



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0112021
(43) 공개일자 2018년10월11일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/04 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
- (52) CPC특허분류
A61B 5/04007 (2013.01)
A61B 5/04011 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2018-7026625
- (22) 출원일자(국제) 2017년02월16일
심사청구일자 없음
- (85) 번역문제출일자 2018년09월13일
- (86) 국제출원번호 PCT/EP2017/053564
- (87) 국제공개번호 WO 2017/140819
국제공개일자 2017년08월24일
- (30) 우선권주장
16156398.6 2016년02월18일
유럽특허청(EPO)(EP)

- (71) 출원인
비오마그네틱 파크 게엠베하
독일 21149 함부르크 포르스토에헤 26
- (72) 발명자
김병수
독일 22455 함부르크 루돌프-클루그-웨그 3
에를린, 말데
독일 20257 함부르크 물겐캄프스트라세 55
- (74) 대리인
특허법인메이저

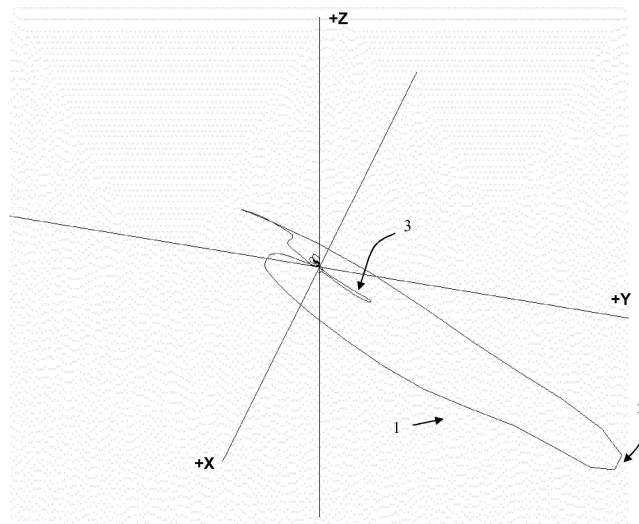
전체 청구항 수 : 총 7 항

(54) 발명의 명칭 **벡터 자기 심전도 검사 방법 및 벡터 자기 심전도 검사 시스템**

(57) 요약

본 발명은 벡터 자기 심전도 검사 방법 및 그 방법을 수행하기 위한 벡터 자기 심전도 검사 시스템에 관한 것이다. 본 발명의 목적은, 특히 허혈성 심장 질환의 진단을 고려하여, 개선된 심전도 방법을 제공하는 것이다. 본 발명의 방법은 벡터 자기 심전도를 계산하기 위해 환자 또는 심장 위치에 독립적인 기준 방향에 관련하여 등가 단일 전류 소스(ESCS) 또는 등가 단일 자기 소스(ESMS)의 방향의 계산을 수반한다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

A61B 5/7253 (2013.01)

A61B 5/7278 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

백터 자기 심전도 방법으로서,

- a. 하나 이상의 자기장 센서들을 이용하여 심장 활동 주기 동안 대상자의 심장에 의해 생성된 자기장(들)의 3개의 직교 성분들의 진폭 및 방향을 측정하는 단계,
- b. 단계 (a)에서 측정된 데이터를 이용하여, 심장 자기 및/또는 전기 활동을 위한 기준 소스 위치를 위치시키는 단계로서, 상기 기준 소스 위치는 상기 심장 활동 주기 동안 상기 자기 및/또는 전기 활동의 상기 소스를 나타내는데 적합한 지점(point) 소스인, 위치시키는 단계,
- c. 단계 (a)에서 측정된 상기 데이터로부터 기준 방향을 평가하는 단계로서, 상기 기준 방향은 심장 해부학에 관해 자기 모멘트 및/또는 전류의 알려진 방향을 가지고 자기 및/또는 전기 심장 활동의 주기 동안 심근 부피에서의 자기 모멘트 및/또는 전류의 평균 방향인, 평가하는 단계,
- d. 단계 (a)에서 측정된 데이터로부터, 단계 (b)에서 위치된 상기 기준 소스 위치에서 등가 단일 전류 소스(ESCS) 또는 등가 단일 자기 소스(ESMS)를 계산하는 단계로서, 상기 ESCS 또는 ESMS는 단계 (c)에서 평가된 상기 기준 방향에 관해 전기 심장 백터(EHV) 또는 자기 심장 백터(MHV)를 나타내는, 등가 단일 전류 소스(ESCS) 또는 등가 단일 자기 소스(ESMS)를 계산하는 단계, 및
- e. 백터 자기 심전도에서의 상기 심장 활동의 적어도 일부분 동안 단계 (d)에서 계산된 상기 EHV 및/또는 MHV를 등록하는 단계를

포함하는, 백터 자기 심전도 방법.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

- a. 단계 (b)에서, 강력한 자기 및/또는 전기 심장 활동 동안, 바람직하게는 강력한 자기 및/또는 전기 심장 활동 주기의 가장 강력한 자기 및/또는 전기 활동 동안, 바람직하게는 R 피크 또는 T 피크 동안, 측정된 데이터는 상기 기준 소스 위치를 위치시키는데 사용되고, 및/또는
- b. 단계 (c)에서, 상기 심장에서의 상기 자기장 및/또는 전류의 상기 기준 방향은 상기 R 피크 동안 평가되는, 백터 자기 심전도 방법.

청구항 3

청구항 1 또는 2에 있어서,

단계 (b)에서, 상기 기준 소스 위치는 단계 (a)에서 측정된 상기 데이터를 이용하여 의사전류 맵 및/또는 자기장 맵을 계산함으로써 위치되는, 백터 자기 심전도 방법.

청구항 4

청구항 1 내지 3 중 어느 한 항에 있어서,

상기 백터 자기 심전도의 상이한 지점들에서 상기 EHV 및/또는 MHV 사이의 방향 및/또는 크기에서의 차이가 계산되고, 상기 상이한 지점들은 상기 심장 사인파 리듬 동안 상이한 시간 지점들을 나타내는, 백터 자기 심전도 방법.

청구항 5

청구항 4에 있어서,

T_{max} 및 T_{end} 에서의 상기 EHV 및/또는 MHV 사이의 방향 및/또는 크기의 차이가 계산되는, 벡터 자기 심전도 방법.

청구항 6

청구항 1 내지 5 중 어느 한 항에 따른 방법을 수행하기 위한 벡터 자기 심전도 시스템.

청구항 7

청구항 6에 있어서,

- a. 심장 활동의 주기 동안 대상자의 심장에 의해 생성된 자기장(들)의 3개의 직교 성분들의 방향 및 크기를 측정하기 위한 하나 이상의 자기장 센서들,
- b. 상기 하나 이상의 자기장 센서들에 의해 측정된 데이터를 사용하여, 심장 자기 및/또는 전기 활동을 위한 기준 소스 위치를 위치시키기 위한 수단으로서, 상기 기준 소스 위치는 상기 자기 및/또는 전기 심장 활동 동안 상기 자기 및/또는 전기 활동의 상기 소스를 나타내는데 적합한 지점 소스인, 기준 소스 위치를 위치시키기 위한 수단,
- c. 상기 하나 이상의 자기장 센서에 의해 측정된 데이터로부터 기준 방향을 평가하기 위한 수단으로서, 상기 기준 방향은 심장 해부학에 관련하여 자기 모멘트 및/또는 전류의 알려진 방향을 가지고 자기 및/또는 전기 심장 활동의 주기 동안 심근 부피에서의 자기 모멘트 및/또는 전류의 평균 방향인, 기준 방향을 평가하기 위한 수단,
- d. 하나 이상의 자기장 센서에 의해 측정된 데이터로부터, 상기 기준 소스 위치에서 등가 단일 전류 소스(ESCS) 또는 등가 단일 자기 소스(ESMS)를 계산하기 위한 수단으로서, 상기 ESCS 또는 ESMS는 상기 기준 방향에 관련하여 전기 심장 벡터(EHV) 또는 자기 심장 벡터(MHV)를 나타내는, 등가 단일 전류 소스(ESCS) 또는 등가 단일 자기 소스(ESMS)를 계산하기 위한 수단,
- e. 벡터 심전도에서 상기 심장 활동의 적어도 일부분 동안 상기 EHV 및/또는 MHV를 등록하기 위한 수단을 포함하는, 벡터 자기 심전도 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 벡터 자기 심전도 검사 방법 및 방법을 수행하기 위한 벡터 자기 심전도 검사 시스템에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 자기 심전도 검사(MCG)는 심장의 전기적 활동에 의해 생성된 자기장을 기록하기 위한 비침습적 방법이며, 예를 들어, 심장 질환, 예를 들어 허혈성 심장 질환(IHD; 예를 들어, [2], [8], [10], [13], [14] 참조)의 임상 진단에 사용될 수 있다.

[0003] 근래 자주 사용되지만, 자기 심전도 검사는 여전히 IHD 진단을 고려하면 상당한 단점을 갖는다. 예를 들어, 자기장 기울기 [6], 자기 맵 각도 [12], 벡터플라이 플롯의 상이한 세그먼트들의 평가 [7]를 포함하는 진단에 사용된 파라미터들은 전형적으로 센서 공간에 나타났다. 센서 공간 내의 모든 파라미터를 평가하는 한 가지 주요 단점은 시스템 의존성인데, 즉 상이한 MCG 디바이스들 간의 직접적인 비교가 불가능하다. 더욱이, 시스템이 변형될 때마다, 추가 임상 연구를 수행함으로써 진단 파라미터들이 업데이트되어야 한다.

[0004] 알려진 방법이 갖는 다른 단점은, 허혈의 검출에 대해 통계적으로 중요하지만, 그 변화율(variance)이 임상 적용에 대해 여전히 너무 높다는 것이다. 종래의 진단 방법이 갖는 추가 문제는, 자기장 기울기가 모노폴-형(monopole-like) 자기장의 존재시 잘 한정되지 않는다는 것이다. 이들 자기장은 심근 허혈과 연관되며, 이와 같이, 허혈을 목표로 하는 진단 방법은 이들 상황 하에서 강력해야 한다. 의사전류(pseudocurrent) 매핑 [9]을 사용하여 소스 공간에서 허혈을 진단하려는 시도가 있었다. 최소 기준 추정 [11]에 의해 소스 공간에서 의사전류 맵을 계산하는 것이 가능하다. 그러나, 소스 공간 맵은 센서 공간 맵과 유사한 단점들을 갖고, 의사 역 해법으로부터의 추가 오류가 도입된다.

[0005] 벡터 자기 심전도 검사(VMCG)는, 자기 심장 벡터의 3개의 모든 직교 성분이 동일한 위치에서 측정되는 자기 심전도 방법이다(예를 들어, [10]을 참조). VMCG는 시간이 지남에 따라, 예를 들어 심장 주기 동안, 자기 심장 벡

터의 방향 및 세기의 변화를 재구성하는데 사용될 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 본 발명의 목적은, 특히 허혈성 심장 질환의 진단을 고려하여, 개선된 심전도 방법을 제공하는 것이다. 특히, 본 발명의 목적은 시스템 의존성 및 변화율이 없거나 최소인 자기 심전도 방법을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

- [0007] 하나의 양상에서, 문제는 벡터 자기 심전도 방법에 의해 해결되고, 이러한 방법은
- [0008] a. 하나 이상의 자기장 센서를 이용하여 심장 활동 주기 동안 대상자의 심장에 의해 생성된 자기장(들)의 3개의 직교 성분들의 진폭 및 방향을 측정하는 단계,
- [0009] b. 단계 a에서 측정된 데이터를 이용하여, 심장 자기 및/또는 전기 활동을 위한 기준 소스 위치를 위치시키는 단계로서, 기준 소스 위치는 상기 심장 활동 주기 동안 자기 및/또는 전기 활동의 소스를 나타내는데 적합하고, 심장 부피 내부에 있을 필요가 없는 지점(point) 소스인, 위치시키는 단계,
- [0010] c. 단계 a에서 측정된 데이터로부터 기준 방향을 평가하는 단계로서, 기준 방향은 심장 해부학에 관해 자기 모멘트 및/또는 전류의 알려진 방향을 가지고 자기 및/또는 전기 심장 활동의 주기 동안 심근 부피에서의 자기 모멘트 및/또는 전류의 평균 방향인, 평가 단계,
- [0011] d. 단계 a에서 측정된 데이터로부터, 단계 b에서 위치한 기준 소스 위치에서 등가 단일 전류 소스(ESCS) 또는 등가 단일 자기 소스(ESMS)를 계산하는 단계로서, 상기 ESCS 또는 ESMS는 단계 c에서 평가된 상기 기준 방향에 관해 전기 심장 벡터(EHV) 또는 자기 심장 벡터(MHV)를 나타내는, 등가 단일 전류 소스(ESCS) 또는 등가 단일 자기 소스(ESMS)를 계산하는 단계, 및
- [0012] e. 벡터 자기 심전도에서의 심장 활동의 적어도 부분 동안 단계 d에서 계산된 EHV 및/또는 MHV를 등록하는 단계를 포함한다.
- [0013] 심장의 위치를 고려함으로써 그리고 적합한 역 해법, 예를 들어, 소스 공간에서의 다중극 팽창을 이용하여, 본 발명은 시스템 의존성, 파라미터 변화율 및 자기장 경사도(gradient)의 불안정성의 문제를 해결한다. 본 발명의 방법은 심장 허혈을 진단하기 위한 정보를 제공하는데 특히 적합하다.
- [0014] 본 발명자들은, 소스 공간에서 의사전류 매핑의 실패에 대한 주요 이유가 소스 상의 불충분한 제한을 이용하여 역 문제를 해결하려는 시도가 이루어진다는 점을 발견했다. 정상 의사전류 맵은 예를 들어, 16 x 16(또는 심지어 더 큰) 극소의 전류 소스의 그리드로 구성된다. 각 전류 소스는 두 가지 자유도(x- 및 y-방향에서의 진폭)를 갖는다. 이것은, 총 512개 이상의 파라미터들에 대한 해법이 발견되어야 한다는 것을 의미한다. 예를 들어, 현재 사용되는 MCG 시스템의 64개 채널의 경우, 리드필드 행렬(leadfield matrix)의 의사 역행렬에 대한 고유 값의 최대 수는, 채널들이 완전히 독립적인 경우 최대 64개인데, 이는 시스템 및 배경 잡음을 고려하여 일부 고유 값을 제거해야 하므로 이 케이스에서는 그렇지 않다. 그러나, 이 수는 512개의 파라미터들을 맞추고, 역 문제에 대한 고유한 해법을 발견하기에 충분하지 않다.
- [0015] 맵 대신에, 본 발명은 단일 지점 소스, 예를 들어, 단일 자기 다중 극 소스, 바람직하게 단일 쌍극자 소스를 이용하여, 자유도의 수는 관리가능하게 되고(쌍극자 소스의 경우에, 3개의 위치 및 3개의 방향 자유도), 역 문제에 대한 고유 해법을 발견하기 위해 더 적은 독립적인 고유 값이 요구된다. 예를 들어, 단일 자기 쌍극자 소스를 사용하는 것이 바람직하지만, 다른 단일 소스, 예를 들어, 단일 극소 전류 소스를 사용하는 것이 또한 가능하다. 이 방법에 대한 고유 문제, 즉, 이 단일 소스의 위치로부터의 결과적인 해법의 강력한 의존성은, 최적 위치를 식별하기 위한 강력한 방법을 제공한다는 점에서 본 발명에 의해 설명된다.
- [0016] 이러한 정황에서, 이 단일 지점 소스가 심장의 임의의 실제 물리적 활동을 나타내지는 않으며, 오히려 등가 단일 자기 또는 전기적 소스(ESMS, ESCS), 지점 자기 또는 전기 활동에 의한 부피 전기적 활동의 근사치인 것이 주지되어야 한다. 지점 소스는 심장의 자기 및/또는 전기 활동을 위한 소스를 나타내는 것으로 간주되므로, 반드시 심장 부피 내부에 놓일 필요는 없다. 심장 부피 내부에 놓일 가능성이 가장 높지만, 이것은 심장 근처, 즉 심장 바깥, 예를 들어, 실제 심장 아래(후방, 즉 z-축 상에서 더 낮은)에 놓일 수 있다.

- [0017] 본 발명은 바람직하게는 적절한 전기 및/또는 자기 심장 활동 동안 측정된 데이터를 취하여, 자기장 수학식의 역 해법을 통해 최적의 ESMS 또는 ESCS를 찾는 것을 수반한다. 지점 소스, 즉 ESMS 또는 ESCS에 대한 최상의 위치를 찾기 위해, 예를 들어, 소스 공간에서의 고전적인 의사전류 맵이 사용될 수 있다. 예를 들어 자기장 맵이 또한 사용될 수 있다. 당업자는 그러한 의사전류 또는 자기장 맵의 계산을 위한 알려진 방법을 알고 있다. 일반적으로, 지점 소스를 위치시키기 위해 전기 및/또는 자기 심장 활동을 갖는 임의의 시간 간격이 걸릴 수 있다. 그러나, 강력한 전기 및/또는 자기 활동을 갖는 시간 간격이 걸리는 것이 바람직하다. 더욱 바람직하게는, 지점 소스의 최적 장소를 찾기 위해, R 피크 동안 또는 T 피크 동안, 예를 들어, T_{max} 에서와 같이 심장에서의 강력한 전기/자기 활동 기간 동안 가장 강력한 전기/자기 활동을 나타내는 시간 간격이 사용된다. 예를 들어, 가장 강력한 전류의 이 맵에서의 위치는 지점 소스의 최적 장소를 결정하기 위해 취해진다. 임의의 자기 활동이 기초 전기 활동을 반영하기 때문에, 임의의 ESMS의 위치는 등가 단일 전류 소스(ESCS)의 위치에 대응한다는 것을 주지해야 한다. 그러므로, 본 발명의 방법에 있어서, ESCS는 ESMS 대신에 또는 심지어 ESMS에 더하여 사용될 수 있다. 추가로, 비록 심장의 전기/자기 활동 영역으로부터 유래하는 측정된 신호가 지점 소스의 최적 장소를 발견하는데 사용되지만, 지점 소스 자체는 이 영역 내의 지점 또는 심지어 심장 내에서의 지점을 반드시 나타낼 필요는 없다는 것이 이해되어야 한다.
- [0018] 최적 위치가 발견되었을 때, 역 해법은 ESMS(또는 ESCS)를 사용하여 심장 활동 주기 동안 각 시점에 대해 계산될 수 있다. ESMS가 자기 심장 벡터(MHV)를 나타내기 때문에, 시간이 지남에 따른 세기(진폭) 및 방향에 대한 이 벡터의 변화를 등록하는 것은 MCG 측정을 나타내는 방식이고, 벡터 자기 심전도 검사(벡터 MCG) 또는 VMCG라는 용어가 이 방법에 사용된다.
- [0019] 따라서, 본 발명은 자기장 경사도 방법이 실패한 경우에 심장 자기 활동의 방향 및 진폭을 등록하는 강력하고 안정한 방법을 제공한다.
- [0020] 현재의 MCG 시스템이 전체 심장 박동(사인과 리듬)을 측정하기 때문에, VMCG를 표현하는 하나의 가능한 방법은 측정 간격 또는 세그먼트의 추적과 같은 것으로서, 여기서 추적의 각 세그먼트는 이전 자기 모멘트 벡터로부터 다음 자기 모멘트 벡터까지를 가리킨다. 벡터의 진폭은 예를 들면 벡터의 길이에 의해 표현될 수 있다. 그런 후에, 단일 다이어그램에서 전체 심장 박동에 대한 각도 및 진폭 변동을 관찰할 수 있다.
- [0021] 본 발명은 또한 건강한 대상자에서도 현재 각도에서의 큰 변화율을 설명한다. 2가지 인자들이 각도에서의 큰 변화율에 기여한다. 첫째로, Dewar 아래의 침대 상에서의 환자 위치는 측정할 때마다 달라진다. 둘째로, 몸통 내부의 심장 위치는 대상자마다 달라진다. 엄격한 절차가 첫 번째 인자를 설명할 수 있고 CT 스캔 또는 MRI와 같은 이미징 방법이 두 번째 인자를 설명할 수 있지만, 이것은 매우 힘든 과정을 나타내고 MCG의 장점 중 하나를 제거하는데, 즉 이것은 빠르고, 다른 진단 방법에 독립적이다. 본 발명은 상기 인자들로부터 발생하는 문제들을 해결하기 위한 단일 해법을 제공한다.
- [0022] 방향은 일부 기준 방향으로부터의 각도에 의해 주어질 수 있다. 종래 기술의 방법에서, 양의 x-축은 통상적으로 기준으로 사용되며, xy 평면, 즉 정면 평면에서의 각도는 0° 이다. 그러나, 본 발명에 따라, 기준 방향은 심장 해부학에 대해서만 정해지는데, 예를 들어, 심장의 정점을 항상 가리키는 것으로 정해지므로 환자 또는 심장 위치에 독립적으로 정해진다. 결과적으로, 측정된 각도는 환자 및 심장 위치에 대해 불변이다.
- [0023] 문헌에서(예를 들어, [10] 참조), R 피크 동안 심장의 전류의 방향이 심실의 정점을 향하는 것으로 알려져 있다. 추가로, R 피크 동안, 탈분극 전류가 너무 강력해서, 임의의 허혈 손상 전류가 VMCG의 주 전류 벡터에 거의 영향을 미치지 않는다. 그러므로, 본 발명의 방법의 바람직한 실시예에서, R 피크 동안의 VMCG 방향은 기준 방향으로 선택되고 0° 로 설정된다. 본 발명의 방법으로 기록된 VMCG는 의사전류 매핑의 결점에 의해 영향을 받지 않고, MCG 디바이스에 대한 환자 및 심장 위치와 같은 외부 인자들과 무관하게 영향을 받지 않는다.
- [0024] 본 명세서에서 사용되는 "자기장 센서"라는 용어는 자기장을 측정할 수 있는 센서를 의미한다. 본 발명에 따라, 하나 이상의 자기장 센서는 자기장의 방향 및 크기(진폭) 모두를 측정하는데 사용된다. 이는 예를 들어, 단일 3-축 자기장 센서, 복수의(어레이) 3-축 자기장 센서, 또는 복수의(어레이) 1-축, 2-축 및/또는 3-축 자기장 센서에 의해 이루어질 수 있다. "3-축 자기장 센서"는 모든 3차원에서 자기장의 성분들을 측정하는 자기장 센서이다. 이 용어는 자기장의 직교 x-, y- 및 z-성분을 측정하는 적어도 3개의 자력계 또는 경사계로 구성된 센서들을 포함한다. "1-축 자기장 센서" 또는 "2-축 자기장 센서"라는 용어는 3개의 자기장 성분들 중 하나 또는 2개만을 측정하는 자기장 센서들을 의미한다. 예를 들어, 자기장의 직교 성분들을 측정하는 방식으로 배향된 1-축 자기장 센서들의 어레이는 예를 들어, 자기장의 크기 및 방향을 모두 측정하는 데에도 또한 사용될 수 있다.

SQUID("초전도 양자 간섭 디바이스")는 센서로서 바람직하다.

- [0025] 본 명세서에 사용된 바와 같이, 다르게 언급되거나 상황이 달리 표시되지 않으면, 인간의 심장 또는 신체와 관련된 x-축에 대한 기준은 우측-좌측 축에 대한 기준에 대응하고, y-축에 대한 기준은 머리-발 축에 대한 기준에 대응하고, z-축에 대한 기준은 전후 축에 대한 기준에 대응한다.
- [0026] 용어 "심장 활동 주기"는 전류 및/또는 심장 조직에 의한 자기장의 생성을 수반하는 심장 활동을 갖는 임의의 주기에 관련된다. 특히, 이 용어는 소위 사인과 리듬, 즉 심방 및 심실의 탈분극 및 재분극을 수반하는 심장의 정상 리듬에 관한 것이다. 사인과 리듬에서, 심근의 탈분극은 우심방의 벽 상부에 위치한 심인성 노드(소위 사인과 노드 또는 SA 노드라 불림)에서 시작하고, His의 다발, 다발 분기 및 푸르키네 섬유에 대한 심방과 심실 사이의 방실 결절(AV 노드)을 통해 수행된다. 심실의 재분극은 사이클을 종료시킨다. 심방 및 심실의 탈분극과 재분극은 일반적인 심전도(ECG), P 파, QRS 복합체 및 T 파에서의 3가지 일반적인 파 또는 파 복합체에 의해 반영된다. ECG에서, P 파는 일반적으로 심방 탈분극을 나타내는 것으로 간주되며, QRS 복합체는 우심실 및 좌심실의 탈분극을 나타내는 것으로 간주되고, T 파는 심실의 재분극을 나타내는 것으로 간주된다.
- [0027] "적절한 자기 및/또는 전기 활동"이라는 용어는 심장의 임의의 자기 및/또는 전기 활동을 신뢰성 있게 측정할 수 있음을 의미한다. 특히, 이 용어는 심장의 충분히 강력한 자기 및/또는 전기 활동을 의미한다. 이러한 정황에서, "강력한"이라는 용어는 적절한 센서에 의해 신뢰성 있게 측정될 수 있는, 즉 베이스라인 신호 및/또는 잡음으로부터 신뢰성 있게 구별될 수 있는 자기 및/또는 전기 신호를 발생하는 심장의 자기 및/또는 전기 활동을 나타낸다. 적절한 자력 및/또는 전기 활동에 대한 비-베타적 예는 심전도(ECG)의 R 피크 또는 T 피크로 표현되는 심장 활동 주기 동안의 심장 활동이다.
- [0028] "기준 방향의 평가"란 용어는 심장 활동의 적절한 주기 동안 측정된 자기 또는 전기 신호를 사용하여 그리고, 기준으로서 이 방향을 고려하여, 자기 모멘트 및/또는 전류의 방향을 결정하거나 식별하는 것을 의미한다. 이 용어는 예를 들어, R 피크 동안 측정된 센서 데이터를 사용하여 심장의 사인과 리듬의 R 피크 동안 평균 자기 모멘트 및/또는 전류의 방향의 결정을 나타낼 수 있다. 이 방향은 심장 활동의 다른 주기 동안 (평균) 자기 모멘트 및/또는 전류의 방향의 편차 각을 계산하기 위한 기준으로서 작용하기 위해, "기준 방향"으로 취해지고, 예를 들면, 0으로 설정될 수 있다.
- [0029] "자기 모멘트 및/또는 전류의 평균 방향"이라는 용어는 심장이 부피 전도체임을 고려하여 자기 모멘트 및/또는 전류의 평균 방향을 나타낸다.
- [0030] "기준 소스 위치"라는 용어는 심장의 모든 전기 및/또는 자기 활동의 소스로 취해진 지점을 나타낸다. 따라서, 기준 소스 위치는, 이 기준 소스에 의해 생성된 자기장이 심장 부피로부터 측정된 자기장과 동등하도록 파라미터들을 갖는 가상 지점 전기 및/또는 자기 소스이다. 계산된 지점인 기준 소스 위치가 실제 부피 소스 내에, 즉 심장 내부에 놓일 수 있지만, 또한 심장 근처의 심장 부피 외부에 놓일 수 있음을 주지해야 한다.
- [0031] "심장 해부학에 관련된 자기 모멘트 및/또는 전류의 알려진 방향"이라는 용어는 심장의 물리적 부분, 즉 심장의 팁, 즉 좌심실 정점(심첨)에 대한 자기장 및/또는 전류의 방향을 의미한다.
- [0032] "심장 활동의 적어도 일부분 동안 EHV 및/또는 MHV의 등록"이라는 용어는 심장 활동의 주기 동안, 예를 들어 사인과 리듬 동안, 또는 그 일부분 동안, 시간이 지남에 따라 EHV 및/또는 MHV, 즉 EHV/MHV의 크기(진폭) 및 방향을 등록하는 것을 의미한다. 그런 다음, 등록된 데이터는 자력 기록(magnetron)을 구성하는데 사용될 수 있다.
- [0033] "역 해법"이라는 용어는 역 문제에 대한 해법을 의미한다. 당업자는 이 문제, 및 역 해법, 즉 역 문제를 해결하는 방법을 찾는 방법에 익숙하다. 본 발명의 정황에서, "역 해법"이라는 용어는 "센서 공간", 즉 각 센서들에 의해 심장의 외부에서 측정된 데이터로 심장 활동(즉, "소스 공간"에서의 실제 전기 및/또는 자기 활동, 소스는 심장임)을 재구성하는 방법을 나타낸다.
- [0034] 본 명세서에서 사용된 용어 "대상자"는 바람직하게는 척추 동물을 나타내고, 보다 바람직하게 포유류를 나타내며, 가장 바람직하게 인간을 나타낸다.
- [0035] 본 발명의 방법의 단계 b 내지 e는 바람직하게는 예를 들어, 컴퓨터 상에서 실행되는 소프트웨어 알고리즘에 의해 구현된다.
- [0036] 본 발명의 벡터 자기 심전도 검사 방법의 바람직한 실시예에서, 전술한 단계 b에서, 기준 소스 위치를 위치시키기 위해, 강력한 자기 및/또는 전기 심장 활동 동안, 바람직하게는 강력한 심장 활동의 주기의 가장 강력한 자기 및/또는 전기 활동 동안 측정된 데이터는 예를 들어, 의사전류 맵 및/또는 자기장 맵을 계산하는데

사용된다. 의사전류 맵 또는 자기장 맵을 계산하기 위한 절차는 당업자에게 알려져 있다. 의사전류 맵은 예를 들어, 종래 기술에서 알려진 바와 같이, 16 X 16 격자를 사용함으로써 계산될 수 있다. 기준 소스 위치를 찾기 위해, R 피크 또는 T 피크 동안(예를 들어, T_{max} 에서), 바람직하게는 R 피크 동안, 가장 강력한 자기 및/또는 전기 활동을 갖는 시간 간격을 사용하는 것이 특히 바람직하다. 용어 "R 피크 또는 T 피크 동안"은 ECG 상의 R 피크 또는 T 피크로서 통상적으로 표현되는 심장 활동의 주기와 관련된다.

[0037] 더욱 바람직하게는, 단계 c에서, 심장 내의 자기장 및/또는 전류의 기준 방향은 R 피크 동안 평가된다. R 피크 동안의 심장의 전류의 방향이 심실의 정점을 향해 가리키는 것으로 알려져 있고 R 피크가 강력한 측정 가능한 신호를 생성하는 강력한 심장 활동의 주기이기 때문에, 기준 방향을 정하기 위해 R 피크를 이용하는 것이 바람직하다. 그러나, 심장 해부학과 관련하여 자기장 및/또는 전류의 방향이 알려지거나 결정될 수 있는 자기 및/또는 전기 심장 활동의 임의의 다른 주기 또한 기준 방향을 구축하는데 적합하다.

[0038] 본 발명의 벡터 자기 심전도 방법에서, 기준 소스 위치의 결정 및 기준 방향의 평가 모두에 대해, R 피크에 대응하는 심장 활동의 주기가 사용되는 것이 특히 바람직하다. 그러나, 본 발명은 양쪽 목적을 위해 R 피크를 사용하는 것에 제한되지 않는다.

[0039] 본 발명의 벡터 자기 심전도 방법의 추가로 바람직한 실시예에서, 벡터 심전도의 상이한 지점에서의 EHV 및/또는 MHV 사이의 방향 및/또는 크기에서의 차이가 계산되고, 상이한 지점은 심장 사인과 리듬 동안 상이한 시점을 나타낸다. 이것은 특히 진단 목적에 유용하다. 예를 들어, T_{max} 및 T_{end} 에서의 EHV 및/또는 MHV 사이의 방향 및/또는 크기에서의 차이가 심장 허혈을 나타내는 것으로 발견되었다.

[0040] 추가 양상에서, 본 발명은 본 발명의 제 1 양상에 따른 방법을 수행하기 위해 적용된 벡터 자기 심전도 시스템(VMCG 시스템)에 관한 것이다. 본 발명의 벡터 자기 심전도 시스템은

[0041] a. 심장 활동의 주기 동안 대상자의 심장에 의해 생성된 자기장(들)의 3개의 직교 성분의 방향 및 크기를 측정하기 위한 하나 이상의 자기장 센서,

[0042] b. 하나 이상의 자기장 센서에 의해 측정된 데이터를 사용하여, 심장 자기 및/또는 전기 활동을 위한 기준 소스 위치를 (자동적으로) 위치시키기 위한 수단으로서, 기준 소스 위치는 바람직하게 강력한 자기 및/또는 전기 심장 활동의 주기 동안 가장 강력한 자기 및/또는 전기 심장 활동 동안 데이터를 이용하여, 상기 자기 및/또는 전기 심장 활동 동안 자기 및/또는 전기 활동의 소스를 나타내는데 적합한 지점 소스인, 기준 소스 위치를 (자동적으로) 위치시키기 위한 수단,

[0043] c. 하나 이상의 자기장 센서에 의해 측정된 데이터로부터 기준 방향을 (자동적으로) 평가하기 위한 수단으로서, 기준 방향은 심장 해부학에 관련하여 자기 모멘트 및/또는 전류의 알려진 방향을 가지고 자기 및/또는 전기 심장 활동의 주기 동안 심근 부피에서의 자기 모멘트 및/또는 전류의 평균 방향인, 기준 방향을 (자동적으로) 평가하기 위한 수단,

[0044] d. 하나 이상의 자기장 센서에 의해 측정된 데이터로부터, 기준 소스 위치에서 등가 단일 전류 소스(ESCS) 또는 등가 단일 자기 소스(ESMS)를 (자동적으로) 계산하기 위한 수단으로서, ESCS 또는 ESMS는 기준 방향에 관련하여 전기 심장 벡터(EHV) 또는 자기 심장 벡터(MHV)를 나타내는, 등가 단일 전류 소스(ESCS) 또는 등가 단일 자기 소스(ESMS)를 (자동적으로) 계산하기 위한 수단,

[0045] e. 벡터 심전도에서 심장 활동의 적어도 부분 동안 EHV 및/또는 MHV를 등록하기 위한 수단을 포함한다.

[0046] VMCG 시스템은, 그 전자 데이터 처리 구성 요소가 예를 들어, 본 발명의 방법의 단계(b 내지 e)를 수행하는 알고리즘을 하드 배선(hard-wiring)함으로써, 본 발명의 제 1 양상의 방법을 수행하도록 특히 적용된, VMCG 시스템일 수 있다. 그러나, VMCG 시스템은 또한 본 발명의 방법의 단계(b 내지 e)를 수행하는 알고리즘을 구현하는 컴퓨터 프로그램을 실행하는 컴퓨터, 예를 들어 개인용 컴퓨터를 포함하는 표준 VMCG 시스템일 수 있다.

[0047] 다음에서, 본 발명은 단지 예로서 그리고 단지 예시 목적을 위해 첨부된 도면에 의해 더 구체적으로 기술된다.

도면의 간단한 설명

[0048] 도 1은 의사전류 맵을 이용하여 기준 소스 위치를 위치시키기 위한 개략도.

도 2는 본 발명의 방법을 이용하여 구축된 건강한 대상자의 예시적인 VMCG를 도시한 도면.

도 3은 등가 단일 전류 소스(ESCS)에 대응하는 도 2의 VMCG의 2-D 도면으로서, 주어진 전류 유닛은 $[A]4\pi\mu$

10^{-6} 이고, 여기서 μ_0 는 진공의 자기 침투율인, 도면.

도 4는 LAD에서의 단일 혈관 질환을 갖는 환자의 VMCG의 2-D 도면으로서, 축의 전류 유닛은 도 3에서와 동일한, 도면.

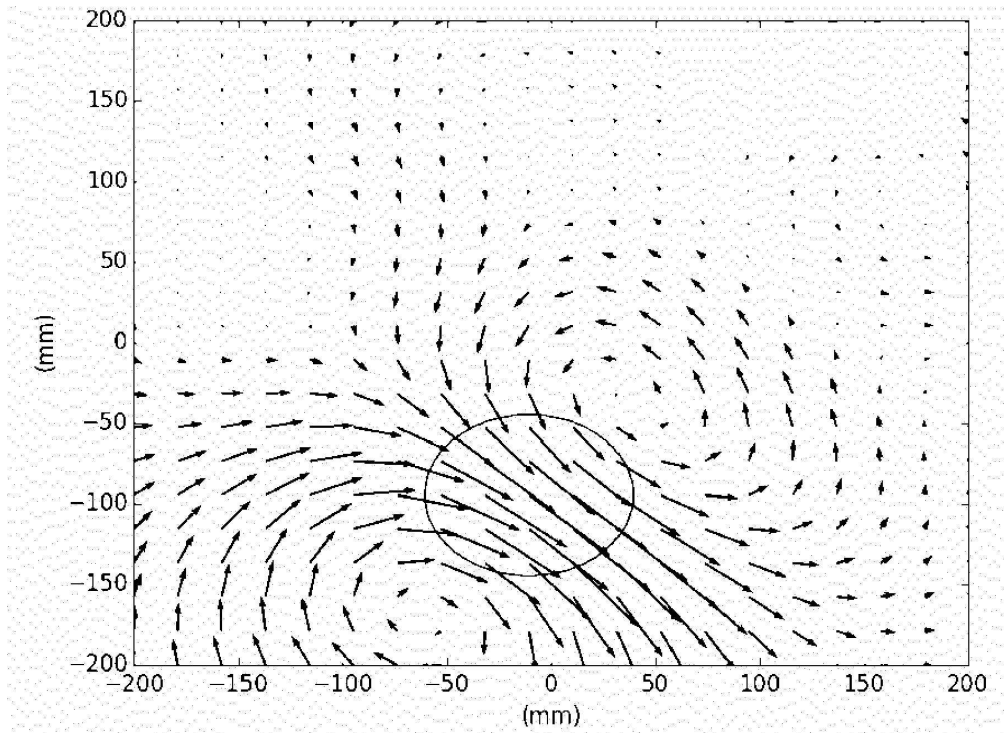
발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0049] 도 1은 ESMS의 최적 장소를 찾기 위하여, 13개의 고유 값을 사용하여, 20 X 20 소스 그리드에 대한 표준 의사전류 맵을 도시한다. 의사전류 맵은 사인파 리듬의 R 피크 동안 측정된 데이터로부터 확립되었다. 원으로 둘러싼 영역은 R 피크 동안 가장 강력한 전기 활동 영역을 나타낸다.
- [0050] 건강한 대상자의 VMCG는 도 2에 도시된다. 도면 부호(1)로 표시된 큰 루프는 QRS 복합체를 나타내고, R 피크(2)를 포함하고, 더 작은 루프(3)는 T 피크를 나타낸다.
- [0051] 도 3은 등가 단일 전류 소스(ESCS)에 대응하는 도 2의 VMCG의 2-D 도면을 도시한다. 이러한 도면은 각도 측정, 즉 MHV/EHV의 방향에서의 변화를 용이하게 하는데 특히 유용하다. Q, R, S, T 및 심지어 P 파를 볼 수 있다. 125 ms에서의 P 파는 숫자 5로 표시되고, 200 ms에서의 R 피크는 숫자 2로 표시되고, 339 ms에서의 T_{max} 는 숫자 6으로 표시된다. 전체 사인파 리듬 동안 전류 방향은 문헌과 일치한다. VMCG의 각 세그먼트(4)는 사인파 리듬 동안의 동일한 시간 간격에 대한 MHV, 자기장의 진폭을 나타내는 각 세그먼트의 길이, 및 기준 방향에 대한 방향의 배향에 대응한다.
- [0052] 도 4는 혈관 조영술에 의해 확인된 좌전 하행 동맥(LAD)에서의 단일 혈관 질환을 갖는 대상자의 VMCG의 2-D 도면이다. T 파(381ms에서 $T_{max}(6)$) 동안 전류 방향은 R 피크(200ms에서)와 비교하여 약 180° 오픈된다.
- [0053] 인용
- [0054] [1] George E Burch, The history of vectorcardiography. Medical History, 29(S5):103-131, 1985.
- [0055] [2] David Cohen, JC Norman, F Molokhia, and W Hood. Magnetocardiography of direct currents: St segment and baseline shifts during experimental myocardial infarction. Science, 172(3990):1329-1333, 1971.
- [0056] [3] Harold W Draper, Catherine J Peffer, Friedman W Stallman, David Litmann, and Hubert V Pipberger. The corrected orthogonal electrocardiogram and vectorcardiogram in 510 normal men (frankleadsystem). Circulation, 30(6):853-864, 1964.
- [0057] [4] Ernest Frank. An accurate, clinically practical system for spatial vectorcardiography. Circulation, 13(5):737-749, 1956.
- [0058] [5] Wolfgang Haberkorn, Uwe Steinhoff, Martin Burghoff, Olaf Kosch, Andreas Morguet, and Hans Koch. Pseudocurrent density maps of electrophysiological heart, nerve or brain function and their physical basis. Biomagnetic Research and Technology, 4, 2006.
- [0059] [6] Helena Hanninen et al., Multichannel magnetocardiography and body surface potential mapping in exercise-induced myocardial ischemia. University of Helsinki, 2002.
- [0060] [7] Helena Hanninen, Panu Takala, Petri Korhonen, Lasse Oikarinen, Markku Makijarvi, Jukka Nenonen, Toivo Katila, and Lauri Toivonen. Features of st segment and t-wave in exercise-induced myocardial ischemia evaluated with multichannel magnetocardiography. Annals of medicine, 34(2):120-129, 2002.
- [0061] [8] Helena Hanninen, Panu Takala, Markku Makijarvi, Juha Montonen, Petri Korhonen, Lasse Oikarinen, Jukka Nenonen, Toivo Katila, and Lauri Toivonen. Detection of exercise-induced myocardial ischemia by multichannel magnetocardiography in single vessel coronary artery disease. Annals of noninvasive electrocardiology, 5(2):147-157, 2000.
- [0062] [9] Hyun Kyoong Lim, Namsik Chung, Kiwoong Kim, Young-Guk Ko, Hyukchan Kwon, Yong-Ho Lee, Jin-Bae Kim, Jung Rae Cho, Jin-Mok Kim, In-Seon Kim, et al. Reproducibility of quantitative estimate of magnetocardiographic ventricular depolarization and repolarization parameters in healthy subjects and patients with coronary artery disease. Annals of biomedical engineering, 35(1):59-68, 2007.

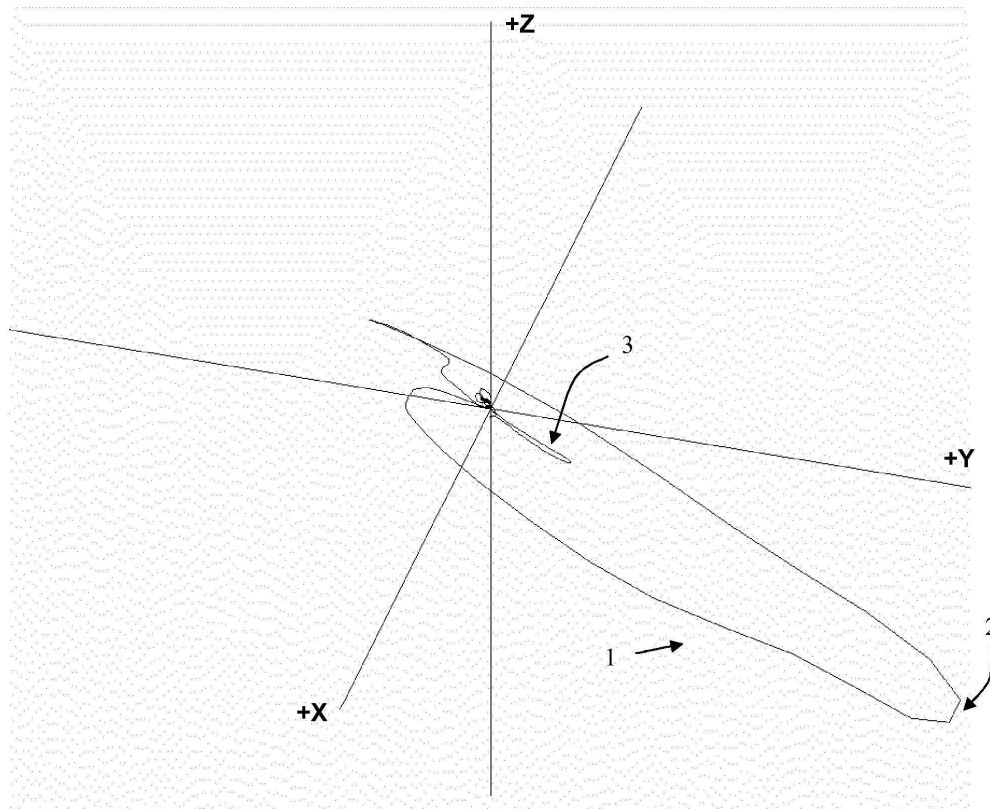
- [0063] [10] Jaakko Malmivuo and Robert Plonsey. Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields. Oxford university press, 1995.
- [0064] [11] JT Nenonen, MS Hamalainen, and RJ Ilmoniemi. Minimum-norm estimation in a boundary-element torso model. Medical and Biological Engineering and Computing, 32(1):43-48, 1994.
- [0065] [12] JW Park and F Jung. Qualitative and quantitative description of myocardial ischemia by means of magnetocardiography. Biomedizinische Technik. Biomedical engineering, 49(10):267-273, 2004.
- [0066] [13] Kirsten Tolstrup, Bo E Madsen, Jose A Ruiz, Stephen D Greenwood, Judeen Camacho, Robert J Siegel, H Caroline Gertzen, J-W Park, and Peter A Smars. Non-invasive resting magnetocardiographic imaging for the rapid detection of ischemia in subjects presenting with chest pain. Cardiology, 106(4):270-276, 2006.
- [0067] [14] Satsuki YAMADA and Iwao YAMAGUCHI. Magnetocardiograms in clinical medicine: unique information on cardiac ischemia, arrhythmias, and fetal diagnosis. internal Medicine, 44(1):1-19, 2005.

도면

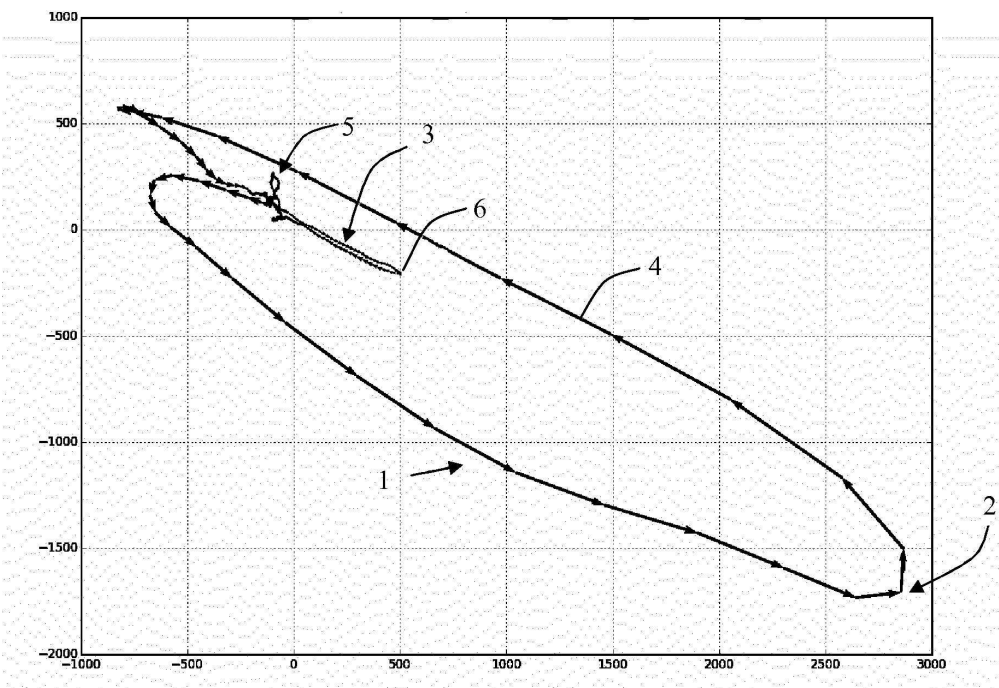
도면1



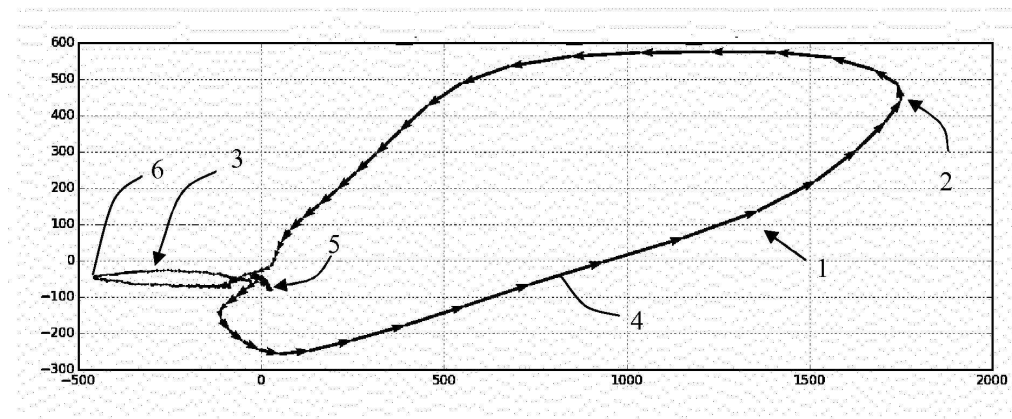
도면2



도면3



도면4



专利名称(译)	矢量自我心电图检测方法和矢量自我心电图检测系统		
公开(公告)号	KR1020180112021A	公开(公告)日	2018-10-11
申请号	KR1020187026625	申请日	2017-02-16
[标]申请(专利权)人(译)	生物磁力仪器帕克股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	下雨磁性宝马河公园.		
[标]发明人	KIM BYEONGSOO 김병수 EHRLÉN MALTE 에를린말테		
发明人	김병수 에를린,말테		
IPC分类号	A61B5/04 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04007 A61B5/04011 A61B5/7253 A61B5/7278 A61B5/0456		
优先权	2016156398 2016-02-18 EP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及用于执行该方法的矢量自心电检查方法和矢量自心电检查系统。本发明的一个目的是提供一种改进的心电图方法，特别是考虑到缺血性心脏病的诊断。本发明的方法涉及相对于独立于患者或心脏位置的参考方向计算等效单电流源 (ESCS) 或等效单磁源 (ESMS) 的取向，以计算矢量磁心电图。

