



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0066422
(43) 공개일자 2017년06월14일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
G01R 33/561 (2006.01) G01R 33/48 (2006.01)
G01R 33/565 (2006.01)
(52) CPC특허분류
G01R 33/5614 (2013.01)
G01R 33/4824 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2017-7009724
(22) 출원일자(국제) 2015년10월07일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2017년04월10일
(86) 국제출원번호 PCT/EP2015/073107
(87) 국제공개번호 WO 2016/058876
국제공개일자 2016년04월21일
(30) 우선권주장
10 2014 220 328.7 2014년10월07일 독일(DE)

(71) 출원인
시로나 덴탈 시스템스 게엠베하
독일 64625 벤스하임 파브릭슈트라쎄 31
(72) 발명자
라슈, 폴커
독일 89155 에어바흐 스토캐커 14
분드락, 슈테판
독일 64625 그로나우 크뢰치슈트라쎄 6아
(74) 대리인
특허법인 남앤드남

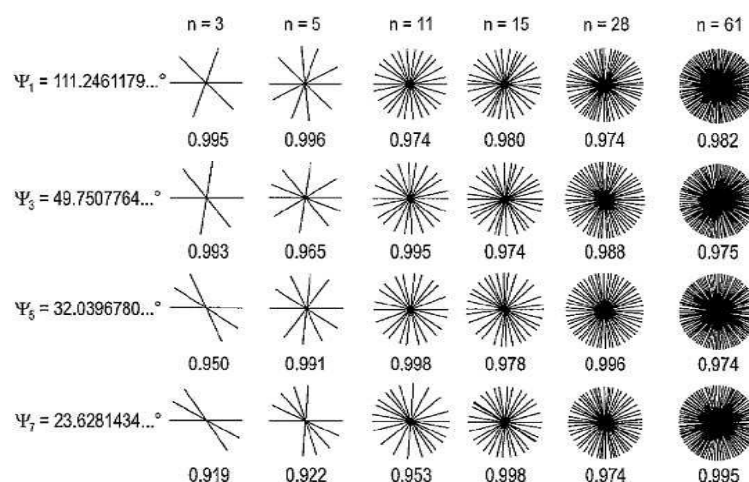
전체 청구항 수 : 총 14 항

(54) 발명의 명칭 방사형 또는 나선형 MRT 영상을 생성하는 방법

(57) 요약

본 발명은 일정한 각 증분 Psi를 갖는 방사형 또는 나선형 k 공간 궤적을 사용하는, MRI 촬영 영상을 생성하는 방법에 관한 것으로, 각 증분 Psi는 5 내지 55도 또는 대응하는 인접 각 Psi'의 각 범위에 있고, 공식 $\Psi_{N,M} = \pi / (N + 1/(M + \tau - 1))$ 에 따라 선택된다. 대안적으로, 각 증분 Psi가 n개의 방사 프로파일들의 최적 분포의 각 증분 $\Psi_{opt} = 180^\circ / n$ 로부터 벗어난 경우에 n > 21개의 프로파일들에 대한 각 증분 Psi의 최소 스캔 효율이 0.95보다 크게 되도록 하되, 각 증분 Psi는 5로부터 68.7537° 미만까지, 특히 5 내지 55도 또는 대응하는 인접 각 Psi'의 각 범위에 있다. 111.24°의 황금 각을 사용하는 방사형 또는 나선형 프로파일들의 배열과 대비하여, 상기 공식에 따라 계산된 각 증분은 예컨대 b-SSFP 펄스 시퀀스를 사용할 경우에 맵들이 전류 아티팩트들을 더 적게 발생시킨다.

대표도 - 도3



(52) CPC특허분류

G01R 33/56518 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

일정한 각 증분 Psi를 갖는 방사형 또는 나선형 k 공간 궤적을 사용하는, MRI 촬영 영상을 생성하는 방법에 있어서,

상기 각 증분 Psi는 5 내지 55도 또는 대응하는 인접 각 Psi'의 각 범위에 있고, 다음의 공식 $\Psi_{N,M} = \pi / (N + 1/(M + \tau - 1))$ 에 따라 선택되되,

$$\Psi_{N,M} = \frac{\pi}{N + \frac{1}{M + \tau - 1}}$$

여기서, N은 3 내지 35이고, M은 1 내지 5이며, tau는 $(1 + \sqrt{5})/2$ 와 같은 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서, M = 1이고 N이 적어도 3이며, 그에 따라 상기 각 증분 Psi에 대해 다음의 공식 $\Psi_N = \pi / (\tau + N - 1)$ 이 주어지되,

$$\Psi_N = \frac{\pi}{\tau + N - 1}$$

여기서, N은 3 내지 35이고, tau = $(1 + \sqrt{5})/2$ 인 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서, M = 2인 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 4

제 2 항에 있어서, N이 적어도 5, 바람직하게는 적어도 7인 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 5

제 1 항 내지 제 4 항 중 어느 한 항에 있어서, 후속 처리를 위해, 특히 재구성을 위해, n개의 프로파일들을 선택하되, 그 개수 n은

$$G^{N,M}_1 = 1 + (M - 1)N, G^{N,M}_2 = N, G^{N,M}_n = G^{N,M}_{n-1} + G^{N,M}_{n-2}$$

에 의한 변형된 피보나치 수열(modified Fibonacci sequence)의 원소인 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 6

일정한 각 증분 Psi를 갖는 방사형 또는 나선형 k 공간 궤적을 사용하되, 각 증분 Psi가 n개의 방사 프로파일들의 최적 분포의 각 증분 $\Psi_{opt} = 180^\circ / n$ 으로부터 벗어난 경우에 n > 21개의 프로파일들에 대한 상기 각 증분 Psi의 최소 스캔 효율이 0.95보다 크게 되도록 하는, MRI 촬영 영상을 생성하는 방법에 있어서,

상기 각 증분 Psi는 5로부터 68.7537° 미만까지, 특히 5 내지 55도 또는 대응하는 인접 각 Psi'의 각 범위에 있는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 7

제 6 항에 있어서, $n > 21$ 개의 프로파일들에 대한 상기 각 증분 Ψ 의 상기 최소 스캔 효율이 0.97보다 크게 되도록 상기 각 증분 Ψ 를 선택하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 8

제 1 항 내지 제 7 항 중 어느 한 항에 있어서, 각위치마다 적어도 2개의 프로파일들을 측정하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 9

제 1 항 내지 제 8 항 중 어느 한 항에 있어서, 잔존하는 맴돌이 전류 아티팩트들을 "스루-슬라이스 평형화(through-slice equilibration)" 방법을 통해 감소시키는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 10

제 1 항 내지 제 9 항 중 어느 한 항에 있어서, T1-/T2-맵핑 시퀀스 또는 양자 밀도-맵핑 시퀀스를 영상 촬영에 사용하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 11

제 1 항 내지 제 10 항 중 어느 한 항에 있어서, MRI 영상 촬영을 동적으로(dynamic) 하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 12

제 1 항 내지 제 11 항 중 어느 한 항에 있어서, "완전 균형 SSFP(fully balanced SSFP)"의 방법에 따른 MRI 시퀀스를 가동하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 13

제 1 항 내지 제 12 항 중 어느 한 항에 있어서, 영상 촬영에 다수의 코일들을 사용하고, 병렬 영상화(parallel imaging)를 기반으로 한 방법에 의해 영상들을 재구성하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 14

제 1 항 내지 제 13 항 중 어느 한 항에 있어서, 압축 센싱(compressed sensing)을 기반으로 한 방법에 의해 영상들을 재구성하는 것을 특징으로 하는 방법.

발명의 설명

기술 분야

- [0001] 본 발명은 일정한 각 증분(angular increment) Ψ 를 갖는 방사형 k 공간 궤적(radial k-space trajectory)을 이용한 MRT 영상 생성 방법에 관한 것이다.
- [0002] 통상의 촬영 과정의 진행은 다음과 같이 요약하여 설명될 수 있다: MR 단층 영상 촬영 장치에 환자를 위치시킨 후, 환자에 대한 코일들의 위치 설정을 수행한다. 전체적인 개관 영상(overview image)이 생성됨으로써, MR 단층 영상 촬영 장치와 연동하는 워크스테이션(workstation)에서 촬영 영상의 기하 형태를 설계할 수 있게 하여 k 공간 데이터들의 영상 촬영을 수행한다. 재구성 컴퓨터에서 영상을 재구성한 후, 보는 사람에 의한 관찰 및 진단을 위해 워크스테이션에서의 영상 표시가 이뤄진다. 이러한 진행 방식을 전제로 한 본 발명은 k 공간 데이터들의 영상 촬영에 관한 것이다.
- [0003] "균형 정상 상태 자유 세차(Balanced Steady-State Free Precession: b-FFSP)"-MRT 시퀀스(b-FFE, TrueFISP, 또는 FIESTA[15]로도 지칭됨)는 예컨대 FLASH 시퀀스들에 비해 더 높은 신호 대 잡음 비를 얻기 위해 고속 영상화(fast imaging)에 사용된다. 또한, b-SSFP 시퀀스는 예컨대 턱 관절에서 관절 원반(discus articularis)을 영상화하는데 중요한 고속 T1/T2 콘트라스트를 얻기 위해 사용된다[23]. 그에 비해, FLASH는 단지 T1 강조 콘트라스트 또는 양자 밀도 강조 콘트라스트(proton-weighted contrast)만을 생성할 수 있다.

[0004] K 공간은 그 각각이 k 공간의 중심점을 통과하는 다수의 방사 프로파일들(radial profiles)로 구성된 방사형 k 공간 궤적으로 스캔된다[16]. 방사형 궤적들은 체동 아티팩트(motion artifact)에 덜 취약하고, 그 때문에 동적 생리 과정을 촬영하는데 자주 사용된다[3].

[0005] 또한, 방사형 궤적들은 시분해 영상화(time-resolved imaging)에서 시간 해상도를 개선하기 위해 사용되는, 회전 방향으로 보았을 때의 불완전 스캔(incomplete scan)에 있어 직교 좌표 궤적(Cartesian trajectory)들에 비해 강인(robust)하다.

[0006] 촬영 영상의 재생 빈도(refresh rate)를 향상시키기 위해, 조정 가능한 시간 구간에 의한 재구성이 사용된다. 방사 프로파일의 균일한 분포를 갖는 종래의 방사형 궤적들에서는, 재구성에 사용되는 시간 구간의 크기가 영상당 프로파일들의 개수에 의해 주어지고, 영상 포착 전에 선택되어야 한다. 대부분의 경우, 재구성에 가장 적합한 시간 구간의 크기를 미리 알지는 못한다. 시간 구간의 변경은 적응된 방사형 궤적에 의한 대상물의 영상 포착을 필요로 한다.

배경 기술

[0007] 황금 각(golden angle)의 각 증분을 갖는 연속된 프로파일과의 간격이 각각 존재하도록 $111.24\dots^\circ$ 의 황금 각을 사용하여 방사 프로파일들을 배열하면, 임의의 개수 n의 연속된 프로파일들에 대해 거의 균일한 프로파일 분포가 구현될 수 있다는 것이 [33]에서 입증된 바 있다. 그러한 황금 각은 영상의 재구성에 사용할 방사 프로파일의 개수 n이 일정하지 않거나 영상 촬영 전에 확정되지 않는 경우에 가장 적합한 배열이다[2]. 그 결과, 재구성 구간에서의 프로파일들의 개수 n 및 그에 따른 언더샘플링(undersampling)의 정도를 나중에 상이한 재생 빈도에 맞춰 적응시킬 수 있다.

[0008] 설명의 완전을 기하기 위해 언급하는 바는 본 출원에서는 전체의 원(full circle)을 2π 가 아니라 π 로 가정한다는 것인데, 그 이유는 MRI에 있어서는 중심 광선 궤적(central ray trajectory)이 대부분의 시퀀스들에서 사용되기 때문이다.

[0009] 전체의 원을 황금 분할 $\tau = (1+\sqrt{5})/2$ 로 분할하면, $111.2461\dots^\circ$ 의 황금 각 $\Psi_{\text{golden}} = \pi/\tau$ 및 그에 부속된 $68.7538\dots^\circ$ 의 인접 각(adjacent angle)("더 작은 황금 각") $\pi - \Psi_{\text{golden}}$ 을 얻게 된다.

[0010] 그러한 황금 각은 비간섭성(incoherent) 아티팩트로 인해 특히 압축 센싱(compressed sensing)과 조합되어 사용된다[5](WO 2013/159044 A1에서도 마찬가지임).

[0011] 균형 SSFP와 황금 각 배열의 조합은 111.246° 의 큰 방사 각 증분이 계속적으로 및 돌발적으로 변하는 경사 자장 스킴(gradient scheme)에 의해 구현되기 때문에 단점들을 수반하게 된다. 그러한 경사 자장 스킴은 다시 주 자석(main magnet)의 전도 부분들에서 돌발적으로 변하는 큰 맴돌이 전류를 유도하고 그럼으로 인해 주 자장의 계속적으로 변하는 불균일성을 유발한다. 그러한 맴돌이 전류 현상은 균형 SSFP 시퀀스의 평형 상태에 영향을 미치고, 그럼으로 인해 강렬한 영상 아티팩트를 유발한다[1].

[0012] Bieri 등은 그러한 아티팩트를 보상하기 위한 2가지 기법들을 제안하고 있다[16]:

[0013] 1. 항상 동일하거나 유사한 각을 갖는 2개의 k 공간 프로파일들이 연이어 측정되도록 k 공간 프로파일들을 재배열한다. 그럼으로써, 맴돌이 전류 현상이 상쇄되고, SSFP 시퀀스의 평형 상태가 유지되는데, 이를 "스포우크 페어링(spoke-pairing)"이라고도 한다. 그러나 그와 아울러 동적 촬영 영상의 시간 해상도도 반감된다. "스포우크"는 k 공간 프로파일의 동의어로서, 모든 k 공간 프로파일을 통틀어 k 공간 궤적이라 한다.

[0014] 2. 맴돌이 전류에 의해 유도되는 신호는 슬라이스(slice)에 대해 수직으로 배향된 작은 영위상화 경사 자장(dephasing-gradient)에 의해 억제된다. 그를 위해, 재위상화 경사 자장(rephrasing gradient)의 진폭을 변경한다("슬라이스 평형화(slice equilibration)"를 통해). 실제로는 그리고 각 증분이 매우 큰 경우에는, 그러한 기법이 단지 만족스럽지 못한 결과만을 가져오게 될 뿐인데, 그 이유는 보상될 수 있는 맴돌이 전류가 제한되기 때문이다. 또한, 그러한 방안은 2차원 영상 촬영에 대해서만 조정의 기능을 발휘한다.

[0015] 대안적으로, 좀더 열악한 SNR을 갖고 다른 콘트라스트를 보이는 FLASH 시퀀스들을 사용한다.

[0016] 또한, 어떤 개수 n의 프로파일들에 대해 우수한 균일성을 달성하는 일정한 각 증분을 찾아내는 것도 바람직하다. 정확히 n개의 프로파일들에 의한 영상 촬영에 있어서의 최적의 분포는 $\Psi_{\text{opt}} = \Psi_{\text{uniform}} = 180^\circ/n$ 의 각 증분인데, 이는 그렇게 하여 인접 프로파일들 간의 모든 갭들이 동일한 크기가 되기 때문이다.

[0017] 균등한 각 증분 $\Psi_{i,uniform} = \Psi_i/P$ 는 미리 정해진 개수 P 개의 방사 프로파일들에 대해 가능한 최상의 균일한 방사형 스캔 궤적을 제공한다. 프로파일들의 개수 P 가 가변적이라면, 황금 각을 갖는 궤적이 임의의 개수의 프로파일들에 대한 최적의 방사 분포인 것으로 판명되었다.

[0018] 스캔 궤적들을 비교하기 위해, 스캔 효율(scanning efficiency)을 계산한다. 비최적(non-optimal) 분포의 양질성은 스캔 효율에 의해 정의된다. 높은 균일성은 높은 스캔 효율을 가져온다. 주어진 각 증분 Ψ_i 및 P 개의 방사 프로파일들에 대한 스캔 효율 $SE(\Psi_i, P)$ 는 균등한 스캔의 신호 대 잡음 비 $SNR_{uniform}$ 과 각 증분 Ψ_i 에 의한 스캔의 신호 대 잡음 비 SNR_{Ψ_i} 의 비에 해당한다[17]. 신호 대 잡음 비 SNR은 스캔 스킴(scanning scheme)의 스캔 밀도로부터 직접 도출될 수 있다[3]. 스캔 효율은 다음의 수학적 식 1로 정의된다:

수학적 식 1

$$SE_P^{\Psi} = \frac{SNR_{\Psi}}{SNR_{uniform}} = \sqrt{\frac{\pi^2 P}{\sum_{i=0}^{P-1} (\Delta\Phi_i)^2}}$$

[0019]

[0020] 여기서, $\Delta\Phi_i$ 는 프로파일 i 의 그 2개의 이웃들까지의 평균 방위각 거리이다. 황금 각의 스캔 효율은 임의의 개수의 프로파일들 P (이하의 본문에서 " n "으로 지칭함)에 대해 0.9732보다 크다.

[0021] "의사 황금 비율 나선형 영상화(pseudo golden-ratio spiral imaging)" 방법에 의해, 말하는 사람의 실시간 MRT 촬영 영상을 우수한 영상 품질로 그리고 동시에 수용할만한 톤 품질(tone quality)로 생성하는 것이 가능하다[37].

[0022] WO 2008/132659 A2로부터, k 공간 궤적들이 소위 "PROPELLER(Periodically Rotated Overlapping Parallel Lines with Enhanced Reconstruction)" 개념을 따르는, 환자의 MRT 촬영 영상을 생성하는 장치 및 방법이 공지되어 있다[38].

발명의 내용

해결하려는 과제

[0023] 본 발명의 과제는 영상의 재구성에 사용할 방사 프로파일들의 개수가 일정하지 않거나 영상 촬영 전에 정해지지 않는 경우에는, 예컨대 일례로 턱 관절에서 관절 원반을 영상화하는데 중요한 고속 T1/T2 콘트라스트를 얻기 위해 b-SSFP 시퀀스를 사용할 수 있게 하는 것이다. 이때, 맵들이 전류에 의해 유발되는 영상 아티팩트들이 최대한으로 회피되어야 한다.

과제의 해결 수단

[0024] 본 발명에 따르면, 일정한 각 증분 Ψ_i 를 갖는 방사형 k 공간 궤적을 사용하되, 완전 균형 SSFP(fully balanced SSFP)의 방법에 따른 MRI 시퀀스를 가동하는, 동적 MRI 촬영 영상을 생성하는 방법에 있어서, 각 증분 Ψ_i 는 5 내지 55도 또는 대응하는 인접 각의 각 범위에 있고, 수학적 식 2의 공식 $\Psi_{N,M} = \pi / (N + 1/(M + \tau - 1))$ 에 따라 선택되며,

수학적 식 2

$$\Psi_{N,M} = \frac{\pi}{N + \frac{1}{M + \tau - 1}}$$

[0025]

[0026] 여기서, N은 3 내지 35이고, M은 1 내지 5이며, $\tau = (1+\sqrt{5})/2$ 이다. 따라서 τ 에 대해, $1/\tau = \tau - 1$ 도 성립된다.

[0027] 3 내지 35의 N에 의해, 황금 각도 포함되지 않고 그 인접 각의 황금 각도 포함되지 않는 것이 보장된다.

[0028] 각 증분 Ψ_{i1} 은 공지의 황금 각이고, Ψ_{i2} 는 그 황금 각의 인접 각이며, 본 발명에 따라 $N > 2$ 인 Ψ_{iN} 은 완전 균형 SSFP에서 공지의 황금 각과 비슷한 최적의 특성들을 갖는 일련의 점감하는 무리수 각 증분들(irrational angular increments)이 된다. 이때, 약자 형태인 Ψ_{i1} 은 $\Psi(1,1)$ 을 그리고 Ψ_{i2} 는 $\Psi(2,1)$ 을, 즉 M=1에 대한 것을 각각 나타낸다.

[0029] 바람직하게는, $M = 1$ 이고 N이 적어도 3이 되도록 할 수 있고, 그에 따라 각 증분 Ψ_i 에 대해 수학적 3의 공식 $\Psi_{iN,M} = \Psi_i/(\tau + N - 1)$ 이 주어진다:

수학적 3

$$\Psi_N = \frac{\pi}{\tau + N - 1}$$

[0030]

[0031] 여기서, N은 3 내지 35이고, $\tau = (1+\sqrt{5})/2$ 이다.

[0032] 완전 균형 SSFP와의 조합을 위해, 가변적인 개수의 프로파일들 P에서 스캔 효율에 있어 대략 동일한 특성들을 갖는다면, 황금 각 및 그 인접 각의 황금 각에 비해 더 작은 각들이 바람직하다.

[0033] 본 발명은 충분히 작은 Ψ_{iN} 을 사용하므로, 완전 균형 SSFP로 인해 더 이상 아티팩트가 발생하지 않게 된다.

[0034] 가변적인 개수의 프로파일들 P에서 스캔 효율에 있어 충분히 우수한 특성들을 갖는 다수의 다른 부최적(sub-optimal)의 작은 각도들이 존재한다.

[0035] 바람직한 부가의 구성에 따르면, $M = 2$ 이고 N이 적어도 3이 되도록 함으로써 각 증분이 주어진다.

[0036] N이 적어도 5, 바람직하게는 적어도 7이 되도록 함으로써 각 증분이 결정되는 것이 바람직하다. 그럼으로써, 대부분의 상황에서의 b-SSFP 영상화에 대해 충분히 작은 각이 주어지게 된다. N이 크면, 2번째 회전으로부터 비로소 샘플링 효율이 좋아진다는 단점이 있는데, 이는 조건 $P > 2N$ 으로서 공식화될 수 있다. 따라서 N이 큰 경우에는, 재구성을 위해 큰 최소 윈도우 폭(least window width)이 주어진다. $N = 30$ 의 예에서는, 재구성을 위해 적어도 60개의 방사 프로파일들이 있을 것인데, 이는 압축 센싱 및 병렬 영상화(parallel imaging)와 같은 용도들에서 많은 개수이다. 따라서 최적의 N은 가능한 한 작지만, 아티팩트가 더 이상 발생하지 않을 정도로 충분히 큰 것이어야 한다. $N = 7$ 이 좋은 절충이다.

[0037] 바람직하게는, 영상 재구성을 위해 n개의 프로파일들을 선택하되, 그 개수 n을 수학적 4에 의한 변형된 피보나치 수열(modified Fibonacci sequence)의 원소로 할 수 있다.

수학적 4

$$G_{1,M}^{N,M} = 1 + (M-1)N, G_{2,M}^{N,M} = N, G_{n,M}^{N,M} = G_{n-1,M}^{N,M} + G_{n-2,M}^{N,M}$$

[0038]

[0039] 그 이점은 그러한 포인트들에서 스캔 효율이 국부적인 최적 값을 갖는다는데 있다.

[0040] 본 발명의 또 다른 주제는 일정한 각 증분 Ψ_i 를 갖는 방사형 k 공간 궤적을 사용하되, 완전 균형 SSFP(fully balanced SSFP)의 방법에 따른 MRI 시퀀스를 가동하고, 각 증분 Ψ_i 가 n개의 방사 프로파일들의 최적 분포의 각 증분 $\Psi_{i,opt} = 180^\circ / n$ 으로부터 벗어난 경우에 $n > 21$ 에 대한 각 증분 Ψ_i 의 최소 스캔 효율이 0.95, 바람직하게

는 0.97보다 크게 되도록 하는, 동적 MRI 촬영 영상을 생성하는 방법이다, 이때, 각 증분 Ψ_i 는 5로부터 68.7537도 미만까지, 특히 5 내지 55도 또는 대응하는 인접 각의 각 범위에 있다.

- [0041] 그럼으로써, 영상 아티팩트들이 충분한 정도로 억제되고, 적절한 영상 품질이 제공될 수 있는 것이 보장된다.
- [0042] 황금 각 $\Psi_{i1} = 111.246^\circ$ 에 대한 다양한 개수 n 개의 프로파일들에 있어서의 최소 스캔 효율 및 예컨대 $\Psi_{i7} = 23.628^\circ$ 과 같은 감소한 황금 각에 대한 다양한 개수 n 개의 프로파일들에 있어서의 최소 스캔 효율은 최소 개수의 프로파일들 $n_{\min}$ 으로부터 동일한 하한을 갖는다. 이는 모든 모든 Ψ_{iN} 에 대해 그리고 임의 크기의 N 에 대해 성립한다.
- [0043] 바람직하게는, $n > 21$ 개의 프로파일들에 대한 각 증분 Ψ_i 의 최소 스캔 효율이 0.97보다 크게 되도록 각 증분 Ψ_i 를 선택할 수 있다.
- [0044] 영상들의 재구성, 특히 3D 데이터 세트의 재구성은 그리딩 방법(griding method) 또는 필터 보정 역투영 방법(filtered back projection method)을 통해 수행된다.
- [0045] 이때, 재구성 전에 대향된 또는 대략 대향된 방사 프로파일들의 쌍들의 상보적인 위상 정보를 이용하여 k 공간 데이터들을 경사 자장 유도 위상 오류(gradient-induced phase error)에 관해 보정할 수 있다.
- [0046] 바람직하게는, 맴돌이 전류에 의해 유도되는 영상 아티팩트들의 추가적인 감소를 달성하기 위해, 각위치마다 적어도 2개의 프로파일들을 측정할 수 있는데, 이는 스포우크 페어링으로도 지칭된다.
- [0047] 바람직하게는, 단일의 촬영 영상 내에서 이완 파라미터(relaxation parameter)를 결정하기 위해, $T1$ -/ $T2$ -맵핑 시퀀스 또는 양자 밀도-맵핑 시퀀스를 영상 촬영에 사용할 수 있다.
- [0048] 본 방법은 MRI 영상 촬영이 동적인 경우에 특히 바람직한데, 그 이유는 시간 재구성 원도가 생리 현상의 구체적인 이동 속도, 예컨대 심장 박동수에 맞춰 후향적(retrospective)으로 적용될 수 있기 때문이다.
- [0049] 바람직하게는, 완전 균형 SSFP의 방법에 따른 MRI 시퀀스를 가동할 수 있는데, 이는 그렇게 함으로써 더 높은 신호 대 잡음 비가 얻어지고, 그러한 시퀀스가 턱 관절에서 관절 원반을 영상화하는데 잘 맞기 때문이다.
- [0050] 바람직하게는, 영상 촬영 시에 다수의 코일들을 사용하고, 병렬 영상화를 기반으로 한 방법을 통해 영상들을 재구성할 수 있다. 그럼으로써, 재구성된 영상에서 앨리어싱 아티팩트(aliasing artifact)들을 발생시킴이 없이 k 공간의 작은 스캔 밀도를 사용할 수 있게 된다.
- [0051] 또한, 영상들을 압축 센싱을 기반으로 한 방법을 통해 재구성할 수 있다.
- [0052] 영상 품질을 향상시키기 위해, 잔존하는 맴돌이 전류 아티팩트들을 "스루-슬라이스 평형화(through-slice equilibration)" 방법을 통해 더욱 감소시키는 것이 영상들의 평가에 있어 매우 바람직하다.
- [0053] 본 발명의 기본 사상은 황금 각과 비슷한 우수한 특성들을 갖되, 특히 동적 영상화를 위한 b-SSFP와 조합되어 영상 아티팩트들을 황금 각의 사용 시에 비해 감소시키는 더 작은 각을 사용한다는 데 있다. 지금까지 큰 황금 각에 의한 각도 변동으로 인해 유발되는 급변하는 맴돌이 전류에 의해 발생하였던 영상 아티팩트들이 더 작은 각 증분을 사용하는 것에 의해 회피되게 된다.
- [0054] 바람직하게는, 일반화된 피보나치 수열로부터 도출되는 새로운 각 증분들이 제안된다. 그러한 감소된 황금 각들은 황금 각과 대비하여 비슷한 특성들을 갖고, 그럼으로써 그러한 각 증분들은 완전 균형 SSFP 시퀀스들과 조합되어 동적 MRI에 바람직한 것이 된다.

도면의 간단한 설명

- [0055] 본 발명에 따른 방법을 첨부 도면들에 의거하여 설명하기로 한다. 첨부 도면들 중에서,
- 도 1은 $M = 1, 2$, 또는 3 및 $N = 3-7$ 에 대한 각 증분들 Ψ_i 를 포함하는 표를 나타낸 도면이고,
- 도 2는 Ψ_{i1} 내지 Ψ_{i8} 의 각들을 갖는 b-SSFP시퀀스들에 의한 턱 관절의 동적 촬영 영상 및 기준 촬영 영상을 나타낸 도면이며,
- 도 3은 $N = 1, 3, 5$, 및 7을 갖는 각 증분 Ψ_{iN} 에 대한 방사 프로파일들 $P = 3, 5, 11, 15, 28$, 및 61의 분포 및 스캔 효율 SE를 나타낸 도면이고,

도 4는 180° 의 각 범위에 걸친 최소 스캔 효율 SE의 분포를 나타낸 도면이며,
 도 5는 Ψ_{i5} 에 대한 스캔 효율 SE를 황금 각의 각 증분과 대비하여 나타낸 도면이고,
 도 6은 Ψ_{i7} 에 대한 스캔 효율 SE를 황금 각의 각 증분과 대비하여 나타낸 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

도 1은 $M = 1$ 및 $N = 3-7$ 에 대한 본 발명에 따른 각 증분들 Ψ_i 를 포함하는 표를 나타낸 것으로, 따라서 $49.75\dots^\circ$ 내지 $23.6281\dots^\circ$ 의 본 발명에 따른 각 증분들 Ψ_{i3} 내지 Ψ_{i7} 이 주어져 있다.

그러한 각 증분들은 무리수이지만, 본 발명을 구체적으로 구현함에 있어서는 수치적 근사를 사용한다. 그 외의 또 다른 각 증분들 Ψ_{iN} 은 다음과 같다:

[0058]	Ψ_{iN}	N
[0059]	20.886434218636708...	8
[0060]	18.714843408803084...	9
[0061]	16.952290809269876...	10
[0062]	15.493154880963477...	11
[0063]	14.265296809351289...	12
[0064]	13.217766980806575...	13
[0065]	12.313557359254249...	14
[0066]	11.525138191507267...	15
[0067]	10.831606200941504...	16
[0068]	10.216803992712247...	17
[0069]	9.668045514836129...	18
[0070]	9.175231325586566...	19
[0071]	8.730221324604273...	20
[0072]	8.326381580011979...	21
[0073]	7.958251370987027...	22
[0074]	7.621294815891128...	23
[0075]	7.311713034528165...	24
[0076]	7.026300303881501...	25
[0077]	6.762332637943018...	26
[0078]	6.517480573502168...	27
[0079]	6.289740241092741...	28
[0080]	6.077378399537631...	29
[0081]	5.878888241685868...	30
[0082]	5.692953586679246...	31
[0083]	5.518419658955621...	32
[0084]	5.354269082488171...	33

- [0085] 5.199602035704745... 34
- [0086] 5.053619749390260... 35
- [0087] $M > 1$, 여기서는 $M = 2$ 및 $N = 3$, 4의 선택된 값들에 대해, 각 증분들 $\Psi_{2,3} = 53.2235...$ 및 $\Psi_{2,4} = 41.0775...$ 가 주어진다. $M = 3$ 및 $N = 3$ 에 대해, 54.9385...의 각 증분 $\Psi_{3,3}$ 이 주어진다.
- [0088] 나아가, $M = 2$ 및 $N = 5-11$ 에 대해, 예컨대 다음의 각 증분들이 주어진다:
- [0089] $\Psi_{N,M}$ N, M
- [0090] 33.445027267682470... 5,2
- [0091] 28.204474872272382... 6,2
- [0092] 24.383748140492692... 7,2
- [0093] 21.474675482864956... 8,2
- [0094] 19.185744201605331... 9,2
- [0095] 17.337756625763216... 10,2
- [0096] 15.814491083709555... 11,2
- [0097] 도 2는 공지의 각 증분들 Ψ_{i1} 및 Ψ_{i2} 를 갖는 b-SSFP시퀀스에 의한 턱 관절의 동적 촬영 영상들, 각 $\Psi_i = 1^\circ$ 를 갖는 턱 관절의 기준 촬영 영상, 및 본 발명에 따른 각 증분들 Ψ_{i3} 내지 Ψ_{i8} 을 갖는 b-SSFP시퀀스에 의한 턱 관절의 동적 촬영 영상들을 나타내고 있다.
- [0098] 점감하는 각 증분들 Ψ_{i1} 내지 Ψ_{i8} 에 따라 아티팩트들이 사라지고, 각 증분 Ψ_{i6} 으로부터 수용할만한 영상 품질이 얻어진다는 것을 알 수 있다. B-SSFP T1/T2 콘트라스트에 의거하여 관절 원반을 아주 잘 알아볼 수 있다.
- [0099] 도 3은 $N = 1, 3, 5$, 및 7을 갖는 각 증분 Ψ_{iN} 에 대한 방사 프로파일들 $P = 3, 5, 11, 15, 28$ 및 61의 분포를 나타낸 것으로, 각각의 분포의 아래에 그에 부속된 각각의 스캔 효율 SE를 포함하고 있다. 즉, $n = 61$ 개의 프로파일들에서 Ψ_{i5} 에 대해 0.974의 스캔 효율 SE가 주어진다.
- [0100] 도 4는 최소 스캔 효율 SE를 수치 모사(numerical simulation)로서 나타낸 것이다. y축 상에는 0.84 내지 1.00의 최소 스캔 효율 SE가 기입되어 있고, x축 상에는 0 내지 180° 의 각 Ψ_i 가 0.002° 의 해상도로 기입되어 있다. 여기서, 최소 스캔 효율은 범위 $n = (21; 10^4)$ 에 걸쳐 각각의 각에 대해 결정되었다. 각 증분들 Ψ_{i1} 내지 Ψ_{i5} 및 인접 각들 $\Psi_{i'3}$ 내지 $\Psi_{i'5}$ 그리고 또 다른 적절한 각들이 표시되어 있는데, 이들은 상부 예지 쪽으로 연장된 파선들로 표시되어 있다. 두꺼운 파선들은 Ψ_{iN} 에 해당하는데, 그러한 각 증분들은 각각 얇은 파선들로 표시된 각 증분 $\Psi_{iN,M}$ 으로부터 부엽(sidelobe)을 갖는 것이다. 본 도표는 90° 에 대해 대칭이고, 따라서 인접 각들 $\Psi_{i'3}$ 내지 $\Psi_{i'5}$ 를 찾아볼 수 있다.
- [0101] 도 5 및 도 6에는, Ψ_{i5} 에 대한 그리고 Ψ_{i7} 에 대한 스캔 효율 SE가 황금 각 $\Psi_{i1} = 111.246...$ 의 각 증분과 대비되어 각각 도시되어 있다. 여기서, X축 상에는 프로파일들의 개수 n 에 대해 로그(logarithm)의 척도가 사용되어 있다. 최대 스캔 효율 SE는 n 이 변형된 피보나치 수열 $G^{N,M}$ 으로부터 나온 경우에 얻어진다[19].
- [0102] 그러한 수열에서는, $M = 1$ 그리고 $N = 1$ 및 5에 대해, 다음과 같은 n 의 값들이 주어진다:
- [0103] $G^{1,1}$: 1 1 2 3 5 8 13 21 ...
- [0104] $G^{5,1}$: 1 5 6 11 17 28 45 73 ...
- [0105] $n > 2N$ 개의 프로파일들에 대해, 스캔 효율 SE가 사실상 황금 각의 한계 값들 사이에 있다는 것을 알 수 있다. 이는 Ψ_{i5} 에서는 $n = 11$ 로부터 그 경우에 해당하고, Ψ_{i7} 에서는 $n = 15$ 로부터 그 경우에 해당한다.

- [0106] 용어 설명
- [0107] 인접 각(영어로: adjacent angle)
- [0108] 2개의 각들이 180° 로 상보될 경우, 그 2개의 각들을 인접 각(supplementary angle로도 지칭함), 보각, 또는 간략히 E-각이라 한다. (http://de.wikipedia.org/wiki/Winkel#Supplementwinkel_oder_Erganzungswinkel 참조)
- $$\psi'_{N,M} = \pi - \psi_{N,M}$$
- [0109]
- [0110] 각각의 각은 그와 매치된 인접 각 Ψ 와 정확히 동일한 프로파일 분포를 생성한다. 따라서 도 4에서 90° 에 대한 대칭성이 생성된다.
- [0111] 압축 센싱 MRI (compressed sensing MRI)
- [0112] 압축 센싱[34]은 측정들의 회수가 나이퀴스트율(Nyquist rate)보다 훨씬 적게 지정된 경우에도 신호의 랜덤 선형 조합들을 파악하는 소수의 측정들로부터 원래의 신호를 재구성할 수 있다. k 공간의 의사 랜덤 스캔의 하나의 방안은 황금 각에 해당하는 각 증분을 갖는 방사형 k 공간 궤적이다. 그러한 궤적 및 비선형 재구성 알고리즘을 통해, 압축 센싱의 방법을 고속 MRI 영상화에 적용할 수 있다[4].
- [0113] 병렬 영상화(parallel imaging)
- [0114] 병렬 영상화의 방법에서는, 위상 어레이(phased array)로 배열된 다수의 코일 요소들로부터 신호를 조합한다. 사전에 탐지된 코일들의 강도 프로파일과 함께 그러한 추가의 데이터를 사용하여 재구성 중에 언더샘플링 아티팩트를 제거할 수 있다. 공지의 알고리즘들은 영상 공간(image space)을 기반으로 한 것들(SENSE), 아니면 k 공간을 기반으로 한 것들(GRAPPA)이거나, 양 방법을 조합한 것들이다. 그에 의해 가능한 언더샘플링에 의해, MR 영상화의 현저한 가속이 구현될 수 있다. 압축 센싱[4] 및 황금 각과의 조합은 영상화를 한층 더 가속하는 것을 가능하게 한다.
- [0115] 정량적 이완 파라미터 결정(quantitative relaxation parameter determination)
- [0116] 반전 회복 시퀀스들(inversion recovery sequences)은 균형 SSFP 시퀀스와 조합된 반전 펄스(inversion pulse)로 이뤄지고, 이완 파라미터 T1, T2 및 상대 양자 밀도의 동시적 정량화를 가능하게 한다. 방사형 k 공간 궤적 및 황금 각 증분과의 조합은 단일의 촬영 영상 내에서 이완 파라미터를 결정하는 것을 가능하게 한다[35].
- [0117] 모델 기반 영상 재구성(model-based image reconstruction)
- [0118] 병렬 영상화, 압축 센싱, 및 정량적 이완 파라미터 결정의 방법들 이외에도, 전술한 방사형 프로파일 배열은 예컨대 B0 맵(map) 또는 궤적 맵을 함께 고려하는 것에 의해 모델 기반 영상 재구성의 또 다른 컴포넌트들과 조합될 수 있다[36].
- [0119] 참조 문헌
- [0120] [1] P. C. Lauterbur, "Image Formation by Induced Local Interactions," Nature, vol. 242, no. 190, 1973.
- [0121] [2] V. Rasche, R. de Boer, D. Holz, and R. Proksa, "Continuous radial data acquisition for dynamic MRI," Magn Reson Med, vol. 34, no. 5, pp. 754-61, 1995.
- [0122] [3] S. Winkelmann, T. Schaeffer, T. Koehler, H. Eggers, and O. Doessel, "An optimal radial profile order based on the Golden Ratio for time-resolved MRI", IEEE transactions on medical imaging, vol. 26, no. 1, pp. 68-76, Jan. 2007.
- [0123] [4] L. Feng, R. Grimm, K. Tobias Block, H. Chandarana, S. Kim, J. Xu, L. Axel, D. K. Sodickson, and R. Otazo, "Golden-angle radial sparse parallel MRI: Combination of compressed sensing, parallel imaging, and golden-angle radial sampling for fast and flexible dynamic volumetric MRI", Magnetic resonance in medicine, vol. 72 (2014), S. 707-717.
- [0124] [5] A. J. Hopfgartner, O. Tymofiyeva, P. Ehses, K. Rottner, J. Boldt, E.-J. Richter, and P. M. Jakob, "Dynamic MRI of the TMJ under physical load", Dento maxillo facial radiology, vol. 42, no. 9, Jan. 2013.

- [0125] [6] J. Liu, P. Spincemaille, N. C. F. Codella, T. D. Nguyen, M. R. Prince, and Y. Wang, "Respiratory and cardiac self-gated free-breathing cardiac CINE imaging with multiecho 3D hybrid radial SSFP acquisition", *Magnetic resonance in medicine*, vol. 63, pp. 1230-7, May 2010.
- [0126] [7] J. Paul, E. Divkovic, S. Wundrak, P. Bernhardt, W. Rottbauer, H. Neumann, and V. Rasche, "High-resolution respiratory self-gated golden angle cardiac MRI: Comparison of self-gated methods in combination with k-t SPARSE SENSE", *Magnetic resonance in Medicine*, Jan. 2014.
- [0127] [8] A. D. Scott, R. Boubertakh, M. J. Birch, and M. E. Miquel, "Adaptive Averaging Applied to Dynamic Imaging of the Soft Palate", *Magnetic resonance in medicine*, vol. 70, pp. 865-874, 2013.
- [0128] [9] H. K. Song and L. Dougherty, "k-space weighted image contrast (KWIC) for contrast manipulation in projection reconstruction MRI", *Magnetic resonance in medicine*, vol. 44, no. 6, pp. 825-32, 2000.
- [0129] [10] M. Doneva, "Advances in Compressed Sensing for Magnetic Resonance Imaging", Dissertation, L?beck 2011.
- [0130] [11] M. Usman, D. Atkinson, F. Odille, C. Kolbitsch, G. Vaillant, T. Schaeffer, P. G. Batchelor, and C. Prieto, "Motion Corrected Compressed Sensing for Free-Breathing Dynamic Cardiac MRI", *magnetic resonance in medicine*, vol. 70, pp. 504-516, 2013.
- [0131] [12] M. Doneva, H. Eggers, J. Rahmer, P. Bornert, and A. Mertins, "Highly Undersampled 3D Golden Ratio Radial Imaging with Iterative Reconstruction", in *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.* Vol. 16, 2008, p. 336.
- [0132] [13] M. Lustig, D. L. Donoho, J. M. Santos, and J. M. Pauly, "Compressed Sensing MRI". *Signal Processing Magazine, IEEE*, vol. 25, no. 2, pp. 72-82, 2008.
- [0133] [14] R. W. Chan, E. A. Ramsay, E. Y. Cheung, and D. B. Plewes, "The Influence of Radial Undersampling Schemes on Compressed Sensing Reconstruction in Breast MRI", *Magnetic resonance in medicine*, vol. 67, pp. 363-377, 2012.
- [0134] [15] A. Oppelt, R. Graumann, H. Barfuss, H. Fischer, W. Hartl, and W. Schajor, "FISP - a newfast MRI sequence", *Electromedia*, vol. 54, pp. 15-18, 1986.
- [0135] [16] O. Bieri, M. Markl, and K. Scheffler, "Analysis and Compensation of Eddy Currents in Balanced SSFP", *Magnetic resonance in medicine*, vol. 54, pp. 129-137, 2005.
- [0136] [17] C. M. Tsai and D. G. Nishimura, "Reduced aliasing artifacts using variable-density k-space sampling trajectories", *Magnetic resonance in medicine*, vol. 43, pp. 452-458, 2000.
- [0137] [18] C. Marzec and J. Kappraff, "Properties of Maximal Spacing on a Circle Related to Phyllotaxis and to the Golden Mean", *Journal of Theoretical Biology*, vol. 103, pp. 201-226, 1983.
- [0138] [19] A. F. Horadam, "A Generalized Fibonacci Sequence", *Amer. Math. Monthly*, vol. 69, no. 8, pp. 455-459, 1961.
- [0139] [20] D. E. Knuth, *The Art of Computer Programming*, Vol. 3, p. 543, Palo Alto, California: Addison-Wesley, 1973.
- [0140] [21] L. E. Dickson, *History of the Theory of Numbers*, Vol. 1: Divisibility and Primality. New York: Dover, 2005.
- [0141] [22] S. Vajda, *Fibonacci and Lucas Numbers, and the Golden Section - Theory and Applications*. Chichester, England: Ellis Horwood Limited, 1989.
- [0142] [23] S. Zhang, N. Gersdorff, and J. Frahm, "Real-Time magnetic Resonance Imaging of Temporomandibular Joint Dynamics", *The Open Medical Imaging Journal*, vol. 5, pp. 1-7, 2011.
- [0143] [24] A. Haase, D. Matthaei, W. Hanicke, and K.-D. Merboldt, "FLASH imaging. Rapid NMR imaging using low flip-angle pulses", *Journal of Magnetic Resonance*, vol. 67, pp. 258-266, 1986.

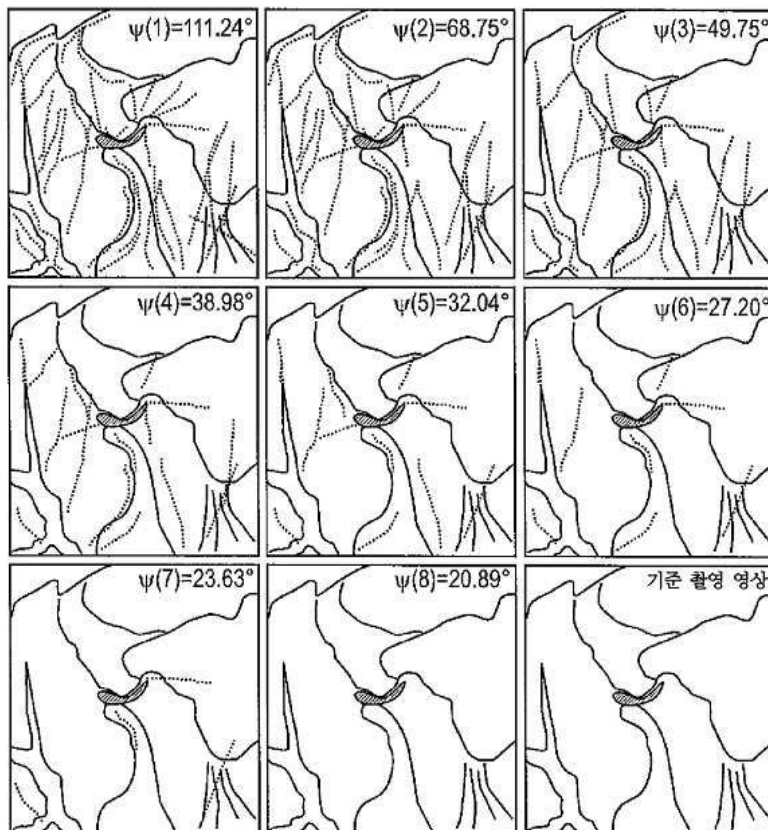
- [0144] [25] V. Rasche, R. Proksa, R. Sinkus, P. Bornert, and H. Eggers, "Resampling of Data Between Arbitrary Grids Using Convolution Interpolation", *IEEE transactions on medical imaging*, vol. 18, no. 5, pp. 385-392, 1999.
- [0145] [26] V. Rasche, D. Holz, and R. Proksa, "Multi-Gradient-Echo (prMGE) MRI," *Magnetic resonance in medicine*, vol. 42, pp. 324-334, 1999.
- [0146] [27] L. I. Rudin, S. Osher, and E. Fatemi, "Nonlinear total variation based noise removal algorithms", vol. 60, pp. 259-268, 1992.
- [0147] [28] S. J. Scrivani, D. a. Keith, and L. B. Kaban, "Temporomandibular disorders", *The New England journal of medicine*, vol. 359, no. 25, pp. 2693-705, Dec. 2008.
- [0148] [29] K. P. Pruessmann, M. Weiger, M. B. Scheidegger, and P. Boesiger, "SENSE: sensitivity encoding for fast MRI," *Magnetic resonance in medicine*, vol. 42, no. 5, pp. 952-962, Nov. 1999.
- [0149] [30] M. A. Griswold, P. M. Jakob, R. M. Heidemann, M. Nittka, V. Jellus, J. Wang, B. Kiefer, and A. Haase, "Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA)", *Magnetic resonance in medicine*, vol. 47, no. 6, pp. 1202-1210, Jun. 2002.
- [0150] [31] S. Wundrak, J. Paul, J. Ulrici, E. Hell, and V. Rasche, "Sparse Dynamic MRI of the Temporomandibular Joint", *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, vol. 9, no. 1, 2014, p. 1267.
- [0151] [32] S. Winkelmann, T. Schaeffter, H. Eggers, T. Nielsen, and O. Doessel, "Single Shot T1-Mapping, using a Radial Look-Locker Sequence and an optimal Profile Order determined by the Golden Cut", *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, 2005, p. 2196.
- [0152] [33] Markl, M., & Leupold, J., "Eddy current compensation with N-average SSFP imaging", US 7,372,266 B2 (2008).
- [0153] [34] Donoho, D. L., Santos, J. M., & Pauly, J. M., "Compressed Sensing MRI", *IEEE Signal Processing Magazine*, 2008, (<http://www.eecs.berkeley.edu/~mlustig/CS/CSMRI.pdf>).
- [0154] [35] Ehses, P., Seiberlich, N., Ma, D., Breuer, F. a, Jakob, P. M., Griswold, M. a, & Gulani, V., "IR TrueFISP with a golden-ratio-based radial readout: fast quantification of T1, T2, and proton density", *Magnetic Resonance in Medicine*, 69(1), 71-81, 2013.
- [0155] [36] Fessler, J. A., "Model-based image reconstruction for MRI", *IEEE Signal Processing Magazine*, 27(4), 81-89, 2010.
- [0156] [37] Y.-C. Kim et al., "Pseudo golden-ratio spiral imaging with gradient acoustic noise cancellation: application to real-time MRI of fluent speech", *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.* 20, 2012, S. 4209.
- [0157] [38] H. Eggers et al., "Magnetic resonance device and method", WO 2008/132659 A2, 2008.

도면

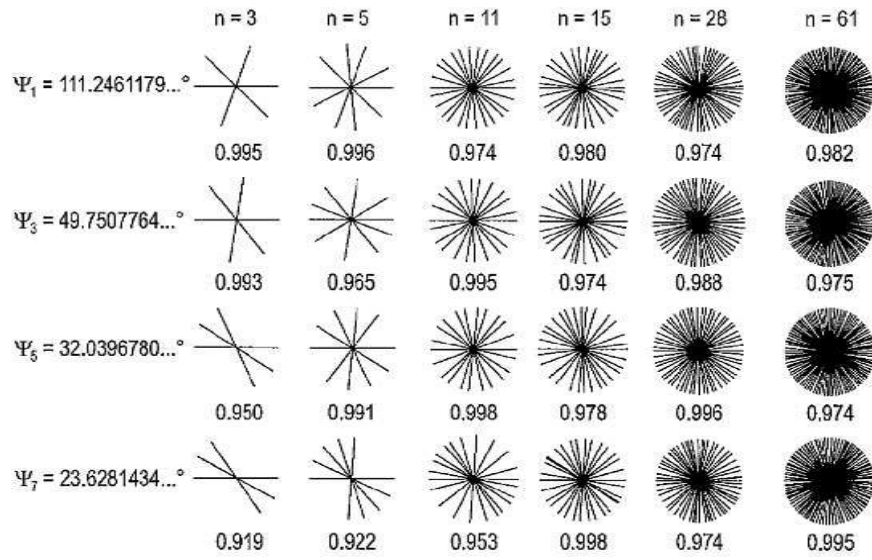
도면1

N	M	$\Psi_{N,M}$	$G_4^{N,M}$	$G_5^{N,M}$	$G_6^{N,M}$	$G_7^{N,M}$	$G_8^{N,M}$	$G_9^{N,M}$	$SE_{n>2N}^{\Psi_{N,M}}$ 의 경계치
1	1	111.2461...°	3	5	8	13	21	34	[0.973, 0.996]
2	1	68.7538...°	5	8	13	21	34	55	[0.973, 0.996]
3	1	49.7507...°	7	11	18	29	47	76	[0.972, 0.996]
4	1	38.9776...°	9	14	23	37	60	97	[0.973, 0.997]
5	1	32.0396...°	11	17	28	45	73	118	[0.973, 0.998]
6	1	27.1984...°	13	20	33	53	86	139	[0.973, 0.998]
7	1	23.6281...°	15	23	38	61	99	160	[0.973, 0.998]
2	2	75.5678...°	7	12	19	31	50	81	[0.974, 0.996]
2	3	79.0725...°	9	16	25	41	66	107	[0.974, 0.996]
3	2	53.2235...°	10	17	27	44	71	115	[0.974, 0.996]
3	3	54.9385...°	13	23	36	59	95	154	[0.974, 0.996]
4	2	41.0775...°	13	22	35	57	92	149	[0.973, 0.996]

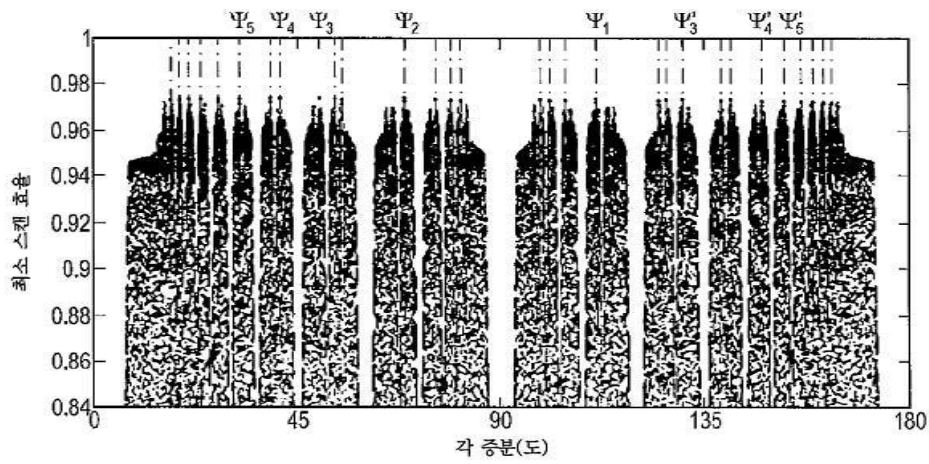
도면2



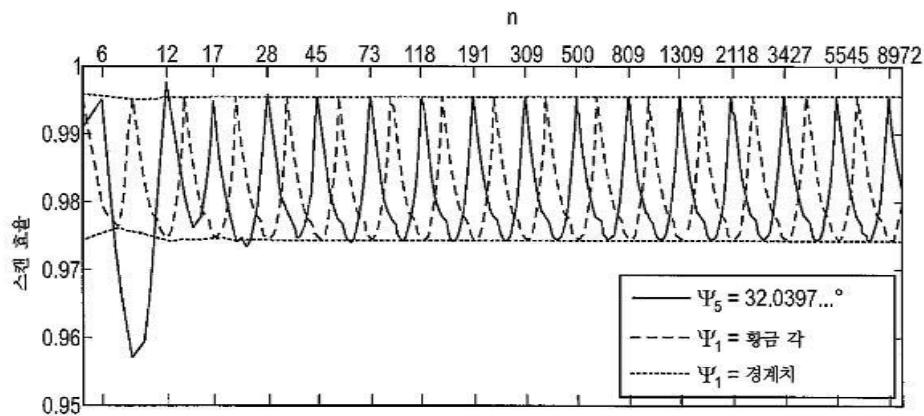
도면3



도면4



도면5



도면6

