(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2017년05월24일
(11) 등록번호 10-1738850
(24) 등록일자 2017년05월17일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/022 (2006.01) *A61B 5/00* (2006.01)
A61B 5/021 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/02225 (2013.01)
A61B 5/02141 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0013277
(22) 출원일자 2016년02월03일
심사청구일자 2016년02월03일
(56) 선행기술조사문헌
US7311669 B2
US5704362 A

(73) 특허권자
인천대학교 산학협력단
인천광역시 연수구 아카데미로 119 (송도동)
(72) 발명자
전광길
인천광역시 연수구 경원대로119번길 21, 114동 904호(동춘동, 풍림2차아파트)
이수정
경기도 의정부시 회룡로 254, 704동 602호(장암동, 장암주공7단지)
(74) 대리인
특허법인충정

기술이전 희망 : **기술양도**

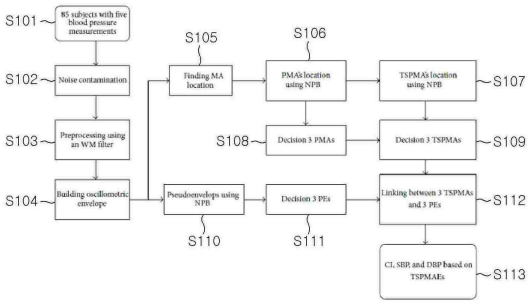
전체 청구항 수 : 총 13 항 심사관 : 최석규

(54) 발명의 명칭 **2-단계 의사최대진폭 기반의 신뢰구간 추정을 포함하는 오실로메트릭 혈압 측정 방법**

(57) 요 약

본 발명의 실시예에 따른 오실로메트릭 방식을 이용한 혈압 측정 방법은, (a)다수의 피험자에 대해 기 설정된 개수의 오실로메트릭 혈압 측정치를 획득하고, 획득한 모든 혈압 측정치에 기초하여 오실로메트릭 엔빌로프 곡선을 설정하는 단계; (b)상기 오실로메트릭 엔빌로프 곡선으로부터 이중 비모수 부트스트랩을 사용하여 다수의 2 단계 의사최대진폭의 위치를 도출하는 단계; (c)상기 오실로메트릭 엔빌로프 곡선으로부터 비모수 부트스트랩을 사용하여 다수의 의사엔빌로프를 도출하는 단계; 및 (d)상기 다수의 의사엔빌로프와 상기 다수의 2 단계 의사최대진폭을 연결한 다수의 2 단계 의사최대진폭-엔빌로프로부터 수축기 혈압 및 확장기 혈압에 대한 추정된 신뢰구간을 도출하는 단계를 포함한다.

대 표 도 - 도1



MA: Maximum amplitude
WM: Weighted median
NPB: Nonparametric bootstrap
PMA: Pseudomaximum amplitude
PE: Pseudoenvelope
TSPMA: Two-step pseudomaximum amplitude
TSPMAE: Two-step pseudomaximum amplitude-pseuodenvelope

(52) CPC특허분류
A61B 5/7221 (2013.01)
A61B 5/725 (2013.01)
A61B 5/7285 (2013.01)

공지예외적용 : 있음

명 세 서

청구범위

청구항 1

오실로메트릭 방식을 이용한 혈압 측정 방법에 있어서,

(a)다수의 피험자를 대상으로 오실로메트릭 혈압에 대한 기 설정된 개수의 피험자별 측정치를 획득하고, 획득한 상기 피험자별 측정치에 기초하여 오실로메트릭 엔빌로프 곡선을 설정하는 단계;

(b)상기 오실로메트릭 엔빌로프 곡선으로부터 이중 비모수 부트스트랩을 사용하여 다수의 2 단계 의사최대진폭의 위치를 도출하는 단계;

(c)상기 오실로메트릭 엔빌로프 곡선으로부터 비모수 부트스트랩을 사용하여 다수의 의사엔빌로프를 도출하는 단계; 및

(d)상기 다수의 의사엔빌로프와 상기 다수의 2 단계 의사최대진폭을 연결한 다수의 2 단계 의사최대진폭-엔빌로프로부터 수축기 혈압 및 확장기 혈압에 대한 추정된 신뢰구간을 도출하는 단계를 포함하는, 2 단계 의사최대진폭 기반의 신뢰구간 추정을 포함하는 오실로메트릭 혈압 측정 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 (b) 단계는,

상기 오실로메트릭 엔빌로프 곡선으로부터 제1 비모수 부트스트랩을 사용하여 다수의 의사최대진폭의 위치를 도출하는 단계; 및

제2 비모수 부트스트랩을 사용하여 상기 다수의 의사최대진폭의 위치를 재-샘플링하여 상기 다수의 2 단계 의사최대진폭의 위치를 도출하는 단계를 포함하는, 2 단계 의사최대진폭 기반의 신뢰구간 추정을 포함하는 오실로메트릭 혈압 측정 방법.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 다수의 의사최대진폭의 위치를 도출하는 단계는,

상기 오실로메트릭 엔빌로프 곡선으로부터 최대진폭 위치를 구하는 단계; 및

상기 제1 비모수 부트스트랩을 사용하여 상기 최대진폭 위치로부터 상기 다수의 의사최대진폭의 위치를 도출하는 단계를 포함하는, 2 단계 의사최대진폭 기반의 신뢰구간 추정을 포함하는 오실로메트릭 혈압 측정 방법.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 다수의 의사최대진폭의 위치를 도출하는 단계는,

상기 다수의 의사최대진폭의 진폭 길이 및 상기 다수의 의사최대진폭의 진폭 위치에 관한 오름 차순의 제1 비모수 부트스트랩 데이터를 정렬하는 단계를 포함하는, 2 단계 의사최대진폭 기반의 신뢰구간 추정을 포함하는 오실로메트릭 혈압 측정 방법.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 다수의 2 단계 의사최대진폭의 위치를 도출하는 단계는,

상기 제1 비모수 부트스트랩 데이터에서 일정 범위의 상위 데이터 및 하위 데이터를 제외한 나머지 데이터의 트

리밍된 평균값을 도출하는 단계; 및

상기 트리밍된 평균값을 토대로 재-샘플링한 결과 2 단계 의사최대진폭의 진폭 길이 및 2 단계 의사최대진폭의 진폭 위치에 관한 오름 차순의 제2 비모수 부트스트랩 데이터를 정렬하는 단계를 포함하는, 2 단계 의사최대진폭 기반의 신뢰구간 추정을 포함하는 오실로메트릭 혈압 측정 방법.

청구항 6

제3항에 있어서,

상기 다수의 의사최대진폭의 위치를 도출하는 단계는,

상기 다수의 의사최대진폭 중에서 상부, 중부 및 하부에 해당하는 의사최대진폭을 결정하는 단계를 더 포함하는, 2 단계 의사최대진폭 기반의 신뢰구간 추정을 포함하는 오실로메트릭 혈압 측정 방법.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 상부, 중부 및 하부에 해당하는 의사최대진폭을 결정하는 단계는,

수축기 혈압 및 확장기 혈압 각각의 신뢰구간을 추정하는 알고리즘을 적용하여 상기 상부, 중부 및 하부에 해당하는 의사최대진폭을 결정하는, 2 단계 의사최대진폭 기반의 신뢰구간 추정을 포함하는 오실로메트릭 혈압 측정 방법.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 제2 비모수 부트스트랩을 사용하여 상기 다수의 2 단계 의사최대진폭의 위치를 도출하는 단계는,

상기 상부, 중부 및 하부에 해당하는 의사최대진폭을 상기 제2 비모수 부트스트랩을 사용하여 재샘플링함에 따라 상부, 중부 및 하부에 해당하는 2 단계 의사최대진폭을 결정하는 단계를 더 포함하는, 2 단계 의사최대진폭 기반의 신뢰구간 추정을 포함하는 오실로메트릭 혈압 측정 방법

청구항 9

제2항에 있어서,

상기 제2 비모수 부트스트랩을 사용하여 상기 다수의 2 단계 의사최대진폭의 위치를 도출하는 단계는,

상기 다수의 2 단계 의사최대진폭 중에서 상부, 중부 및 하부에 해당하는 2 단계 의사최대진폭을 결정하는 단계를 더 포함하는, 2 단계 의사최대진폭 기반의 신뢰구간 추정을 포함하는 오실로메트릭 혈압 측정 방법.

청구항 10

제8항 또는 제9항에 있어서,

상기 (c) 단계는,

상기 다수의 의사엔빌로프로부터 상부, 중부 및 하부에 해당하는 의사엔빌로프를 결정하는 단계를 더 포함하는, 2 단계 의사최대진폭 기반의 신뢰구간 추정을 포함하는 오실로메트릭 혈압 측정 방법.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 (d) 단계는,

상기 상부, 중부 및 하부에 해당하는 2 단계 의사최대진폭과 상기 상부, 중부 및 하부에 해당하는 의사엔빌로프를 연결하여 상기 2 단계 의사최대진폭-엔빌로프를 구성하는 단계; 및

상기 2 단계 의사최대진폭-엔빌로프로부터 수축기 혈압 및 확장기 혈압에 대한 추정된 신뢰구간을 도출하는 단계를 포함하는, 2 단계 의사최대진폭 기반의 신뢰구간 추정을 포함하는 오실로메트릭 혈압 측정 방법.

청구항 12

제10항에 있어서,

상기 추정된 신뢰구간은 상기 피험자별 측정치에서의 커프 압력으로부터 산출한 평균 압력 커프를 이용하여 도출하는, 2 단계 의사최대진폭 기반의 신뢰구간 추정을 포함하는 오실로메트릭 혈압 측정 방법.

청구항 13

제1항에 있어서,

상기 (a) 단계는,

상기 다수의 피험자에 대해 기 설정된 개수의 오실로메트릭 혈압 측정시,소정 조건에 따른 임펄시브 노이즈 신호 및 가우시안 노이즈 신호 중 적어도 하나를 부가하는 단계;

상기 임펄시브 노이즈 신호 또는 상기 가우시안 노이즈 신호가 부가된 상기 오실로메트릭 혈압 측정치에 대하여 가중 평균 필터를 사용하여 필터링하는 단계; 및

상기 가중 평균 필터를 통해 필터링된 상기 오실로메트릭 혈압 측정치에 기초하여 상기 오실로메트릭 엔빌로프 곡선을 설정하는 단계를 포함하는, 2 단계 의사최대진폭 기반의 신뢰구간 추정을 포함하는 오실로메트릭 혈압 측정 방법.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 오실로메트릭법을 이용하여 혈압을 추정하는 방법에 관한 것으로, 구체적으로는 혈압 추정시 2 단계로 이루어진 의사최대진폭 기반의 신뢰구간 추정 방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 오실로메트릭법(oscillometric)은 비침습적으로 혈압을 측정하는 방법으로, 커프(cuff)에 공기압을 가하였다가 천천히 공기압을 뺄 때 동맥혈관 위의 커프에 생기는 압진동(pressure oscillation)의 크기를 압센서(pressure sensor)를 통해 감지 및 기록하여 혈압을 측정하는 방법이다. 오실로메트릭법은 코로트코프음(sound of Korotkoff)으로 잘 잡히지 않는 저혈압에서도 혈압을 측정할 수 있는데 이는 동맥혈관의 맥박이 존재하고 있는 이상 진동은 있기 때문이다.

[0003] 오실로메트릭법에는 최고혈압과 최저혈압을 어떻게 정하느냐에 따라 두 가지로 나뉘어 진다. 커프에 공기압을 꽉 채우면 해당 동맥혈관에는 혈액의 흐름이 없어진다. 그러다가 커프의 공기압을 조금씩 줄여나가면 어느 선에서 최초로 생긴 혈관 내 공간 속으로 혈액이 지나갈 때 맥박이 뛰며 진동이 발생한다. 더욱 커프의 압력을 줄여주면 혈관은 더 넓어지며 통과하는 혈액의 양은 더욱 많아지고 진동도 더 커진다. 그러다가 최대의 진동 폭을 기록하며 커프의 압력이 더욱 빠짐으로 진동은 점점 줄어들다가 결국은 소진하게 된다. 진동 폭이 빠르게 높아지는 지점을 최고혈압으로 간주하고 진동 폭이 빠르게 낮아지는 부분을 최저혈압으로 간주한다. 이러한 커프압의 진동(Oscillation in cuff pressure)을 직접 측정하여 혈압을 측정하는 방법이 오실로메트릭 방식이다.

[0004] 이와 같은 오실로메트릭(oscillometric) 측정에 기초한 최대진폭 알고리즘(maximum amplitude algorithm)은 평균 동맥 혈압을 추정하기 위해 가장 광범위하게 사용되는 기술이다.

[0005] 최대진폭 알고리즘은 최대 발진이 발생하는 커프 압력으로서 평균 혈압에 근사하고, 선형적으로 수축기 혈압(systolic blood pressure) 및 확장기 혈압(diastolic blood pressure)과 관계가 있다. 일반적으로, 혈압은 극한 생리 진통과 같은 스트레스, 운동 질환 및 음식과 같은 요인에 응답하여 변화되기 때문에 지속적으로 변하게 된다. 따라서, 수축기 혈압 및 확장기 혈압은 그 날 하루에 걸쳐서 수 심박동 사이에 20 mmHg까지 변동할 수 있다. 이러한 현상 및 혈압 측정에 미치는 심각한 결과에 대해 대부분의 의사들은 인식하지 못하고 있고, 이는 정확한 혈압 측정을 어렵게 한다. 미국 국립 표준 협회(American National Standard Institute)/의료 기구 발전 협회 (Association for the Advancement of Medical Instrumental)는 적어도 두 명의 숙련된 간호사가 동시에 신호를 판독하는 방법과 비교하여 8 mmHg 표준 편차의 최대 ± 5 mmHg 오류를 허용하는 시스템을 권장한다. 그러나, 20mmHg까지 올라가는 실질적인 생리학적 변화는 기존의 오실로메트릭 혈압 측정 방법에서는 무시되고 있

다.

[0006] 오실로메트릭 혈압 측정 장비들이 대중적으로 수축기 혈압 및 확장기 혈압을 측정하는데 사용되는 점에도 불구하고, 이러한 장비들은 신뢰구간(confidence interval)없이 오직 하나의 측정값을 제공하고, 사용자들은 생리학적 과정에서 보여지는 고유 변동성으로부터 추정에 따른 통계적 차이를 구별할 수 없다. 청진(auscultatory) 방식을 제외하고는 진단 표준(golden standard) 기술이 없기 때문에, 혈압 추정에서 변화량을 결정할 수 있는 방법이 없다. 만약, 혈압 추정에서 신뢰구간이 너무 광범위하면, 혈압 측정 대신 다른 측정법을 이용할 것을 권고하는 상황이다. 즉, 신뢰구간 없이 혈압 측정과 관련하여 어떤 의미있는 결정을 내리는 것은 어렵다. 홈 기반의 모니터링 환경에서는, 일부 집합 통계치에 기초할 때 반복되는 와이드 신뢰구간은 간호사 대기실 또는 가정 주치의에게 알람이나 경보 형태로 트리거할 수 있다. 이러한 부분이 혈압 추정에서 매우 중요한 요소임에도 불구하고, 바로 최근까지도 이러한 혈압 추정을 위한 신뢰구간의 추정을 조사하는 연구가 없었다. 최근에, L. R. Krakoff, “Confidence limits for interpretation of home blood pressure recordings,” Blood Pressure Monitoring, vol. 14, no. 4, pp. 172-177, 2009.(이하, 'Krakoff'라 칭함)는, 환자별로 네 개의 측정을 7일의 기간 동안 수행하면서(환자별 28개의 측정) Omron HEM725CIC 모니터로부터 획득한 수축기 혈압, 확장기 혈압, 맥박 및 심박동에 대해 다수의 신뢰구간을 계산하는 방식을 제안하였다. 이때, 큰 혈압 측정치는 고려하지 않는 것을 전제로 한다. 따라서, 근사 정규분포(asymptotic normal distribution) 대신 학생의 t 분포(Student's -distribution)가 수축기 혈압, 확장기 혈압의 신뢰구간을 획득하는 데에 이용되었다. 근사 정규분포법이 신뢰구간을 도출하는데 일반적으로 이용되지만, 그러한 신뢰구간들을 획득하기 위해 큰 사이즈의 샘플이 필연적으로 요구된다. 그러나, 재현성있는 측정을 위한 반복 조건을 보장할 수 없음에 따라, 비 침습적 오실로 혈압 측정 장치를 사용하여 측정 대상별로 다수의 측정을 수행하는 것은 적절하지 않다. 결과적으로, Krakoff가 제시한 것과 같은 신뢰구간을 획득하는 표준 방법은 혈압 측정에서의 신뢰구간을 획득하는데 이용될 수 없다. 이것은 보다 작은 샘플 사이즈로부터 신뢰구간을 획득할 수 있는 혁신적인 방법을 요구한다. 이와 관련하여, S. Lee, M. Bolic, V. Z. Groza, H. R. Dajani, and S. Rajan, “Confidence interval estimation for oscillometric blood pressure measurements using bootstrap approaches,” IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, vol. 60, no. 10, pp. 3405-3415, 2011.(이하, 'Lee'라 칭함)에서는 오실로메트릭 혈압 측정과 관련된 부트스트랩 방법을 제시하였다. Lee에서는 각 측정 대상에 대해 5번의 측정을 수행하기 때문에, 때때로 부트스트랩 방법을 이용하는 신뢰구간이 너무 넓거나 너무 좁거나 또는 너무 한 방향으로 넓고 다른 방향으로 좁게 된다는 문제점이 있다. 신뢰구간의 표준 변동은 수축기 혈압 및 확장기 혈압에 대한 신뢰구간의 평균보다 크므로, 적은 수의 측정치를 이용하여 획득한 신뢰구간의 문제를 정정할 수 있는 방법에 대한 연구가 필요하다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명은 상술한 바와 같은 종래 기술의 문제점을 해결하고자 하는 것으로서, 이중 부트스트랩 방법을 이용하여 수축기 혈압과 확장기 혈압의 개선된 신뢰구간을 획득하기 위한 새로운 방법으로 2 단계의 의사최대진폭(Two-step pseudomaximum amplitude) 방식을 제안한다. 구체적으로, 본 발명은 적은 수의 측정치를 이용하여 의사최대진폭의 신뢰구간 표준 편차를 감소시키는 방법을 제안한다.

[0008] 또한, 본 발명은 알고리즘의 성능 개선 평가를 위해 임펄시브 노이즈 및 가우시안 노이즈 환경에서도 성능을 개선할 수 있는 있는 가중 평균(weighted median)을 이용한 측정 알고리즘을 제안한다.

과제의 해결 수단

[0009] 상술한 문제점을 해결하기 위한 본 발명의 실시예에 따른 오실로메트릭 방식을 이용한 혈압 측정 방법은, (a)다수의 피험자에 대해 기 설정된 개수의 오실로메트릭 혈압 측정치를 획득하고, 획득한 모든 혈압 측정치에 기초하여 오실로메트릭 엔빌로프 곡선을 설정하는 단계; (b)상기 오실로메트릭 엔빌로프 곡선으로부터 이중 비모수 부트스트랩을 사용하여 다수의 2 단계 의사최대진폭의 위치를 도출하는 단계; (c)상기 오실로메트릭 엔빌로프 곡선으로부터 비모수 부트스트랩을 사용하여 다수의 의사엔빌로프를 도출하는 단계; 및 (d)상기 다수의 의사엔빌로프와 상기 다수의 2 단계 의사최대진폭을 연결한 다수의 2 단계 의사최대진폭-엔빌로프로부터 수축기 혈압 및 확장기 혈압에 대한 추정된 신뢰구간을 도출하는 단계를 포함한다.

[0010] 본 발명의 실시예에 따른 상기 (b) 단계는, 상기 오실로메트릭 엔빌로프 곡선으로부터 제1 비모수 부트스트랩을 사용하여 다수의 의사최대진폭의 위치를 도출하는 단계; 및 제2 비모수 부트스트랩을 사용하여 상기 다수의 의

사최대진폭의 위치를 재-샘플링하여 상기 다수의 2 단계 의사최대진폭의 위치를 도출하는 단계를 포함할 수 있다.

[0011] 본 발명의 실시예에 따른 상기 다수의 의사최대진폭의 위치를 도출하는 단계는, 상기 오실로메트릭 엔빌로프 곡선으로부터 최대진폭 위치를 구하는 단계; 및 상기 제1 비모수 부트스트랩을 사용하여 상기 최대진폭 위치로부터 상기 다수의 의사최대진폭의 위치를 도출하는 단계를 포함할 수 있다.

[0012] 이때, 상기 다수의 의사최대진폭의 위치를 도출하는 단계는, 상기 다수의 의사최대진폭의 진폭 길이 및 상기 다수의 의사최대진폭의 진폭 위치에 관한 오름 차순의 제1 비모수 부트스트랩 데이터를 정렬하는 단계를 포함할 수 있다.

[0013] 그리고, 상기 다수의 2 단계 의사최대진폭의 위치를 도출하는 단계는, 상기 제1 비모수 부트스트랩 데이터에서 일정 범위의 상위 데이터 및 하위 데이터를 제외한 나머지 데이터의 트리밍된 평균값을 도출하는 단계; 및 상기 트리밍된 평균값을 토대로 재-샘플링한 결과 2 단계 의사최대진폭의 진폭 길이 및 2 단계 의사최대진폭의 진폭 위치에 관한 오름 차순의 제2 비모수 부트스트랩 데이터를 정렬하는 단계를 포함할 수 있다.

[0014] 본 발명의 실시예에 따른 상기 다수의 의사최대진폭의 위치를 도출하는 단계는, 상기 다수의 의사최대진폭 중에서 상부, 중부 및 하부에 해당하는 의사최대진폭을 결정하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0015] 이때, 상기 상부, 중부 및 하부에 해당하는 의사최대진폭을 결정하는 단계는, 수축기 혈압 및 확장기 혈압 각각의 신뢰구간을 추정하는 알고리즘을 적용하여 상기 상부, 중부 및 하부에 해당하는 의사최대진폭을 결정할 수 있다.

[0016] 다음으로, 본 발명의 일 실시예에 따른 상기 제2 비모수 부트스트랩을 사용하여 상기 다수의 2 단계 의사최대진폭의 위치를 도출하는 단계는, 상기 상부, 중부 및 하부에 해당하는 의사최대진폭을 상기 제2 비모수 부트스트랩을 사용하여 재샘플링함에 따라 상부, 중부 및 하부에 해당하는 2 단계 의사최대진폭을 결정하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0017] 또는, 본 발명의 다른 실시예에 따른 상기 제2 비모수 부트스트랩을 사용하여 상기 다수의 2 단계 의사최대진폭의 위치를 도출하는 단계는, 상기 다수의 2 단계 의사최대진폭 중에서 상부, 중부 및 하부에 해당하는 2 단계 의사최대진폭을 결정하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0018] 한편, 본 발명의 실시예에 따른 상기 (c) 단계는, 상기 다수의 의사엔빌로프로부터 상부, 중부 및 하부에 해당하는 의사엔빌로프를 결정하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0019] 그리고, 본 발명의 실시예에 따른 상기 (d) 단계는, 상기 상부, 중부 및 하부에 해당하는 2 단계 의사최대진폭과 상기 상부, 중부 및 하부에 해당하는 의사엔빌로프를 연결하여 상기 2 단계 의사최대진폭-엔빌로프를 구성하는 단계; 및 상기 2 단계 의사최대진폭-엔빌로프로부터 수축기 혈압 및 확장기 혈압에 대한 추정된 신뢰구간을 도출하는 단계를 포함할 수 있다.

[0020] 이때, 상기 추정된 신뢰구간은 상기 피험자별 측정치에서의 커프 압력으로부터 산출한 평균 압력 커프를 이용하여 도출할 수 있다.

[0021] 나아가, 본 발명의 실시예에 따른 상기 (a) 단계는, 상기 다수의 피험자에 대해 기 설정된 개수의 오실로메트릭 혈압 측정시,소정 조건에 따른 임펄시브 노이즈 신호 및 가우시안 노이즈 신호 중 적어도 하나를 부가하는 단계; 상기 임펄시브 노이즈 신호 또는 상기 가우시안 노이즈 신호가 부가된 상기 오실로메트릭 혈압 측정치에 대하여 가중 평균 필터를 사용하여 필터링하는 단계; 및 상기 가중 평균 필터를 통해 필터링된 상기 오실로메트릭 혈압 측정치에 기초하여 상기 오실로메트릭 엔빌로프 곡선을 설정하는 단계를 포함할 수 있다.

발명의 효과

[0022] 이와 같은 본 발명의 실시예에 의하면, 이중 부트스트랩 방법을 이용하여 수축기 혈압과 확장기 혈압의 개선된 신뢰구간을 획득하기 위한 방법을 이용함에 따라 단일 부트스트랩 방법으로부터 얻을 수 있는 적용범위 비율 에러를 현저하게 줄일 수 있다. 특히, 본 발명은 이중 부트스트랩을 사용하는 샘플의 수가 증가함에 따라 큰 재-샘플(resample) 벡터인 의사최대진폭으로부터 효율적으로 구할 수 있다.

[0023] 나아가, 본 발명의 실시예에 의하면, 가중 평균을 사용하여 임펄시브 노이즈 및 가우시안 노이즈를 감소시키고, 종래의 알고리즘보다 타이트해진 신뢰구간 및 감소된 신뢰구간 표준 편차를 제공할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0024] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 혈압 측정 방법의 과정을 개략적으로 나타내는 블록도의 일 예를 나타내는 도면이다.

도 2는 본 발명의 실시예에 따라 피험자별로 구한 측정치로부터 최대진폭의 위치를 나타내는 도면이다.

도 3은 본 발명의 실시예에 따른 비모수 부트스트랩 기반의 의사최대진폭 및 2 단계의 의사최대진폭에 관한 히스토그램의 일 예를 나타내는 도면이다.

도 4는 본 발명의 실시예에 따른 2 단계의 의사최대진폭-의사엔빌로프, 최대진폭 알고리즘 및 의사최대 진폭-엔빌로프간에 평균절대오차 및 표준편차를 정렬한 표를 나타내는 것이다.

도 5는 본 발명의 실시예에 따른 최대진폭 알고리즘을 사용하여 수축기 혈압 및 확장기 혈압의 신뢰구간에서의 평균치를 비교한 표를 나타내는 도면이다.

도 6은 본 발명의 실시예에 따른 혈압 측정 방법에서 가중 평균 필터를 사용한 전처리 단계에서 임펄시브 노이즈를 감소시킨 오실로메트릭 파형의 일 예를 나타내는 도면이다.

도 7은 피험자의 움직임에 의한 노이즈 영향에 대하여 가중 평균 필터를 적용한 처리과정의 일 예를 나타내는 도면이다.

도 8은 본 발명의 실시예에 따른 가중 평균 필터를 적용하여 임펄시브 노이즈 환경에서의 수축기 혈압 및 확장기 혈압에 대한 신뢰구간을 나타내는 도면이다.

도 9는 본 발명의 실시예에 따른 가중 평균 필터를 적용하여 가우시안 노이즈 환경에서의 수축기 혈압 및 확장기 혈압에 대한 신뢰구간을 나타내는 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0025] 본 발명과 본 발명의 동작상의 이점 및 본 발명의 실시에 의하여 달성되는 목적을 설명하기 위하여 이하에서는 본 발명의 바람직한 실시예를 예시하고 이를 참조하여 살펴본다.

[0026] 먼저, 본 출원에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시예를 설명하기 위해 사용된 것으로서, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니며, 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함할 수 있다. 또한 본 출원에서, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 명세서 상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.

[0027] 본 발명을 설명함에 있어서, 관련된 공지 구성 또는 기능에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명은 생략한다.

[0028] 본 발명은 오실로메트릭법을 이용하여 혈압을 추정하는 방법에 관한 것으로, 구체적으로는 혈압 추정시 2 단계로 이루어진 의사최대진폭 기반의 신뢰구간 추정 방법에 관한 것이다.

[0029] 실질적으로, 비용적 문제 때문에 혈압 측정시 각 측정 대상으로부터 큰 샘플을 얻는 것은 쉽지 않다. 심지어, 비용 문제가 주된 이슈가 되지 않을 때에도, 실험 조건은 재현성있는 혈압 측정을 제공하지 않을 수 있다. 이러한 시나리오에서는, 의사측정치(pseudomeasurements)를 이용하는 방식에 의존해야 한다. 본 발명에서, 의사측정치는 이중 부트스트랩 기술을 사용하여 신뢰구간을 획득하기 위해 사용된다. 본 발명이 제안하는 혈압 측정 방법은 의사최대진폭을 구하는 제1 단계 및 의사엔빌로프(pseudoenvelo)를 구하는 제2 단계로 이루어진 2 단계 의사최대진폭-의사엔빌로프 측정 방법이다.

[0030] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 혈압 측정 방법의 과정을 개략적으로 나타내는 블록도의 일 예를 나타내는 도면이다.

[0031] 도 1을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 혈압 측정 방법은 단계 S101 내지 단계 S104의 전처리 과정, 단계 S105 내지 단계 S109의 의사최대진폭을 구하는 제1 과정 및 단계 S110 내지 단계 S113의 의사엔빌로프를 구하는 제2 과정으로 구성할 수 있다. 제1 과정 및 제2 과정은 혈압의 신뢰구간 추정치를 구하기 위한 것이다.

[0032] 전처리 과정은, 피험자별로 5번의 혈압 측정을 통해 도출한 총 85개의 측정 대상을 준비하는 단계(S101), 노이즈 오염 단계(S102), 가중 평균 필터를 사용한 전처리 단계(S103) 및 오실로메트릭 엔빌로프를 구현하는 단계(S104)를 포함한다.

[0033] 전처리 과정에 대해서는 이하 다시 후술하도록 한다.

[0034] 그리고, 제1 과정(단계 S105 내지 단계 S109)은 본 발명의 실시예에 따른 추정 알고리즘에서 의사최대진폭을 구하는 과정을 나타낸다.

[0035] 제1 과정에서, 먼저 최대진폭 알고리즘(Maximum amplitude algorithm) 기술을 이용하여 최대진폭의 위치를 찾는다(S105). 그리고, 비모수 부트스트랩 (nonparametric bootstrap)을 사용하여 의사최대진폭의 위치를 구한다(S106). 또한, 비모수 부트스트랩에 기초하여 의사최대진폭 위치를 재사용함으로써 2 단계 의사최대진폭의 위치를 구할 수 있다(S107).

[0036] 이때, 의사최대진폭의 위치를 구하는 단계 S106에서 상부, 중부, 하부에서의 의사최대진폭을 결정하고(S108), 결정된 상부, 중부, 하부 각각에 대한 의사최대진폭을 이용하여 상부, 중부, 하부 총 3개에 대한 2 단계의 의사최대진폭을 결정할 수 있다(S109). 의사최대진폭의 상부, 중부, 하부 및 이에 대한 위치는 신뢰구간 기술을 사용하여 결정할 수 있다.

[0037] 또는, 상부, 중부, 하부 총 3개에 대한 2 단계의 의사최대진폭을 결정하는 단계는 상기 단계 S107에서 도출한 다수의 2 단계 의사최대진폭의 위치 정보에 기초하여 상부, 중부, 하부 총 3개에 대한 2 단계의 의사최대진폭을 결정할 수도 있다(S109).

[0038] 다음으로, 제2 과정(S110 내지 S113)은 의사엔빌로프를 도출하는 과정이다. 오실로메트릭 혈압의 엔빌로프는 가우시안 곡선을 사용하여 매끄럽게 그려지고, 엔빌로프의 수축기 혈압 부분 및 이완기 혈압 부분으로 구분된다.

[0039] 제2 과정에서, 엔빌로프에 꼭 맞아떨어지는 가우시안 곡선은 수축기 혈압 부분 및 확장기 혈압 부분으로 구성되어지는 동일한 길이, 두 세트의 엔빌로프 메트릭스를 얻기 위해 적응되어 있다. 도 1에 도시된 바와 같이, 비모수 부트스트랩 기술을 사용하여 수축기 혈압 부분 및 확장기 혈압 부분에 대한 다수의 의사엔빌로프를 도출한다(S110).

[0040] 신뢰구간에 대한 비모수 부트스트랩을 사용함으로써, 상부 의사엔빌로프, 중부 의사엔빌로프 및 하부 의사엔빌로프에 대응하는 총 3개의 의사엔빌로프를 결정한다(S111).

[0041] 그리고, 제1 과정의 단계 S108에서 결정한 상부, 중부, 하부에 대응하는 2 단계의 의사최대진폭과 단계 S111에서 결정한 상부, 중부, 하부에 대응하는 의사엔빌로프를 연결한다(S112).

[0042] 이에 따라, 2 단계의 의사최대진폭-엔빌로프에 기초하여, 신뢰구간, 수축기 혈압 및 확장기 혈압을 도출한다(S113). 이때, 신뢰구간 추정치는 5개 측정의 커프 압력에 기초하여 산출한 평균 압력 커프(Mean Cuff Pressure)을 이용하여 도출할 수 있다.

[0043] 한편, 가중 평균 필터를 사용한 전처리 단계 S103는 가중치 $<W_1, W_2, \ldots, W_K>$ 의 K 혈압 엔빌로프 및 관측 피크 벡터 $X = [X_1, X_2, \ldots, X_K]^T$ 세트로 이루어진 가중 평균 필터를 사용함으로써 노이즈를 억제할 수 있다. 그러므로, 가중 평균 필터의 출력값은 하기 수학식 1과 같은 평균 연산자를 사용하여 구할 수 있다.

[0044] [수학식 1]

[0045] $$\hat{\beta} = \text{median}\left(|W_1| \lozenge \text{sgn}(W_1) X_1, \ldots, |W_K| \lozenge \text{sgn}(W_K) X_K\right)$$

[0046] 상기 수학식 1에서, $\lozenge$ 는 복제 연산자, i=1,2,..., K에 대한 가중치 W_i는 $W_i \in R$로 정의된다. 가중치 표시는 다음과 같은 과정을 거쳐 관찰 혈압 엔빌로프 샘플과 병합된다.

[0047] i)문턱값 T0 산출, $T_0 = (1/2)\sum_{i=1}^{K} |W_i|$,

[0048] ii)서명된 관찰 샘플 부호 함수$(W_i)X_i$ 정렬,

[0049] iii)정렬된 '서명된' 샘플을 최대값을 시작으로 지속적으로 아래 순서에 해당하는 가중치의 크기를 합함,

[0050] iv)출력값은 그 가중치의 크기가 합이 T0 이상이 되는 서명된 샘플로 지정.

[0051] 이하, 본 발명의 실시예에 따른 부트스트랩 기술에 대하여 간략하게 살펴보도록 한다.

[0052] 1. 부트스트랩

[0053] 일반적인 부트스트랩 기술의 기본적인 개념은 미지의 확률 분포 F로부터 무작위로 도출한 n개의 혈압 샘플 $X=(x_1,x_2,\ldots,x_n)$을 재-샘플링하여 다수의 독립적인 부트스트랩 혈압 측정치를 제공하는 것이다. 부트스트랩 재-샘플은 본래의 혈압 샘플 X의 구성을 임의적으로 도출하여 재배치하는 샘플링 과정을 0회, 1회 또는 n번 수행하여 구한다. 여기서, n은 본래의 샘플 크기이고 B는 재-샘플의 번호로 정의한다.

[0054] 본 발명은 선행기술 B. Efron and R. Tibshirani, “Bootstrap methods for standard errors, confidence intervals, and other measures of statistical accuracy,” Statistical Science, vol. 1, no. 1, pp. 54-77, 1986.(이하, 'Efron'이라 칭함)이 제안한 방식에 기초하여 신뢰구간에 대해 B = 1000을 사용한다. 이때, B = 1000는 특정 애플리케이션에 의존한다. 구체적으로, 본 발명은 각 피험자에 대하여 오직 5번의 측정을 수행함에 따라, 모든 가능한 부트스트랩 재-샘플링의 수는 (2n-1)!/[n!(n-1)!]으로 주어진다. 이것은 부트스트랩 재-샘플링 수는 B가 126에 가까워짐에 따라 안정성을 얻는 것을 나타낸다.

[0055] 한편, 본 발명의 실시예에 따른 2 단계 의최사대진폭은 비모수 부트스트랩을 사용하여 오실로메트릭 혈압 측정의 신뢰구간을 결정한다. 구체적으로, 비모수 부트스트랩에 따른 신뢰구간 $\hat{\theta}^*_{\alpha}$은 B 부트스트랩 복제 $\hat{\theta}^*_{(1)},\hat{\theta}^*_{(2)},\ldots,\hat{\theta}^*_{(B)}$ 의 a번째 백분위 순서를 나타낸다. 의도된 범위 1 - 2 · α의 백분위 제한 $\hat{\theta}_l$, $\hat{\theta}_u$은 하기 수학식 2로부터 간략하게 도출할 수 있다.

[0056] [수학식 2]

[0057] $$\left(\hat{\theta}_l,\hat{\theta}_u\right)=\left(\hat{\theta}^*_{(\alpha(B+1))},\hat{\theta}^*_{(1-\alpha)(B+1)}\right)$$

[0058] 상기 수학식 2에서, l과 u는 신뢰구간의 하한 경계 및 상한 경계를 나타내고, α는 0.05로 설정되어 있다.

[0059] 2. 비모수 부트스트랩을 사용하는 의사최대진폭

[0060] 다음으로, 본 발명의 실시예에 따른 오실로메트릭 혈압 엔빌로프에서 최대진폭에 대한 상한 경계와 하한 경계 및 최대진폭의 길이 위치를 결정하는 방법에 대하여 간략하게 설명한다. 이때, 비모수 부트스트랩 기술은 신뢰구간의 평균 및 수축기 혈압과 확장기 혈압에 대한 범위를 결정하는데 사용된다.

[0061] 도 2는 본 발명의 실시예에 따라 피험자별로 구한 측정치로부터 최대진폭의 위치를 나타내는 도면이다. 구체적으로, 비모수 부트스트랩을 이용한 의사최대진폭 도출 방법을 사용하여 피험자별로 5번의 혈압 측정에 따른 측정치에 대한 최대진폭 위치를 나타낸다.

[0062] 먼저, 도 2에 도시된 바와 같이, 모든 피험자에 대한 5개의 측정치(201, 202, 203, 204, 205)로부터 오실로메트릭 최대진폭 위치들(A로 도시된 부분)이 결정됨에 따라, 최대진폭값과 최대진폭이 발생하는 길이값을 도출할 수 있다. 이러한 최대진폭의 가공되지 않은 파라미터(raw parameter)는 최종 의사최대진폭을 찾는데 이용된다. 이때, 최종 의사최대진폭은 이중 부트스트랩 방식의 특이 케이스로서 비모수 부트스트랩 방식을 이용하여 2 단계의 의사최대진폭 를 도출하는데 이용된다.

[0063] 도 2에서, 가로축 $X=\{x_1,\ldots,x_5\}$는 최대진폭의 5개의 길이 위치 세트로 정의하고, 세로축 $Y=\{y_1,\ldots,y_5\}$는 X값에 대응하는 5개의 최대진폭 세트로 정의할 수 있다. 이러한 X세트 및 Y세트를 바탕으로 비모수 부트스트랩에 기초하여, 재-샘플들인 $X^*_j, Y^*_j,$ j=1, . . . , B 각각에 대하여 재-샘플 번호 B를 도출한다. 여기서, $X^*_j=\{x^*_{1j},\ldots,x^*_{5j}\}$ 이고 $Y^*_j=\{y^*_{1j},\ldots,y^*_{5j}\}$ 이다.

[0064] 그리고, $\hat{\mu}^*_{X(j)}=(1/N)\sum_{k=1}^{N}x^*_{k,j}$ 및 $\hat{\mu}^*_{Y(j)}=(1/N)\sum_{k=1}^{N}y^*_{k,j}$ 에 의해 주어지는 $\hat{\mu}^*_{X(j)}$ 및 $\hat{\mu}^*_{Y(j)}$을 구하기 위해 X^*_j 와 Y^*_j 에서 모든 측정의 평균을 계산한다. 여기서, N = 5이고, j = 1, . . . , B이다. 여기서,

$\hat{\mu}^*_{X(j)}$ 및 $\hat{\mu}^*_{Y(j)}$ 은 피험자별 측정지로부터 도출한 부트스트랩 추정치를 나타낸다.

[0065] 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 비모수 부트스트랩 기반의 의사최대진폭 및 2 단계의 의사최대진폭에 관한 히스토그램의 일 예를 나타내는 도면이다.

[0066] 구체적으로, 도 3의 (a)는 의사최대진폭의 진폭의 길이 위치에 따른 주파수값으로서 $\hat{\mu}^*_{X(j)}$를 나타내고, 도 3의 (b)는 의사최대진폭의 진폭에 따른 주파수값으로서 $\hat{\mu}^*_{Y(j)}$ 를 나타낸다. 그러면, 오름 차순에 따라 부트스트랩 추정치인 $\hat{\mu}^*_{X(j)}$ 및 $\hat{\mu}^*_{Y(j)}$ 를 정렬한다. 그러므로, 정렬된 의사최대진폭은 $\hat{\mu}^*_{Y(1)} \le \hat{\mu}^*_{Y(2)} \le \hat{\mu}^*_{Y(3)} \cdots \le \hat{\mu}^*_{Y(B-1)} \le \hat{\mu}^*_{Y(B)}$ 에 따라 구할 수 있고, 의사최대진폭의 길이 $\hat{\mu}^*_{X(1)} \le \hat{\mu}^*_{X(2)} \le \hat{\mu}^*_{X(3)} \cdots \le \hat{\mu}^*_{X(B-1)} \le \hat{\mu}^*_{X(B)}$ 에 따라 구할 수 있다. 사실, 의사최대진폭의 위치에 대해 요구되는 $100 \cdot (1 - \alpha)$ % 비모수 신뢰구간 및 의사최대진폭은 각각 $(\hat{\mu}^*_{X(Q_1)}, \hat{\mu}^*_{X(Q_2)})$ 및 $(\hat{\mu}^*_{Y(Q_1)}, \hat{\mu}^*_{Y(Q_2)})$ 에 따라 구할 수 있다. 여기서, $Q_1 = B \cdot \alpha/2$, $Q_2 = B - Q_1 + 1$, $Q_3 = B/2$이고, 이에 따라 α=0.05 및 B=1000의 조건에서 $Q_1 = 25$, $Q_2 = 976$, $Q_3 = 500$이 된다. 마지막으로, 수축기 혈압 및 확장기 혈압 각각의 신뢰구간을 추정하는 알고리즘을 사용함으로써 의사최대진폭의 상부, 중부, 하부에 해당하는 총 3개의 위치를 구할 수 있다.

[0067] 한편, 도 3의 (c) 및 도 3의 (d)는 이중 부트스트랩을 이용한 2 단계의 의사최대진폭에 따라 대략적으로 정규화된 작은 바이어스를 갖는 히스토그램을 나타낸다. 여기서, 도 3의 (c)는 2 단계의 의사최대진폭의 진폭의 길이 위치에 따른 주파수값으로 나타내고, 도 3의 (d)는 2 단계의 의사최대진폭의 진폭에 따른 주파수값으로 나타낼 수 있다.

[0068] 도 3의 (c) 및 도 3의 (d)는 2 단계의 의사최대진폭 이용시 일반적인 의사최대진폭보다 밀도있는 분포를 보여주는 것을 확인할 수 있다. 도 3의 (c) 및 도 3의 (d)는 도 3의 (a) 및 도 3의 (b)에 도시된 의사최대진폭보다 적은 수의 측정치를 사용하더라도 정상에 가까운 히스토그램을 나타내는 것을 확인할 수 있다.

[0069] 3. 이중 부트스트랩을 사용한 2 단계의 의사최대진폭

[0070] 본 발명에 따른 이중 부트스트랩 기반의 2 단계의 의사최대진폭의 주된 목적은 피험자별로 오직 5번의 측정을 통해 피험자에 대한 수축기 혈압 및 확장기 혈압의 개선된 신뢰구간을 제공하는 것이다.

[0071] 실질적으로, 상기 도 1에 도시된 제1 과정(S105 내지 S109)은 통계적으로 중심 영역의 측정이 이상점(outliers)에 대해 내성이 강하므로 전체 측정치에 대한 평균값을 사용하지 않는다. 대신, 전체 측정치에서 오직 중심부에서 관찰되는 측정치의 평균을 이용하는 트리밍된 평균값을 이용한다. 특히, 25% 트리밍된 평균값은 최소 25% 및 최대 25%를 무시한 값이다. 그러므로, 부트스트랩 재-샘플의 벡터에 따른 하기 수학식 3으로부터 의사측정데이터 $\zeta^* = \{\hat{\mu}^*_{X(Q_4)}, \ldots, \hat{\mu}^*_{X(Q_5)}\}$ 및 $\eta^* = \{\hat{\mu}^*_{Y(Q_4)}, \ldots, \hat{\mu}^*_{Y(Q_5)}\}$ 를 구할 수 있다. 여기서, Q_4는 251(= 0.25×B + 1)이고,Q_5는 750(= B -Q_4 + 1)이다. 여기서, 또한 1≤j≤ B의 범위에서 비모수 부트스트랩을 사용함에 따라, 트리밍된 평균 ζ^* (1 X 500) 및 η^* (1 X 500)을 통해 도출한 의사최대진폭 세트가 적용된 재-샘플 $\zeta^{**}_j = \{\chi^{**}_{1j}, \ldots, \chi^{**}_{500j}\}$ 및 $\eta^{**}_j = \{\psi^{**}_{1j}, \ldots, \psi^{**}_{500j}\}$ 의 번호 B(=1000)를 만들 수 있다. 그러므로, 모든 측정의 평균을 산출하는 ζ^{**}_j 및 η^{**}_j 와 같은 두 개의 메트릭스 (500×1000)를 도출할 수 있다. 여기서, 모든 재-샘플 측정치에 대한 평균은 하기 수학식 3을 이용하여 도출할 수 있다.

[0072] [수학식 3]

$$\hat{\mu}^{**}_{\chi(j)} = \frac{1}{B_2}\sum_{k=1}^{B_2}\chi^{**}_{kj},$$

$$\hat{\mu}^{**}_{\psi(j)} = \frac{1}{B_2}\sum_{k=1}^{B_2}\psi^{**}_{kj},$$

[0073]

[0074] 상기 수학식 3에서, $\hat{\mu}^{**}_{\chi(j)}$ 는 2 단계의 의사최대진폭를 나타내고 $\hat{\mu}^{**}_{\psi(j)}$ 는 2 단계의 의사최대진폭의 길이 위치를 나타내고, $\hat{\mu}^{**}_{\chi(j)}$ 및 $\hat{\mu}^{**}_{\psi(j)}$ 는 (1 X 1000)벡터가 된다. 또한, B_2(= 500)는 Q_4 및 Q_5로부터 획득된 재-샘플의 개수이다.

[0075] 다음 과정으로, 본 발명은 오름 차순으로 2 단계의 의사최대진폭와 2 단계의 의사최대진폭의 길이 위치를 정렬한다. 2 단계의 의사최대진폭의 위치에 대해 희망하는 100·(1 - α)% 이중 부트스트랩의 신뢰구간 및 2 단계의 의사최대진폭는 각각 $(\hat{\mu}^{**}_{\chi(Q_1)}, \hat{\mu}^{**}_{\chi(Q_2)})$ 및 $(\hat{\mu}^{**}_{\psi(Q_1)}, \hat{\mu}^{**}_{\psi(Q_2)})$ 으로 주어진다. 여기서, Q_1 = (B · α)/2, Q_2 = B - Q_1 + 1, Q_3 = B/2 이고, α = 0.05, B = 1000이다.

[0076] 4. 비모수 부트스트랩을 이용한 의사엔빌로프

[0077] 본 발명의 실시예에 따른 비모수 부트스트랩 기반의 수축기 혈압 및 확장기 혈압의 신뢰구간 추정을 위한 의사엔빌로프를 구하기 위해, 각 피험자에 대한 수축기 혈압 부분 및 확장기 혈압 부분에 관한 5개의 측정치에 관한 혈압 엔빌로프를 구성하는 혈압 측정 메트릭스 E를 구현한다. 혈압 측정 메트릭스 E의 각 열(column)은 오실로메트릭 측정으로부터 획득한 혈압 엔빌로프를 나타낸다. 특히, 측정치가 짧은 경우 길이를 추정하거나 측정치가 긴 경우 길이를 절단하는 등 모든 측정치가 특정 표준의 길이가 되도록 구성한다. 비모수 부트스트랩 방식을 사용하는 경우 혈압 엔빌로프 행렬 E로부터 B 재-샘플 엔빌로프 메트릭스 $\mathbf{E}^*_1, \ldots, \mathbf{E}^*_B$ (여기서, j = 1,..., B(=1000))를 구할 수 있다.

[0078] 엔빌로프의 수축기 혈압 부분 및 확장기 혈압 부분은 엔빌로프의 피크를 이용하여 식별할 수 있다. 혈압 엔빌로프의 피크가 시작되는 시작점(감소하는 커프 압력에 대응하는 부분)은 수축기 혈압 부분을 나타내고, 혈압 엔빌로프의 피크가 종료되는 끝점은 확장기 혈압 부분을 나타낸다.

[0079] 그리고, (엔빌로프의 수축기 부분 및 확장기 부분 각각에 대한) 오름 정렬 및 내림 정렬 기술을 이용하여 (엔빌로프의 수축기 부분 및 확장기 부분에 대한) 재-샘플링된 혈압 엔빌로프 메트릭스를 재정리한다. 정렬된 메트릭스는 각각 L 길이의 혈압 측정에 대응하는 5개의 열을 갖는 것을 확인할 수 있다. 이에 따라, 측정 대상별로 단일 혈압 엔빌로프를 구할 수 있다.

[0080] 앞서, 상술한 바와 같이 본 발명은 비모수 부트스트랩 접근 방식을 이용하여 2 단계의 의사최대진폭의 값을 얻는다. 2 단계의 의사최대진폭 추정이 수축기(확장기) 의사엔빌로프 및 진폭에서의 끝점(시작점)과 연결되지 않을 수 있음에 따라, 2 단계의 의사최대진폭의 진폭 및 길이에서의 위치 값이 의사엔빌로프를 기반으로 하는 것을 보장하기 위해 덧대기(padding) 및 자르기(clipping)의 신호 처리 과정을 이용할 필요가 있다.

[0081] 마지막 단계로, 수축기 혈압 및 확장기 혈압의 신뢰구간 견적을 구하기 위해 평균 커프 압력을 취득하고, 수축기 압력 및 확장기 압력을 추정하기 위해 수축기 및 확장기 비율을 결정한다. 본 발명의 실시예에 따른 알고리즘에 사용되는 수축기 비율 및 확장기 비율은 각각 실험적으로 결정된 0.70 및 0.45이다. 이러한 비율을 이용하여, 수축기 혈압 및 확장기 혈압 포인트는 2 단계의 의사최대진폭 E에서 식별되고 이들은 다시 mmHg에서 수축기 혈압 및 확장기 혈압 값에서 평균 커프 압력에 매핑된다.

[0082] 5. 본 발명에 따른 2 단계의 의사최대진폭 기반의 혈압 측정 실시예

[0083] 이하, 본 발명에 따른 2 단계의 의사최대진폭 기반의 혈압 측정 방법을 실시한 결과에 대하여 설명하도록 한다.

본 발명의 실시예에 따른 혈압 측정은 지역 연구 윤리위원회에 의해 승인되었고, 모든 피험자들은 기관 연구 윤리 기준의 프로토콜에 기초하여 혈압 측정 이전에 동의서를 제출하였다. 본 발명의 실시를 위해 캐나다의 토론토, 온타리오에 위치한 Biosign Technologies Inc.에서 오실로메트릭 측정을 제공하였다.

[0084] 실험에 필요한 혈압 측정 데이터 세트는 12 ~ 80세의 85명의 건강한 피험자들로부터 구하였고, 85명의 피험자들은 37명의 여성과 48명의 남성으로 구성된다. 오실로메트릭 혈압 측정은 미국 국립 표준 협회/의료 기구 발전 협회 SP 10 표준의 권고사항에 따라 모든 피험자에 대해 손목 착용형 UFIT TEN-10 혈압 장치를 사용하여 5번의 혈압 측정을 수행함에 따라 통합 5번의 측정 × 85명의 피험자 = 425 개의 측정 데이터를 도출한다(캐나다의 토론토, 온타리오에 위치한 Biosign Technologies Inc.에서 제공).

[0085] 특히, 동시에 두 간호사가 기록을 판독하는 방식은 한 개의 수축기 혈압 기록 및 한 개의 확장기 혈압 기록을 공급하는데 평균화되어 있다. 실험 결과, 전체 피험자들을 통틀어 수축기 혈압은 78 ~ 147 mmHg이고, 확장기 혈압은 42 ~ 99 mmHg로 기록되었다. 본 발명의 실시예에 따른 혈압 측정 과정은 1분 일시 정지 후 2명의 숙련된 간호사들의 도움으로 수축기 혈압 및 확장기 혈압을 판독하는 것에 연이어 오실로메트릭 혈압 측정 기록으로 구성된다. 이후 1분 휴식이 주어진다.

[0086] 이와 같은 혈압 측정 과정은 피험자별로 5개의 측정치를 도출하기 위해 나머지 네 번을 반복하여 수행한다. 즉, 본 발명의 실시예에 따른 혈압 측정 방법은 실질적으로 다수의 측정치를 구할 수 없기 때문에 각 피험자별로 5번의 혈압 측정을 수행한다.

[0087] 한편, 혈압 추정의 성능을 검증하기 위해, 평균 절대 오차(Mean Absolute Error)과 추정 혈압 및 청진 간호사 측정치 사이의 표준 편차를 도 4에 나타낸 바와 같이 계산하였다.

[0088] 도 4는 본 발명의 실시예에 따른 2 단계의 의사최대진폭-의사엔빌로프, 최대진폭 알고리즘 및 의사최대 진폭-엔빌로프간에 평균절대오차 및 표준편차를 정렬한 표를 나타내는 것이다. 구체적으로, 도 4는 청진 간호사 측정 방식을 이용하며, 피험자별 5번의 혈압 측정을 통해 구한 85개의 혈압 측정치를 평균화하여 도출한 데이터를 기록한다.

[0089] 도 4에 나타나 있는 표는, 수축기 혈압(401) 및 확장기 혈압(402)에 대한 최대진폭 알고리즘을 적용한 평균절대오차(403), 의사최대 진폭-엔빌로프를 적용한 평균절대오차(404), 2 단계의 의사최대진폭-의사엔빌로프를 적용한 평균절대오차(405), 최대진폭 알고리즘을 적용한 표준편차(406), 의사최대 진폭-엔빌로프를 적용한 표준편차(407), 2 단계의 의사최대진폭-의사엔빌로프를 적용한 표준편차(408)를 나타낸다.

[0090] 도 4를 참고하면, 2 단계의 의사최대진폭-의사엔빌로프를 적용한 평균절대오차(405)는 최대진폭 알고리즘 및 의사최대진폭-엔빌로프 방법에 따른 평균절대오차(403, 404)와 비교시, 2 단계의 의사최대진폭-의사엔빌로프를 적용한 평균절대오차가 더 감소하는 것을 확인할 수 있다.

[0091] 또한, 표준편차는 청진 간호사 측정 및 본 발명에 따른 측정 방법을 통해 도출한 추정치 사이의 오차 변동의 측정을 설명하는데 사용된다. 마찬가지로, 2 단계의 의사최대진폭-의사엔빌로프를 적용한 표준편차(408)는 최대진폭 알고리즘 및 의사최대진폭-엔빌로프 방법에 따른 표준편차(406, 407)와 대비하여 현저하게 감소하는 것을 확인할 수 있다.

[0092] 의사 측정치의 증가를 통한 표준 편차에서의 감소 때문에, 본 발명에 따른 부트스트랩을 이용한 2 단계의 의사최대진폭-엔빌로프의 신뢰구간(평균)의 범위는 수축기 혈압 및 확장기 혈압에 대한 부트스트랩을 이용한 의사최대진폭 엔빌로프의 신뢰구간 범위보다 작게 나타난다. 이에 대해서는, 이하 도 5를 참조하여 설명하도록 한다.

[0093] 도 5는 본 발명의 실시예에 따른 최대진폭 알고리즘을 사용하여 수축기 혈압 및 확장기 혈압의 신뢰구간에서의 평균치를 비교한 표를 나타내는 도면이다.

[0094] 도 5에 나타나 있는 표에서, 학생의 t 분포에 따른 최대진폭 알고리즘(501), 측정에서의 불확실성 표시에 관한 가이드에 따른 최대진폭 알고리즘(502), 의사최대 진폭-엔빌로프(503) 및 2 단계의 의사최대진폭-의사엔빌로프(504) 적용시 측정되는 수축기 혈압에서의 신뢰구간(505), 하한 경계(507) 및 상한 경계(508)와 확장기 혈압에서의 신뢰구간(506), 하한 경계(509) 및 상한 경계(510)를 나타낸다. 이때, 각 측정치는 각각의 최대진폭 알고리즘을 사용하여 도출한 수축기 혈압 및 확장기 혈압의 신뢰구간(95%)에서 피험자별 5번의 측정을 통한 85개 측정 데이터의 평균 결과를 비교한 것이다.

[0095] 도 5에서, 수축기 혈압 및 확장기 혈압에서의 신뢰구간(505, 506), 하한 경계(507, 509) 및 상한 경계(508,

520)에 대한 측정치는 표준 편차(σ)로 나타낸다.

[0096] 도 5를 참조하면, 본 발명에 따른 2 단계의 의사최대진폭-엔빌로프(504) 기반의 혈압 측정치는 학생의 t 분포에 따른 최대진폭 알고리즘(501), 측정에서의 불확실성 표시에 관한 가이드에 따른 최대진폭 알고리즘(502) 및 의사최대 진폭-엔빌로프(503)에서의 혈압 측정치와 비교하여 신뢰구간에서 더 작은 확산(즉, 작은 표준 편차)을 갖는다.

[0097] 또한, 본 발명에 따르면 2 단계의 의사최대진폭-엔빌로프 적용시의 수축기 혈압의 표준 편차의 표준 편차는 도 5에 나타나 있는 학생의 t 분포에 따른 최대진폭 알고리즘(501) 적용시의 수축기 혈압의 표준 편차 및 확장기 혈압의 표준 편차에 유사한 것을 확인할 수 있다. 부트스트랩 원리에 따르면, 2 단계의 의사최대진폭-엔빌로프의 수축기 혈압 및 확장기 혈압의 분포는 성공적으로 본래 측정의 샘플링 분포를 나타낸다.

[0098] 또한, 해당 실시예에서 주목할 부분은 본 발명에 따른 2 단계의 의사최대진폭-엔빌로프(504)를 통해 도출한 수축기 혈압의 신뢰구간 표준 편차(2.4 0.9) 및 확장기 혈압의 신뢰구간 표준 편차(1.3 0.5)가 의사최대진폭-엔빌로프(503)를 통해 도출한 수축기 혈압의 신뢰구간 표준 편차(2.6 3.1) 및 확장기 혈압의 신뢰구간 표준 편차(1.5 2.3) 보다 더 작은 표준 편차를 갖는다는 점이다. 그러나, 두 가지 방법에 대한 신뢰구간의 평균 범위는 매우 비슷하다. 이것은 신뢰구간의 범위는 의사최대진폭-엔빌로프를 이용하는 방법에 대한 높은 변동을 나타낸다.

[0099] 85개의 측정치에 걸쳐 2 단계의 의사최대진폭-엔빌로프 방법을 사용하여 개선된 신뢰구간의 범위는 보다 안정적이다. 본 발명의 실시예에 따른 측정 방법으로 도출한 신뢰구간 결과는 명백하게 표준 편차가 감소하는 것을 확인할 수 있다. 또한, 도 5에 도시된 바와 같이 적은 수의 측정치로부터 신뢰구간을 얻는 것과 관련된 일반적인 의사최대진폭-엔빌로프보다 본 발명의 실시예에 따른 2 단계의 의사최대진폭-엔빌로프가 갖는 장점을 보여준다.

[0100] 6. 가중 평균 필터를 이용한 노이즈 감소 및 개선된 신뢰구간 도출 방법

[0101] 때때로, 오실로메트릭 파형은 혈압 측정 과정에서 측정 대상의 움직임, 전자 장치 및 환경 상태로부터 비롯되는 임펄시브 노이즈 및 가우시안 노이즈와 같은 부가적인 노이즈에 의해 오염된다. 그러나, 일반적인 가우시안 모델은 노이즈 영향에 대하여 제대로 정의하지 않는다.

[0102] 본 발명의 실시예에 따른 혈압 측정 방법은 임펄시브 노이즈 및 가우시안 노이즈 환경에서의 2 단계의 의사최대진폭-엔빌로프 알고리즘의 강인성을 평가하기 위해 인위적으로 임펄시브 노이즈 및 가우시안 노이즈를 발생시킨다.

[0103] 먼저, 임펄시브 노이즈는 4개의 파라미터(스케일 파라미터 $\gamma > 0$, 안정성 인덱스 $\alpha \in (0,2]$, 비대칭 파라미터 $\delta \in [-1, 1]$ 및 위치 파라미터 $\beta \in R$)로 나타낼 수 있다. 스케일 파라미터 γ는 임펄시브 노이즈를 발생시키는데 주 요소이고, 이는 가우시안 분포의 다양성과 유사하다. 본 발명의 실시예에서 안정성 인덱스 $\alpha = 0.5$는 분포의 말단 부분의 두께를 측정하고, 비대칭 파라미터가 $\delta = 0$으로 설정될 때 안정된 분포는 대략 위치 파라미터 $\beta = 0$와 대칭된다.

[0104] 이와 같이 임의적으로 생성한 임펄시브 노이즈에 기초하여, 임펄시브 노이즈 및 가우시안 노이즈 환경에서의 본 발명의 실시예에 따른 혈압 측정 시뮬레이션 결과에 대해 도 6 및 도 7을 참조하여 설명하도록 한다.

[0105] 도 6은 본 발명의 실시예에 따른 혈압 측정 방법에서 가중 평균 필터를 사용한 전처리 단계에서 임펄시브 노이즈를 감소시킨 오실로메트릭 파형의 일 예를 나타내는 도면이다.

[0106] 도 6의 (a)는 기본적인 오실로메트릭 파형의 일 예를 나타내고, 도 6의 (b)는 임펄시브 노이즈($\gamma = 2.0$)가 적용된 오실로메트릭 파형의 일 예를 나타내고, 도 6의 (c)는 임펄시브 노이즈($\gamma = 2.0$)가 적용된 오실로메트릭 파형의 확대된 도면을 나타내고, 도 6의 (d)는 가중평균 필터 사용시 노이즈 제거된 오실로메트릭 파형의 일 예를 나타낸다. 여기서, γ은 스케일 파라미더이다.

[0107] 실제로, 임펄시브 노이즈로 오염된 오실로메트릭 파형에서 본 발명에 따른 가중 평균 필터를 사용한 2 단계의 의사최대진폭-엔빌로프의 강인성을 확인하기 위해 상관계수 계산을 이용하였다. 그 결과, 도 6의 (a)에 도시된 상부 패널과 도 6의 (d)에 도시된 하부 패널 사용 사이의 상관 계수는 0.99이고, 이것은 상대적으로 매우 높은 것으로 간주될 수 있다.

[0108] 도 7은 피험자의 움직임에 의한 노이즈 영향에 대하여 가중 평균 필터를 적용한 처리과정의 일 예를 나타내는 도면이다. 도 7의 (a)는 상부 패널에서의 엔빌로프 길이에 따른 진폭을 나타내고, 도 7의 (b)는 하부 패널에서

의 엔빌로프 길이에 따른 진폭을 나타낸다.

[0109] 도 7을 참조하면, 측정된 엔빌로프는 상부 패널 및 하부 패널에서의 엔빌로프와 비교하여 갑자기 변동한다. 그 결과, 측정된 엔빌로프는 엘빌로프의 길이가 18 ~ 30 sec 및 57 ~ 60 sec 일때 상단 패널 및 하단 패널에서의 엔빌로프보다 매끄러운 형태를 나타낸다. 그리고, 오염된 오실로메트릭 엔빌로프에서 모든 작은 노치(notch)들은 제거된다. 그러므로, 본 발명의 실시예에 따른 가중 평균 필터를 이용한 2 단계의 의사최대진폭-엔빌로프는 임펄시브 노이브 및 가우시안 노이즈 환경에서 매우 효과적이다.

[0110] 다음으로, 도 8은 본 발명의 실시예에 따른 가중 평균 필터를 적용하여 임펄시브 노이즈 환경에서의 수축기 혈압 및 확장기 혈압에 대한 신뢰구간을 나타내는 도면이다. 마찬가지로, 피험자별 5번의 혈압 측정을 통해 도출한 총 85개의 측정치의 평균을 이용한 것이다.

[0111] 도 8에 나타나 있는 표는, 0.5 ~ 2.0 이내 0.5 단위별로 증가하는 임펄시브 노이즈 환경(804)에서 학생의 t 분포에 따른 최대진폭 알고리즘 및 측정에서의 불확실성 표시에 관한 가이드에 따른 최대진폭 알고리즘(801), 가중 평균 필터를 적용한 의사최대 진폭-엔빌로프(802) 및 가중 평균 필터를 적용한 2 단계의 의사최대진폭-의사엔빌로프(803)에 따른 수축기 혈압(805), 확장기 혈압(806), 수축기 혈압의 신뢰구간(807) 및 확장기 혈압의 신뢰구간(808)을 기록한 것이다.

[0112] 여기서, 수축기 혈압(805), 확장기 혈압(806), 수축기 혈압의 신뢰구간(807) 및 확장기 혈압의 신뢰구간(808)은 각각 표준 편차(σ)로 나타낸 것이고, N/A 는 사용할 수 없는 상태를 의미한다.

[0113] 도 8을 참조하면, 임펄시브 노이즈 환경에서는 종래 방법에 따른 학생의 t 분포에 따른 최대진폭 알고리즘 및 측정에서의 불확실성 표시에 관한 가이드에 따른 최대진폭 알고리즘(801)을 적용하였을 때의 측정 결과는 사용할 수 없게 된다. 즉, 종래 방법에 따른 학생의 t 분포에 따른 최대진폭 알고리즘 및 측정에서의 불확실성 표시에 관한 가이드에 따른 최대진폭 알고리즘은 임펄시브 노이즈로 오염된 환경에서는 매우 약한 특성을 나타내며 제대로 작동하지 않는 것으로 볼 수 있다.

[0114] 반면, 본 발명의 실시예에 따른 가중 평균 필터를 적용한 의사최대 진폭-엔빌로프(802) 및 가중 평균 필터를 적용한 2 단계의 의사최대진폭-의사엔빌로프(803) 적용시의 수축기 혈압의 신뢰구간(807) 및 확장기 혈압의 신뢰구간(808)은 임펄시브 노이즈(804)의 값이 0.5 ~ 2.0 이내에서 변동하더라도 동일한 값으로 측정된다. 즉, 본 발명의 실시예에 따른 가중 평균 필터 사용시 혈압 측정 방법이 임펄시브 노이즈로 오염된 환경에서도 제대로 작동하며 노이즈 영향을 거의 받지 않는 강인성을 갖는다는 것을 확인할 수 있다.

[0115] 임펄시브 노이즈와 마찬가지로 백색 가우시안 노이즈의 발생 및 노이즈 영향에 대한 강인성에 대하여 도 9를 참조하여 설명하도록 한다.

[0116] 도 9는 본 발명의 실시예에 따른 가중 평균 필터를 적용하여 가우시안 노이즈 환경에서의 수축기 혈압 및 확장기 혈압에 대한 신뢰구간을 나타내는 도면이다. 마찬가지로, 피험자별 5번의 혈압 측정을 통해 도출한 총 85개의 측정치의 평균을 이용한 것이다.

[0117] 도 9에 나타나 있는 표는, 5 ~ 20 dB 이내 5 dB별로 증가하는 신호대 잡음비(904)에서 학생의 t 분포에 따른 최대진폭 알고리즘 및 측정에서의 불확실성 표시에 관한 가이드에 따른 최대진폭 알고리즘(901), 가중 평균 필터를 적용한 의사최대 진폭-엔빌로프(902) 및 가중 평균 필터를 적용한 2 단계의 의사최대진폭-의사엔빌로프(903)에 따른 수축기 혈압(905), 확장기 혈압(906), 수축기 혈압의 신뢰구간(907) 및 확장기 혈압의 신뢰구간(908)을 기록한 것이다.

[0118] 여기서, 수축기 혈압(905), 확장기 혈압(906), 수축기 혈압의 신뢰구간(907) 및 확장기 혈압의 신뢰구간(908)은 각각 표준 편차(σ)로 나타낸 것이고, N/A 는 사용할 수 없는 상태를 의미한다.

[0119] 도 9을 참조하면, 신호대 잡음비(904)가 변동하더라도 종래 방법에 따른 학생의 t 분포에 따른 최대진폭 알고리즘 및 측정에서의 불확실성 표시에 관한 가이드에 따른 최대진폭 알고리즘(901)을 적용하였을 때의 측정 결과는 모두 사용할 수 없게 된다. 즉, 종래 방법에 따른 학생의 t 분포에 따른 최대진폭 알고리즘 및 측정에서의 불확실성 표시에 관한 가이드에 따른 최대진폭 알고리즘은 가우시안 노이즈로 오염된 환경에서는 작동하지 않는 것으로 볼 수 있다.

[0120] 반면, 본 발명의 실시예에 따른 가중 평균 필터를 적용한 의사최대 진폭-엔빌로프(902) 및 가중 평균 필터를 적용한 2 단계의 의사최대진폭-의사엔빌로프(903) 적용시의 측정 결과는 신호대 잡음비(904)가 5dB 및 10dB인 경우를 제외하고는 잘 동작하는 것을 확인할 수 있다. 즉, 본 발명의 실시예에 따른 가중 평균 필터 사용시 혈압

측정 방법이 백색 가우시안 노이즈로 오염된 환경에서도 제대로 작동하며 강인성을 갖는다는 것을 확인할 수 있다.

[0121] 이와 같이 상술한 본 발명의 실시예에 따른 혈압 측정 방법은 궁극적으로 적은 수의 혈압 측정치를 이용하여 수축기 혈압 및 확장기혈압의 개선된 신뢰구간을 유도하기 위한 것이다.

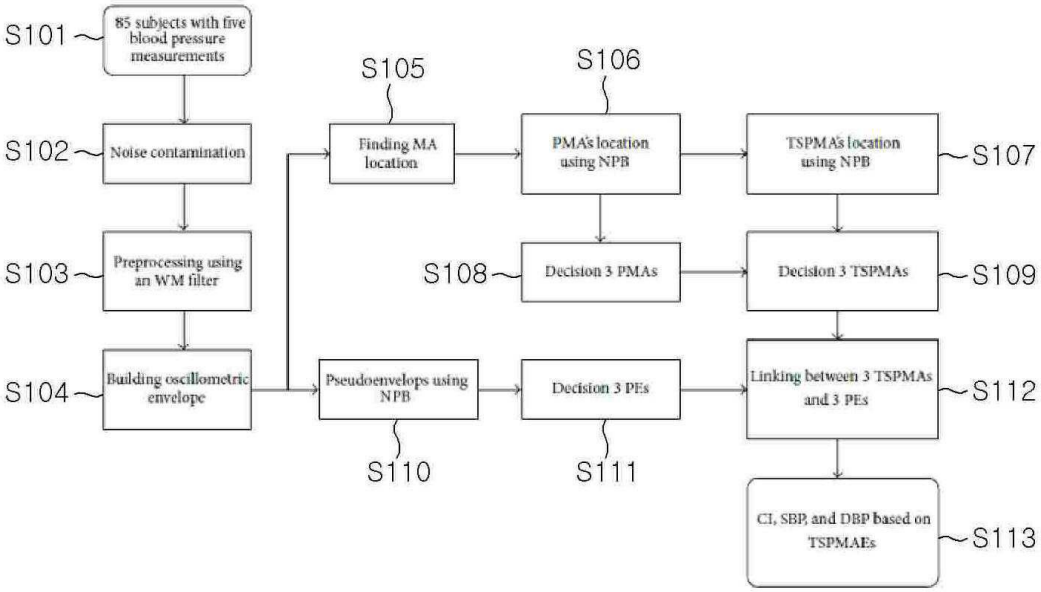
[0122] 본 발명의 실시예에 따른 측정 방법을 이용하여 획득한 측정 기록과 상기 도 4에서 상술한 청진 간호사 기록 방법을 이용하여 획득한 기록간의 오차 변동의 정도를 조사해보면, 본 발명의 실시예에 따른 수축기 혈압 및 확장기 혈압의 평균절대오차는 최대진폭 알고리즘을 통해 획득한 것과 유사하다. 본 발명에 따른 2 단계의 의사최대진폭-엔빌로프 측정 방법은 청진 간호사 기록 방법에 대하여 대략 5~6 ㎜Hg의 평균절대오차를 갖는다. 본 발명에 따른 측정 방법은 강력한 혈압 추정을 제공하는데 초점을 두고 있지는 않지만, 평균절대오차의 결과는 미국 국립 표준 협회 표준 프로토콜의 5㎜Hg 권고 내에 속하지 않는 반면 표준 편차의 결과는 의료 기구 발전 협회에서 제안하는 표준 프로토콜에 의해 만족된다.

[0123] 본 발명의 실시예에 따른 혈압 측정 방법은 진단 표준으로부터 표준화된 오차를 통해 구할 수 있는 것과 비교하여 직접적으로 추정 정확성에 초점을 두고 있지는 않다. 만약 추정치의 표준 편차가 낮고 바이어스가 없는 경우, 추정치가 정확하다고 간주 될 수 있다. 신뢰구간 결과에서 표준 편차의 감소는 부트스트랩 원리를 사용하는 재-샘플링에 기인하여 효율적인 샘플 개수의 증가를 초래할 수 있다. 이러한 결과는 본 발명에 따른 방법론은 표준 편차를 감소시키고 결과적으로 정확도를 향상시킨다.

[0124] 즉, 본 발명은 적은 개수의 혈압 측정치를 처리하는데 가장 적합함을 의미한다. 본 발명은 일반적인 기록, 임펄시브 노이즈 및 백색 가우시안 노이즈 상태에서 신뢰구간을 구하는 것에 대해 기존의 방법들보다 뛰어나다. 실제로, 본 발명은 셀프 및 홈 기반의 모니터링 시나리오에 대한 잠재적인 적용으로 광범위하게 사용될 수 있다. 따라서, 뻣뻣한 동맥과 넓은 펄스 압력을 갖는 노인층을 위한 방법으로 확장되고 가까운 미래에 이러한 결과를 보여줄 것이라고 예상한다.

도면

도면1



MA: Maximum amplitude

WM: Weighted median

NPB: Nonparametric bootstrap

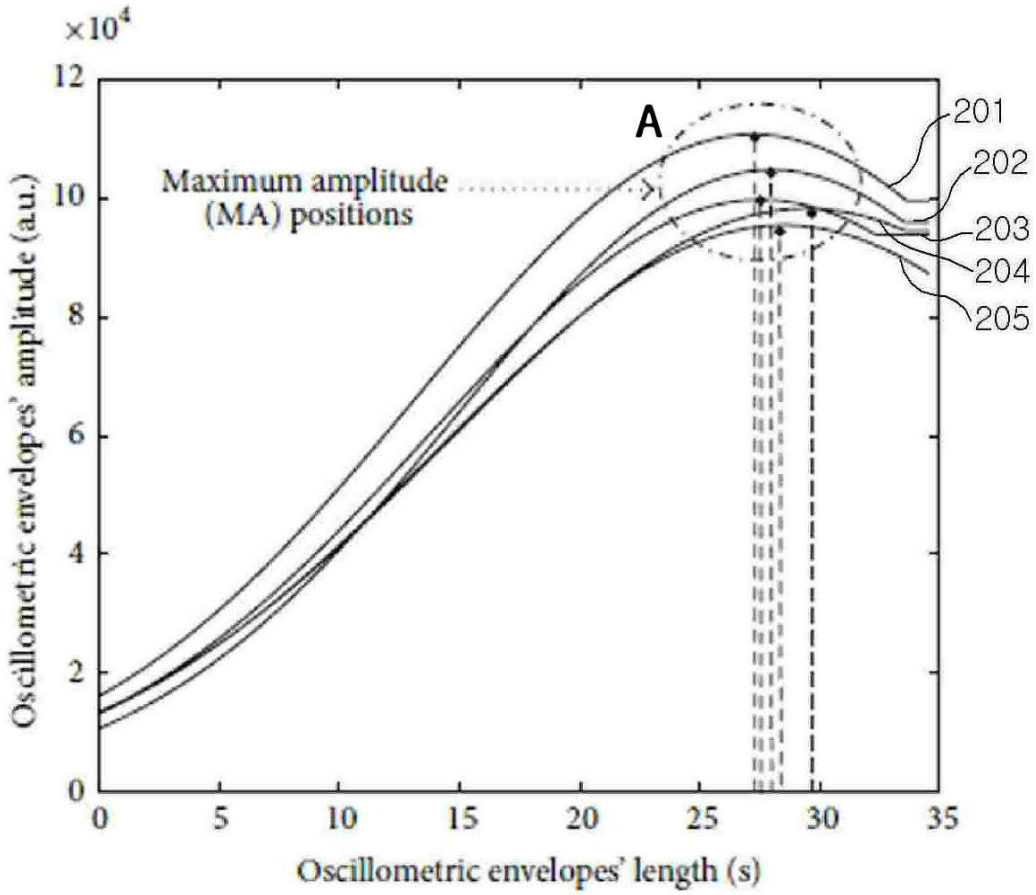
PMA: Pseudomaximum amplitude

PE: Pseudoenvelope

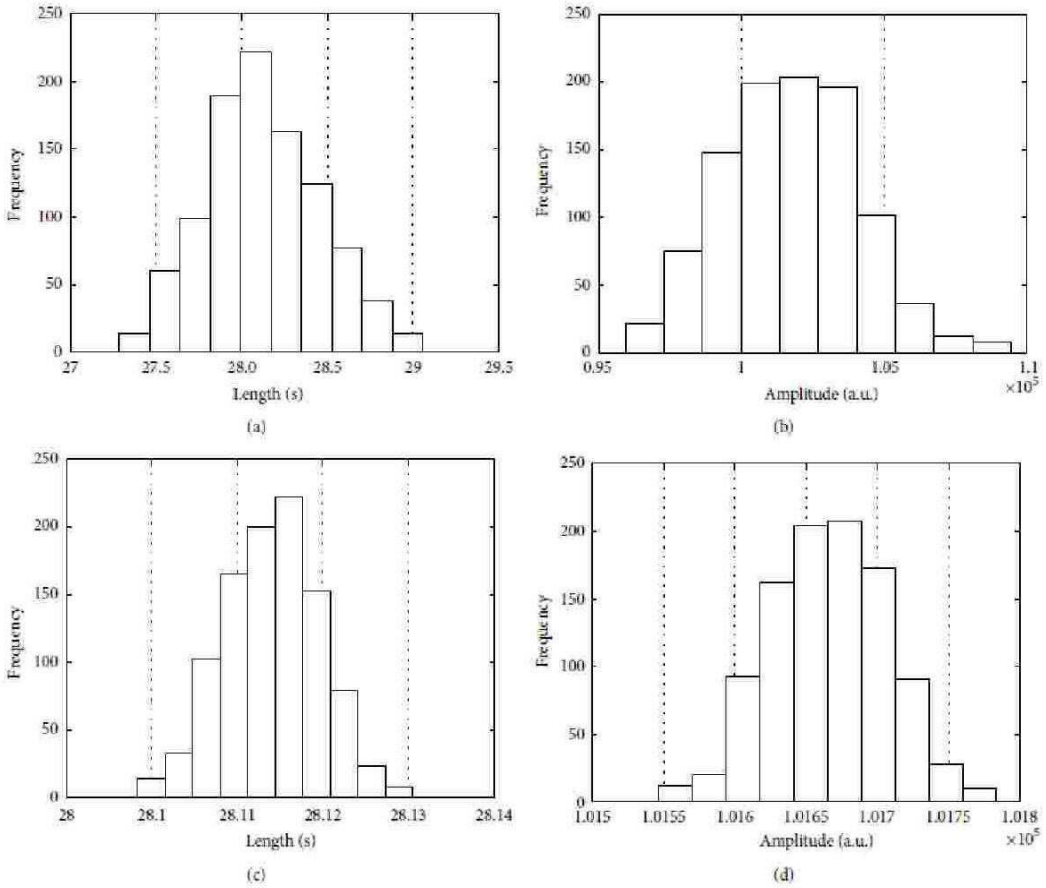
TSPMA: Two-step pseudomaximum amplitude

TSPMAE: Two-step pseudomaximum amplitude-pseuodenvelope

도면2


×10^4
12
10
8
6
4
2
0
0
5
10
15
20
25
30
35
Oscillometric envelopes' amplitude (a.u.)
Oscillometric envelopes' length (s)
Maximum amplitude
(MA) positions
A
201
202
203
204
205

도면3



도면4

	403	404	405	406	407	408
BP (mmHg)	MAE (nurse versus MAA)	MAE (nurse versus PMAE)	MAE (nurse versus TSPMAE)	SD (nurse versus MAA)	SD (nurse versus PMAE)	SD (nurse versus TSPMAE)
401 SBP	6.52	6.49	6.48	5.94	5.91	5.72
402 DBP	5.63	5.63	5.60	5.32	5.33	5.10

SBP: Systolic blood pressure

DBP: Diastolic blood pressure

BP: Blood pressure

MAE: Mean absolute error

SD: Standard deviation

MAA: Maximum amplitude algorithm

PMAE: Pseudomaximum amplitude-envelope

TSPMAE: Two-step pseudomaximum amplitude-pseuodenvelope

도면5

	505	506	507	508	509	510
BP	SBP (σ)	DBP (σ)	SBP (σ)	SBP (σ)	DBP (σ)	DBP (σ)
(mmHg)	CI	CI	L	U	L	U
501 MAAST	13.5 8.1	9.3 5.7	106.7 14.3	120.2 16.5	62.4 10.4	71.7 11.0
502 MAAGUM	14.1 7.8	10.1 5.3	106.4 14.3	120.5 16.4	62.0 10.4	72.1 10.9
503 PMAE	2.6 3.1	1.5 2.3	112.4 13.9	115.0 14.9	66.7 10.5	68.2 9.9
504 TSPMAE	2.4 0.9	1.3 0.5	111.4 14.5	113.7 14.8	68.8 10.2	70.1 10.5

SBP: Systolic blood pressure

DBP: Diastolic blood pressure

BP: Blood pressure

CI: Confidence interval

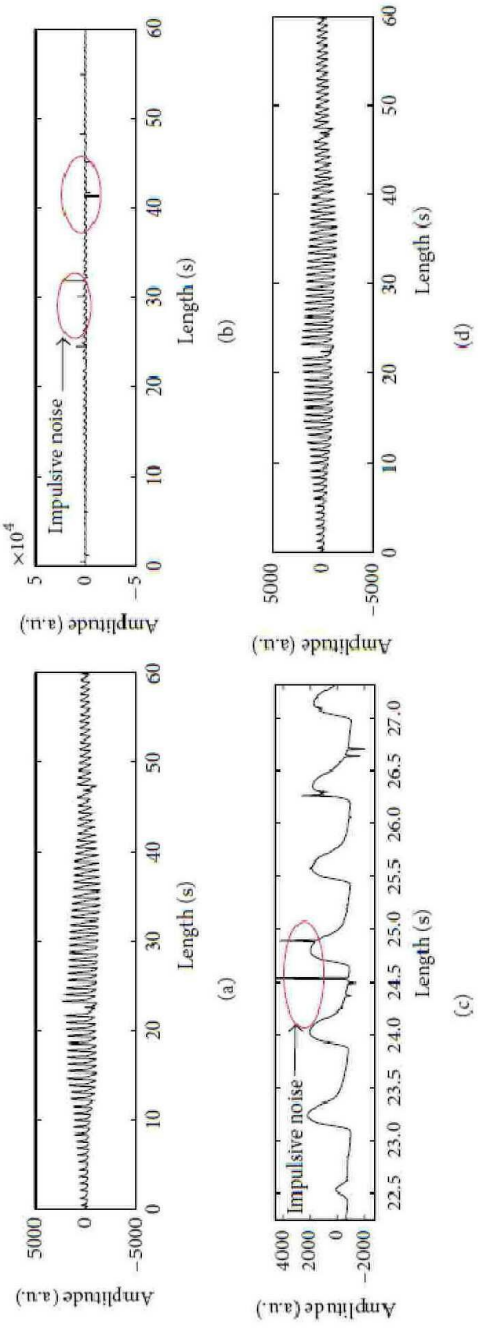
MAAST: Maximum amplitude algorithm with Student's t-distribution

MAAGUM: Maximum amplitude algorithm with Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement

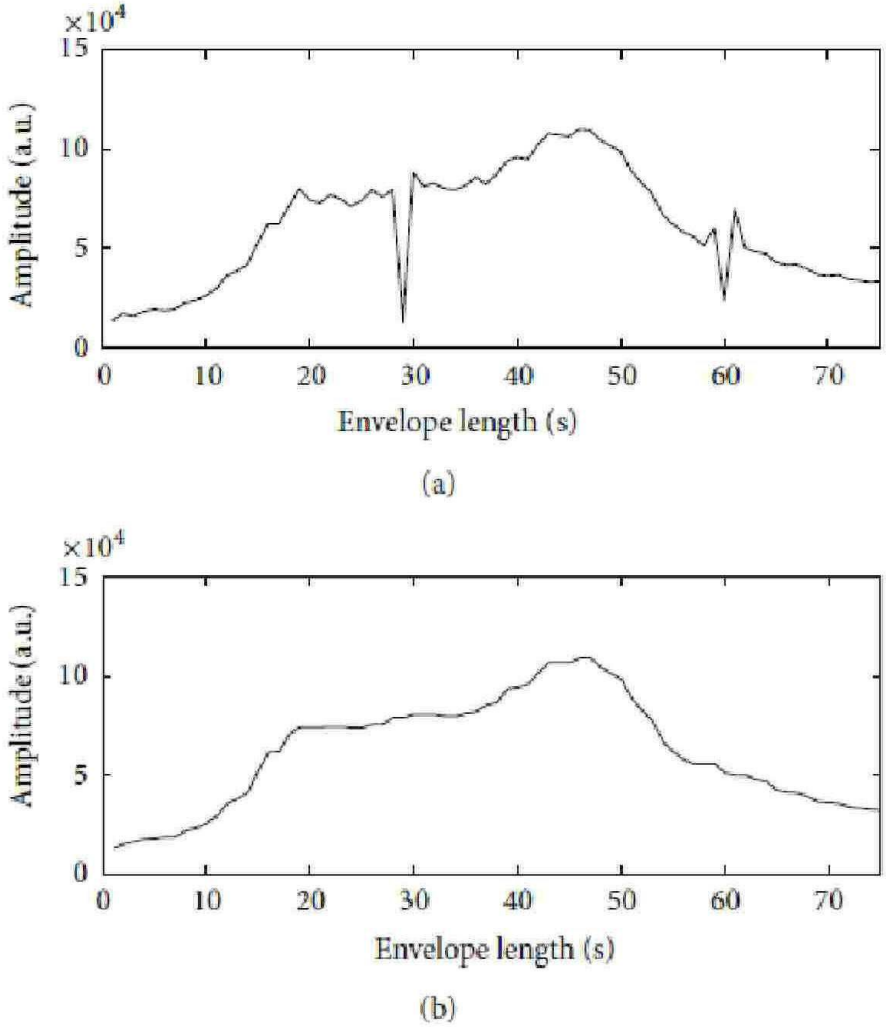
PMAE: Pseudomaximum amplitude-envelope

TSPMAE: Two-step pseudomaximum amplitude-pseuodenvelope

도면6


Impulsive noise
Impulsive noise
Amplitude (a.u.)
Length (s)
(a)
(b)
(c)
(d)

도면7


×10^4
15
10
5
0
Amplitude (a.u.)
0
10
20
30
40
50
60
70
Envelope length (s)
(a)
×10^4
15
10
5
0
Amplitude (a.u.)
0
10
20
30
40
50
60
70
Envelope length (s)
(b)

도면8

804 805 806 807 808

	BP (mmHg)	γ	SBP (σ)	DBP (σ)	CI SBP (σ)	CI DBP (σ)
801	MAAST and MAAGUM	2.0	N/A	N/A	N/A	N/A
	MAAST and MAAGUM	1.5	N/A	N/A	N/A	N/A
	MAAST and MAAGUM	1.0	N/A	N/A	N/A	N/A
	MAAST and MAAGUM	0.5	N/A	N/A	N/A	N/A
802	PMAEWM	2.0	114.1 14.2	67.6 10.3	2.6 3.0	1.6 2.4
	PMAEWM	1.5	114.2 14.2	67.5 10.2	2.6 3.0	1.5 2.4
	PMAEWM	1.0	114.2 14.3	67.5 10.2	2.6 3.0	1.5 2.3
	PMAEWM	0.5	114.1 14.2	67.5 10.2	2.6 3.0	1.6 2.3
803	TSPMAEWM	2.0	113.5 14.1	68.6 10.3	2.5 1.0	1.4 0.6
	TSPMAEWM	1.5	113.2 14.2	68.5 10.2	2.4 0.9	1.3 0.6
	TSPMAEWM	1.0	113.2 14.1	68.6 10.2	2.4 0.9	1.3 0.5
	TSPMAEWM	0.5	113.1 14.2	68.6 10.2	2.4 0.9	1.2 0.5

SBP: Systolic blood pressure

DBP: Diastolic blood pressure

BP: Blood pressure

CI: Confidence interval

MAAST: Maximum amplitude algorithm with Student's t-distribution

MAAGUM: Maximum amplitude algorithm with Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement

PMAEWM: Pseudomaximum amplitude-envelope with weighted median

TSPMAEWM: Two-step pseudomaximum amplitude-pseuodenvelope with weighted median

도면9

	904	905	906	907	908
BP (mmHg)	SNR	SBP (σ)	DBP (σ)	CI SBP (σ)	CI DBP (σ)
901 MAAST and MAAGUM	5 dB	N/A	N/A	N/A	N/A
MAAST and MAAGUM	10 dB	N/A	N/A	N/A	N/A
MAAST and MAAGUM	15 dB	N/A	N/A	N/A	N/A
MAAST and MAAGUM	20 dB	N/A	N/A	N/A	N/A
902 PMAEWM	5 dB	N/A	N/A	N/A	N/A
PMAEWM	10 dB	N/A	N/A	N/A	N/A
PMAEWM	15 dB	114.3 14.8	67.4 10.1	3.5 4.4	1.7 2.5
PMAEWM	20 dB	114.1 14.1	67.4 10.2	3.1 5.3	1.5 2.1
903 TSPMAEWM	5 dB	N/A	N/A	N/A	N/A
TSPMAEWM	10 dB	N/A	N/A	N/A	N/A
TSPMAEWM	15 dB	113.3 14.8	68.4 10.1	3.5 1.5	1.7 0.8
TSPMAEWM	20 dB	113.1 14.1	68.4 10.2	3.1 1.4	1.5 0.7

SBP: Systolic blood pressure

DBP: Diastolic blood pressure

BP: Blood pressure

CI: Confidence interval

MAAST: Maximum amplitude algorithm with Student's t-distribution

MAAGUM: Maximum amplitude algorithm with Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement

PMAEWM: Pseudomaximum amplitude-envelope with weighted median

TSPMAEWM: Two-step pseudomaximum amplitude-pseuodenvelope with weighted median