

Cargar una imagen 2D, trasladar, voltear, hacer zoom, rotar, etc.; o cargar imágenes 3D, VRT, MIP, MPR, MinIP, SSD y otras funciones.

2.3.10.9 Escaneo silencioso (Silencio)

Cuando el sistema de gradiente cambia rápidamente, la corriente que cambia rápidamente en la bobina de gradiente cortará

La línea de inducción magnética del campo magnético estático produce una fuerte fuerza magnética de Loren, lo que provoca que la vibración de la bobina de gradiente genere un ruido enorme. El ruido de la bobina de gradiente puede ser...

Se reduce al disminuir la tasa de conmutación del sistema de gradiente, la tasa de cambio de corriente en la bobina y

Su fuerza magnética de Loren. Cuando la tasa de conmutación del gradiente disminuye, el intervalo de tiempo del eco será...

Si aumenta, aumentará el tiempo de escaneo y se reducirá la calidad de la imagen (borrosidad).

imágenes). Después de reducir la tasa de conmutación de gradiente, la técnica Mute optimiza el pulso de RF y

Ancho de banda de adquisición para reducir el aumento del tiempo de eco y el tiempo de escaneo causado por la disminución de tasa de conmutación de gradiente, para reducir sincrónicamente el ruido y mantener la calidad de la imagen.

2.3.10.10 Sobremuestreo

Al aumentar el número de pasos de codificación en la dirección de codificación de fase y aumentar el tamaño de la

Campo de visión de adquisición en la dirección de fase, se reduce el artefacto de bobinado en la dirección de codificación de fase. El sistema operativo

El factor es la dirección de codificación de fase sobre el factor de adquisición, y el tiempo de escaneo aumentará con el

Aumento del NPW. El factor de sobreadquisición se puede ajustar según la cobertura de la bobina.

III. Aplicación avanzada y posprocesamiento

3.1 Corrección de artefactos de movimiento (TURBINE)

La técnica TURBINE utiliza un método de llenado radial del espacio k que es insensible al movimiento y utiliza un sistema rotatorio. Enfoque de adquisición de señales. Cada adquisición puede contener los datos centrales del espacio k. Al mismo tiempo a nivel de adquisición y recopilación se realizan varias veces y la información superpuesta es Se utiliza para eliminar el impacto del movimiento durante cada adquisición.

Esta técnica puede realizar imágenes con múltiples direcciones y pesos en múltiples partes del conjunto. cuerpo, lo que puede reducir significativamente el artefacto de sensibilidad magnética y el artefacto de movimiento de la imagen. Para los pacientes y niños que no pueden controlar sus movimientos intencionalmente, TURBINE tiene un efecto significativo Mejor resultado de imagen que cualquier técnica convencional de supresión de artefactos.

3.2 Imágenes de “sangre negra”

Se emplea la técnica de doble inversión, donde se aplica un pulso de doble inversión antes de la adquisición de la señal. El primer pulso de inversión es un pulso de 180° no selectivo por corte, que invierte todas las señales tisulares. Posteriormente, el Se aplica un segundo pulso de inversión, un pulso de 180° selectivo por corte. Las señales del corte seleccionado se someten a... Dos pulsos de 180°, lo que hace que el vector de magnetización vuelva a su estado original. Sin embargo, la sangre en un flujo... El estado recibe solo el primer pulso de 180° no selectivo. Cuando su vector de magnetización longitudinal... cruza cero, se adquiere la señal, lo que produce un efecto de supresión de la señal sanguínea, formándose así "sangre negra".

La técnica de imágenes de sangre negra se puede utilizar para suprimir las señales sanguíneas y eliminar los artefactos de pulsación vascular. Se utiliza en la resonancia magnética cardíaca para mejorar el contraste entre el depósito de sangre y el tejido miocárdico, y para imágenes de la pared vascular, etc.

3.3 Imágenes de perfusión cerebral

Después de inyectar el agente de contraste paramagnético en el bolo intravenoso, se obtuvieron imágenes T2*WI. Se realiza con la secuencia GRE EPI y las señales del tejido cerebral se adquieren repetidamente con un tiempo elevado. Resolución. Después de que el agente de contraste llega al tejido cerebral, debido a la existencia de la conexión hematoencefálica barrera, puede establecer una serie de pequeños campos magnéticos locales dentro y fuera de los capilares, formando una Cierta diferencia en la sensibilidad magnética acelera el proceso de desfase de los protones y conduce a La disminución de la señal tisular. La curva de señal temporal obtenida se puede utilizar para calcular la señal cerebral. mapa de parámetros de perfusión.

Las características de la secuencia principal incluyen:

- Basado en la secuencia GRE EPI;
- Soporte técnico de PI;

- Soporte técnico en técnica de adquisición y reconstrucción parcial de Fourier.

3.4 Marcado de espín arterial (ASL)

El etiquetado de espín arterial (ASL) es una técnica no invasiva de imágenes del flujo sanguíneo cerebral. El ASL se realiza mediante Marcado magnético de los protones en la sangre arterial antes de que entren en la región de interés. Agua Las moléculas se utilizan como trazadores endógenos y, después de un cierto período de tiempo, el agua marcada Las moléculas entran en el tejido diana junto con el flujo sanguíneo y se difunden al espacio extracelular. Luego La transferencia de energía ocurre entre las moléculas de agua marcadas y las moléculas de agua en el objetivo. tejido, saturando una parte de las moléculas de agua en el tejido, mientras tanto la intensidad de la señal de resonancia magnética de El tejido se reduce en un cierto grado que es proporcional al flujo sanguíneo en ese tejido, y la sangre Se puede calcular el flujo en el tejido. El ASL se basa en una secuencia FSE 3D, con ASL pseudocontinuo. (PCASL) como su método de etiquetado.

3.5 Imágenes espectrales de un solo vóxel (SVS MRS)

La SVS MRS se utiliza para estudiar el análisis del contenido de metabolitos en el cuerpo humano. El espectro de vóxel único... La secuencia de escaneo incluye dos técnicas de escaneo, SVS-PRESS y SVS-STEAM.

- Interfaz gráfica de usuario de escaneo conveniente en la que los vóxeles se pueden configurar en cualquier tamaño o posición;
- El calce de volumen 3D local puede optimizar la homogeneidad del campo magnético en la región de interés;
- Con técnica de supresión de agua optimizada, insensible a B1 y T1, y asegurando la calidad del espectro de metabolitos;
- Técnica OVS (Outer Volume Suppression): suprime los metabolitos en los tejidos circundantes mediante aplicando múltiples bandas de saturación;
- Admite ciclo de fase variable; - Ajuste interactivo automático y manual.

3.6 Imágenes de columna completa (WSI)

WSI cubre imágenes de toda la columna vertebral, incluyendo las regiones cervical, torácica, lumbar y sacra. Estas Los segmentos se pueden escanear en tres secciones y las imágenes se unen automáticamente para obtener una Imagen completa de la columna vertebral. WSI puede mostrar completamente las patologías dentro del canal espinal, las vértebras espinales y Ligamentos circundantes. Ofrece una presentación clara, intuitiva y completa de las estructuras de la columna vertebral.

3.7 Imágenes PET pseudo

La técnica de imágenes Pseudo PET proporciona una herramienta poderosa para los exámenes y el seguimiento de tumores. Diagnóstico. Esta aplicación incluye un conjunto de secuencias de imágenes especializadas, así como posprocesamiento. software. La parte de imágenes incluye un conjunto de protocolos de escaneo ponderados por difusión, así como T1 y Protocolos de escaneo T2WI. La técnica de calce de corte proporciona un campo B0 ideal para cada corte escaneado.

Supresión de grasa selectiva de frecuencia, recuperación de inversión, excitación de agua y otras supresiones de grasa

Las técnicas optimizadas específicamente para secuencias DWI suprimen completamente la grasa y garantizan la calidad de la imagen.

El gradiente de difusión específicamente optimizado garantiza un tiempo de escaneo corto y una alta relación señal-ruido en la imagen.

Valores B altos (como 1000). Con las herramientas de posprocesamiento correspondientes, las imágenes DWI pueden ser reconstruido panorámicamente y puede mostrarse en múltiples formas de MPR y MIP, o en una fusión con imágenes anatómicas.

3.8 Imágenes ponderadas por susceptibilidad (SWI)

La imagen ponderada por susceptibilidad (SWI) es una técnica de imagen con alta sensibilidad a las lesiones locales sutiles.

cambios en el campo magnético (como la desoxihemoglobina, la deposición de hierro en los tejidos o la calcificación). Se ha vuelto

Un medio importante para examinar las estructuras venosas intracraneales y la deposición de hierro y otros relacionados.

enfermedades. Utilizando la información de fase en las señales de RM, los mapas de fase SWI pueden distinguir enfermedades paramagnéticas.

sustancias (como la deposición de hierro en los tejidos) a partir de sustancias diamagnéticas (como la calcificación). Su principal

Las aplicaciones clínicas incluyen lesiones cerebrales traumáticas, trastornos de la coagulación u otras hemorragias.

enfermedades, malformaciones vasculares, infarto cerebral, tumores, enfermedades neurodegenerativas con calcificación o deposición de hierro, etc.

SWI utiliza una secuencia de eco de gradiente con compensación de flujo total y alta resolución 3D para la adquisición y

Reconstrucción de cortes finos. Mediante filtrado paso bajo y paso alto del mapa de fase y ponderación

Al multiplicar la imagen de amplitud, SWI puede mostrar completamente la susceptibilidad magnética intrínseca

Diferencias características entre los tejidos humanos. La reconstrucción de SWI utiliza principalmente el mapa de fases.

para ponderar la imagen de amplitud y luego generar la imagen SWI y la imagen MinIP, que luego se pueden

Combinado con la técnica de detección comprimida, para lograr una adquisición rápida.

Las características del software SWI son:

- Compensación de flujo en 3 direcciones;
 - Soporta la técnica PI;
 - Protocolo de escaneo específico de la cabeza;
 - Visualización de resultados de cálculos múltiples; •
- Diagrama de amplitud
- Diagrama de fases
- Diagrama SWI
- Reconstrucción MinIP con ventana deslizante de corte fino.

3.9 Imágenes ponderadas por difusión (DWI)

La secuencia DWI puede detectar el movimiento de difusión de las moléculas de agua en los tejidos vivos mediante la aplicación de un

Fuerte gradiente de difusión, para obtener las características y cambiar la información del tejido.

microestructura. El valor B se utiliza para controlar el tamaño del gradiente de difusión: cuanto mayor sea el valor B,

Se utilizará un gradiente de difusión mayor. El valor del ADC (coeficiente de difusión aparente) del tejido puede

calcularse utilizando los resultados del escaneo de múltiples valores B (al menos dos). En aplicaciones clínicas, el

El valor B alto para imágenes craneales suele establecerse en 800-1000 s/mm², Mientras que para la imagen corporal, es común

fijado en 800-1500 s/mm².

En la práctica clínica, la DWI se utiliza principalmente para el diagnóstico de isquemia cerebral hiperaguda y aguda. En comparación con las secuencias SE y FSE convencionales, DWI puede detectar anomalías de la señal en el Área isquémica en una etapa más temprana. Puede utilizarse para evaluar la recuperación tras un ictus y diferenciar lesiones. con manifestaciones similares al infarto cerebral en la clínica. La DWI también se puede emplear para exámenes en otras partes del cuerpo como el abdomen, la pelvis y el pecho, etc.

3.10 Angiografía renal 3D de precesión en estado estacionario con flujo entrante (3D RAFISP)

El RAFISP 3D se desarrolló a partir de la secuencia bSSFP 3D. La secuencia bSSFP 3D está diseñada para garantizar que el gradiente... momentos en todas las direcciones, momentos de orden cero iguales a 0 dentro del tiempo TR, lo que permite el giro magnetización para lograr el equilibrio simultáneamente en las direcciones transversal y longitudinal. Puede Obtener señales de decaimiento de inducción libre (FID) y eco de espín al mismo tiempo, logrando una alta relación señal-ruido y permite el contraste de tejidos T2/T1. Tras aplicar CISS (Interferencia Constructiva en Estado Estacionario) Tecnología que se puede utilizar para obtener imágenes de pequeños tejidos neuronales, incluida la visualización de las estructuras anatómicas de El oído interno y los nervios del plexo braquial. Con la introducción de FLAIR (Recuperación de Inversión Atenuada por Fluidos) y técnicas de excitación con agua única, se pueden obtener imágenes de la arteria renal sin contraste. Esta técnica Se puede utilizar para el examen de la estenosis de la arteria renal y evaluaciones posteriores al trasplante renal.

3.11 Imágenes cuantitativas paramétricas (MQT)

MQT (MultiQuant Technique) es un nuevo método de resonancia magnética que puede obtener una variedad de imágenes de contraste utilizado en la clínica, como T1WI, T2WI, FLAIR, STIR, etc., en un solo escaneo, mientras se obtiene la Información cuantitativa de T1Map, T2Map y mapa de PD. Genera imágenes de contraste según la Información cuantitativa de la tasa de relajación y la densidad de protones.

3.12 Costura APD

APD-Stitching (procesamiento avanzado de costura) se puede utilizar para generar una imagen de mosaico completa a partir de... los datos de volumen de RM superpuestos y los datos de proyección MIP generados por el mismo examen.

- Mostrar y almacenar la imagen sintética completa, compuesta de múltiples imágenes superpuestas; - como la columna vertebral y los vasos sanguíneos;
- La columna vertebral y los vasos sanguíneos fueron cosidos individualmente utilizando algoritmos especializados;
- Imágenes de múltiples segmentos con diferentes parámetros (como diferentes campos de visión, resolución, matriz, corte) espesor) se puede coser;
- Imágenes MIP en mosaico;
- La imagen original, la imagen de detalle y la imagen de mosaico se pueden mostrar en diferentes formatos;
- Admite imágenes en diferentes formatos;
- Medición básica.

3.13 ADP-Evaluación dinámica

La evaluación dinámica ADP se centra en los datos de la región de interés con cambios dinámicos. Cada segmento de El grupo de datos contiene múltiples imágenes que cambian con el tiempo. Permite a los usuarios observar y recopilar estadísticas de la región de interés y el sistema mostrará automáticamente la curva de intensidad de la señal de la misma sección transversal en diferentes puntos de tiempo en la región de interés.

- Rastreo de señal temporal para la ROI seleccionada;
- Medición de imagen especular de estructura simétrica;
- Para los datos de mejora negativa, se pueden obtener los siguientes mapas de parámetros: negativo
integral de mejora, tiempo de mejora promedio, tiempo pico, relación de mejora de la señal, pendiente de caída máxima;
- Para los datos de mejora positiva, se pueden obtener los siguientes mapas de parámetros: positivo
integral de mejora, tiempo pico, relación de mejora de la señal, pendiente de subida máxima;
- Admite diferentes formatos de visualización y disparo;
- Medición básica.

3.14 Perfusión cerebral ADP*

Porque las actividades fisiológicas o patológicas del tejido cerebral están estrechamente relacionadas con la circulación sanguínea local. El suministro de sangre es de gran importancia para el diagnóstico y el tratamiento clínico para obtener la sangre del tejido local. perfusión y comprender sus cambios hemodinámicos y funcionales. En el diagnóstico y tratamiento de En caso de accidente cerebrovascular repentino, es importante predecir el tamaño de la región del infarto y evaluar el riesgo. de propagación de la región adyacente y diseño de terapia de rescate.

Después de la inyección intravenosa del agente de contraste, la resonancia magnética de perfusión cerebral explora los cortes seleccionados. dinámicamente para obtener la curva de intensidad temporal de cada posición del tejido; luego, de acuerdo con diferentes En modelos matemáticos, se calculan el flujo sanguíneo cerebral relativo (FSC), el volumen sanguíneo cerebral relativo (rCBV), el tiempo medio de tránsito (MTT), el tiempo hasta el pico (TTP) y otros parámetros, y Se mostraron los mapas de parámetros correspondientes. Permite visualizar de forma intuitiva, eficiente y cómoda cambios en la perfusión del tejido cerebral.

- Análisis de la curva de intensidad temporal;
- Cálculo del modelo matemático de deconvolución;
- Preprocesamiento automático: corrección de movimiento totalmente automática, eliminación de fondo;
- Selección del punto arterial: selecciona automáticamente el punto arterial;
- Cálculo del mapa de parámetros: cálculo automático de los parámetros relativos CBF, rCBV, MTT y TTP
mapa y admite diferentes esquemas de tablas de colores;
- Análisis de ROI: ROI circular y rectangular, análisis de ROI simétrico, diferentes valores de parámetros estadística;
- Guardar: los usuarios pueden hacer una captura de pantalla de los resultados del cálculo y guardarlos;
- Imprimir: envía el resultado del cálculo de la imagen de la función y la imagen original para imprimir; -
Informe: organiza los resultados del cálculo, capturas de pantalla, datos estadísticos, etc. en informes estructurados para Edición e impresión.

* Se requiere posprocesamiento avanzado para obtener más información de los parámetros.

3.15 ADP-MRS (SVS)

La técnica avanzada de posprocesamiento del espectro de un solo vóxel compara la fluctuación de una variedad de metabolitos específicos con el rango de concentración normal, de modo que los cambios fisiopatológicos puedan ser diagnosticados, especialmente en el diagnóstico temprano de tumores y accidentes cerebrovasculares. Sin embargo, obtener múltiples El análisis de parámetros y cuantitativo es un trabajo complejo y laborioso. La aplicación de la RM La espectroscopia es capaz de completar de forma inteligente, fluida y completa la detección no invasiva. de los niveles de metabolitos en los tejidos vivos y realizar de manera eficiente un análisis cuantitativo para determinar la Composición molecular y distribución espacial. Mediante la observación dinámica de los cambios en el tejido. metabolismo, podemos comprender la progresión de la enfermedad y evaluar el efecto terapéutico, proporcionando información de referencia importante para el tratamiento clínico.

- Cálculo y análisis de datos del espectro de vóxeles: analiza automáticamente los metabolitos información como NAA, CHO, Cr, Lac, etc.;
- Análisis estadístico: realiza automáticamente un análisis estadístico sobre los parámetros del vóxel. compuestos de interés;
- Guardar: los resultados del cálculo se pueden guardar como capturas de pantalla;
- Imprimir: envía el resultado del cálculo de la imagen de la función y las imágenes originales para imprimir;
- Informe: organiza los resultados del cálculo, capturas de pantalla, datos estadísticos, etc. en informes estructurados para Edición e impresión.

3.16 ADP-DTI *

ADP-DTI (Advanced Processing Diffusion Tensor Imaging) es una técnica de análisis de neuroimagen que se utiliza para Reconstruir y visualizar los fascículos nerviosos del cerebro. Basándose en datos de imágenes por tensor de difusión (ITD), Calcula y rastrea la dirección de difusión de las moléculas de agua en el tejido nervioso para determinar la dirección y modo de conexión de los fascículos nerviosos. Esta técnica ayuda a estudiar la estructura y función del cerebro, así como comprender los problemas relacionados con las enfermedades neurológicas y las lesiones cerebrales. y el desarrollo cerebral normal. El seguimiento de los fascículos nerviosos se utiliza ampliamente en neurociencia y neurocirugía. y diagnóstico clínico.

- Cálculo del mapa de parámetros: después del escaneo, la tasa de difusión media (MD) o difusión aparente Coeficiente de difusión aparente exponencial (ADC), coeficiente de difusión aparente exponencial (eADC), tasa de difusión axial (AD), tasa de difusión radial (RD), relación de volumen (VR), índice de anisotropía fraccional (FA) y Los mapas de colores FA se calculan automáticamente;
- Guardar: los resultados del cálculo se pueden guardar como capturas de pantalla; - Imprimir: envía el resultado del cálculo de la imagen de función y las imágenes originales para imprimir; - Informe: organiza los resultados del cálculo, capturas de pantalla, datos estadísticos, etc. en informes estructurados para Edición e impresión.

* Se requiere posprocesamiento avanzado para obtener más información de los parámetros.

3.17 ADP-BOLD fMRI *

ADP-BOLD fMRI (Técnica avanzada de posprocesamiento de imágenes funcionales cerebrales basada en la sangre)

Dependencia del nivel de oxígeno) Técnica de neuroimagen utilizada para estudiar las actividades funcionales del cerebro.

Se basa en el cambio del contenido de oxígeno en la sangre, lo que refleja el nivel de actividad de las regiones cerebrales en un

Tarea o estado específico. Cuando se activa una región determinada del cerebro, el consumo de oxígeno del cerebro...

El tejido en esa región aumenta y la desoxihemoglobina aumenta en consecuencia. Sin embargo, la sangre

El volumen de perfusión en el tejido cerebral de esta región también aumenta al mismo tiempo, aportando más oxígeno.

Hemoglobina. El resultado final es que la proporción de hemoglobina oxigenada y desoxihemoglobina aumenta, por lo que la intensidad de la señal del tejido cerebral en T2WI o T2*WI en esa región aumenta. Generalmente se cree

que cuando el tejido cerebral se activa, la intensidad de su señal aumenta, y cuando la actividad del tejido cerebral es

inhibida, su intensidad de señal disminuye. El contraste BOLD se obtiene comparando los cambios del cerebro

Intensidad de la señal tisular antes y después de recibir un determinado estímulo o realizar una determinada tarea.

* Se requiere posprocesamiento avanzado para obtener más información de los parámetros.

3.18 Mapeo ADP-T2 *

El tiempo de relajación T2 se estima midiendo la tasa de decaimiento de la señal de MRI en diferentes puntos de tiempo, lo que

Puede proporcionar información importante sobre las propiedades del tejido, como la distribución del agua y la fibra.

Disposición y lesiones tisulares. Al analizar los valores de T2 en diferentes tejidos, los médicos pueden obtener más

Información detallada, que es útil para comprender el estado de salud y los cambios patológicos de los tejidos.

* Se requiere posprocesamiento avanzado para obtener más información de los parámetros.

3.19 ADP-Cardíaco*

Los análisis de la función cardíaca incluyen principalmente el análisis de la función ventricular izquierda y la función ventricular derecha.

análisis, análisis de la función cardíaca general, análisis de la función segmentaria y análisis sistólico/diastólico.

- Parámetros: Fracción de eyección (FE), Volumen diastólico de eyección (VTD), Volumen sistólico final (VTS),

Volumen sistólico (VS), Gasto cardíaco (GC), Masa miocárdica telediastólica (MED), Sístole final
Masa miocárdica (MES);

- Guardar: los usuarios pueden hacer una captura de pantalla de los resultados del cálculo y guardarlos;

- Imprimir: enviar las imágenes funcionales calculadas y las imágenes originales para imprimir, etc.; - Informe:

organizar los resultados del cálculo, capturas de pantalla y datos estadísticos en un informe estructurado

para que los usuarios editen e impriman.

El mapeo T1 adquiere imágenes directamente sin usar agentes de contraste y los cambios relativos en

La fracción de volumen intracelular (VCI) y la fracción de volumen extracelular (VCE) pueden afectar la relajación de T1
tiempo del miocardio.

- Selección automática de los contornos del epicardio o endocardio;

- Selección manual de regiones de interés para el cálculo;

- Edición de los puntos de conexión LRV;

- Habilitar manualmente el mapa de color;

- Guardar: los usuarios pueden hacer una captura de pantalla de los resultados del cálculo y guardarlos;

- Imprimir: enviar las imágenes funcionales calculadas y las imágenes originales para imprimir, etc.;
- Informe: organizar los resultados del cálculo, capturas de pantalla y datos estadísticos en un informe estructurado para que los usuarios editen e impriman.

* Se requiere posprocesamiento avanzado para obtener más información de los parámetros.

IV. Ubicación y otras especificaciones

Esta sección ofrece una descripción general de los requisitos de ubicación. Puede encontrar información más detallada en pedido.

Distribución de habitaciones	
	Valores recomendados de configuración del sistema (mm) (An. x Pr. x Al.)
Sala de imanes	7000×5000×3500
Sala de equipos	3000×5000×3300
Sala de control	3000×5000×3300

Requisitos de suministro eléctrico	
Voltaje (V)	380 ± 10%
Frecuencia (Hz)	50/60±1
Recomendado	200
Distribución capacidad (kVA)	

Requisitos ambientales		
	Temperatura () 18-22	Humedad relativa (%)
Sala de imanes		40-60
Sala de equipos	18-22	40-60
Sala de control	15-30	30-70