

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局



(10) 国际公布号
WO 2020/228641 A1

(43) 国际公布日
2020 年 11 月 19 日 (19.11.2020)

(51) 国际专利分类号:
G01R 33/44 (2006.01) *G01R 33/48* (2006.01)
G01R 33/46 (2006.01) *G01R 33/50* (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2020/089424

(22) 国际申请日: 2020 年 5 月 9 日 (09.05.2020)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(30) 优先权:
201910388149.4 2019年5月10日 (10.05.2019) CN

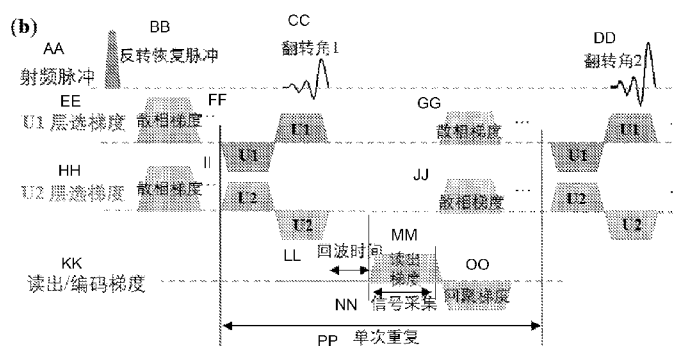
(71) 申请人: 浙江大学(ZHEJIANG UNIVERSITY) [CN/
CN]; 中国浙江省杭州市西湖区浙大路
38号, Zhejiang 310027 (CN)。

(72) 发明人: 何宏建(HE, Hongjian); 中国浙江省杭州市西湖区浙大路38号, Zhejiang 310027 (CN)。 李庆(LI, Qing); 中国浙江省杭州市西湖区浙大路38号, Zhejiang 310027 (CN)。 叶慧慧(YE, Huihui); 中国浙江省杭州市西湖区浙大路38号, Zhejiang 310027 (CN)。 曹笑之(CAO, Xiaozhi); 中国浙江省杭州市西湖区浙大路38号, Zhejiang 310027 (CN)。 钟健晖(ZHONG, Jianhui); 中国浙江省杭州市西湖区浙大路38号, Zhejiang 310027 (CN)。 丁秋萍(DING, Qiuping); 中国浙江省杭州市西湖区浙大路38号, Zhejiang 310027 (CN)。

(74) 代理人: 浙江千克知识产权代理有限公司(KG INTELLECTUAL PROPERTY LAW FIRM); 中国浙江省杭州市钱江世纪城信息安全产业园联合中心B座1202室国际部, Zhejiang 311215 (CN)。

(54) Title: ULTRASHORT ECHO TIME MAGNETIC RESONANCE FINGERPRINT RELAXATION TIME MEASURING METHOD

(54) 发明名称: 一种超短回波时间磁共振指纹弛豫时间测量方法



AA Radio frequency pulse
BB Inversion recovery pulse
CC Flip angle 1
DD Flip angle 2
EE U1 slice-select gradient
FF, GG, II, JJ Dispersed phase gradient
HH U2 slice-select gradient
KK Read out/encoding gradient
LL Echo time
MM Readout gradient
NN Signal acquisition
OO Refocusing gradient
PP Single repetition

图 1b

(57) Abstract: An ultrashort echo time (TE) magnetic resonance fingerprint relaxation time measuring method. Semi-pulse excitation and semi-projection readout are used to shorten a TE to achieve acquisition of an ultrashort T2 time signal; and image acquisition and reconstruction are based on a magnetic resonance fingerprinting technology. A TE change mode of sinusoidal fluctuation is introduced, improving the capability, of a magnetic resonance fingerprint signal, of distinguishing short T2 tissues from ultrashort T2 tissues, and realizing simultaneous multi-parameter quantitative imaging of the short T2 and ultrashort T2 tissues and long T2 tissues. The

(81) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

根据细则4.17的声明:

— 发明人资格(细则4.17(iv))

本国际公布:

— 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

non-uniformity of a magnetic field is modulated into phase information of a fingerprint signal by means of the TE of the sinusoidal fluctuation, a B0 graph is directly reconstructed according to an amplitude modulation signal demodulation principle, and the phase change caused by a B0 field is compensated in the fingerprint signal, so as to improve the accuracy of signal recognition. In magnetic resonance skeletal muscle system imaging, simultaneous quantitative measurement of T1, T2, PD and B0 of the bone (ultrashort T2) and muscle (long T2) tissues can be realized; and said method can also be used for imaging the brain and measuring the grey/white matter relaxation time and the skull structure.

(57) 摘要: 一种超短回波时间磁共振指纹弛豫时间测量方法, 采用半脉冲激发和半投影读出缩短TE实现超短T2时间信号的采集, 图像采集和重建基于磁共振指纹成像技术。引入正弦波动的回波时间变化模式, 提高了磁共振指纹信号对短T2和超短T2组织的区分能力, 实现短T2和超短T2组织以及长T2组织的同时多参数定量成像。通过正弦波动的TE将磁场的非均匀性调制进指纹信号的相位信息中, 根据调幅信号解调原理直接重建B0图, 并在指纹信号中对B0场引起的相位改变进行补偿, 提高信号识别的准确性。在磁共振骨骼肌系统成像中, 实现对骨(超短T2)和肌肉(长T2)组织的同时T1, T2, PD和B0的定量测量; 也可用于脑部成像, 测量灰/白质弛豫时间以及颅骨结构。

一种超短回波时间磁共振指纹弛豫时间测量方法

技术领域

本发明涉及信息处理技术领域，尤其涉及一种超短回波时间磁共振指纹弛豫时间测量方法。

背景技术

磁共振技术提供了丰富的软组织成像对比度。但传统磁共振技术基本无法检测具有短 T2 甚至超短 T2(约 1-10ms)的骨、跟腱、半月板以及髓鞘壁。超短回波技术以及零回波成像技术通过缩短回波时间，已经被广泛的应用在上述组织的成像中。由于单点技术和多点技术的扫描时间过长，很少应用在被试的研究中。为了提高 k 空间的采样效率，信号采集时采用中心向外的读出轨迹，包括：半投影 radial 轨迹和 spiral 轨迹，信号激发部分二维成像中采用半脉冲激发方法，三维成像中采用硬脉冲激发。

定量超短回波技术被应用于研究大量的骨关节疾病，包括：关节软骨退变、半月板撕裂以及年龄相关的骨密质退化以及骨质酥松。骨密质水含量被视为新型的骨密质质量的衡量指标，定量计算骨密质水含量需要测量骨组织的 T1 和 T2*，但测量骨组织的 T1 和 T2*需要长达 1 小时。为了缩短扫描时间，Abbasi-Rad 等人利用双重复时间测量 T1 的方法结合先验的 T2*信息，但该方法显然忽略了健康志愿者和病人之间 T2*的差异。

UTE 和 ZTE 技术不仅应用于磁共振系统对骨骼肌疾病进行诊断，而且可以为多模态 PET (positron emission tomography)/MRI 系统提供用于 PET 衰减校正的伪 CT (pseudo-CT, pCT)图。为了增强骨组织的信号抑制背景长 T2 组织的信号，信号激励时可采用长 T2 抑制脉冲作为信号激发脉冲，或双反转恢复的短 T2 选择脉冲，也可在图像重建时利用两幅回波时间不同的图像做差。Wiesinger 等人通过图像分割的方法从 ZTE 序列采集的质子密度图像中重建出 pCT 图。由于软组织、骨和空腔具有不同的弛豫时间和质子密度，同时定量多组织参数也可用于增强骨组织结构。

磁共振指纹成像(magnetic resonance fingerprinting, MRF)技术可实现多参数的同时定量成像,该方法可以应用于对骨组织的定量。MRF 技术通过改变信号翻转角(flip angle, FA)、重复时间 TR 以及回波时间 TE 等参数将组织的不同定量指标,包括: T1、T2、T2*和质子密度(PD)等建模到 MRF 信号曲线的变化中。此外, MRF 技术在脑部以及腹部扫描中已展现出临床潜力。但是现有 MRF 技术对超短 T2 的组织进行定量仍存在挑战。

首先,由于传统 MRF 技术的最短回波时间为数毫秒,使 MRF 难以检测超短 T2 的组织信号。

其次,超短 T2 的组织通常质子密度都低使得整体信号强度低,降低了 MRF 字典识别的准确性。第三,为了避免 T2*模糊对读出信号的影响,二维成像中需要将读出窗口宽度限制在 $0.81T_2$,对于骨密质,优化的采样窗宽仅数百微秒。

最后,与传统 MRF 的 spiral 读出相比,每次 radial 读出包含更少的数据量,为了降低单个 MRF 时间点的降采样伪影,每个 MRF 时间点需要采集多条 radial 轨迹的信号。

发明内容

本发明的目的是针对现有技术的缺陷,提供了一种基于正弦波动回波时间的超短回波时间磁共振指纹弛豫时间测量方法。

为了实现以上目的,本发明采用以下技术方案:

一种超短回波时间磁共振指纹弛豫时间测量方法,包括以下步骤:

S1、建立回波磁共振指纹成像序列设计与实现,包括正弦波动回波时间参数的优化;

S2、利用 S1 的建立回波磁共振指纹成像序列通过磁共振扫描仪对被试进行扫描,获得原始 k 空间数据;

S3、将 S2 中的原始 k 空间数据重建成一系列的降采样图像;

S4、S3 中一系列降采样图像的相位是正弦波动的回波时间(echo time, TE)

调制了 B0 场不均匀性的结果： $Phase = 2\pi \cdot B_{off} \cdot (\alpha \sin(\omega\tau) + \beta) + n$,

其中, B_{off} 为由场不均匀性和化学位移引起的频率偏移, 单位: Hz, α, β 和 ω 是 TE 的采样参数, $\alpha = (TE_{max} - TE_{min})/2$, $\beta = (TE_{max} + TE_{min})/2$, TE_{max} 和 TE_{min} 分别为最大和最小回波时间; ω 为正弦波的频率; τ 为时间向量 $[1, 2, \dots, F]^T$, 时间单位是一个重复时间(TR); n 代表了噪声项, B_{off} 的解调通过乘以载波 $\sin(\omega\tau)$ 再低通滤波的方式实现;

S5、采用滑动窗技术先对指纹信号进行滑动平均, 然后对 S4 进行幅度解调, 即通过乘以载波 $\sin(\omega\tau)$ 再低通滤波的方式, 计算出 B_{off} : $B_{off} = \frac{2}{2\pi \cdot \alpha \cdot mT} \cdot \sum_0^{mT} (S \cdot dPhase)$,

其中, $dPhase$ 为 S4 中乘以 $\sin(\omega\tau)$ 的相位信号, mT 为相位积分周期, m 为周期数, π 为圆周率, $T = 2\pi/\omega$, S 为 $F \times F$ 的矩阵, 包含的元素非 0 即 1, S 的每行代表一个窗口, 有且仅当信号在窗口内时元素的值为 1, 否则为 0, S 矩阵中从第一行到最后一行, 窗口从左向右移动;

S6、将 S5 计算出的 B_{off} 补偿到滑动窗处理后的指纹信号中。然后通过磁共振指纹成像技术中字典识别方法从采集的指纹信号中重建出多参数定量图;

S7、根据 S6 重建出的组织弛豫时间, 查招字典, 获得对应的纵向磁化矢量变化曲线, 选取骨组织对比度最高的图像作为骨增强图, 记为 M_z , 使用 $M_z/T1$ 作为骨增强图像输出, 起到抑制长 T1 组织的目的, 其中 T1 为 S6 中输出的纵向弛豫时间定量结果。

进一步的, S1 中参数的优化为, 通过 MATLAB 仿真方法选取仿真结果与理论值均方跟误差最小的参数, 包括: 最小回波时间、最大回波时间和正弦波动周期, 作为实验参数。

进一步的, S3 中通过非均匀快速傅里叶变换(non-uniform fast Fourier transform, NUFFT)重建算法将 S2 中的原始 k 空间数据重建成一系列的降采样图像。

进一步的, S5 中在滑动窗宽为 4 的情况下, 可以将 S 写成:

$$S = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 & 0 & \cdots & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 1 & 1 & 1 & \cdots & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 1 & 1 & \cdots & 0 & 0 \\ \vdots & & & & & & & \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \cdots & 1 & 1 \end{pmatrix}_{F \times F}。$$

方法中参数定义如下：

T1: 纵向弛豫时间, 指纵向磁化矢量从零恢复至总信号强度的 67%所需的时间;

T2: 横向弛豫时间, 指横向磁化矢量从 100%衰减至 37%所需的时间; 根据横向弛豫时间的长短, 可以将组织划分为超短 T2 组织($T2 \leq 1\text{ms}$), 短 T2 组织($1\text{ms} < T2 \leq 10\text{ms}$), 和长 T2 组织($10\text{ms} < T2$)。骨是常见的超短 T2 组织, 肌肉等软组织属于长 T2 组织;

T2*: 有效横向弛豫时间, 指存在磁场不均匀性的情况下, 横向磁化矢量从 100%衰减至 37%所需的时间;

T2': 磁场不均匀性引起的横向弛豫时间改变, 其中 $1/T2 = 1/T2^* + 1/T2'$;

PD: 质子密度(proton density), 指氢质子的含量;

B0: 主磁场强度, B0 图中通常仅显示磁场分布相对于主磁场的差异;

FA: 翻转角(flip angle), 指激发脉冲使磁化矢量沿主磁场方向偏离的角度。FA = 90°时, 磁化矢量垂直于主磁场方向;

TE: 回波时间(echo time), 指信号激发中心到回波中心之间的时间间隔。在 UTE 技术中, TE 为激发脉冲的终点到读出梯度起点的时间;

TR: 重复时间(repetition time), 指序列两次相邻激发之间的时间间隔。

采用本发明技术方案, 本发明明的有益效果为: 与现有技术相比, 本发明首先超短回波磁共振指纹成像技术, 实现对短T2和超短T2组织的T1、T2弛豫, 时间同时定量测量, 通过提出正弦波动回波时间磁共振指纹信号的编码模式, 提高了磁共振指纹信号对短T2和超短T2组织的区分能力和定量准确性。本发明中提出基于幅度调制解调的方法实现B0场的直接解调估计, 无需增加额外的字典计算和重建计算量。最后, 本发明根据生成的纵向磁化矢量图提出

Mz/T1方法抑制长T2信号，同时生成骨增强图像。

附图说明

图 1a 为本发明的一次序列扫描中翻转角(flip angle, FA)和回波时间(echo time, TE)的编码模式；

图 1b 为本发明的一个回波时间(repetition time, TR)内超短回波磁共振指纹成像技术的序列示意图；

图 2 为本发明的正弦波动回波时间方法对提高信号曲线之间的差异效果示意图；

图 3a 为本发明的仿真水膜结构示意图；

图 3b 为本发明的仿真水模各个组织弛豫参数列表；

图 4a 为本发明的不同回波时间改变范围对组织 T1,T2 弛豫时间测量的影响，左右两列图像分别是图 1a 中的序列重复扫描 3 次和 6 次的结果；

图 4b 为本发明的图 4a 中最大 TE=0.6ms 情况下，仿真结果与理论结果之间的对比图以及残差图。

图 5 为本发明的水模的 UTE-MRF 方法与金标准方法测量结果的对比图；

图 6a 为本发明的基于感兴趣区域对图 5 的结果分析图；

图 6b 为本发明的图 6a 中感兴趣区域的详细测量参数列表；

图 7 为本发明的被试骨骼肌系统扫描实验结果示意图；

图 8 为本发明的不同组织纵向磁化矢量的改变；

图 9 为本发明的被试脑部扫描实验结果及于 CT 图的对比示意图。

具体实施方式

结合附图对本发明具体方案具体实施例作进一步的阐述。

如图1a、1b所示，为磁共振指纹(magnetic resonance fingerprinting, MRF)的信号编码参数，以及基于稳态自由感应快速成像序列(fast imaging with steady-state precession, FISP)的二维超短回波磁共振指纹成像技术(ultrashort echo time magnetic resonance fingerprinting, UTE-MRF)的序列示意图。为了降低

回波时间，采用半脉冲激发技术。将脉冲持续时间为1.2ms，时间带宽积为6的sinc脉冲分成两个半脉冲。通过变速率选择性激发算法(variable-rate selective excitation, VERSE)将RF的峰值能量和截断的梯度轨迹平缓降低至0，生成的半脉冲持续时间为0.7ms。半脉冲施加的同时伴随着正负双极性梯度脉冲以实现完整的选层，同时提高层选梯度对涡流的鲁棒性。一个UTE-MRF单元包含了480幅高倍降采样的图像，图像序列中翻转角(flip angle, FA)和回波时间(echo time, TE)都在连续变化。FA由四组半周期的正弦波型组成，其中峰值FA强度分别为 32° ， 22° ， 60° 和 10° ，且最小FA为 5° 。TE按照正弦波形改变，其中最小TE为0.05 ms，最大TE为0.6 ms，TE的波动周期为120 (单位：TR)。TR固定在6ms。

为了缩短回波时间，UTE-MRF中采用斜坡采样技术，读出窗宽0.79 ms，包含：0.64 ms的梯度平台时间和0.15 ms的斜坡时间，读出带宽为1780 Hz/pixel。第一个UTE-MRF单元之后设置3s的等待时长，目的是在第二个MRF单元之前使质子恢复的初始状态。重复扫描时，每次重复间隔3s的延时，目的也是让纵向磁化矢量恢复。为了最大化信噪比(signal-to-noise-ratio, SNR)，同时将扫描时间控制在1分钟内，水膜、脚踝和脑组织扫描时重复次数为5。小腿骨密质定量时，为了提高SNR额外多重复了一次，总扫描时间增加至68s。为了增加MRF图像之间的不一致性同时降低涡流对图像质量的影响，轮辐状(radial)读出轨迹按照小黄金角(23.62°)旋转。在MRF的不同重复次数的相同时间点，radial轨迹均匀的分布在单位圆上。

现有的MRF技术研究中，通过引入回波时间的变化要么为了提高MRF对T2*的敏感度，用于区分水和脂肪的信号。UTE-MRF技术中，使用正弦变化的TE模式来提高MRF对短甚至超短T2组织的敏感度。

如图2所示，显示了六种不同组织利用EPG(extended phase graph, 扩展相位图)仿真的信号曲线，这些组织的T1 = 180 ms，T2 = 0.5, 1, 2, 5以及10 ms，采用图1(b)中的FA变化模式。当TE为常数时(图2前两列)，不同弛豫时间组织

的归一化信号难以区分，即使TE最小化到0.05ms时。但是在正弦变化的TE模式下(最小TE为0.05ms，最大TE为2ms)，可以直观的区分各个组织的信号曲线。但在磁场不均匀时，变化的TE会在MRF图像序列中引入随TE时间和空间位置变化的相位。

为了避免损失相位的信息，磁场非均匀性引入的额外相位可以通过一下方式解决：a) 通过预扫描B0图，并对B0引起的相位进行补偿，b) 在MRF字典中将非共振效应建模进去。

但上述方法在MRF字典计算和识别方面都需要增加计算量。本发明通过正弦的TE变化模式，提出无需字典(dictionary free)的B0估计方法。MRF图像序列中的累积相位被非均匀场 B_{off} 和正弦波动的TE时间调制，调制的载波为 $(\alpha \sin(\omega\tau) + \beta)$,

$$Phase = 2\pi \cdot B_{off} \cdot (\alpha \sin(\omega\tau) + \beta) + n,$$

其中， B_{off} 为由场不均匀性和化学位移引起的频率偏移，单位：Hz， α, β 和 ω 是TE的采样参数， $\alpha = (TE_{max} - TE_{min})/2$ ， $\beta = (TE_{max} + TE_{min})/2$ ， TE_{max} 和 TE_{min} 分别为最大和最小回波时间； ω 为正弦波的频率； τ 为时间向量 $[1, 2, \dots, F]^T$ ，以重复时间(repetition time, TR)为单位； n 代表了噪声项， B_{off} 的解调通过乘以载波 $\sin(\omega\tau)$ 再低通滤波的方式实现：

$$dPhase = (2\pi \cdot B_{off} \cdot (\alpha \sin(\omega\tau) + \beta) + n) \cdot \sin(\omega\tau)。$$

进一步将 $dPhase$ 写成：

$$dPhase = 2\pi \cdot B_{off} \cdot \alpha \cdot \left(\frac{1 - \cos(2\omega\tau)}{2} \right) + (2\pi \cdot B_{off} \cdot \beta + n) \cdot \sin(\omega\tau)。$$

其中， B_{off} 为由场不均匀性和化学位移引起的频率偏移，单位：Hz， α, β 和 ω 是TE的采样参数， $\alpha = (TE_{max} - TE_{min})/2$ ， $\beta = (TE_{max} + TE_{min})/2$ ， TE_{max} 和 TE_{min} 分别为最大和最小回波时间； ω 为正弦波的频率； τ 为时间向量 $[1, 2, \dots, F]^T$ ，时间单位是一个重复时间(repetition time, TR)； n 代表了噪声项。上式中的噪声项包含了生理噪声、热噪声以及其他MRI系统相关的噪声。但由于MRI图像序列中每张图重建自一个TR内采集的k空间数据，因此噪声项 n 中的大部分信号源

自图像的降采样伪影。为了降低k空间降采样引起的相位噪声，对上式施加滑动窗算法，对相位图像序列进行滑动平均，具体方法是等式 $dPhase = (2\pi \cdot B_{off} \cdot (\alpha \sin(\omega\tau) + \beta) + n) \cdot \sin(\omega\tau)$ 左右乘以滑动窗矩阵：

$$S \cdot dPhase = 2\pi \cdot S \cdot B_{off} \cdot \alpha \cdot \left(\frac{1 - \cos(2\omega\tau)}{2} \right) + S \cdot (2\pi \cdot B_{off} \cdot \beta + n) \cdot \sin(\omega\tau)。$$

其中， S 为 $F \times F$ 的矩阵，包含的元素非0即1； B_{off} 为由场不均匀性和化学位移引起的频率偏移，单位：Hz； α ， β 和 ω 是TE的采样参数， $\alpha = (TE_{max} - TE_{min})/2$ ， $\beta = (TE_{max} + TE_{min})/2$ ， TE_{max} 和 TE_{min} 分别为最大和最小回波时间； ω 为正弦波的频率； τ 为时间向量 $[1, 2, \dots, F]^T$ ，时间单位是一个重复时间(TR)； n 代表了噪声项。 S 的每行代表一个窗口，有且仅当信号在窗口内时元素的值为1，否则为0。 S 矩阵中从第一行到最后一行，窗口从左向右移动。在滑动窗宽为4的情况下，可以将 S 写成：

$$S = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 & 0 & \dots & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 1 & 1 & 1 & \dots & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 1 & 1 & \dots & 0 & 0 \\ \vdots & & & & & & & \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \dots & 1 & 1 \end{pmatrix}_{F \times F}。$$

通过滑动窗处理的相位图像噪声项 n 的影响几乎可以忽略，因此认为滑动窗后的噪声项为0。整数倍TE变化周期内的时间积分可视为低通滤波器，从而载波为 $\cos(2\omega\tau)$ 和 $\sin(\omega\tau)$ 的相位项将被滤除，从而导出 B_{off} 为：

$$B_{off} = \frac{2}{2\pi \cdot \alpha \cdot mT} \cdot \sum_0^{mT} (S \cdot dPhase)，$$

其中， mT 为相位积分周期， m 为周期数， $T = 2\pi/\omega$ ， ω 为正弦波频率， $\alpha = (TE_{max} - TE_{min})/2$ ， $\beta = (TE_{max} + TE_{min})/2$ ， TE_{max} 和 TE_{min} 分别为最大和最小回波时间。

MRF的字典根据图1(b)中的FA模式和正弦的TE变化模式(最小TE = 0.05 ms，最大TE= [0.05:0.05:1.0] ms)，通过相位拓展图(extended phase graph, EPG)的方法计算得到，本示例中将TE的周期设置为120个TR。字典的纵向恢复时间T1的范围从10 ms到3000 ms，具体为：[10:10:400, 400:20:2000, 2000:40:3000] ms。横向弛豫时间T2从0.1 ms到300 ms，具体为：[0.1:0.1:5, 5:5:150, 150:10:300]

ms。考虑到纵向磁化矢量的部分恢复效应，采用一个两步的字典设计方法，字典中所有曲线包络的面积都归一化为1。

通过以下四步重建多参数T1、T2、PD以及B0的定量图谱。步骤一，利用非均匀快速傅里叶变换(non-uniform fast Fourier transform, NUFFT)算法从多通道k空间重建多通道的图像，然后利用自适应线圈叠加的方法合成单幅图像。接着将来自正负极性梯度激励的图像直接复数相加，得到完整选层的图像。步骤二，利用式 $B_{off} = \frac{2}{2\pi \cdot \alpha \cdot mT} \cdot \sum_0^m (S \cdot dPhase)$ 从步骤一中图像的相位部分估计出B0图，为了减小降采样混叠的干扰，且降低MRF信号特异性的损失，滑动窗宽度取20。同时，为了避免IR引起的相位翻转的影响，仅用从240到480个TR的相位图（即两个TE变化周期）。步骤三，为了去除场不均匀性产生的相位干扰，将步骤二估计的场不均匀性补偿进复数的MRF图像序列中。步骤四，MRF的图像序列归一化并通过与字典曲线点乘的方法找出与扫描信号最相似的字典曲线。由于骨密质具有较低的质子密度和超短的T2值，相比于骨髓，radial降采样伪影对其识别的干扰更大。因此在骨信号识别前，先利用部分容积字典识别的方法估计并去除信号中的骨髓成分，然后利用MRF字典识别的方法重建多参数的定量图。

MRF中为了在信号中引入T1加权，使用了绝热反转脉冲，使MRF的图像信号在长T2组织反转恢复至零点时表现出软组织抑制的效果。基于这一特性，本章提出骨增强的图像重建方法。虽然骨组织具有超短T2，造成其横向平面内信号衰减非常快速，但短T1的属性使其在纵向平面的恢复速度快于长T2组织，从而骨组织在纵向磁化矢量图中表现出高信号。因为MRF技术可定量出组织的T1和T2弛豫时间，通过反向查字典的方法，可以从在MRF扫描中任意时间的横向和纵向磁化矢量图。最后，选取纵向磁化矢量图中超短T2骨信号被增强的图作为颅骨增强图。

为了研究正弦的TE采样模式对组织定量准确性的影响，在如图3a、3b的数字水膜(110 x 110)上进行了仿真实验。数字水膜包含的组织有：肌肉、跟腱、

骨的全部水信号以及骨的自由水信号。水膜中黑色的区域表示空气。图3(b)中列举了组织的参数特性。理想的MRF图像序列来自EPG算法计算得到的横向磁化矢量。尽管TE的变化提高了MRF对短T2甚至超短T2组织的特异性，也在图像中引入了由TE变化引起的T2*加权。因为通过EPG已经将组织的T2效应模拟进了MRF信号曲线中，T2*的效应通过在理想MRF信号曲线中乘以额外的T2'衰减项实现，因为T2*是T2和T2'的综合效应： $\exp(TE/T2^*) = \exp(TE/T2 + TE/T2')$ 。理想的T2'的值如图3(b)所示，使得肌肉的T2*为25 ms，跟腱的T2*为2.3 ms，骨头全部水的T2*为0.7 ms，骨头自由水的T2*为2.4 ms。

在仿真实验中，也考虑了不同组织SNR的差异对定量的影响。将不同噪声强度的复数高斯白噪声加入到MRF的信号中，使得不同组织的SNR如图3(b)所示。MRF每个时间点的图像都通过NUFFT算法将含噪声的MRF横向磁化矢量变换到k空间，其中需要黄金角旋转的radial采样轨迹以及对应密度补偿函数。最小TE固定在0.05 ms，最大TE从0.05 ms提高到1 ms，步长为0.05 ms。定量多参数图谱采用上一小节中图像重建部分介绍的方法。结果计算了测量的T1和T2值与理想的T1和T2值之间的均方根误差(root mean square error, RMSE)。仿真实验结果如图4a、4b所示。

实验扫描对象为自制的琼脂水膜用以模拟软组织，以及橡胶筛以模拟超短T2的组织，磁共振信号由20通道的头线圈采集。琼脂水膜包含7只试管，由不同浓度的MnCl₂琼脂凝胶构成，用于模拟组织中的T1和T2差异。还有一只试管充满了植物油(包含94%的大豆油和6%葵花子油)，该植物油的样品有一个主要的共振频率，其中心频率与水之间的偏差约为3.46 ppm。金标准T1图由反转恢复超短回波(inversion recovery ultrashort echo time, IR-UTE)序列采集得到，其中TI时间为：50, 100, 200, 400和800 ms, TR = 3000 ms, TE = 0.05 ms, radial条数 = 248。金标准的T2*定量图由UTE序列采集得到，其中TE时间分别为：0.05, 0.2, 0.5, 1, 2和4 ms, TR = 1500 ms, radial条数 = 248。所有IR-UTE以及UTE序列采集的数据都采用MRF图像重建步骤一的算法进行重建。金标准的T2定量图通

过SE序列测量，其中TE = 25, 50, 75, 100和125 ms, TR = 3000 ms, 重建矩阵 = 192 x 192, 分辨率 = 1 x 1 mm², 同时采用了6/8 的部分傅里叶采集。金标准扫描的采集时间如下：T1: 124分钟, T2*: 74分钟, 以及T2: 36分钟。水膜的实验结果如图5和6a、6b所示。

小腿以及跟腱的成像，信号采集使用15通道的膝盖线圈，结果见图7。面神经瘤患者脑部的扫描，其中扫描线圈采用64通道头线圈。患者扫描时考虑到扫描的安全性，将FA序列的幅度减半。图8显示了基于脑组织的弛豫时间模拟的纵向磁化矢量改变曲线，以及在帧数=130和393时的纵向磁化矢量图。图9为病人扫描结果重建出的骨增强图像与该病人的CT图像进行了对比，其中CT采集的详细参数为：管电压 = 80 kV, 管电流 = 365 mA, DLP = 97.9 mGy·cm, 平均辐射剂量 = 0.34 mSv, 层厚 = 1.0 mm, 以及分辨率 = 0.5 x 0.5 mm²), CT数据是病人术前导航在当地医院的Philips iCT 仪(Brilliance iCT, Philips Healthcare, The Netherlands)上采集得到。利用RadiAnt Dicom Viewer (Medixant Co., Poland)的三维旋转功能将三维的CT图像与二维的磁共振图像进行配准。

水膜的成像层厚为6 mm, 人体扫描的层厚为7 mm。为了提高颅骨增强图像的图像质量，脑部扫描时回波时间保持最小的TE值(0.05 ms)不变。多参数定量结果图由Linux服务器(Core i7 Intel Xeon 2.8 GHz CPUs and 64 GB RAM)上的MATLAB R2014a (The MathWorks, MA)重建得到。水膜、小腿和跟腱的图像重建分辨率为1.0 x 1.0 mm² (重建矩阵= 240 x 240), 脑组织的分辨率为 0.75 x 0.75 mm² (矩阵大小=256 x 256)。上述实验均在西门子Prisma扫描仪上完成。实施例中参数定义如下：

T1: 纵向弛豫时间，指纵向磁化矢量从零恢复至总信号强度的 67%所需的时间；

T2: 横向弛豫时间，指横向磁化矢量从 100%衰减至 37%所需的时间；根据横向弛豫时间的长短，可以将组织划分为超短 T2 组织(T2≤1ms), 短 T2 组织(1ms<T2≤10ms), 和长 T2 组织(10ms<T2)。骨是常见的超短 T2 组织，肌肉

等软组织属于长 T2 组织;

T2*:有效横向弛豫时间,指存在磁场不均匀性的情况下,横向磁化矢量从 100%衰减至 37%所需的时间;

T2': 磁场不均匀性引起的横向弛豫时间改变,其中 $1/T2 = 1/T2* + 1/T2'$;

PD: 质子密度(proton density), 指氢质子的含量;

B0: 主磁场强度, B0 图中通常仅显示磁场分布相对于主磁场的差异;

FA: 翻转角(flip angle), 指激发脉冲使磁化矢量沿主磁场方向偏离的角度。

FA = 90°时, 磁化矢量垂直于主磁场方向;

TE: 回波时间(echo time), 指信号激发中心到回波中心之间的时间间隔。
在 UTE 技术中, TE 为激发脉冲的终点到读出梯度起点的时间;

TR: 重复时间(repetition time), 指序列两次相邻激发之间的时间间隔。

注意, 上述仅为本发明的较佳实施例及所运用技术原理。本领域技术人员会理解, 本发明不限于这里所述的特定实施例, 对本领域技术人员来说能够进行各种明显的变化、重新调整和替代而不会脱离本发明的保护范围。因此, 虽然通过以上实施例对本发明进行了较为详细的说明, 但是本发明不仅仅限于以上实施例, 在不脱离本发明构思的情况下, 还可以包括更多其他等效实施例, 而本发明的范围由所附的权利要求范围决定。

权 利 要 求 书

1、一种超短回波时间磁共振指纹弛豫时间测量方法，其特征在于，包括以下步骤：

S1、建立回波磁共振指纹成像序列设计与实现，包括正弦波动回波时间参数的优化；

S2、利用 S1 的建立回波磁共振指纹成像序列通过磁共振扫描仪对被试进行扫描，获得原始 k 空间数据；

S3、将 S2 中的原始 k 空间数据重建成一系列的降采样图像；

S4、S3 中一系列降采样图像的相位是正弦波动的回波时间(echo time, TE)调制了 B0 场不均匀性的结果： $Phase = 2\pi \cdot B_{off} \cdot (\alpha \sin(\omega\tau) + \beta) + n$,

其中， B_{off} 为由场不均匀性和化学位移引起的频率偏移，单位：Hz， α, β 和 ω 是 TE 的采样参数， $\alpha = (TE_{max} - TE_{min})/2$ ， $\beta = (TE_{max} + TE_{min})/2$ ， TE_{max} 和 TE_{min} 分别为最大和最小回波时间； ω 为正弦波的频率； τ 为时间向量 $[1, 2, \dots, F]^T$ ，时间单位是一个重复时间(TR)； n 代表了噪声项， B_{off} 的解调通过乘以载波 $\sin(\omega\tau)$ 再低通滤波的方式实现；

S5、采用滑动窗技术先对指纹信号进行滑动平均，然后对 S4 进行幅度解调，即通过乘以载波 $\sin(\omega\tau)$ 再低通滤波的方式，计算出 B_{off} ： $B_{off} = \frac{2}{2\pi \cdot \alpha \cdot mT} \cdot \sum_0^{mT} (S \cdot dPhase)$ ，

其中， $dPhase$ 为 S4 中乘以 $\sin(\omega\tau)$ 的相位信号， mT 为相位积分周期， m 为周期数， π 为圆周率， $T = 2\pi/\omega$ ， S 为 $F \times F$ 的矩阵，包含的元素非 0 即 1， S 的每行代表一个窗口，有且仅当信号在窗口内时元素的值为 1，否则为 0， S 矩阵中从第一行到最后一行，窗口从左向右移动；

S6、将 S5 计算出的 B_{off} 补偿到滑动窗处理后的指纹信号中。然后通过磁共振指纹成像技术中字典识别方法从采集的指纹信号中重建出多参数定量图；

S7、根据 S6 重建出的组织弛豫时间，查招字典，获得对应的纵向磁化矢量变化曲线，选取骨组织对比度最高的图像作为骨增强图，记为 M_z ，使用 $M_z/T1$ 作为骨增强图像输出，起到抑制长 T1 组织的目的，其中 T1 为 S6 中输

出的纵向弛豫时间定量结果。

2、如权利要求 1 所述的一种超短回波时间磁共振指纹弛豫时间测量方法，其特征在于，S1 中参数的优化为，通过 MATLAB 仿真方法选取测量准确性最高的回波时间参数，包括：最小回波时间、最大回波时间和正弦波动周期。

3、如权利要求 1 所述的一种超短回波时间磁共振指纹弛豫时间测量方法，其特征在于，S3 中通过非均匀快速傅里叶变换(non-uniform fast Fourier transform, NUFFT)重建算法将 S2 中的原始 k 空间数据重建成一系列的降采样图像。

4、如权利要求 1 所述的一种超短回波时间磁共振指纹弛豫时间测量方法，其特征在于，S5 中在滑动窗宽为 4 的情况下，可以将 S 写成：

$$S = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 & 0 & \cdots & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 1 & 1 & 1 & \cdots & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 1 & 1 & \cdots & 0 & 0 \\ \vdots & & & & & & & \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \cdots & 1 & 1 \end{pmatrix}_{F \times F}。$$

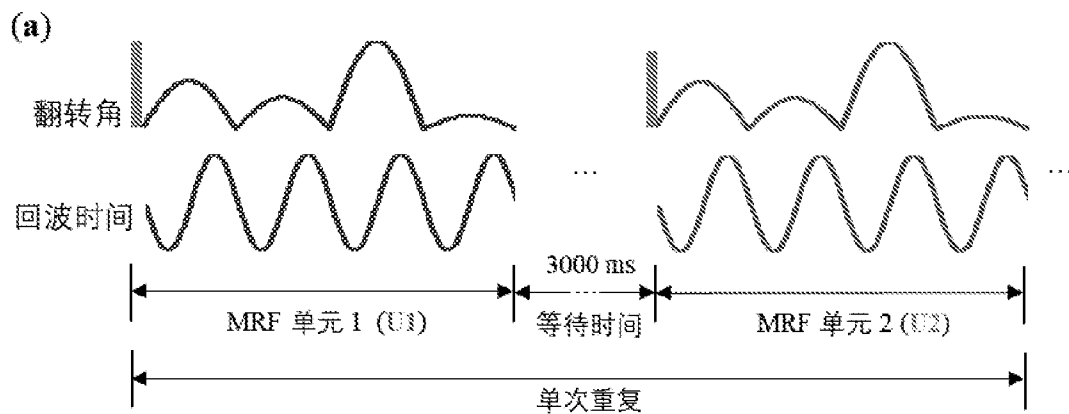


图 1a

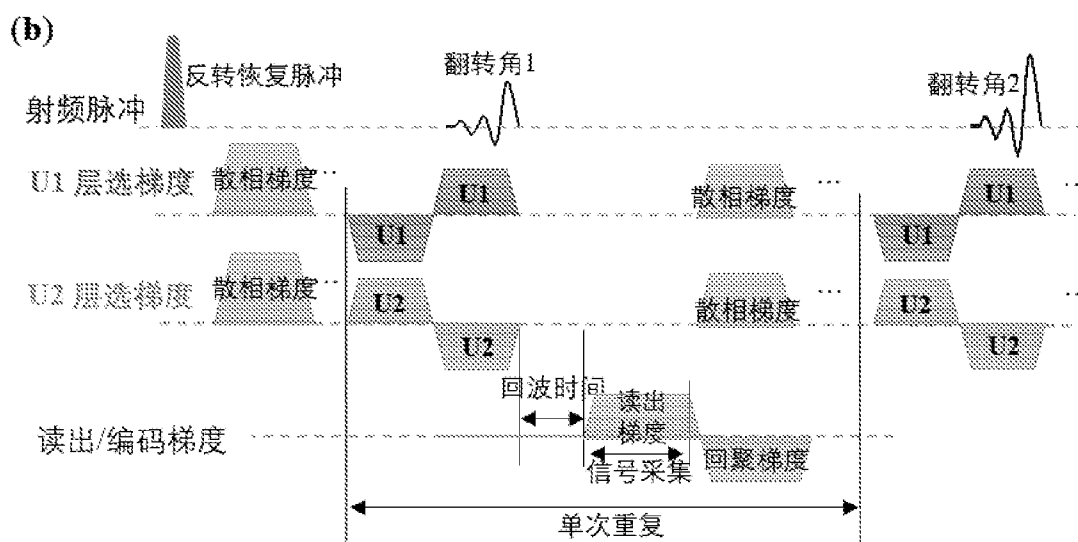


图 1b

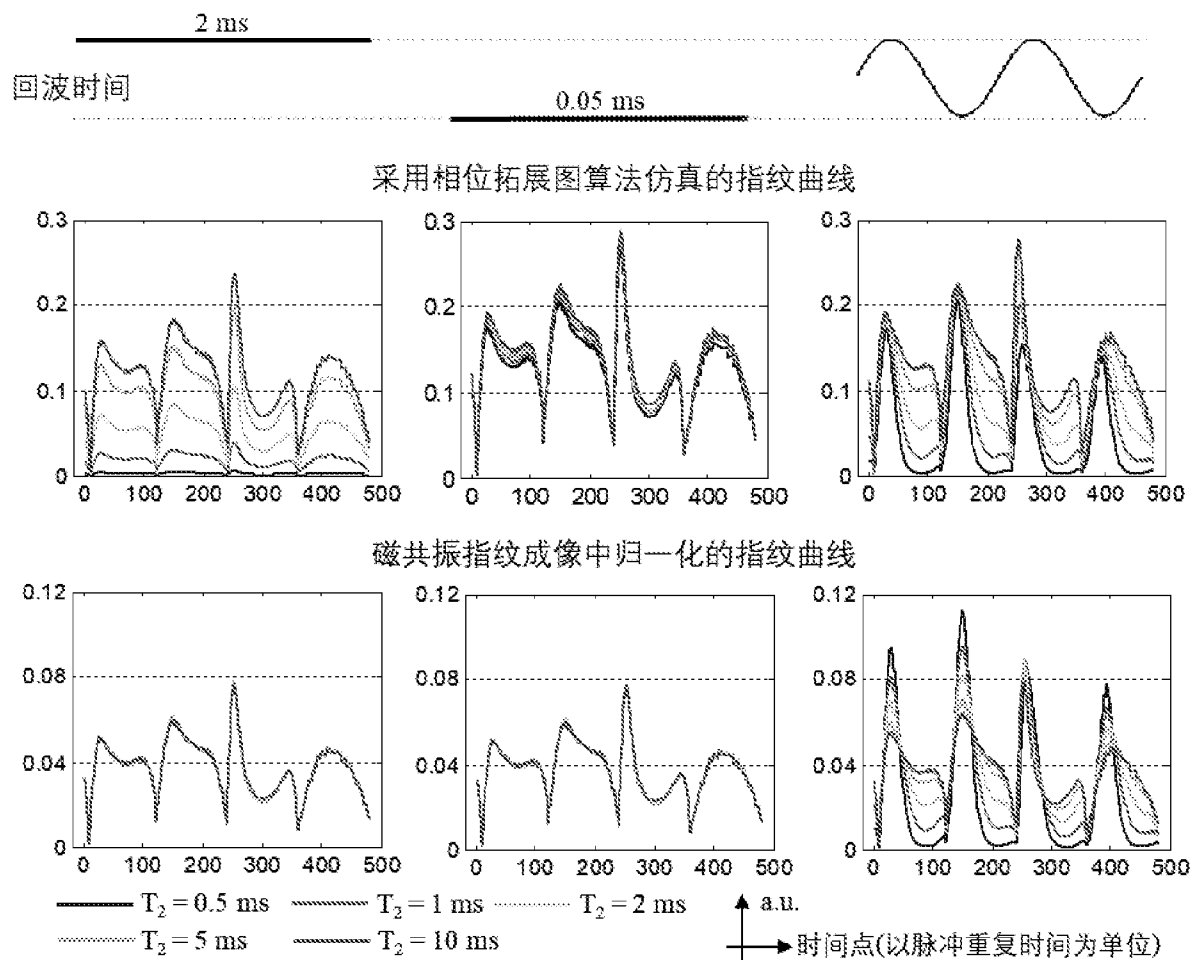


图 2

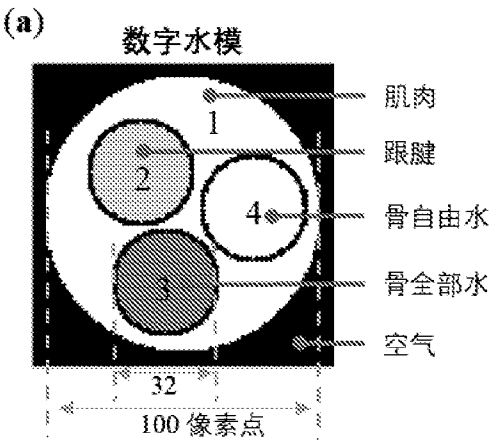


图 3a

(b) 组织参数

	T_1 (ms)	T_2 (ms)	T_2' (ms)	PD	SNR
肌肉	1400	32	114	1	28
跟腱	621	3	9.9	0.8	20
骨全部水	246	1.2	1.7	0.7	14
骨自由水	524	3.5	7.6	0.3	7

图 3b

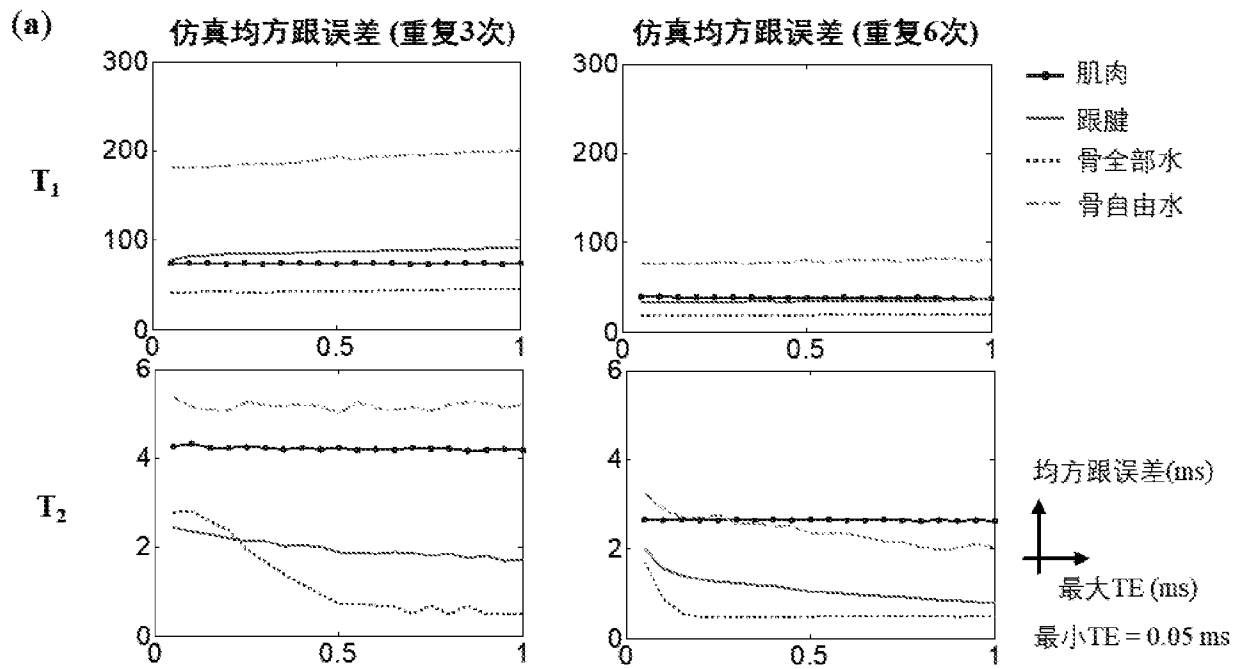


图 4a

(b) (最大TE = 0.6 ms)

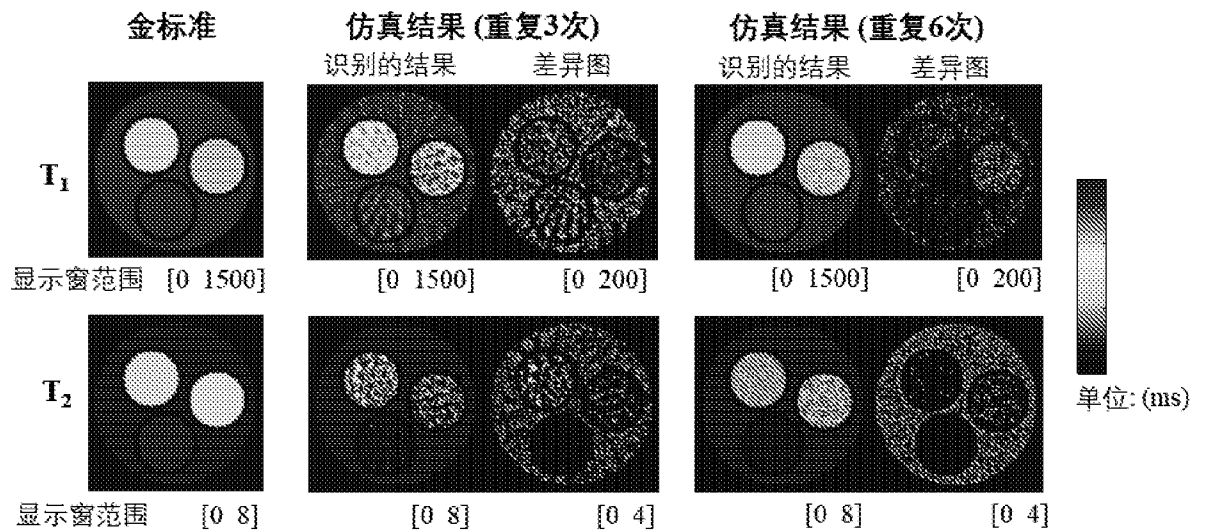


图 4b

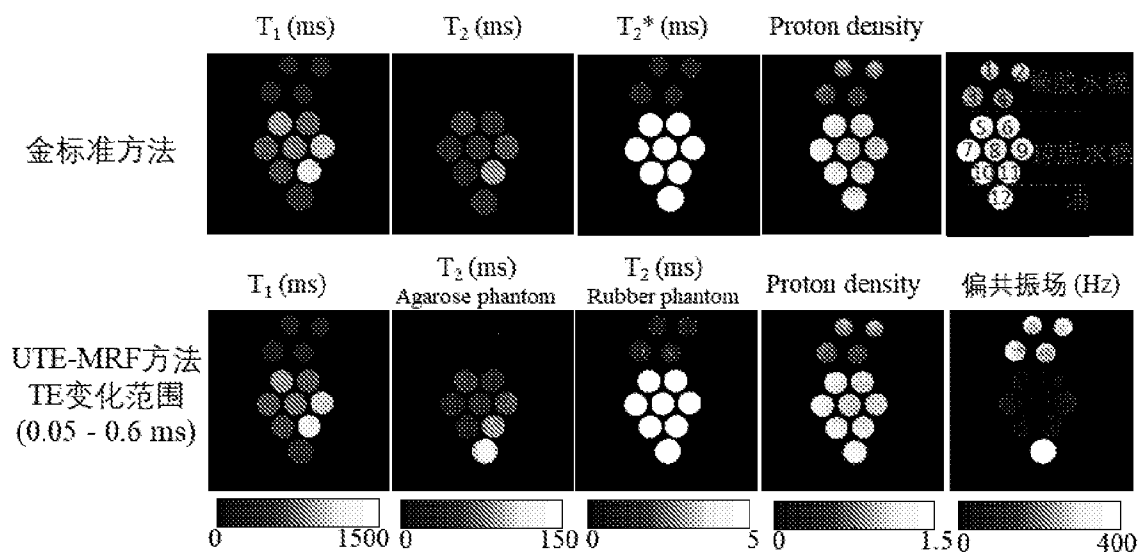


图 5

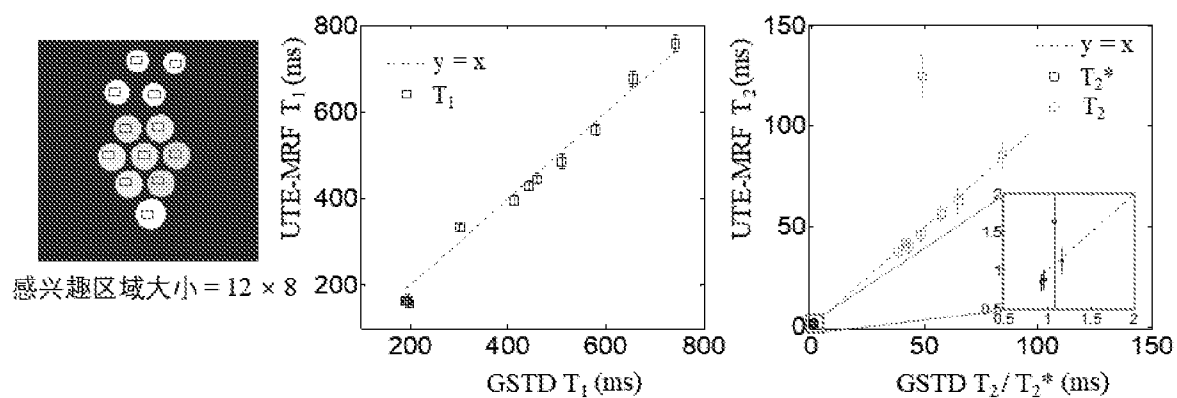


图 6a

感兴趣区域内UTE-MRF的定量结果列表

(ms)	# 1	# 2	# 3	# 4	# 5	# 6
T ₁	163±10	164±8	158±9	164±15	559±13	446±13
T ₂	0.88±0.14	0.84±0.11	1.13±0.18	1.52±1.36	56±5	40±3
(ms)	# 7	# 8	# 9	# 10	# 11	# 12 (oil)
T ₁	430±11	487±16	676±17	397±12	759±19	335±7
T ₂	42±3	45±3	62±2	37±3	85±7	122±11

图 6b

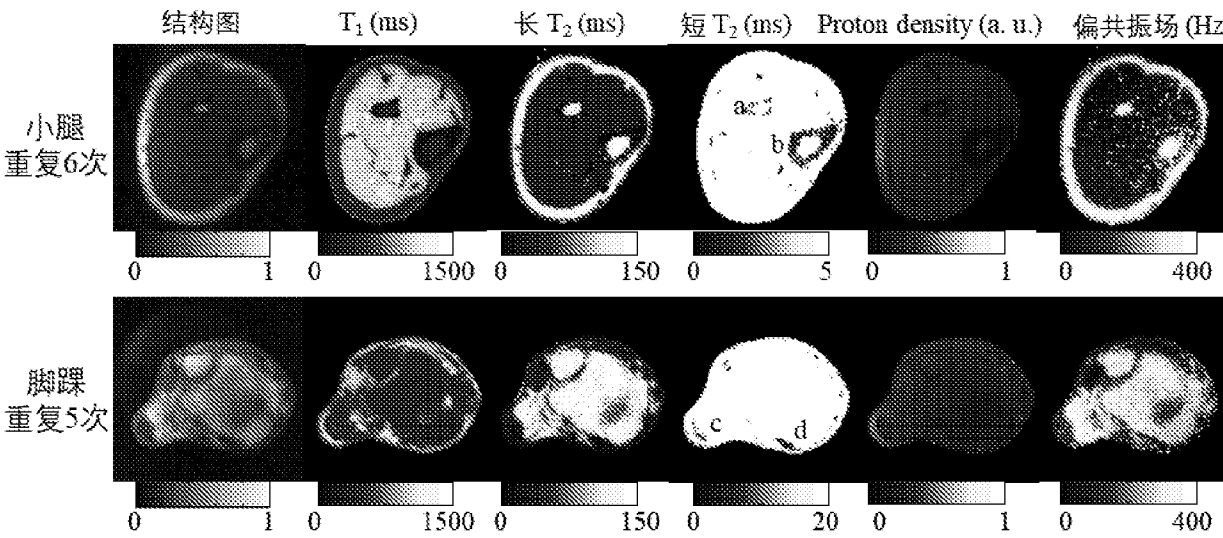


图 7

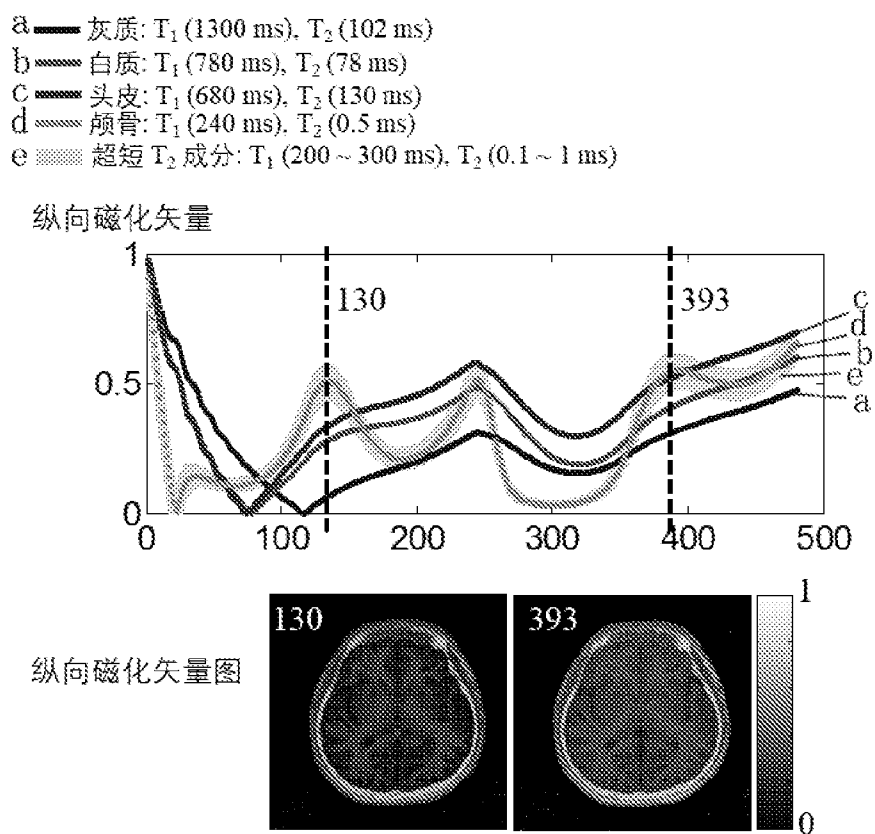


图 8

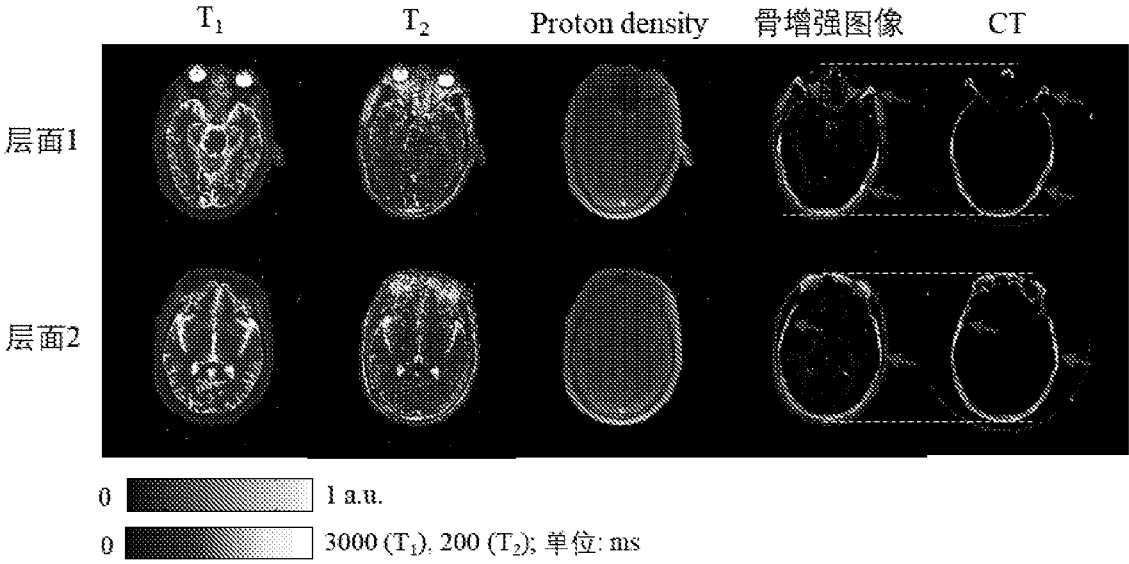


图 9

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2020/089424

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01R 33/44(2006.01)i; G01R 33/46(2006.01)i; G01R 33/48(2006.01)i; G01R 33/50(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G01R 33/-

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

WPI, EPODOC, CNABS, CNKI: 浙江大学, 何宏建, 李庆, 叶慧慧, 曹笑之, 钟健晖, 丁秋萍, 磁共振, 指纹, 正弦, 超短, 回波时间, zhejiang university, he hongjian, fingerprinting, MRI, sinusoidal, ultrashort, echo time, MRF, UTE

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
PX	CN 110133553 A (ZHEJIANG UNIVERSITY) 16 August 2019 (2019-08-16) claims 1-4	1-4
A	CN 105869192 A (ZHEJIANG UNIVERSITY) 17 August 2016 (2016-08-17) description paragraphs [0013], [0026]-[0033]	1-4
A	CN 107194354 A (HANGZHOU NORMAL UNIVERSITY) 22 September 2017 (2017-09-22) entire document	1-4
A	CN 109073720 A (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV) 21 December 2018 (2018-12-21) entire document	1-4
A	US 2018292483 A1 (CASE WESTERN RESERVE UNIVERSITY) 11 October 2018 (2018-10-11) entire document	1-4
A	Xiaozhi Cao et al. "Robust Sliding-Window Reconstruction for Accelerating the Acquisition of MR Fingerprinting" <i>Magnetic Resonance in Medicine</i> , Vol. 78, No. 4., 07 November 2016 (2016-11-07), ISSN: 0740-3194, pp. 1579-1587	1-4



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

07 July 2020

Date of mailing of the international search report

29 July 2020

Name and mailing address of the ISA/CN

China National Intellectual Property Administration (ISA/
CN)
No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing
100088
China

Facsimile No. (86-10)62019451

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2020/089424

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	李莎 等 (LI, Sha et al.). "核磁共振超短回波时间序列技术研究进展 (Research progress on magnetic resonance with ultrashort echo time sequence)" 中国医学物理学杂志 (<i>Chinese Journal of Medical Physics</i>), Vol. 36, No. 1., 31 January 2019 (2019-01-31), ISSN: 1005-202X, pp. 55-58	1-4

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2020/089424

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
CN	110133553	A	16 August 2019	None			
CN	105869192	A	17 August 2016	CN	105869192	B	05 April 2019
CN	107194354	A	22 September 2017	CN	107194354	B	03 September 2019
CN	109073720	A	21 December 2018	EP	3449270	A1	06 March 2019
				WO	2017186768	A1	02 November 2017
US	2018292483	A1	11 October 2018	None			

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2020/089424

A. 主题的分类 G01R 33/44(2006.01)i; G01R 33/46(2006.01)i; G01R 33/48(2006.01)i; G01R 33/50(2006.01)i 按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类																				
B. 检索领域 检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号) G01R 33/- 包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献 在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用)) WPI, EPDOC, CNABS, CNKI: 浙江大学, 何宏建, 李庆, 叶慧慧, 曹笑之, 钟健晖, 丁秋萍, 磁共振, 指纹, 正弦, 超短, 回波时间, zhejiang university, he hongjian, fingerprinting, MRI, sinusoidal, ultrashort, echo time, MRF, UTE																				
C. 相关文件 <table border="1"> <thead> <tr> <th>类 型*</th> <th>引用文件, 必要时, 指明相关段落</th> <th>相关的权利要求</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>PX</td> <td>CN 110133553 A (浙江大学) 2019年 8月 16日 (2019 - 08 - 16) 权利要求1-4</td> <td>1-4</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 105869192 A (浙江大学) 2016年 8月 17日 (2016 - 08 - 17) 说明书第[0013], [0026]-[0033]段</td> <td>1-4</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 107194354 A (杭州师范大学) 2017年 9月 22日 (2017 - 09 - 22) 全文</td> <td>1-4</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 109073720 A (皇家飞利浦有限公司) 2018年 12月 21日 (2018 - 12 - 21) 全文</td> <td>1-4</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 2018292483 A1 (CASE WESTERN RESERVE UNIVERSITY) 2018年 10月 11日 (2018 - 10 - 11) 全文</td> <td>1-4</td> </tr> </tbody> </table>			类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求	PX	CN 110133553 A (浙江大学) 2019年 8月 16日 (2019 - 08 - 16) 权利要求1-4	1-4	A	CN 105869192 A (浙江大学) 2016年 8月 17日 (2016 - 08 - 17) 说明书第[0013], [0026]-[0033]段	1-4	A	CN 107194354 A (杭州师范大学) 2017年 9月 22日 (2017 - 09 - 22) 全文	1-4	A	CN 109073720 A (皇家飞利浦有限公司) 2018年 12月 21日 (2018 - 12 - 21) 全文	1-4	A	US 2018292483 A1 (CASE WESTERN RESERVE UNIVERSITY) 2018年 10月 11日 (2018 - 10 - 11) 全文	1-4
类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求																		
PX	CN 110133553 A (浙江大学) 2019年 8月 16日 (2019 - 08 - 16) 权利要求1-4	1-4																		
A	CN 105869192 A (浙江大学) 2016年 8月 17日 (2016 - 08 - 17) 说明书第[0013], [0026]-[0033]段	1-4																		
A	CN 107194354 A (杭州师范大学) 2017年 9月 22日 (2017 - 09 - 22) 全文	1-4																		
A	CN 109073720 A (皇家飞利浦有限公司) 2018年 12月 21日 (2018 - 12 - 21) 全文	1-4																		
A	US 2018292483 A1 (CASE WESTERN RESERVE UNIVERSITY) 2018年 10月 11日 (2018 - 10 - 11) 全文	1-4																		
☒ 其余文件在C栏的续页中列出。 ☒ 见同族专利附件。																				
* 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件 “T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 “X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 “Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 “&” 同族专利的文件																				
国际检索实际完成的日期 2020年 7月 7日		国际检索报告邮寄日期 2020年 7月 29日																		
ISA/CN的名称和邮寄地址 中国国家知识产权局(ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 传真号 (86-10)62019451		授权官员 宋含 电话号码 86-(10)-53962638																		

C. 相关文件		
类 型*	引用文件，必要时，指明相关段落	相关的权利要求
A	Xiaozhi Cao 等. "Robust Sliding-Window Reconstruction for Accelerating the Acquisition of MR Fingerprinting" Magnetic Resonance in Medicine, 第78卷, 第4期, 2016年 11月 7日 (2016 - 11 - 07), ISSN: 0740-3194, 第1579-1587页	1-4
A	李莎 等. "核磁共振超短回波时间序列技术研究进展" 中国医学物理学杂志, 第36卷, 第1期, 2019年 1月 31日 (2019 - 01 - 31), ISSN: 1005-202X, 第55-58页	1-4

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2020/089424

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利	公布日 (年/月/日)
CN	110133553	A	2019年 8月 16日	无	
CN	105869192	A	2016年 8月 17日	CN	105869192 B 2019年 4月 5日
CN	107194354	A	2017年 9月 22日	CN	107194354 B 2019年 9月 3日
CN	109073720	A	2018年 12月 21日	EP	3449270 A1 2019年 3月 6日
				WO	2017186768 A1 2017年 11月 2日
US	2018292483	A1	2018年 10月 11日	无	