

(19)대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(51) Int. Cl. (11) 공개번호 10-2006-0046075
A61B 5/02 (2006.01) (43) 공개일자 2006년05월17일

(21) 출원번호 10-2005-0041114
(22) 출원일자 2005년05월17일

(30) 우선권주장 102004024334.4 2004년05월17일 독일(DE)

(71) 출원인 펠션 메디컬 시스템스 아게
독일, 81729 뮌헨 슈탈그루베르링그 28

(72) 발명자 파이프, 닥터 올리히 제이.
독일, 81667 뮌헨, 메츠슈트라쎄 34에이
크놀, 라인홀트
독일, 81543 뮌헨, 콜롬부스슈트라쎄 32
레흐, 슈테판
독일, 81673 뮌헨, 요셉스부르크슈트라쎄 7

(74) 대리인 한양특허법인

심사청구 : 없음

(54) 혈류역학 파라미터 결정용 장치

요약

제1 입력채널(1)을 통해서, 동맥에서 측정된 압력 신호가 지속적으로 입력된다. 입력된 압력 신호는 작동하는 메모리(RAM) 내에서, 일시적으로 메모리에 저장된다. 함수 p(t)는, 심장/혈관 부피 CO 및 그로부터 다른 혈류역학 파라미터를 계산하기 위해서 중앙 처리 장치(CPU)에 의해 처리된다. 상기 계산은 아래의 단계를 포함한다. 전신 혈관 저항 SVR_k는 맥박 주기 동안 계산된다. 현재의 맥박 주기의 일회박출량 SV_k은, 아래의 식

$$SV_k \propto \sum \left(\frac{p_i(t)}{SVR_k} + C_k(p_i) \frac{dp_i}{dt} \right)$$

에 따라서, 맥박 주기의 (수축기의) 압력값으로부터 수치적으로 결정되며, 여기서 탄성 C_k(p)는 C_k(p)=(MAP-CVP)_k/[SVR_k·<dp/dt>_k]·f(MAP, p_i)이다. 이완기에서 압력 곡선의 평균 기울기 <dp/dt> 뿐만 아니라, 평균 동맥압 MAP와 중심정맥압 CVP 사이의 차는 현재의 맥박 주기 동안 재결정된다. 현재 맥박 주기에서 결정된 심장/혈관 부피는 PCCO_k=SV_k·HR 로부터 결정된다. 따라서, 지속적으로 결정된 압력 측정 데이터로부터 얻어진 파라미터에 의해, 탄성뿐만 아니라 전신 혈관 저항의 지속적인 재보정이 발생한다.

대표도

도 1

명세서

도면의 간단한 설명

도 1은 본 발명에 따른 장치의 대략적인 개요를 도시한 도면이다.

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 맥박 외형(pulse contour) 분석에 의해 환자의 혈류역학(hemodynamic) 파라미터를 결정하는 장치에 관한 것이다.

비선형 에어 돔 모델에 기초한 맥박 외형 분석에 의한 혈류역학 파라미터의 결정은, 특히 심장/시간 부피(심박출량 CO)는, 현재도 계속 진행되고 있는 DE 198 14 371 A1뿐 아니라 거기에 기재되어 있는 문헌에도 자세히 기술되어 있다. 맥박 외형 분석을 위한 상기 기초적인 측정 변수는, 예컨대, 다리 동맥에서의 동맥 카테터(catheter)에 의해 지속적으로 측정되는 대동맥압에 근사적으로 대응하는 압력이다. 펄션 메디컬 시스템스 아게(Pulsion Medical Systems AG)의 맥박 외형 분석 시스템은 지정 PiCCO 하에 상업적으로 이용가능하다.

함수 P(t), 즉 상기 대동맥압에 근사적으로 대응하는 압력 신호의 시간 진행에서 발생하는, 혈류역학 파라미터를 결정하는 데 있어서 중요한 변수들은, 특히, 소위 탄성(C: Compliance) 외에도 전신혈관저항(SVR: systemic vascular resistance)이 있다. 후자는 대혈액순환계(large blood circulation system)의 혈관계에서 혈류가 통과하는(flow-through) 저항으로서 설명되고, 전자는 대동맥 부위의 탄성으로서 설명된다. 대응 구성에서, 이들 변수는 저항 및 캐패시터로 표현될 수 있다. 예전의 연구법의 경우, 특히, 탄성은 때때로 무시되었다.

탄성을 측정하는 장치 및 방법은 DE 198 14 371 A1에 개시되어 있다.

맥박 외형 분석을 종래 실행하는 경우에는, 보정 측정의 범위 내에서 결정되면서 그에 따라서 변경되지 않는 보정값이 전신혈관저항 및 탄성을 (후자가 무시되지 않는다면) 결정하는 데에 포함된다. 이 보정 측정은 경폐 열회석 측정에 의한 심장/시간 부피의 보정값 결정을 포함한다.

맥박 주파수(심장 박동수, HR: Heart Rate)와 일회박출량(SV: Stroke Volume)의 곱으로 산출되는 맥박 외형 분석에 의해 결정되는 심장/시간 부피(맥박 외형 심박출량, PCCO)에 대하여, 다음의 식들이 이용된다.

일회박출량(SV)은 아래의 식

$$SV \propto \int \left(\frac{p(t)}{SVR} + C(p) \cdot \frac{dp}{dt} \right) dt$$

에 따라서, 맥박 주기 또는 수축기에 대하여 적분함으로써 산출된다(여기서, t는 시간, p는 압력, SVR은 전신혈관저항, C는 탄성이다).

이와 관련하여, 모든 맥박주기 k에 대하여 수치 적분함으로써 k가 계산되며, 이때 탄성은 아래의 식

$$C(p) = \frac{CO_{TD}}{\left\langle \frac{dp}{dt} \right\rangle_{Cal}} \cdot \frac{1}{\frac{3}{MAP_{Cal}} p - 3 - \frac{1}{MAP_{Cal}^2} p^2}$$

의 형태로 대입된다(여기서, CO_{TD} := 경폐 열회석 측정에 의해 결정된 심장/시간 부피의 보정값, $\langle dp/dt \rangle_{Cal}$:= 보정값을 측정하는 동안 이완기에서 압력 곡선의 평균[음의 값의] 기울기, P_d := 이완기압; MAP_{Cal} := 보정값을 측정하는 동안의 평균 동맥압).

파라미터 CO_{TD} , MAP_{Cal} , $\langle dp/dt \rangle_{Cal}$ 는 보정 측정의 범위 내에서만 결정될 뿐이며, 그리고 나서 모든 심장/시간 부피 계산에 이용된다.

전신혈관저항(SVR)에 대해서도, 마찬가지로, 아래의 식

$$SVR_{Cal} = (MAP - CVP)_{Cal} / CO_{TD}$$

에 따라서 결정된 보정값이 이용되는데(여기서 MAP := 평균 동맥압, CVP := 중심정맥압), 이 값은 보정 측정의 범위 내에서 결정되며 그리고 나서 모든 심장/시간 부피 계산에서 상수로 이용된다.

(계산 측정으로 시작해서 산출되는) 환자를 모니터링하는 지속시간이 늘어남에 따라서, 맥박 외형 분석에 의해 결정된 혈류역학 파라미터는 그 질적인 면에서 떨어진다고 알려져 왔다. 즉, 맥박 외형 분석에 의해 얻어진 혈류역학 파라미터가 실제 생리적 조건에서 특정한 선결 측정치보다 많이 벗어날 가능성이 증가한다.

이를 보상하기 위해서, 열 회석에 의한 보정 측정이 짧은 기간에 반복될 수 있다. 하지만, 이것은 많은 노력과 지출로, 특히 일시 주사의 투약으로 연결되어서, 관련된 직원에게 시간적인 부담을 지우고, 그에 따라서 그 직원을 다른 직무에 이용할 수 있는 가능성이 감소할 뿐만 아니라, 모니터링 되는 환자에게도 추가적인 스트레스가 됨을 의미한다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

상술한 모든 내용의 배경에 앞서, 본 발명은, 그 사용에 있어서 열회석에 의한 보정 측정의 규칙적인 반복이 필요하지 않고, 질적인 변화가 없는 측정데이터 평가를 가져오는, 맥박 외형 분석에 의해서 혈류역학 파라미터를 결정하는 장치를 만드려는 과제에 근거한 것이다.

발명의 구성 및 작용

본 발명의 한 실시형태에 따라서, 이 과제는 청구항 제1항에 따라서, 맥박 외형 분석에 의해 환자의 혈류역학 파라미터를 결정하는 장치를 이용해서 달성된다.

바람직한 실시형태들은 청구항 제2항 내지 제19항에 따라서 구성된다.

따라서, 연속적으로 결정된 압력 측정 데이터로부터 얻어진 파라미터들에 의해, 특정 방법으로, 전신혈관저항의 연속적인 보정이, 바람직하게는 탄성의 연속적인 보정도 역시, 발생한다.

본 발명에 따라서, 상술한 것처럼, 그 기본적인 특성에 있어서, 맥박 외형 분석(PCCO)에 의해서 심장/시간 부피의 결정이 있을 수 있지만, 종래에 그에 의해서 보정 측정의 범위 내에서 결정되며 그리고 나서 상수도 취급되던 하나 이상의 파라미터들은 함수 $p(t)$ 로부터, 바람직하게는 모든 맥박 주기마다, 정기적으로 재산출된다.

이러한 목적을 위해서, 우선 전신혈관저항 SVR에 대해서 지속적인 재계산이 일어난다. 기본적으로, SVR 값은 아래의 식

$$SVR = (MAP - CVP) / CO$$

에서부터 유도된다.

하지만, 심장/시간 부피 CO에 대한 맥박 외형 분석에 의해 얻어진 심장/시간 부피 PCCO를 단순 대입하는 것은 순환 방정식(circular equation)을 낳게 된다. 이는 기본적으로 반복 처리에 의해 해결될 수 있지만, 전신혈관저항에 큰 변화가 있는 경우에는 불안정을 야기한다. 따라서, 전신혈관저항 SVR의 변화에 대한 추가적인 또는 대안적인 기준을 제공하는 것이 좋다. 전신혈관저항의 변화를 고려하여, 이용 가능한 적절한 파라미터들은, 특히, 다음과 같다.

- 수축기압(systolic pressure) P_s ,
- 평균 동맥압(mean arterial pressure) MAP,
- 맥박압(pulse pressure) $PP = (P_s - P_d)$,
- 수축기와 이완기 사이 전이 시의 압력과 이완기압(diastolic pressure) 간의 차이 ($P_n - P_d$),
- 이완기 압력 곡선의 평균 기울기 $\langle dp/dt \rangle$.

맥박 주기의 이완기(diastolic phase)는 기하급수적 감소에 의해서 다음의 식

$$p(t) - \text{offset} = \text{const.} \cdot \exp(-t/\tau)$$

과 같이 편리하게 근사가 가능하다.

여기서 offset은 기하급수적 감소 초기의 가로좌표 값을 참조하며, $\exp(-t/\tau)$ 는 독립변수 $(-t/\tau)$ 를 가지는 지수 함수이고, 시간 상수 τ 는 아래의 식

$$\tau = [p(t) - \text{offset}] / (dp/dt)$$

에 따라서 압력 곡선으로부터 얻을 수 있다.

캐패시턴스(탄성) 및 저항(전신혈관저항)의 단순화된 대체 개념도에 대해서는 다음의

$$\tau = SVR \cdot C(p)$$

과 같은 식을 적용한다.

이런 식들로 근본적으로 충분하다고 할지라도, 상기 파라미터들의 함수인 실험식들을 이용함으로써, 특히 즐겨 적용되는 아래의 식

$$SVR = SVR_{cal} \cdot (\tau / \tau_{cal})^a \cdot (Pd / Pd_{cal})^b$$

에 의해 결과를 향상시킬 수 있으며, 여기서 SVR_{cal} 은 전신 저항의 보정값이며, τ_{cal} 은 시간상수 τ 의 보정값이고, Pd 는 이완기 동맥압이며, Pd_{cal} 은 이완기 동맥압의 보정값이고, a, b 는 실험적으로 측정되거나 추정된 지수이다. 보정값 $SVR_{cal}, \tau_{cal}, Pd_{cal}$ 은 열회석 측정을 포함한 보정 측정의 범위 내에서 결정된다. $a=0.3$ 및 $b=1$ 로 파라미터를 선택해도 적합한 결과를 낳지만, 이들 파라미터를 약간 변경함으로써 보다 적합한 결과를 얻을 수 있다.

(동맥)이완기압 Pd 및 수축기와 이완기 사이 전이 시의 압력 P_n 은, 혈류역학 파라미터들의 추가적인 계산에 필요한 정도까지, 정기적으로 재결정되는 것이 바람직하다. 이와 관련하여, 이완기압을 결정하기 위해서뿐만 아니라 소위 "다이아크로틱 노치(diachrotic notch)"로 불리는, 수축기와 이완기 사이 전이를 결정하기 위해서 향상된 경로를 실행하는 것은 특히 유리하다.

함수 $p(t)$ 의 제1 도함수($y' = dp/dt$) 및 제2 도함수($y'' = d^2p/dt^2$)는 적절한 평활(smoothing) 알고리즘을 이용하여 결정된다. 이들로부터, 지시함수가 결정되는데, 이는 함수 $p(t)$ 의 로컬 곡률의 측정치(measure)를 나타낸다. 곡률함수

$$K = y'' / (1 + y'^2)^{3/2}$$

가 특히 적합하다. 이것은 로컬 곡률 반경의 역수값으로 해석할 수 있다. 바람직하게는, 실험으로 수집된 데이터로부터 얻어진, 수축기와 이완기 사이 전이 시의 동맥압 함수의 전형적인 진행이 근사적으로 아크(arc) 형태를 이루도록, 함수 $p(t)$ 에 대해서 축 조정을 한다.

곡률 함수 K 의 최대값의 위치는 함수 $p(t)$ 의 범위 내에서 결정되는데, 그 범위 내에서 이 함수는 현재 맥박 주기 내 최대값의 90%에서 10%까지, 바람직하게는 90%부터 10%까지에서 값들을 추정한다. 필요한 경우, 시간상 대응점은, 예를 들면 필터와 같은 측정 셋업에서의 지연 요소들을 고려하여, 보정된다. 만약 곡률함수 K 의 최대값이 (가능하다면 상기 보정 후에) 현재 맥박 주기의 지속시간(또는 현재 맥박 주기의 종료 전에, 계산이 실시간으로 완료된다면, 이전의 맥박 주기의 지속시간)의 70% 내에 위치한다면, (가능하다면, 보정된) 곡률 함수 K 의 최대값의 위치는 수축기와 이완기 사이 전이의 시간상의 지점으로 해석된다. 그렇지 않다면, 수축기와 이완기 사이 전이는 현재 맥박 주기의 지속시간(또는 현재 맥박 주기의 종료 전에, 계산이 실시간으로 완료된다면, 이전의 맥박 주기의 지속시간)의 70%로 확립된다. 선택적으로, 맥박 지속시간, 박출시간 등을 고려하여, 추가적인 신뢰성 검사(plausibility check)를 할 수도 있다.

그 대신, 곡률 함수의 결정없이도 가능한데, 곡률 함수 K 의 최대값 대신에, 함수 $p(t)$ 의 제2 도함수의 최대값이, 필요하다면 대응하는 보정 후에, 수축기와 이완기 사이의 전이 시간상의 지점으로 해석된다.

상술한 바와 같이, 일회박출량의 결정에 있어서, 적분은 수축기의 압력값을 통해서만 주기적으로 발생한다. 또한, 일회박출량 결정의 정확도를 높이기 위해, 상기한, 수축기와 이완기 사이 전이의 향상된 결정을 제공하는 것이 바람직하다.

이완기 압력 Pd 의 결정에 있어서, 제한된 측정 주파수 즉, 동맥압을 결정하는 압력 측정 시스템이 반응하는 (그리고 그에 따라서 로우-패스(low-pass) 필터로서 작용하는) 주파수의 영향을 고려하면, 이하의 접근법이 특히 편리한 것으로 증명되었다.

측정된 최저압력으로부터 유래하는, 적당한 길이의 선형 회귀에 착수한다. 적당한 길이로서 근사적으로 100 밀리세컨드(ms) 또는 측정 주파수의 역수값의 두배를 가정하는 것이 편리하다. 이완기의 길이가 이 길이의 두배보다 짧으면, 측정된 최저압력이 이완기압 Pd 라고 가정한다. 그렇지 않으면, 상기 회귀의 시작점을 적당한 길이만큼, 바람직하게는 회귀 길이

의 반만큼, 이완기의 최고점(systolic peak) 방향으로 이동시키고 반대 방향으로 외삽한다. 최대 기울기 부근에서 압력 곡선의 외삽된 선형 회귀와 외삽의 교점이 이완기압을 나타낸다. 바람직하게는, 맥박폭(맥박 주기 동안 측정된 최대 압력에서 측정된 최저 압력을 뺀 값)의 20%에서 80% 내의 데이터 지점 만이 최대 기울기의 범위를 결정하는 데에 참작된다.

처음에 지정한 탄성에 대한 계산 공식에서, CO_{TD} 값은 다음의 항

$$(MAP-CVP) / SVR$$

으로 대체할 수 있으며, 여기서 평균 동맥압 MAP와 중심 정맥압 CVP의 차는 정기적으로 재결정된다. 이와 관련하여, 현재 또는 이전 맥박 주기의 값들 또는 몇몇 (예컨대 10에서 50 사이) 이전 맥박 주기의 평균 값들이나 몇초(가령 30초) 간의 평균 값들이 이용될 수 있다. 이완기에서 압력 곡선의 평균 기울기 $\langle dp/dt \rangle$ 는 정기적으로 재결정되는 것이 바람직하다.

바람직하게는, k_1, k_2, k_3 가 실험으로 결정된 또는 추정된 계수일 때,

$$f(p) = 1/[k_1 \cdot p/MAP - k_2 - k_3 \cdot (p/MAP)^2]$$

의 형태를 가지는 보정 함수가 탄성의 결정에 있어서 보다 나은 결과에 이르게 한다. 계수들을 $k_1=9/5, k_2=17/25$ 및 $k_3=9/2$ 로 선택하면 적합하게 된다. 다른 적합한 경우도 존재한다.

탄성에 대하여, 본 바람직한 실시형태에서는, 결과적으로

$$C(p) = (MAP-CVP) / (SVR \cdot \langle dp/dt \rangle) \cdot f(MAP, p)$$

인 것이 맞으며, 여기서 $f(MAP, p)$ 는

$$f(MAP, p) = 1/[1.8 \cdot p/MAP - 0.68 - 4.5 \cdot (p/MAP)^2]$$

이고, 파라미터 MAP, SVR 및 $\langle dp/dt \rangle$, 필요하다면 CVP도, 정기적으로 재결정된다.

그렇지만, 탄성 함수의 파라미터들이 정기적으로 재계산되지 않거나, 탄성이 무시되는 실시형태들도, 바람직하지는 않지만, 근본적으로 본 발명에 부합한다.

이하에서, 본 발명의 특히 바람직한 실시형태의 예를, 순수하게 도식적으로 해석되는 관련 도면을 이용하여 매우 상세하게 설명한다.

이와 관련하여, 도 1은 단순히 윤곽만 나타난 환자의 혈관계통의 일 부분뿐만 아니라, 본 발명에 따라서, 장치의 매우 간략화된 블록도를 도시한 것이다.

도 1의 장치는 세 가지 입력 채널(1, 2, 3)을 가지는 입/출력 서브 시스템(I/O)를 구비하고 있다.

환자의 대동맥압(aorta pressure)에 적어도 근사적으로 대응하는 압력 신호가 제1 입력 채널(1)을 통해서 지속적으로 입력된다. 이것은 아날로그/디지털 변환기에 의해 디지털화되는 아날로그 센서 신호일 수 있으며, 디지털 신호는 이미 외부 압력 측정 트랜스포머(transformer)(4)로부터 입력되어 있다.

실제로, 동맥 카테터(5)를 통해서, 바람직하게는 가능하면 대동맥에 가깝도록해서, 측정된 동맥압은 대동맥압에 근사적으로 대응하는 압력으로서 역할을 한다. 심장(7), 대동맥 활(aorta arch)(8), 폐순환계통(9) 및 체순환계통(10)과 함께 혈관계통의 개요가 그려진 부분에서 표시된 것처럼 다리 동맥(6)은 측정 위치로서 역할을 한다.

동맥 카테터(5)는 보정을 위한 열회석 측정에 이용될 수 있는 온도 센서(11)를 더 포함한다. 관련된 온도 측정 트랜스포머(12)의 디지털 측정 신호는 제2 입력채널을 통해서 입력된다. 물론, 온도 신호는 아날로그 신호로 입력되어서 아날로그/디지털 변환기에 의해 디지털화될 수도 있다.

환자의 중심정맥압 CVP에 적어도 근사적으로 대응하는 압력 신호는 제3 입력 채널(3)을 통해서 입력된다. 이 신호 역시 또다른 압력 측정 트랜스포머(13)을 통해서, 아날로그 또는 디지털 신호로 입력될 수 있다. 적당한 측정 위치는 환자의 상부 대정맥(15)이다. 그 대신에, 환자의 중심정맥압 CVP은 추정될 수도 있는데, 이와 관련하여, 어떤 조건하에서는, 상수값으로의 추정으로 충분하다.

삽입된 중심정맥 카테터(16)은, 경폐 열회석 측정을 수행하기 위해 차가워진 약덩이(bolus)를 주사할 수 있는 또다른 관내장(17)을 가진다. 전신 저항에 대한 보정값들 SVR_{cal} , τ_{cal} 및 Pd_{cal} , 시간 상수 및 이완기 동맥압은 상술한 바와 같이 보정의 범위 내에서 결정된다.

입력/출력 서브-시스템(I/O)는 하나 이상의 출력 또는 제어 채널(14)을 가질 수 있는데, 이는 예컨대 주변지역 등과의 상호작용을 위한 역할을 한다.

신호 처리를 위한 역할을 하는 상기 장치의 구성요소는 중앙 버스(BUS)를 통해서 서로 연결되어 있다.

입력되는 압력 신호는 작동하는 메모리(RAM)에 시간의 함수 $p(t)$ 로서 일시적으로 저장된다. 함수 $p(t)$ 는 중앙처리장치(CPU)에 의해 처리되어서, 심장/시간 부피 PCCO 및 그것으로부터 다른 혈류역학 파라미터들을 산출된다. 처리부(CPU)로 하여금 대응하는 계산 단계를 실행하도록 하는, 대응하는 제어 프로그램은 고정 메모리(ROM)에 담겨 있다.

이와 관련하여, 상기 처리는 아래의 단계들을 포함한다.

상기한 바와 같이, 이완기와 수축기 사이의 전이는 압력 곡선의 최대 곡률 위치로서 정해진다.

시간 상수 τ 는 압력 곡선으로부터 결정되며, 전신혈관저항 SVR_k 는 아래 식

$$SVR_k = SVR_{cal} \cdot (\tau/\tau_{cal})^a \cdot (Pd/Pd_{cal})^b$$

에 따라서 현재의, k번째 주기에 대하여 계산된다.

현재 맥박 주기의 일회박출량 SV_k 는 맥박 주기의 압력값으로부터, 즉 압력 주기의 수축기(systole)의 압력값으로부터, 아래의 식

$$SV_k \propto \sum \left(\frac{p_i(t)}{SVR_k} + C_k(p_i) \frac{dp_i}{dt} \right)$$

에 따라서 수치적으로 결정되며, 여기서 i는 카운팅 변수(counting variable)이며,

$$C_k(p) = (MAP-CVP)_k / [SVR_k \cdot \langle dp/dt \rangle_k] \cdot f(MAP, p_i)$$

가 대입된다. 이완기에서 압력 곡선의 평균 기울기 $\langle dp/dt \rangle$ 뿐만 아니라 평균 동맥압 MAP와 중심 정맥압 CVP의 차이는 현재 맥박 주기 동안 재결정된다. 보정 함수 $f(MAP, p_i)$ 는 상술한 바와 같이 계산된다.

그러면, 현재의 k번째 맥박 주기에서 계산된 심장/시간 부피는

$$PCCO_k = SV_k \cdot HR$$

로서 얻어진다.

고정 메모리(ROM) 내의 제어 프로그램은, 물론, 추가적인 기능성들을 장치에 첨가하는 추가적인 루틴을 포함할 수 있다.

함수 $p(t)$ 는 디스플레이 서브 시스템을 통해서 표시될 수 있으며, 다른 혈류역학 파라미터뿐만 아니라 심장/시간 부피 PCCO도 출력될 수 있다.

물론, 상기 장치는, 예를 들면 처리 안한 데이터 및/또는 계산된 혈류역학 파라미터들을 기록하기 위한 대량 기억 매체 (mass memory media)와 같은, 기술분야에서 숙련된 자들에게 실질적으로 알려진 다른 구성요소들을 포함할 수 있다. 처리부(CPU)는, 소위 디지털 신호 처리(DSP)뿐만 아니라, 필요하다면 부동 10진법 조작(floating decimal operation)의 속도를 올리기 위해 코프로세서로 지원되는, 하나 이상의 종래 마이크로프로세서를 포함할 수 있다. 하드웨어 구현의 다른 세부 사항뿐만 아니라, 대응하는 솔루션은 종래 기술에 따라서 통상의 맥박 외형 분석에 유사하게 구현될 수 있다.

발명의 효과

본 발명에 의해, 그 사용에 있어서 열회석에 의한 보정 측정의 규칙적인 반복이 필요하지 않고, 질적인 변화가 없는 측정데이터 평가를 가져오는, 맥박 외형 분석에 의해서 혈류역학 파라미터를 결정하는 장치를 제공할 수 있다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

맥박 외형 분석에 의한 환자의 혈류역학 파라미터 결정용 장치로서,

시간의 함수 $p(t)$ 로서, 시간에 따라서 변하며 환자의 대동맥압 또는 상기 대동맥에 근접한 동맥압에 적어도 근사적으로 대응하는 압력 신호를 입력하는 입력 채널(1) 및

상기 함수 $p(t)$ 및 상기 환자 신체의 전신 저항 SVR을 이용하여, 상기 혈류역학 파라미터를 계산하는 평가부를 포함하며,

상기 평가부는, 상기 함수 $p(t)$ 를 이용하여, 상기 환자 신체의 상기 전신 저항 SVR을 정기적으로 반복하여 재계산하는 것인, 혈류역학 파라미터 결정용 장치.

청구항 2.

제1항에 있어서,

시간의 함수 $p(t)$ 로서, 적어도 맥박 주기에 걸쳐, 상기 입력된 압력 신호를 일시적으로 저장하는 기억 수단(RAM)을 포함하는, 혈류역학 파라미터 결정용 장치.

청구항 3.

제4항 내지 제19항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 전신 저항 SVR의 재계산은 이완기 동안에 기하급수적인 압력 감소의 시간 상수 τ 의 결정을 포함하는, 혈류역학 파라미터 결정용 장치.

청구항 4.

제3항에 있어서,

상기 전신 저항의 재계산은, 아래의 식

$$SVR_{cal} \cdot (\tau/\tau_{cal})^a \cdot (Pd/Pd_{cal})^b$$

으로 주어지며,

SVR_{cal} 은 상기 전신 저항의 보정값이며,

τ_{cal} 은 상기 시간 상수 τ 의 보정값이고,

Pd 는 이완기 동맥압이며,

Pd_{cal} 은 상기 이완기 동맥압의 보정값이고,

a, b 는 실험으로 결정된 또는 추정된 지수들인, 혈류역학 파라미터 결정용 장치.

청구항 5.

제4항에 있어서,

상기 보정값 SVR_{cal} , τ_{cal} 및 PD_{cal} 은 열회석에 의해, 보정 측정의 범위 내에서 결정되는, 혈류역학 파라미터 결정용 장치.

청구항 6.

제4항 또는 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

$0.15 < a < 0.6$, 바람직하게는 $a = 0.3$ 인, 혈류역학 파라미터 결정용 장치.

청구항 7.

제4항 내지 제6항 중 어느 한 항에 있어서,

$0.5 < b < 2$, 바람직하게는 $b = 1$ 인, 혈류역학 파라미터 결정용 장치.

청구항 8.

제1항 또는 제2항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 전신 저항의 재계산은, 상기 전신 저항의 이전의 계산을 참조하여, 매 순간마다, 아래의 식

$$SVR_k = SVR_{k-1} \cdot f$$

에 따라서 주어지며,

여기서,

SVR_k 는 상기 재계산된 전신 저항이고,

SVR_{k-1} 은 상기 이전의 계산으로부터의 전신 저항이며,

f 는 보정 함수인, 혈류역학 파라미터 결정용 장치.

청구항 9.

제1항 내지 제8항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 함수 $p(t)$ 를 이용하여, 탄성 함수 $C(p)$ 의 파라미터들을 정기적으로 재 결정하는 평가부를 추가로 포함하는 혈류역학 파라미터 결정용 장치.

청구항 10.

제9항에 있어서,

상기 탄성 함수의 재계산은 아래의 식

$$C(p) = (MAP-CVP)_k / [SVR \cdot \langle dp/dt \rangle_k] \cdot f(p)$$

로 주어지며, 여기서

$(MAP-CVP)_k$ 는 현재 맥박 주기의 이완기의 평균동맥압과 중심정맥압의 차이이며,

$\langle dp/dt \rangle_k$ 는 현재 맥박 주기의 이완기에서의 동맥압 곡선의 평균 기울기이고,

$f(p)$ 는 보정 함수인, 혈류역학 파라미터 결정용 장치.

청구항 11.

제10항에 있어서,

상기 보정 함수는 아래의 형태

$$f(p) = 1 / [k_1 \cdot p / MAP - k_2 - k_3 \cdot (p / MAP)^2]$$

를 가지며, 여기서 k_1, k_2, k_3 는 실험으로 결정된 또는 추정된 계수들인, 혈류역학 파라미터 결정용 장치.

청구항 12.

제11항에 있어서,

$k_1=9/5, k_2=17/25$ 및 $k_3=9/2$ 인, 혈류역학 파라미터 결정용 장치.

청구항 13.

제1항 내지 제12항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 혈류역학 파라미터는 맥박수 HR과 일회박출량 SV의 곱으로서 심장/시간 부피 CO인, 혈류역학 파라미터 결정용 장치.

청구항 14.

제13항에 있어서,

상기 일회박출량의 계산은 아래의 적분

$$\int \{ p(t) / SVR + C(p) \cdot dp/dt \} dt$$

로 주어지며,

여기서 SVR은 전신 저항인, 혈류역학 파라미터 결정용 장치.

청구항 15.

제1항 내지 제14항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 평가부는, 수축기와 이완기 사이 전이의 위치로서, 맥박 주기의 최대값 및 최소값 사이의 결정 범위 내에서, 상기 함수 p(t)의 최대 곡률 위치를 결정하는 평가 수단뿐만 아니라, 상기 함수 p(t)로부터 제2 도함수 y'' 을 만드는 미분 수단을 포함하는, 혈류역학 파라미터 결정용 장치.

청구항 16.

제1항 내지 제15항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 혈류역학 파라미터를 출력하는 출력 수단(18)을 포함하는, 혈류역학 파라미터 결정용 장치.

청구항 17.

제1항 내지 제16항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 압력 측정용 동맥 카테터(5)를 연결하는 연결 수단을 포함하는, 혈류역학 파라미터 결정용 장치.

청구항 18.

제1항 내지 제17항 중 어느 한 항에 있어서,

시간에 걸쳐서 변하며 상기 환자의 중심정맥압에 적어도 근사적으로 대응하는 압력 신호를 입력하는 입력 채널(3)을 포함하는, 혈류역학 파라미터 결정용 장치.

청구항 19.

제18항에 있어서,

상기 압력 측정용 중심정맥 카테터(16)를 연결하는 연결 수단을 추가로 포함하는, 혈류역학 파라미터 결정용 장치.

도면

专利名称(译)	用于确定血液动力学参数的装置		
公开(公告)号	KR1020060046075A	公开(公告)日	2006-05-17
申请号	KR1020050041114	申请日	2005-05-17
申请(专利权)人(译)	•化医疗系统知道.		
当前申请(专利权)人(译)	•化医疗系统知道.		
[标]发明人	PFEIFFER DR ULRICH J 파이퍼닥터울리히제이 KNOLL REINHOLD 크놀라인홀트 REGH STEPHAN 레흐슈테판		
发明人	파이퍼,닥터울리히제이. 크놀,라인홀트 레흐,슈테판		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00 A61B5/0215 A61B5/028 A61B5/029 A61B5/0295		
CPC分类号	A61B5/02028 A61B5/028 A61B5/0215 A61B5/029 A61B5/02108		
代理人(译)	汉阳专利事务所		
优先权	102004024334 2004-05-17 DE		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

通过第一输入通道 (1) 在动脉中测量的压力信号被连续输入。它暂时存储在存储器 (RAM) 中，输入的压力信号工作。函数 $p(t)$ 由中央处理单元 (CPU) 处理，以便从心脏/血管容积 CO 计算其他血液动力学参数。计算包括以下步骤。针对脉冲周期计算全身血管阻力 SVR_k 。当前脉冲周期的笔划输出 SV_k 可以在这里，弹性 $C_k(p)$ 是 $C_k(p) = (MAP - CVP)_k / [SVR(SB)_k (/SB) \cdot (dp/dt)] (SB)_k (/SB)] \cdot f(MAP, p(SB)_i (/SB))$ 根据脉冲周期的 (收缩机会) 压力值根据下式中数值确定。在心脏舒张期，平均动脉压 MAP 不仅是压力曲线的平均倾斜度与中心静脉压 CVP 之间的差异在当前脉冲周期中被重结晶。目前，根据 $PCCO_k = SV_k \cdot HR$ 确定在脉冲周期上确定的心脏/血管体积。因此，使用从确定的压力测量数据获得的参数，不仅产生弹性而且还产生全身血管阻力的持续重新校准。

