

(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)(11) 공개번호 10-2021-0071592
(43) 공개일자 2021년06월16일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/363 (2021.01) A61B 5/00 (2021.01)
A61B 5/24 (2021.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/363 (2021.01)
A61B 5/316 (2021.01)
(21) 출원번호 10-2019-0161933
(22) 출원일자 2019년12월06일
심사청구일자 2019년12월06일

(71) 출원인
조선대학교산학협력단
광주광역시 동구 필문대로 309 (서석동)
(72) 발명자
반성범
광주광역시 북구 면양로31번길 10 우산아파트 21
2동 505호
최규호
광주광역시 동구 필문대로 309 글로벌하우스 남학
사 1015A
(74) 대리인
특허법인지원

전체 청구항 수 : 총 11 항

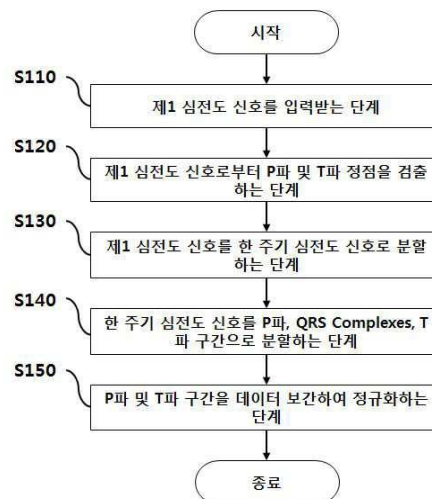
(54) 발명의 명칭 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법

(57) 요약

본 발명은 P파 및 T파 구간을 데이터 보간하여 운동 전 일반적인 심전도 신호의 주기로 정규화하는 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법에 관한 것이다.

본 발명의 일 실시예에 따른 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법은 (a) 피험자로부터 제1 심전도 신호를 입력받는 단계; (b) 상기 입력받은 제1 심전도 신호로부터 P파 및 T파 정점을 검출하는 단계; (c) 상기 검출한 P파 및 T파 정점의 위치를 기반으로 상기 입력받은 제1 심전도 신호를 한 주기 심전도 신호로 분할하는 단계; (d) 상기 한 주기 심전도 신호를 P파 구간, QRS Complexes 구간 및 T파 구간으로 분할하는 단계; 및 (e) 상기 분할한 P파 및 T파 구간을 데이터 보간(interpolation)하여 정규화(normalization)하는 단계를 포함할 수 있다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/7225 (2021.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	2017R1A6A1A03015496
부처명	교육부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	중점연구소지원사업
연구과제명	웨어러블 디바이스 기반 다중생체 신호를 이용한 사용자 인증 기술
기 여 율	1/2
과제수행기관명	조선대학교산학협력단
연구기간	2019.03.01 ~ 2020.02.29

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	2018R1A2B6001984
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	중견연구유형1(5천이상~3억이하)
연구과제명	멀티팩터 생체신호를 이용한 차세대 사용자 인증 및 의도인지 기술 연구
기 여 율	1/2
과제수행기관명	조선대학교산학협력단
연구기간	2019.03.01 ~ 2020.02.29

명세서

청구범위

청구항 1

- (a) 피험자로부터 제1 심전도 신호를 입력받는 단계;
 - (b) 상기 입력받은 제1 심전도 신호로부터 P파 및 T파 정점을 검출하는 단계;
 - (c) 상기 검출한 P파 및 T파 정점의 위치를 기반으로 상기 입력받은 제1 심전도 신호를 한 주기 심전도 신호로 분할하는 단계;
 - (d) 상기 한 주기 심전도 신호를 P파 구간, QRS Complexes 구간 및 T파 구간으로 분할하는 단계; 및
 - (e) 상기 분할한 P파 및 T파 구간을 데이터 보간(interpolation)하여 정규화(normalization)하는 단계를 포함하는,
- P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법.

청구항 2

- 제1항에 있어서,
- 상기 (a) 단계 이전에,
- 피험자로부터 제2 심전도 신호를 입력받는 단계를 더 포함하는,
- P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법.

청구항 3

- 제2항에 있어서,
- 상기 (e) 단계는,
- 상기 분할된 P파 및 T파 구간을 데이터 보간하여 상기 제2 심전도 신호의 주기로 정규화하는 단계를 포함하는,
- P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법.

청구항 4

- 제1항에 있어서,
- 상기 (b) 단계는,
- (b-1) 상기 입력받은 심전도 신호로부터 R파 정점을 검출하는 단계; 및
 - (b-2) 상기 검출한 R파 정점의 위치를 기반으로 상기 입력받은 심전도 신호로부터 P파 및 T파 정점을 검출하는 단계를 포함하는,
- P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법.

청구항 5

- 제4항에 있어서,
- 상기 (b-1) 단계는,
- Pan-Tompkins 알고리즘을 이용하여 R파 정점을 검출하는 단계를 포함하는,
- P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법.

청구항 6

제4항에 있어서,

상기 (b-2) 단계는,

상기 P파 정점은 상기 R파 정점으로부터 좌측 방향으로 기설정된 구간 중 정점 부분, 상기 T파 정점은 상기 R파 정점으로부터 우측 방향으로 기설정된 구간 중 정점 부분으로부터 검출하는 단계를 포함하는,

P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 (c) 단계는,

상기 P파 정점으로부터 좌측 방향으로 기설정된 위치 및 상기 T파 정점으로부터 우측 방향으로 기설정된 위치를 기준으로 한 주기 심전도 신호를 분할하는 단계를 포함하는,

P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법.

청구항 8

제4항에 있어서,

상기 (d) 단계에서,

상기 QRS Complexes 구간은 상기 R파 정점으로부터 좌측 및 우측 방향으로 기설정된 위치를 기준으로 분할되는,

P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법.

청구항 9

제2항에 있어서,

상기 (e) 단계는,

제1 심전도 신호의 P파 및 T파 구간의 크기가 각각 제2 심전도 신호의 P파 및 T파 구간의 크기보다 작은 경우, 데이터 보간하여 정규화하는 단계를 포함하는,

P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법.

청구항 10

제1항에 있어서,

상기 (e) 단계 이후에,

상기 데이터 보간된 P파 및 T파 구간과 상기 QRS Complexes 구간을 결합하는 단계를 더 포함하는,

P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법.

청구항 11

제1항 내지 제10항 중 어느 한 항에 기재된 방법을 컴퓨터 상에서 수행하기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터 판독 가능한 기록 매체.

발명의 설명

기술 분야

본 발명은 빈맥 심전도 정규화 방법에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 빈맥 심전도의 P파 및 T파 구간 데이터를 보간하여 운동 전의 일반적인 심전도 주기로 정규화하는 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법에 관한 것이다.

[0001]

배경 기술

- [0002] 심전도(electrocardiogram; ECG)는 심장이 박동하면 심근에서 발생하는 미세한 활동 전위차를 생체 표면에 부착한 전극으로 측정하여 시간에 따른 그 변동 곡선을 기록하여 나타낸 그래프를 의미한다.
- [0003] 심전도의 파형은 기본적으로 P파, QRS Complexes(QRS군) 및 T파로 구성된다. P파는 심방의 탈분극시기에 발생하는 파이며, QRS Complexes는 심실의 탈분극시기에, T파는 심실의 재분극시기에 발생하는 파이다.
- [0004] 심전도는 심장의 전기적 신호로부터 발생하기 때문에 심전도를 측정하는 피험자의 고유한 심장 특성 또는 행동학적 특징 등 측정환경에 따라 개인마다 심전도 신호가 달리 측정될 수 있다. 특히, 운동 후 심전도는 일시적으로 발생하는 빈맥(tachycardia)에 의해 운동 전의 심전도와 불일치되고 이로 인해 심전도에 대한 인식 성능이 저하될 수 있다.
- [0005] 이를 보완하기 위하여 주파수 필터링을 통하여 운동 후 심전도를 운동 전 심전도의 주기로 정규화하는 방법 또는 한 주기 전체나 특정 구간을 리샘플링(resampling)하는 방법이 사용되나 주파수 필터링의 경우 P파, QRS Complexes, T파가 왜곡되며 리샘플링의 경우 QRS Complexes 구간의 위치가 고정되지 않는다는 문제점이 있다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0006] (특허문헌 0001) KR 1556063 B1

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0007] 본 발명은 전술한 문제점을 해결하고자 한 것으로, 빈맥 심전도 한 주기를 데이터 보간을 통해 운동 전 일반적인 심전도 주기로 정규화하는 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.
- [0008] 또한, 본 발명은 P파, QRS Complexes, T파가 왜곡되지 않고 QRS Complexes 구간이 고정되는 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.
- [0009] 본 발명의 목적들은 상술된 목적들로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 목적들은 아래의 기재로부터 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

- [0010] 본 발명의 일 실시예에 따른 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법은 (a) 피험자로부터 제1 심전도 신호를 입력받는 단계; (b) 상기 입력받은 제1 심전도 신호로부터 P파 및 T파 정점을 검출하는 단계; (c) 상기 검출한 P파 및 T파 정점의 위치를 기반으로 상기 입력받은 제1 심전도 신호를 한 주기 심전도 신호로 분할하는 단계; (d) 상기 한 주기 심전도 신호를 P파 구간, QRS Complexes 구간 및 T파 구간으로 분할하는 단계; 및 (e) 상기 분할한 P파 및 T파 구간을 데이터 보간(interpolation)하여 정규화(normalization)하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0011] 상기 (a) 단계 이전에, 피험자로부터 제2 심전도 신호를 입력받는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0012] 상기 (e) 단계는, 상기 분할된 P파 및 T파 구간을 데이터 보간하여 상기 제2 심전도 신호의 주기로 정규화하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0013] 상기 (b) 단계는, (b-1) 상기 입력받은 심전도 신호로부터 R파 정점을 검출하는 단계; 및 (b-2) 상기 검출한 R파 정점의 위치를 기반으로 상기 입력받은 심전도 신호로부터 P파 및 T파 정점을 검출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0014] 상기 (b-1) 단계는, Pan-Tompkins 알고리즘을 이용하여 R파 정점을 검출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0015] 상기 (b-2) 단계는, 상기 P파 정점은 상기 R파 정점으로부터 좌측 방향으로 기설정된 구간 중 정점 부분, 상기

T파 정점은 상기 R파 정점으로부터 우측 방향으로 기설정된 구간 중 정점 부분으로부터 검출하는 단계를 포함할 수 있다.

[0016] 상기 (c) 단계는, 상기 P파 정점으로부터 좌측 방향으로 기설정된 위치 및 상기 T파 정점으로부터 우측 방향으로 기설정된 위치를 기준으로 한 주기 심전도 신호를 분할하는 단계를 포함할 수 있다.

[0017] 상기 (d) 단계에서, 상기 QRS Complexes 구간은 상기 R파 정점으로부터 좌측 및 우측 방향으로 기설정된 위치를 기준으로 분할될 수 있다.

[0018] 상기 (e) 단계는, 제1 심전도 신호의 P파 및 T파 구간의 크기가 각각 제2 심전도 신호의 P파 및 T파 구간의 크기보다 작은 경우, 데이터 보간하여 정규화하는 단계를 포함할 수 있다.

[0019] 상기 (e) 단계 이후에, 상기 데이터 보간된 P파 및 T파 구간과 상기 QRS Complexes 구간을 결합하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0020] 본 발명의 일 실시예에 따른 컴퓨터 판독 가능한 기록 매체는 상기 방법을 컴퓨터 상에서 수행하기 위한 프로그램을 기록할 수 있다.

발명의 효과

[0021] 본 발명의 일 실시예에 따른 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법은 운동 후 빈맥 심전도의 P파 및 T파를 데이터 보간하여 운동 전 심전도 주기로 일치시킬 수 있다는 장점이 있다.

[0022] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법은 P파, QRS Complexes 및 T파를 왜곡시키지 않는다는 장점이 있다.

[0023] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법은 정규화 후에도 QRS Complexes 구간의 위치가 고정된다는 장점이 있다.

[0024] 본 발명의 효과들은 이상에서 언급된 효과들로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 효과들은 아래의 기재로부터 통상의 기술자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

[0025] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법을 나타내는 흐름도이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법의 S120 단계를 나타내는 흐름도이다.

도 3a는 본 발명의 일 실시예에 따른 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법에서 입력받은 심전도 신호로부터 R파 정점을 검출한 것을 나타내는 이미지이다.

도 3b는 본 발명의 일 실시예에 따른 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법에서 입력받은 심전도 신호로부터 P파 및 T파 정점을 검출한 것을 나타내는 이미지이다.

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법에서 입력받은 심전도 신호가 한 주기 심전도 신호로 분할된 것을 나타내는 이미지이다.

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법에서 한 주기 심전도 신호를 P파 구간, QRS Complexes 구간 및 T파 구간으로 분할한 것을 나타내는 이미지이다.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법에서 정규화 과정을 거치는 구간과 정규화 과정을 거치지 않는 구간을 표시한 이미지이다.

도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법에서 P파 구간 및 T파 구간을 데이터 보간하여 정규화하는 과정을 나타내는 이미지이다.

도 8a 및 도 8b는 본 발명의 일 실시예에 따른 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법에서 정규화 전후의 제1 심전도 신호 및 제2 심전도 신호를 나타내는 그래프이다.

도 9는 실험예에서의 유사도 측정 결과를 보여주는 표이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0026] 본 명세서 또는 출원에 개시되어 있는 본 발명의 실시 예들에 대해서 특정한 구조적 내지 기능적 설명들은 단지 본 발명에 따른 실시 예를 설명하기 위한 목적으로 예시된 것으로, 본 발명에 따른 실시 예들은 다양한 형태로 실시될 수 있으며 본 명세서 또는 출원에 설명된 실시 예들에 한정되는 것으로 해석되어서는 아니 된다.
- [0027] 본 발명에 따른 실시 예는 다양한 변경을 가할 수 있고 여러 가지 형태를 가질 수 있으므로 특정 실시예들을 도면에 예시하고 본 명세서 또는 출원에 상세하게 설명하고자 한다. 그러나, 이는 본 발명의 개념에 따른 실시 예를 특정한 개시 형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변경, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다.
- [0028] 본 명세서에서 제1 및/또는 제2 등의 용어는 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다. 즉, 구성요소들을 상기 용어들에 의해 한정하고자 함이 아니다.
- [0029] 본 명세서에서 '포함하다' 라는 표현으로 언급되는 구성요소, 특징, 및 단계는 해당 구성요소, 특징 및 단계가 존재함을 의미하며, 하나 이상의 다른 구성요소, 특징, 단계 및 이와 동등한 것을 배제하고자 함이 아니다.
- [0030] 본 명세서에서 단수형으로 특정되어 언급되지 아니하는 한, 복수의 형태를 포함한다. 즉, 본 명세서에서 언급된 구성요소 등은 하나 이상의 다른 구성요소 등의 존재나 추가를 의미할 수 있다.
- [0031] 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함하여, 본 명세서에서 사용되는 모든 용어들은 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자(통상의 기술자)에 의하여 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미이다.
- [0032] 즉, 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥상 가지는 의미와 일치하는 의미인 것으로 해석되어야 하며, 본 명세서에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.
- [0033] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예를 설명함으로써, 본 발명을 상세히 설명하기로 한다.
- [0034] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법을 나타내는 흐름도이다.
- [0035] 도 1을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법은 피험자로부터 제1 심전도 신호를 입력받는 단계(S110), 입력받은 제1 심전도 신호로부터 P파 및 T파 정점을 검출하는 단계(S120), 검출한 P파 및 T파 정점의 위치를 기반으로 입력받은 제1 심전도 신호를 한 주기 심전도 신호로 분할하는 단계(S130), 한 주기 심전도 신호를 P파 구간, QRS Complexes(QRS군) 구간 및 T파 구간으로 분할하는 단계(S140) 및 분할한 P파 및 T파 구간을 데이터 보간(interpolation)하여 정규화(normalization)하는 단계(S150)를 포함할 수 있다.
- [0036] 본 발명의 일 실시예에 따른 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법의 S110 내지 S150 단계에서, S110 단계는 전자 장치 내에 마련된 수신부에서 S120 내지 S150 단계는 전자 장치 내에 마련된 제어부에서 진행될 수 있다.
- [0037] 피험자로부터 제1 심전도 신호를 입력받는 단계(S110)는 심전도를 측정하는 피험자의 제1 심전도 신호, 즉, 피험자의 운동 후 빈맥(tachycardia) 심전도 신호를 입력받는 단계이다.
- [0038] 일 실시예에서, P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법은 S110 단계 이전에 피험자로부터 제2 심전도 신호를 입력받는 단계를 더 포함할 수 있다. 본 단계 또한 전자 장치 내의 수신부에서 진행될 수 있다.
- [0039] 빈맥 심전도인 제1 심전도 신호의 주기를, 인식 성능 향상을 위해 운동 전 일반적인 주기를 갖는 제2 심전도 신호의 주기로 정규화해야 하는 바, 제2 심전도 신호를 입력받은 후, 제2 심전도 신호를 데이터화하여 저장하고 제2 심전도 신호의 주기, P파, QRS Complexes, T파 구간 등을 측정할 수 있다. 즉, 제2 심전도 신호와 그 주기 등을 측정하여 이를 등록 데이터로서 저장 또는 사용하고, 제1 심전도 신호를 인식 데이터로서 사용하는 것이다.
- [0040] 입력받은 제1 심전도 신호로부터 P파 및 T파 정점을 검출하는 단계(S120)는 피험자로부터 측정된 제1 심전도 신호로부터 P파 및 T파 정점의 위치를 검출하는 단계이다.
- [0041] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법의 S120 단계를 나

타내는 흐름도이다.

- [0042] 도 2를 참조하면, S120 단계는 입력받은 심전도 신호로부터 R파 정점을 검출하는 단계(S121) 및 검출한 R파 정점의 위치를 기반으로 입력받은 심전도 신호로부터 P파 및 T파 정점을 검출하는 단계(S122)를 포함할 수 있다.
- [0043] 입력받은 심전도 신호로부터 R파 정점을 검출하는 단계(S121)는 입력받은 제1 심전도 신호로부터 QRS Complexes(QRS군)가 포함하고 있는 R파 정점을 검출하는 단계이다.
- [0044] 도 3a는 본 발명의 일 실시예에 따른 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법에서 입력받은 심전도 신호로부터 R파 정점을 검출한 것을 나타내는 이미지이다.
- [0045] 도 3a를 참조하면, QRS Complexes 구간에 R파 정점이 표시된 것을 확인할 수 있다.
- [0046] 일 실시예에서, R파 정점은 Pan-Tompkins 알고리즘을 이용하여 검출될 수 있다. Pan-Tompkins 알고리즘은 임계값을 이용하여 R파 정점을 검출하는 알고리즘이다.
- [0047] 검출한 R파 정점의 위치를 기반으로 입력받은 심전도 신호로부터 P파 및 T파 정점을 검출하는 단계(S122)는 S121 단계에서 검출한 R파 정점의 위치를 토대로 P파 및 T파의 정점을 검출하는 단계이다.
- [0048] P파 정점은 검출된 R파 정점으로부터 좌측 방향으로 기설정된 구간 중 정점(peak) 부분으로부터 검출될 수 있다.
- [0049] 일 실시예에서, P파 정점은 R파 정점으로부터 좌측 0.15s(초) 내지 0.05s 구간 중의 정점 부분일 수 있다.
- [0050] T파 정점은 검출된 R파 정점으로부터 우측 방향으로 기설정된 구간 중 정점 부분으로부터 검출될 수 있다.
- [0051] 일 실시예에서, T파 정점은 R파 정점으로부터 우측 0.05s 내지 0.3s 구간 중 정점 부분일 수 있다.
- [0052] 도 3b는 본 발명의 일 실시예에 따른 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법에서 입력받은 심전도 신호로부터 P파 및 T파 정점을 검출한 것을 나타내는 이미지이다.
- [0053] 도 3b를 참조하면, P파 정점은 검출된 R파 정점으로부터 좌측에 위치한 정점, T파 정점은 검출된 R파 정점으로부터 우측에 위치한 정점임을 확인할 수 있다.
- [0054] 검출한 P파 및 T파 정점의 위치를 기반으로 입력받은 제1 심전도 신호를 한 주기 심전도 신호로 분할하는 단계(S130)는 S120 단계에서 검출한 P파 및 T파 정점의 위치를 기반으로 입력받은 제1 심전도 신호의 최소 단위인 한 주기 심전도 신호로 분할하는 단계이다.
- [0055] 한 주기 심전도 신호는 검출된 P파 정점으로부터 좌측 방향으로 기설정된 위치와 검출된 T파 정점으로부터 우측 방향으로 기설정된 위치를 기준으로 분할될 수 있다.
- [0056] 일 실시예에서, 한 주기 심전도 신호는 P파 정점으로부터 좌측 방향으로 0.1s, T파 정점으로부터 우측 방향으로 0.25s 위치를 기준으로 분할될 수 있다.
- [0057] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법에서 입력받은 심전도 신호가 한 주기 심전도 신호로 분할된 것을 나타내는 이미지이다.
- [0058] 도 4를 참조하면, 검출된 P파 정점으로부터 좌측 방향으로 0.1s, 검출된 T파 정점으로부터 우측 방향으로 0.25s 위치를 기준으로 한 주기 심전도 신호를 분할한 것을 확인할 수 있다.
- [0059] 한 주기 심전도 신호를 P파 구간, QRS Complexes 구간 및 T파 구간으로 분할하는 단계(S140)는 S130 단계에서 분할한 한 주기 심전도 신호를 P파 구간, QRS Complexes 구간 및 T파 구간으로 분할하는 단계이다.
- [0060] 일 실시예에서, QRS Complexes 구간은 검출된 R파 정점으로부터 좌측 및 우측 방향으로 기설정된 위치를 기준으로 분할될 수 있다. 예컨대, QRS Complexes 구간은 R파 정점으로부터 우측 방향으로 0.05s, 좌측 방향으로 0.05s 만큼의 구간을 가지도록 분할될 수 있다.
- [0061] P파 구간은 한 주기 심전도 신호에서 QRS Complexes 구간의 좌측 구간, T파 구간은 한 주기 심전도 신호에서 QRS Complexes 구간의 우측 구간일 수 있다.
- [0062] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법에서 한 주기 심전도 신호를 P파 구간, QRS Complexes 구간 및 T파 구간으로 분할한 것을 나타내는 이미지이다. 도 5는 도 4에서 분할된 한 주기 심전도 신호를 P파, QRS Complexes 구간 및 T파 구간으로 분할한 것이다.

- [0063] 도 5를 참조하면, QRS Complexes 구간은 R파 정점으로부터 좌측 방향으로 0.05s, 우측 방향으로 0.05s로 총 0.1s 만큼의 구간을 가지도록 분할되었다. P파 구간은 QRS Complexes 구간의 좌측 구간, 즉, R파 정점으로부터 좌측으로 0.05s 위치로부터 P파 정점으로부터 좌측으로 0.1s 위치 만큼의 구간을 가지며 T파 구간은 QRS Complexes 구간의 우측 구간, 즉, R파 정점으로부터 우측으로 0.05s 위치로부터 T파 정점으로부터 우측으로 0.25s 위치 만큼의 구간을 가지는 것이다.
- [0064] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법에서 정규화 과정을 거치는 구간과 정규화 과정을 거치지 않는 구간을 표시한 이미지이다.
- [0065] 도 6을 참조하면, 분할된 P파, QRS Complexes 및 T파 구간 중에서 QRS Complexes 구간은 데이터 보간 과정으로부터 제외되는 것을 확인할 수 있다. 즉, P파 및 T파 구간만 데이터 보간을 통해 정규화되며 QRS Complexes 구간은 정규화 과정을 거치지 않는다.
- [0066] QRS Complexes 구간은 개인 고유의 생체정보를 포함하고 있는 구간으로 빈맥으로부터 영향을 받지 않는 구간이므로, 심전도의 왜곡, 구간 이탈을 방지하기 위하여 데이터 보간을 통한 정규화 과정으로부터 제외하는 것이다. 이에 따라 종래 정규화 기술에서 QRS Complexes 구간 위치가 고정되지 않는 문제점을 보완할 수 있다.
- [0067] 분할한 P파 및 T파 구간을 데이터 보간(interpolation)하여 정규화(normalization)하는 단계(S150)는 S140 단계에서 분할된 P파 및 T파 구간을 제2 심전도 신호의 주기로 정규화하는 단계이다.
- [0068] 제2 심전도 신호의 주기로 제1 심전도 신호를 정규화하기 위하여 제2 심전도 신호를 입력받은 후, 제2 심전도 신호의 P파 구간 및 T파 구간을 설정할 수 있다. 예컨대, 제2 심전도 신호의 P파 구간은 0.2s, T파 구간은 0.45s로 설정할 수 있다.
- [0069] 일 실시예에서, 샘플링 레이트(sampling rate)와 제1 심전도 신호의 P파 및 T파 구간 간의 곱이 각각 제2 심전도 신호의 P파 및 T파 데이터 수 미만인 경우, 제1 심전도 신호의 P파 및 T파 구간을 데이터 보간하여 정규화할 수 있다.
- [0070] 여기서, 샘플링 레이트란 이산 신호를 만들기 위해 연속 신호에서 얻어진 단위 시간 당 샘플링 횟수를 의미한다.
- [0071] 예컨대, 샘플링 레이트가 200Hz이고 제2 심전도 신호의 P파 구간이 0.2s인 경우, P파 구간의 데이터 수는 $200\text{Hz} \times 0.2\text{s} = 40$ 이 되는 것이며 샘플링 레이트가 200Hz이고 제2 심전도 신호의 T파 구간이 0.45s인 경우, T파 구간의 데이터 수는 $200\text{Hz} \times 0.45\text{s} = 90$ 이 되는 것이다. 여기서, 제1 심전도 신호의 P파 구간 데이터 수가 40 미만인 경우, 제1 심전도 신호의 T파 구간 데이터 수가 90 미만인 경우 데이터 보간을 거쳐 정규화하는 과정을 거치는 것이다.
- [0072] 샘플링 레이트의 변화에 따라 P파 구간과 T파 구간의 데이터 수가 유동적으로 증가하거나 감소할 수 있음은 물론이다. 예컨대, 위와 같이 P파 구간이 0.2s, T파 구간이 0.45s인 경우에 샘플링 레이트가 400Hz라면 P파 구간의 데이터수는 80, T파 구간의 데이터 수는 180이 되는 것이고, 샘플링 레이트가 100Hz라면 P파 구간의 데이터 수는 20, T파 구간의 데이터 수는 45가 되는 것이다.
- [0073] 즉, 제1 심전도 신호는 제2 심전도 신호보다 운동으로 인한 빈맥으로 인해 더 빠른 주기로 발생하므로 P, T파 구간이 좁아지는 바 데이터 수가 운동 전 심전도에 비해 적어질 것이다. 따라서, 제1 심전도 신호의 P파 및 T파 구간의 크기가 각각 제2 심전도 신호의 P파 및 T파 구간의 크기보다 작을 경우에만 데이터 보간을 통해 정규화하는 과정을 거치는 것이다.
- [0074] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법에서 P파 구간 및 T파 구간을 데이터 보간하여 정규화하는 과정을 나타내는 이미지이다.
- [0075] 도 7을 참조하면, 간격이 더 좁은 제1 심전도 신호의 P파 및 T파 구간을 제2 심전도 신호의 주기에 맞게 정규화하는 것을 확인할 수 있다.
- [0076] P파 및 T파 구간의 데이터 보간 기반 정규화 과정은 하기 수학적식으로 정의될 수 있다.

수학식 1

$$d_n = r_s \times t_n$$

$$d_r = r_s \times t_r$$

$$N_i = d_n - d_r$$

$$x_i = \text{Int}\left(\frac{d_r}{N_i + 1}\right) \times i, i = 1, \dots, N_i$$

$$V_t = \frac{v_i(x_i) + v_{i+1}(x_{i+1})}{2}$$

[0077]

[0078] 여기서, d_n 은 정규화 후 P파 또는 T파 구간의 데이터 수, 즉, 제2 심전도 신호의 P파 및 T파 구간의 데이터 수를 의미한다. r_s 는 샘플링 레이트, t_n 은 P파 또는 T파 구간의 정규화 후 시간, 즉, 제2 심전도 신호의 P파 또는 T파 구간의 시간을 의미한다. d_r 은 정규화 전 제1 심전도 신호의 P파 또는 T파 구간의 데이터 수, t_r 은 정규화 전 제1 심전도 신호의 P파 또는 T파 구간의 시간, N_i 는 정규화할 데이터 수, x_i 는 데이터 보간 위치, Int 는 정수 변환 함수, v_i 는 x_i 위치에서의 전압 값, V_t 는 정규화 후 전압 값을 의미한다.

[0079] 즉, 입력받은 제1 심전도 신호와 운동 전의 제2 심전도 신호의 P파 구간 또는 T파 구간의 데이터 수 차이만큼 각각 데이터 보간하여 제2 심전도 신호의 주기로 정규화를 하는 것이며 상기 수학식 1을 토대로 데이터 선형 보간을 이용해 P파 및 T파 구간의 정규화 과정을 거치는 것이다. 도 7을 참조하면, 데이터 선형 보간 후 전압 값은 상기 수학식 1의 5번째 식과 같다.

[0080] 데이터 선형 보간을 P파 및 T파 구간에만 선택적으로 적용함으로써 P파, QRS Complexes 및 T파 구간의 왜곡을 최소화하고 QRS Complexes의 위치를 고정시킬 수 있다는 장점이 있다.

[0081] 일 실시예에서, P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법은 데이터 보간된 P파 및 T파 구간과 QRS Complexes 구간을 결합하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0082] 즉, 데이터 보간된 P파 및 T파 구간과 데이터 보간 과정을 거치지 않은 QRS Complexes 구간을 결합함으로써 최종적으로 제2 심전도 신호의 주기로 정규화되는 정규화 과정이 완료되는 것이다. 본 과정 또한 전자 장치 내에 마련된 제어부에서 진행될 수 있다.

[0083] 도 8a 및 도 8b는 본 발명의 일 실시예에 따른 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법에서 정규화 전후의 제1 심전도 신호 및 운동 전의 제2 심전도 신호를 나타내는 그래프이다. 도 8a는 정규화 전의 제1 심전도 신호의 P파, QRS Complexes, T파와 제2 심전도 신호의 P, QRS Complexes, T파를 나타내고, 도 8b는 정규화 후의 제1 심전도 신호의 P파, QRS Complexes, T파와 제2 심전도 신호의 P, QRS Complexes, T파를 나타낸다.

[0084] 도 8a 및 도 8b를 참조하면, 운동 후 빈맥 심전도 신호인 제1 심전도 신호의 P파 및 T파 구간이 데이터 보간 기반 정규화를 통해 운동 전 일반적인 심전도 신호인 제2 심전도 신호 주기로 정규화된 것을 확인할 수 있다.

[0085] 본 발명의 일 실시예에 따른 P, T파 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법은 컴퓨터 상에서 수행하기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터 판독 가능한 기록 매체의 형태로도 구현될 수 있다. 컴퓨터 판독 가능한 기록 매체는 컴퓨터에 의해 액세스(access)될 수 있는 임의의 가용 매체일 수 있고, 휘발성 및 비휘발성 매체, 분리형 및 비분리형 매체를 모두 포함할 수 있다. 또한, 컴퓨터 판독 가능한 기록 매체는 컴퓨터 저장 매체를 포함할 수 있다. 컴퓨터 저장 매체는 컴퓨터 판독 가능 명령어, 데이터 구조, 프로그램 모듈 또는 기타 데이터와 같은 정보의 저장을 위한 임의의 방법 또는 기술로 구현된 휘발성 및 비휘발성, 분리형 및 비분리형 매체를 모두

포함할 수 있다.

[0086] 본 명세서에서 설명된 실시예들에 관한 예시적인 모듈, 단계 또는 이들의 조합은 전자 하드웨어(코딩 등에 의해 설계되는 디지털 설계), 소프트웨어(프로그램 명령을 포함하는 다양한 형태의 애플리케이션) 또는 이들의 조합에 의해 구현될 수 있다. 하드웨어 및/또는 소프트웨어 중 어떠한 형태로 구현되는지는 사용자 단말에 부여되는 설계상의 제약에 따라 달라질 수 있다.

[0087] 본 명세서에서 설명된 구성의 하나 이상은 컴퓨터 프로그램 명령으로서 메모리에 저장될 수 있는데, 이러한 컴퓨터 프로그램 명령은 디지털 신호 프로세서를 중심으로 본 명세서에서 설명된 방법을 실행할 수 있다. 본 명세서에 첨부된 도면을 참조하여 특정되는 구성 간의 연결 예는 단지 예시적인 것으로, 이들 중 적어도 일부는 생략될 수도 있고, 반대로 이들 구성 뿐 아니라 추가적인 구성을 더 포함할 수 있음은 물론이다.

[0089] 실험예

[0090] 피험자 20명에 대하여 운동 전, 운동 중, 운동 후에 대한 심전도를 입력받고 일반 상태, 운동 전 및 중 상태, 운동 중 및 후 상태, 운동 전 및 후 상태의 심전도에 대해 본 발명의 일 실시예에 따른 P, T와 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법을 적용하여 정규화 유무에 따른 심전도의 유사도를 측정하였다.

[0091] 도 9는 실험예에서의 유사도 측정 결과를 보여주는 표이다.

[0092] 도 9와 같이 각각의 피험자에 대해 심전도 주기와 정규화 유무에 따른 심전도의 유사도를 유클리디언 디스턴스(euclidean distance) 값을 통해 측정하고, 피험자 20명에 대한 총 평균 값을 통해 유사도의 변화량을 측정하였다.

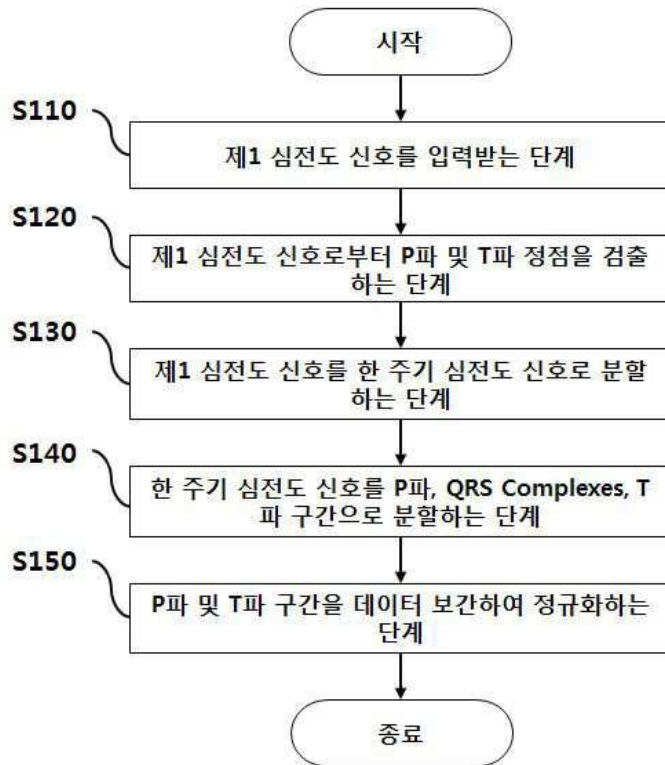
[0093] 실험 결과, 본 발명의 일 실시예에 따른 P, T와 구간 데이터 보간 기반 빈맥 심전도 정규화 방법을 적용한 경우, 정규화 방법을 적용하지 않은 경우에 비해 일반 상태에서는 유사도가 1.2%, 운동 전 및 중 상태에서는 유사도가 4.8%, 운동 중 및 후 상태에서는 유사도가 18.1% 상승, 운동 전 및 후 상태에서는 유사도가 23.5% 상승한 것을 확인할 수 있었다.

[0094] 따라서, 본 발명의 일 실시예에 따른 정규화 방법을 적용할 경우 P파, QRS Complexes 및 T와 구간의 왜곡이 최소화되고 QRS Complexes의 구간이 바뀌지 않음으로써 정규화 후 운동 전 심전도와의 유사도가 상승하고 심전도 인식 성능이 향상될 수 있다.

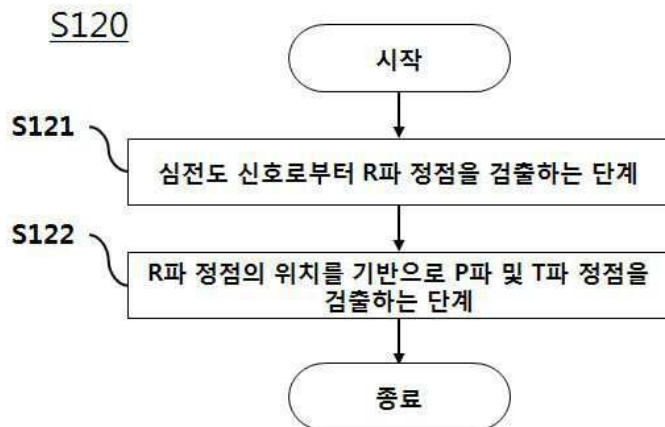
[0096] 이상의 설명은 본 발명의 기술적 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 다양한 수정 및 변형이 가능할 것이다. 따라서, 본 발명에 개시된 실시예들은 본 발명의 기술적 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이고, 이러한 실시예에 의하여 본 발명의 기술적 사상의 범위가 한정되는 것이 아니다. 본 발명의 보호범위는 아래의 청구범위에 의하여 해석되어야 하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술적 사상은 본 발명의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

도면

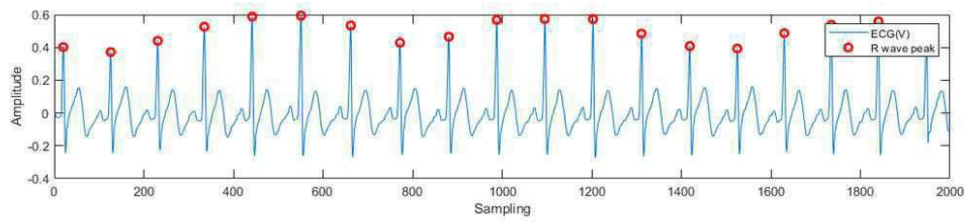
도면1



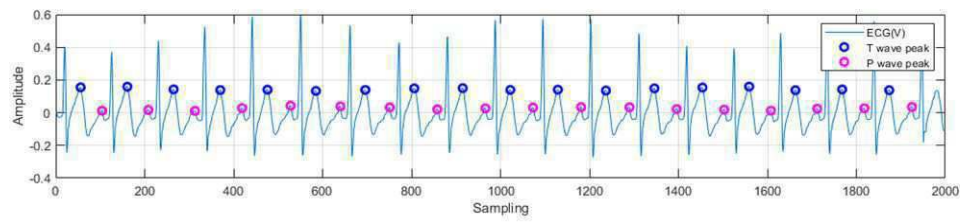
도면2



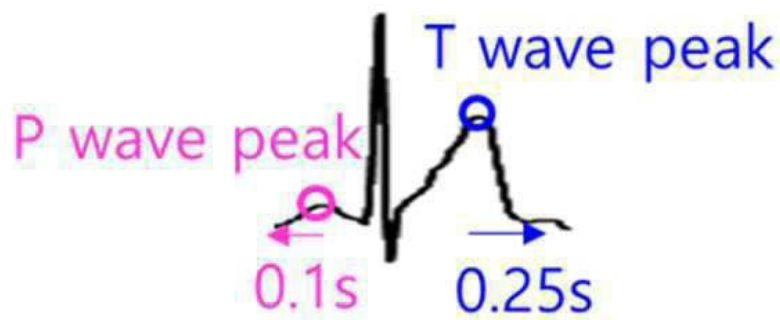
도면3a



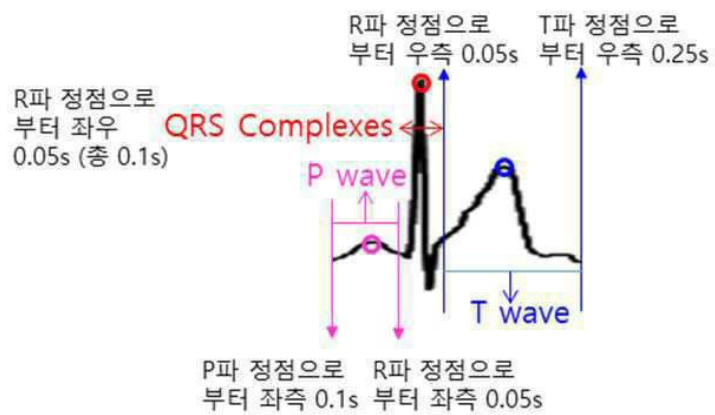
도면3b



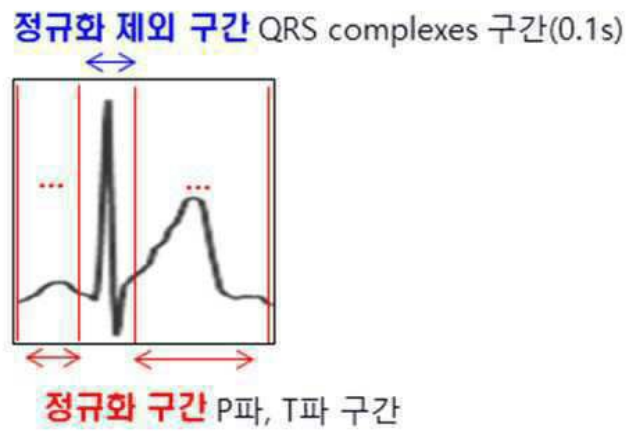
도면4



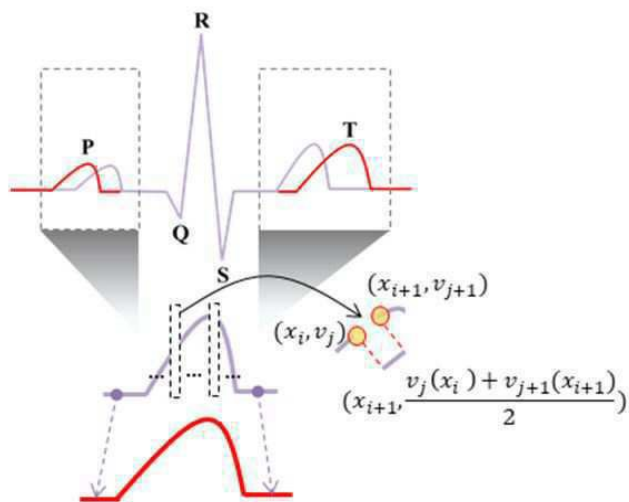
도면5



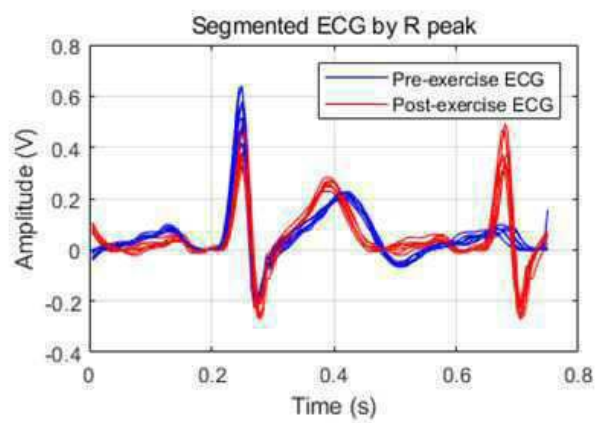
도면6



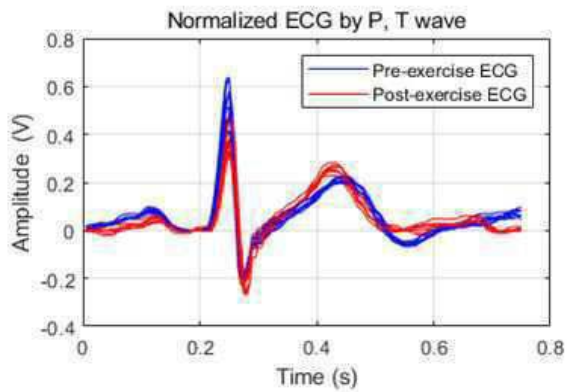
도면7



도면8a



도면8b



도면9

■ 일반 상태(1)에 대한 유클리디언 디스턴스 연산 결과
■ 운동 전중 상태(1, 6)에 대한 유클리디언 디스턴스 연산 결과
■ 운동 중후 상태(6, 7)에 대한 유클리디언 디스턴스 연산 결과
■ 운동 전후 상태(1, 7)에 대한 유클리디언 디스턴스 연산 결과

피험자		피험자 5번							
정규화 유무		×	○	×	○	×	○	×	○
심전도 주기	5	0.3777	0.4176	1.1326	0.5666	1.4489	0.4139	0.8827	0.4196
	10	0.2435	0.1684	1.1352	0.5582	1.4643	0.4456	0.9622	0.5438
	15	0.2529	0.2150	1.0637	0.4742	1.4657	0.4516	1.0010	0.5296
	20	0.3549	0.3292	1.0364	0.5430	1.6043	0.4712	1.1362	0.5432
	25	0.1863	0.1722	1.1583	0.4183	1.6259	0.5170	1.1159	0.5328
	30	0.3207	0.2888	1.1892	0.5852	1.4440	0.5129	0.9384	0.5246
평균		0.2893							
			0.2652						
				1.1192					
					0.5243				
						1.5089			
							0.4687		
								1.0061	
									0.5156
피험자 20명		∴	∴	∴	∴	∴	∴	∴	∴
총 평균		0.2057	0.2032	0.6379	0.6070	0.6303	0.5163	0.5247	0.4014
유사도 변화율		1.2%	상승	4.8%	상승	18.1%	상승	23.5%	상승