

(19)대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(51) Int. Cl.<sup>8</sup> (11) 공개번호 10-2006-0012649  
A61B 5/01 (2006.01) (43) 공개일자 2006년02월08일

(21) 출원번호 10-2005-7022565  
(22) 출원일자 2005년11월25일  
번역문 제출일자 2005년11월25일  
(86) 국제출원번호 PCT/US2004/016546 (87) 국제공개번호 WO 2004/110248  
국제출원일자 2004년05월25일 국제공개일자 2004년12월23일

(30) 우선권주장 60/471,747 2003년05월27일 미국(US)

(71) 출원인 카디오웨이브, 인코포레이티드.  
미국 55446 미네소타, 노스 플리마우스 46번가 14860

(72) 발명자 맥킬킨, 게리, 엘.  
미국 55446 미네소타, 노스 플리마우스 46번가 14860

(74) 대리인 박천배

심사청구 : 없음

(54) 열 화상을 통한 환자의 내부 신체 온도를 탐지하도록 먼그리고 비 침해적인 기술을 위한 방법과 기구

요약

온혈(warm-blooded)피검자, 사람 또는 동물의 코어 체온(core body temperature)을 열화상(thermal imaging)에 의해 비침습성(또는 비혈관적) 진단 방법으로 정확하게 원격 검출하는 하나의 해결할 수 있는 방법이다.

이 발명은 프레임내 온도기준(in-frame temperature references), 소정의 해부학적 표적부위와 생리적 열전달 모델의 사용 등 바람직한 특징의 도움을 받아, 생리적 스크리닝 응용에 적용되는 기존의 열화상 기술이 갖고 있는 결함을 극복한다.

이 발명은 그 코어체온의 변화에 특징이 있는 질병 또는 상태에 대하여 비침습적 또는 비혈관적 진단 방법으로 신속하게 원격 선별하는 능력을 제공한다.

사람에 대한 이 발명의 하나의 적용은 발열( fever)이 정상적인 초기 증상으로 되기 때문에 사스(SARS: severe acute respiratory syndrome; 중증 급성 호흡기 증후군)에 대하여 원격 선별을 하는 데 있다.

또, 이 발명에서 사람 또는 동물의 코어체온에 영향을 주는 다른 질병 또는 상태를 비침습성(또는 비혈관적) 진단 방법으로 원격 검출할 수도 있다.

대표도

도 1

## 색인어

코어체온, 열화상, 프레임내 온도기준, 원격선별, 발열, 사스, 원격검출

## 명세서

### 기술분야

이 발명은 따뜻한 혈의 환자 안에서 내부 신체 온도를 비 침해적으로 그리고 멀게 탐지하기 위한 접근법을 설명하고 있다. 더욱 특별하게, 이 발명은 열 화상을 통한 인간 또는 동물, 따뜻한 혈의 환자 안에서 내부 신체 온도(core body temperature)를 비 침해적으로 그리고 멀게 탐지하기 위한 접근법을 설명하고 있다.

### 배경기술

세계에 많은 곳에서는 현재 중증 급성 호흡 증후군(SARS)와 같은 전염병 또는 생물학적인 무기와 함께하는 테러리스트의 공격 가능성과 같은 새롭고 무서운 전개에 의한 위협이 있다. 여행자는 고의적으로나 고의적이지 않게 위험한 미생물을 퍼트릴 수 있다. 총, 칼 또는 폭발물을 탐지하는 스크리닝 기술은 새로운 생물학적인 위협에 대항해서는 낮은 값어치를 갖는다. 표준 의학 진단 기술은 공항과 항구의 출입, 이주 출입국 장소(immigration stations), 복잡한 백화점, 또는 사업적인 장소 등과 같은 곳에서의 다수의 스크리닝은 적당하지 않고 시간낭비이다. 본 발명은 발열(fever)의 존재 또는 신체 온도의 상승에 의하여 특성을 나타내는 병의 다수를 심사하는 기술을 제공한다.

극심한 온도는 신체의 체온 조절 시스템을 넘어설 수 있다. 뜨겁고 눅눅한 조건 아래서의 물리적인 매우 힘든 일은 내부 신체 온도를 위험스럽게 상승에 의해 특성을 나타내는 쇼크 열사병의 결과를 갖을 수 있다. 극히 차가운 온도에서의 노출은 내부 신체 온도의 위험스러운 하강인 저체온증의 결과를 갖는다. 본 발명은 의학적인 중재(medical intervention)가 시간적인 방법 안에서 발생할 수 있도록 극심한 주위 온도에 노출되는 동안 신체 온도를 멀게 또는 비 침해적으로 감시하는 접근법을 제공한다.

만성소모성질병, 광소병(mad cow disease), 스크레이피와 같은 동물 병들과 웨스트 닐 바이러스는 체온조절 구성요소를 나타낸다. 본 발명은 이런 병들에 대하여 비 침해성과 먼 감시 통제의 부분으로서의 가치가 있다.

병 제어를 위한 센터(CDC)에 따르면 중증 급성 호흡 증후군(SARS)은 아시아, 북 아메리카, 그리고 유럽에서 최근 보고된 호흡 질환이다. 일반적으로, 사스(SARS)는 100.4 F[>38.0 C]보다 큰 발열과 함께 시작된다. 나머지 증상은 두통, 몸상 그리고 좋지 않은 전체적인 기분을 포함한다. 초기에 몇몇 사람들은 약간의 호흡 증상을 경험한다. 2일에서 7일 후에는 사스 환자들은 마른 기침을 시작하고 숨쉬기가 어려워진다. 10에서 20% 정도의 경우 호흡 질환은 삽관법과 기계적인 환기법(mechanical ventilation)을 요구할 정도로 심각하다. 사망률은 60세 밑에는 20% 정도이고 60세 위로는 40%정도가 된다.

사스는 인간과 인간의 접촉에 의해 퍼져나갈 수 있다. 사스의 대부분 경우는 사스 환자를 돌보는 사람들 또는 호흡 분비와 같은 전염체와의 직접적인 접촉을 갖은 사람과 관련된다. 사스는 개개인이 감염된 사람 또는 감염적인 물방울들에 오염된 물체의 살갓을 만지고 나서 차례로 눈과 코 또는 건강한 개인의 입을 만진다면 건강한 개인에 의해서 얻어질 수 있다. 이것은 사스를 알고 있는 사람이 기침과 재채기의 작은 물방울을 그들 스스로에게나 나머지 사람 또는 가까운 표면에 했을 때 쉽게 발생한다. 사스는 아직 알려지지 않은 나머지 방법에 의해서 또는 공기를 통하여 더욱 넓게 퍼져나갈 수 있다.

Dr. J Gerberding에 따르면, 병 제어와 예방을 위한 센터의 책임자는 사스 바이러스는 빨리 제어로부터 벗어날 수 있다. 이것은 오염되는 기간이 지날 때까지 새로운 케이스를 탐지하고 이것들을 병원 또는 집에서 격리시키는 모든 과정을 밟아야 하는 것이 필요하다. 백신을 수행하는 것이 매우 중요지만, 이 바이러스는 쉽게 뿌리 뽑아지지 않을 것이다.

새로운 케이스를 탐지하고 그리고 사스에 대한 환자를 감별하도록 사용된 현 기준은 100.4 F(38.0)보다 높은 상승된 온도, 계속적인 마른 기침, 사스의 존재로 알려진 지역의 여행 또는 사스로 알려진 환자에게 노출을 포함한다.

100.4 F(38.0 C)보다 높은 상승된 온도가 사스에 대한 가장 초기의 암시이기 때문에, 임상학자와 정부 지도자들은 병의 이동을 제어하고 공항, 항만 출입 이주 출입국 장소, 복잡한 백화점, 사업 장소와 같은 공동 장소에서의 다수의 스크리닝을 통하여 가능성 있는 사스 환자를 확인하기 위해 감시 도구로서의 열 측정 기술을 찾고 있다. 정부(연방, 주 그리고 지역)의 많은 수준은 공공을 보호하기 위해 아픈 사람의 격리를 요구하는 권한을 갖는다.

사스에 더하여, 많은 나머지 병 또는 조건들은 암시로서의 신체 온도의 변화를 갖는다. 추가로, 많은 전염병, 생물학적 무기와 관련된 조건 그리고 열사병은 신체 온도 증가에 의해 나타날 수 있다. 노출 또는 수술로부터의 저체온증은 신체 온도의 감소에 의해 또한 정확하게 탐지될 수 있다.

다수의 스크리닝에 대한 병의 추가적인 예는 천연두와 같은 바이러스의 병원체, 에볼라 출혈 발열(Ebola hemorrhagic fever), 라사 발열, 콘고 발열, 바이러스 출혈 발열(Viral hemorrhagic fever), 장 발열(Enteric fever), 멘닝고코칼 감염(Meningococcal infection), 결핵, 그리고 천연두를 포함할 것이다. 전염병과 같은 박테리아 병원체는 발견될 수 있다.

포도구균 장독소 B, 리신, 그리고 T-2 진균독과 같은 형성된 생물학적 독소의 감지가 또한 가능하다.

신체 온도를 측정하기 위한 임상적인 방법의 재고는 많은 사람을 빠르게 감지하기 위한 잘 맞는 아무런 방법을 찾지 못했다.

신체 온도는 일반적으로 입, 직장, 겨드랑이, 고막 방법에 의해 측정될 수 있다. 입 온도는 98.6 F의 일반적인 판독(reading)과 함께 2-3분 동안 혀 밑에 임상의 온도계를 위치시킴으로 얻는다. 직장 온도는 입 온도보다 높은 0.5에서 1.0 F의 일반적인 판독과 함께 3-5분 동안 적어도 11/2 인치(3.75cm)의 온도계를 항문 도관(anal canal)에 위치시킴으로 얻는다.

겨드랑이 온도는 입 온도보다 낮은 약 0.5 F의 일반적인 온도와 함께 신체에 팔을 짚기 때는 동안 겨드랑이 밑에서 온도계를 위치시킴으로 얻는다. 고막 또는 귀청 온도는 입 온도 치와 비슷한 일반적인 온도와 함께 귀 구멍에 위치한 적외선 장치를 통하여 얻을 수 있다. 이 각각의 표준 측정 방법들은 측정을 얻기 위해 그리고/또는 전염병의 다수 스크리닝에 대한 중대한 불이익과 환자와의 개별적인 접촉을 막기 위해 몇 분이 요구된다. 추가로 위 방법들은 많은 양의 오염된 온도계 시스(sheaths) 또는 귀 구멍 어댑터의 처리가 요구된다.

신체 온도를 측정하기 위한 현 임상의 방법이 사스 감시를 위해 잘 맞지 않기 때문에, 임상학자, 과학자 그리고 기업자들은 이런 목적에 대한 열 화상을 사용하도록 시도중이다. 근본적인 원리에서 열 화상은 개별적인 환자 또는 신속하고 멀게 많은 사람을 열적으로 정밀 검사할 수 있다. 열 화상 기술은 각각의 측정을 위해 몇 분이 걸리는 현 임상의 방법과 비교되는 비디오 비율(초당 30 화상)의 열적인 화상을 얻을 수 있다. 열 화상은 광학적 시스템의 이용에 의존하여 몇 피트에서 몇백 피트의 거리에서부터 화상을 또한 얻을 수 있어 그 결과 잠재적인 전염된 환자와의 가까운 접촉에 의한 불 이익을 극복할 수 있다.

그러나, 열 화상의 직접적인 응용은 신체 온도를 측정하기 위해 현상대에서는 중증 결점을 갖는다.

이것은 열 화상 기술을 통하여 각각의 환자에 대해 내부 신체 온도의 측정이 요구되어지지만, 현재의 열 화상 기술은 단지 표면 또는 피부 온도의 측정을 제공하고 있다. 일반적으로, 피부 온도는 주변 온도, 해부상의 장소(anatomical site)와 환기 살포(circulatory perfusion)에 의해 변한다. 98.6 F의 일정한 입 온도에 대해 피부 온도는 96.0에서 86.5 F 이고 주변 온도는 각각 90.70 F와 55 F 이다. 코, 귀, 볼, 이마 그리고 눈과 같은 해부상 장소의 피부 온도는 10-15 F 정도까지 변한다. 심장 혈관 역학(Cardiovascular dynamics)와 심리화적인 변화는 볼, 귀 또는 코와 같은 장소에서 피부 온도를 또한 변화시킨다.

절대 피부 온도의 변화성에 더하여 오늘날 사용하고 있는 많은 열 화상 시스템은 신체 온도 측정에 대하여 부적당한 절대 열 허용오차(tolerances)를 가지고 있다. 많은 열 화상 시스템은 +/-2 C. (+/-3.6 F)의 오차가 있다. 이런 오차와 함께 98.6 F의 입 온도와 대응하는 91.0 F(주변 온도 70 F)의 피부 온도는 87.4 F에서 94.6 F 피부 온도로서 기록될 수 있으며 계속 카메라 오차 안에서 유지되고 있다.

현재의 열 화상 기술은 빠르고 먼 피부 온도의 포착을 제공한다. 이 스킨 온도는 온도 측정의 정확함에 관계없이 내부 신체 온도와 정확하게 상호 관련되는 온도 측정을 제공할 수 없다. 내부 신체 온도와의 정확한 결합 없이, 판독은 임상의 중요성을 그다지 많이 갖고 있지 않다. 이 수치는 특별한 시간과 장소에서 비슷한 주변 감정과 힘을 쓰는 조건을 경험한 개별적인 집단에 비례하여 높거나(낮은) 피부 온도를 갖는 개인의 신원 확인을 제한한다.

추가로 열 화상 시스템의 몇몇 제조자들은 화상 에버레이징 기술(image averaging techniques), 상승된 피부 온도를 갖는 사람을 탐지하기 위한 알람, 알람 조건을 위한 색 강조 화상(color highlighted images) 그리고 벨과 호각(whistles)의 범주 안에 있는 나머지 특징을 추가했다. 이 특징들은 내부 신체 온도 측정을 기반으로 할 때 유용한 것을 증명해야 하지만, 그것들이 부정확하고 또는 상대적인 표시에 의존할 때는 성가신 알람이 된다.

내부 신체 온도를 정확하게, 멀게 그리고 빠르게 측정하는 요구가 있다. 이 요구되는 기술은 현재의 임상 기술에 의해 소개된 내부 온도의 정확한 측정과 연결된 현재의 열 화상 기술의 빠르고 먼 감시 특징들을 보여야 할 것이다. 이런 결합과 함께, 많은 수의 사람들은 상승한 내부 신체 온도에 대해서 정확하게 검사하고 치료하고 분류할 수 있을 것이다. 본 발명은 이런 결과를 설명한다.

### 발명의 상세한 설명

본 발명은 빠르게, 비 침해적이게, 그리고 멀게 내부 신체 온도의 정확한 측정을 얻는 접근법을 제공한다. 이 발명은 열 화상을 통한 인간 또는 동물, 따뜻한 혈의 환자 안에서 내부 신체 온도(core body temperature)를 비 침해적으로 그리고 멀게 탐지하기 위한 접근법을 설명하고 있다. 본 발명은 생리학적으로 더 낮은 장소로부터 정확한 피부 온도 데이터를 얻기 위해 열 화상 기술을 사용하며 그리고 나서 이 데이터들을 열 모델과 알고리즘을 통하여 임상학적으로 중요한 내부 신체 온도로 바꾸어준다.

이 발명은 내부 신체 온도에서 변화에 의하여 특징을 나타내는 병들 또는 나머지 조건에 대해 비 침해적으로, 멀게 그리고 정확하게 검사하는 능력을 제공한다. 예로 이 발명의 대표적인 응용은 열이 초기 증상으로서 일반적으로 나타내기 때문에 중증 급성 호흡 증후군(SARS)에 대하여 먼 거리에서 검사하는 것이다.

더욱 사스는 설명되었지만, 본 발명은 지표로서의 내부 신체 온도에서의 변화를 갖는 많은 병 또는 조건을 검사하는 기구로서 유용하다. 인간과 동물의 내부 신체 온도에 영향을 주는 나머지 질병과 조건은 또한 비 침해적으로 그리고 멀게 본 발명에서 탐지될 수 있다. 생물학적 무기에 의해 야기된 다수의 나머지 전염병과 조건은 신체 온도의 증가에 의해 탐지될 수 있다.

노출과 수술로부터의 저체온증은 내부 신체 온도의 감소에 의해 정확하게 또한 탐지될 수 있다. 다수의 스크리닝이 유익할 수 있는 질병의 추가적인 예는 천연두, 에볼라 출혈 발열(Ebola hemorrhagic fever), 라사 발열, 콘고 발열, 바이러스 출혈 발열(Viral hemorrhagic fever), 장 발열(Enteric fever), 멘닝고코칼 감염(Meningococcal infection), 결핵과 같은 바이러스 병원체를 포함한다. 전염병과 같은 박테리아의 병원체는 탐지될 수 있다. 포도구균 장독소 B, 리신, 그리고 T-2 진균독과 같은 형성된 생물학적 독소의 감지가 또한 가능하다.

본 발명은 높은 주변 온도의 조건 아래 있는 것과 같은 열사병에 걸린 사람을 검사하는데 유용하다. 운동선수, 군인, 행사하는 사람(state fair goers) 또는 농부와 같은 개별적인 다양한 그룹은 본 발명을 통하여 열사병 감시를 위한 후보자들이다.

동물과 수의사는 본 발명을 위해 필요하다. 현재로서, 열 또는 저체온에 대한 동물을 검사하는 직접, 침해적인 방법 기술을 요구한다. 내부 신체 온도에서의 변화에 대하여 멀게 그리고 비 침해적으로 검사하는 능력은 포획과 진정제가 요구되지 않기에 동물에 대하여 안전하다. 직접적인 접촉을 대체하고 비 침해적으로 포획하고 먼 거리에서 검사하는 과정에 의해 수의사 또는 관리자에게 경제적이게 할 수 있고 편리하고 또한 안전하다.

온도 정보를 얻기 위한 열 화상 기술의 사용은 다양한 실제의 이점을 갖는다. 한 예로, 열 화상 데이터는 실제 시간에서 디지털 신호 처리 기술을 통하여 처리될 수 있다. 그 결과, 즉각적인 진단은 의학 직원이 환자를 즉시 치료 또는 격리 하기 위해 가능하다.

또 하나의 예는, 열 화상 장비가 광학 장치(optic of system)에 의해 제한된 거리에서 멀게 작동한다. 2 피트에서 백 피트까지의 어디에서나 이 거리는 사스와 같은 질병 또는 조건이 결국 전염적 이거나 위험한 의학 직원에게 안전함을 제공한다.

온도 데이터의 정확함은 하나 또는 그 이상의 모아진 데이터와 단독 또는 결합에서 오는 경영 기술의 사용에 의해 개선될 수 있다. 예로, 개선된 정확함은 인프레임 온도(in-frame temperature) 기준, 아웃 오브 프레임 온도 기준(out-of-frame temperature)에서 사용에 의해 또는 높은 온도 정확함을 갖는 열 카메라의 사용을 통하여 얻어질 수 있다.

더 좋은 실시 예에서, 화상 프레임 안에서 더 낮은 3중 온도 기준(triple temperature reference)은 예상된 피부 온도 주위에서 첫 번째와 두 번째의 일괄적으로 다루어진 기준 온도를 제공한 후 세 번째 주변 온도 기준을 제공한다. 정밀도는 온도의 건본을 만든 후 내부 신체 온도를 얻음으로써 생리학적으로 더 낮은 측정 장소를 정의함에 의해 개선될 수 있다. 이런 더 낮은 장소는 귀, 볼 또는 코와 같은 말초적인 부분 보다 더 열적 안정을 나타내는 눈과 이마 주위 지역을 포함한다. 바람직하게, 열 화상 해상도는 화소의 충분한 수가 관심의 해부상 목표지점 위에 있게 한다.

인 프레임 기준, 특별한 해부상 목표 지역 그리고 생리학적인 열 전송 모델의 사용은 본 발명이 생리학적인 스크리닝 응용에 적용시킨 열 화상 기술에 존재하는 선천적인 함정(pitfalls inherent)을 극복시켰다. 추가로, 본 발명은 열 화상 데이터로부터 내부 신체 온도를 얻음에 의한 손쉬운 방법론을 제공한다. 하나의 예로 본 발명은 주변 온도, 프레임 바이 프레임 원리(frame-by-frame basis)에서의 신체 온도와 습기와 같은 매개변수에서의 변화에 대한 계산된 내부 신체 온도를 보완하는 더 낮은 열 모델을 제공한다. 내부 신체 온도를 추정하기 위해 입, 겨드랑이, 직장, 고막 온도를 기록하는 측정 전략(calibration strategy)이 또한 사용될 수 있다. 화상 처리 전략은 열 데이터 화상이 증가 되도록, 열 에지(thermal edges)가 정정되도록(필요시), 로페스 필터가 화상 소음을 감소시키기 위해 잘 맞물리도록, 그리고 지역 평균(area averaging)(평균(mean), 중간치(median), 가중된(weighted), 기타등등)이 측정 안정도를 최고로 하기 위해 이용되어 질 수 있도록 하기 위해 사용되어 질 수 있다.

하나의 관점에서, 본 발명은 환자의 내부 신체 온도 정보를 제공하는 열 화상 시스템과 관련되었다. 이 시스템은 환자가 이 장비의 시야 범위에 있을 때 환자의 열 화상 데이터를 얻은 열 화상 장치를 포함한다. 이 시스템은 열 화상 데이터를 사용하는 환자에 대한 내부 신체 온도 정보를 얻은 프로그램 지시를 포함한다.

또 하나의 관점에서, 본 발명은 환자의 내부 신체 온도를 멀리서 결정하는 방법과 관련되어 있다. 열 화상 데이터는 환자의 적어도 한 부분에서 얻어진다. 환자의 내부 신체 온도는 열 화상 데이터를 사용함으로써 얻어진다.

또 하나의 관점에서, 본 발명은 사스(SARS)를 검사하는 방법과 관련이 있다. 환자의 적어도 한 부분에서 열 화상 데이터는 얻어진다. 환자의 내부 신체 온도는 열 화상 데이터를 기반으로 결정된다. 이 결정된 내부 신체 온도는 환자가 사스(SARS)를 가졌는지를 판단하는데 이용된다.

또 하나의 관점에서, 본 발명은 건강 상태를 위해 검사하는 방법과 관련된다. 환자의 적어도 한 부분의 열 화상을 얻는다. 환자의 내부 신체 온도는 열 화상 데이터에 의존하여 결정된다.

이 결정된 내부 신체 온도는 환자가 건강한 상태에 있는지를 판단하는데 사용된다. 건강한 상태는 사스, 천연두, 바이오 테러와 연결된 건강 상태, 열사병, 저체온증, 만성 소모성질병, 광소병(mad cow disease), 스크레이피, 웨스트 나일 바이러스 기타 등등을 포함한다.

또 하나의 관점에서, 본 발명은 환자의 내부 신체 온도를 결정하는 방법과 관련된다. 목표로 정해진 환자의 눈 부분의 열 화상 데이터는 얻어진다. 이 환자의 내부 신체 온도는 눈 부분과 관련된 열 화상 데이터에 의존하여 결정된다.

또 하나의 관점에서, 본 발명은 환자의 내부 신체 온도를 결정하는 방법과 관련된다. 목표로 정해진 환자의 이마의 열 화상 데이터는 얻어진다. 이 환자의 내부 신체 온도는 이마와 관련된 열 화상 데이터에 의존하여 결정된다.

또 하나의 관점에서, 본 발명은 비정상 내부 신체 온도에 대한 목표 신체를 검사하는 방법과 관련된다. 목표 신체의 적어도 하나의 표면 온도는 멀리서 얻어진다. 그 목표 부분의 내부 신체 온도는 목표 신체의 적어도 하나의 표면 온도로부터 얻어진다.

또 하나의 관점에서, 본 발명은 목표 신체의 내부 신체 온도를 결정하는 방법과 관련된다. 환자의 열 화상 데이터와 주변 온도와 연결된 표면은 동시적으로 얻어진다. 목표 신체의 내부 신체 온도는 동시적으로 얻어진 표면과 주변 온도 열 화상 데이터로부터 얻어진다.

또 하나의 관점에서, 본 발명은 동물의 내부 신체 온도를 탐지하는 방법과 관련된다. 동물의 내부 신체 온도는 열 화상 데이터를 사용함으로써 결정된다. 동물의 건강 상태는 결정된 내부 신체 온도를 기반으로 구해진다.

위에서 설명된 이해와 본 발명의 이점과 이것들을 달성하기 위한 방법 그리고 이 발명 스스로는 도면과 연결된 발명의 실시 예의 설명의 참조에 의해 사용될 수 있다.도

## 도면의 간단한 설명

도 1은 시야 범위는 열 화상이 인 프레임 온도 기준 시스템(in-frame temperature reference system)에서 얻어진 환자를 포함하고 있는 열 화상 장치의 시야 범위의 대표 개략도이다.

도 2는 도 1의 온도 기준 시스템과 환자의 평면도이다

도 3은 도 1의 온도 기준 시스템을 더욱 상세하게 보이고 있는 도식의 평면도이다.

도 4는 도 1의 온도 기준 시스템을 더욱 상세히 보이고 있는 도식의 정면도 이다.

도 5는 도 1의 온도 기준 시스템을 더욱 상세히 보이고 있는 도식의 측면도 이다.

도 6은 본 발명의 실행에서 인 프레임 온도 기준을 제공이 유용한 대안적인 온도 기준 시스템의 도식의 평면도이다.

도 7은 도 6의 온도 기준 시스템의 도식의 정면도이다.

도 8은 도 6의 온도 기준 시스템의 도식의 정면도이다.

도 9는 주변, 피부 그리고 내부 신체 온도 사이에서의 관계를 보이고 있는 열 전송 모델을 도식적으로 보이고 있다.

도 10은 주변 온도와 함께 피부 온도의 이론상의 변화를 보이고 있는 그래프 이다.

도 11은 다양한 주변 온도에 대한 피부 온도에 관하여 계산된 내부 신체 온도의 이론상의 변화를 보이고 있는 그래프이다.

## 실시예

후술 된 본 발명의 실시예는 다음 상세한 설명에 기재된 특정 형태로 본 발명을 포괄하거나 제한하려는 의도는 아니다. 더구나, 선택되어 설명된 실시예의 목적은 본 발명의 원리와 실행의 기술에 익숙한 사람이 이해가 될 수 있도록 한 것이다.

개관처럼, 본 발명은 하나 이상의 물체에 관한 열 화상 데이터를 얻은 다음 그 물체(들)에 관한 온도 정보를 얻기 위해 열 화상 데이터를 사용하는 것에 관한 것이다. 열 화상 데이터의 인지는 얻어진 데이터의 정밀도를 향상하기 위해 적절한 장비와 적절한 기준 온도 정보의 이용을 이용한다. 코어 본체 온도 정보의 도출은(기준 온도 데이터에 관한 것과 같은)하나 이상의 데이터 캘리브레이션, 화상 처리, 바람직한 온도 정보로부터 얻어지는 화상의 영역(들)을 확인하는 것 및 적절한 열 모델을 이용하여 바람직한 온도 정보를 도출하는 것과 관련이 있다. 이 도출된 온도 정보는 많은 유용한 응용을 갖는다.

본 발명의 특징을 아래에서 더 상세히 설명한다.

열 카메라와 같은 디지털 열 화상 포착 장치를 사용하여 열 화상 데이터가 일반적으로 얻어진다. 종래에는 열 카메라는 대형이고 고가였다. 이 열 카메라는 필름 카메라 장착 장치를 통해 도큐멘테이션(documentation)을 갖는 아날로그 디스플레이를 제공했다. 열 검출기는 낮은 동작 온도를 얻도록 액체 질소가 요구되었다. 배터리 팩이 대형이고 무겁기 때문에 휴대하는 것이 제한되었다. 열 적외선 카메라보다 구형의 이들의 가격은 50,000에서 60,000 사이이다.

최근 반도체 개발은 대향 35mm 필름 카메라와 유사한 휴대용 디지털 열 화상 카메라를 제공한다. 이들은 고가의 냉각 시스템 없이 온실온도에서 동작한다. 반도체의 예, 즉 구형의 디지털 열 화상 카메라는 다음으로부터 상업적으로 얻어질 수 있다(IRS napShots trade designation from Infrared Solution, Inc.). 이 카메라는 하니웰(Honeywell) 적외선(IR) 열 전류 열 어레이 검출기 기술을 기반으로 한다. 이는 화상 복사계(radiometer)로, 신(scene)의 열 화상이 필요하고 이 신 내의 어떤 픽셀의 온도를 결정할 수 있는 적외선 카메라이다.

전자 버튼을 누른 경우, 120 성분 선형 열 전류 검출기 어레이는 대략 1.6초내에서 게르마늄 IR 렌즈의 집속평면에 걸쳐 스캔한다. 카메라 소프트웨어는 이 카메라 내의 열 화상, 즉, 120×120 픽셀을 플래쉬 메모리 카드에 저장한다. 이 카메라

는 또한 저장 또는 사후 처리를 위해 랩탑 컴퓨터 또는 데스크탑 컴퓨터에 직접 다운로드한다. 계산된 열 화상이 많은 칼라 맵(colormap)과 함께 카메라의 칼라 LCD 디스플레이 또는 컴퓨터 디스플레이에 디스플레이될 수 있다. IR SnapShot 형 열 화상 카메라의 가격은 현재 대략 \$13,400이다.

비디오 레이트(video rate, 비디오 속도)로 동작하는 복사형 IR카메라는 이용가능하다. 이들 카메라는 초당 30프레임의 보다 빠른 비디오 레이트로 산출된 열 화상을 제공한다. 통상적으로, 열 화상은 정지 프레임 능력을 가진 비디오 레이트로 실시간에 볼 수 있다. 이는 선택된 프레임을 저장, 다운로드 및 처리한다.

복사계 카메라, 스틸(still) 또는 비디오로부터 얻어진 열 화상은 열 분석 및 처리를 위해 많은 온도정보를 제공한다. 데이터는 각각의 성분이 열 화상의 픽셀과 대응하는 온도 매트릭스로 나타낸다. 다음 이들 픽셀을 이용하여 화상이 대상이 시험 동물 또는 환자인 경우, 해부 부분의 온도를 측정한다.

화상 처리 기술은 어떤 기타 매트릭스와 같이 온도 매트릭스에 적용될 수 있다. 데이터를 정확히 산출하게 하는 하나 이상의 온도 기준을 이용하여 열 화상 데이터가 얻어진다. 이러한 기준은 프레임에서 벗어 날수 있고(예를 들어, 카메라에 포함될 수 있고) 또는 프레임 내에 있을 수 있다(예를 들어, 얻어진 화상의 시야의 프레임 내에서 포착될 수 있다). 예를 들어, 산출된 코어 본체 온도의 정밀도는 피부 온도 측정의 정밀도와 이 피부 표면 부근의 주변 온도 측정의 정밀도 모두에 의존한다. 본 발명에서 중요하지 않을지라도, 본 발명의 실시예는 열 화상 데이터의 정밀도와 이로 인한 이 데이터로부터의 온도정보의 도출을 증가시키기 위해 두 개 또는 심지어는 3개의 인 프레임 온도 기준(in-frame temperature reference)을 이용하는 것이다.

도 1 내지 도 5는 프레임(18)은 열 화상이 얻어질 수 있는 열 화상 장치(도시하지 않음)와 인 프레임 온도 기준 시스템(10)의 시계의 프레임(18)을 도시한다.

온도 기준 시스템(10)은 다중의 검은 몸체 온도 기준(black body temperature reference)(12, 14)를 포함한다. 임의적으로, 제 3 기준(16)은 주위온도 기준을 제공하기 위해 프레임(18) 내에 제공되어 있다. 피부 온도에 대한 높은 정확도는 이중 온도, 즉 적외선 검은 몸체 기준(12, 14)을 열 화상 카메라(도시하지 않음)이 시계 내에 제공함으로써 성취될 수 있다. 주지해야 할 것은 온도 기준(12, 14)가 하우스징(22) 안쪽에 위치되고 채널(24, 25)을 통해 가시가능하다는 것이다. 이 온도 기준(12, 14)은 디지털 화상 처리 레벨에서 각각의 화상을 정밀하게 계산하는데 도움을 준다.

바람직하기로는, 하나의 검은 몸체 기준(12)은 물체(20)의 기대된 최소 피부 온도 이하의 제 1 온도에 있을 수 있고 다른 기준(14)은 물체(20)의 기대된 최대 피부 온도의 이상의 제 2 온도에 있을 수 있다. 예를 들어, 이로 인해 두 개의 기준 온도 사이의 선형산출을 가능케 한다. 히터를 이용하는 검은 몸체 기준(12, 14)의 이들 실시예의 경우(가장 효과적인 비용), 기준 온도는 주 온도 이상인 것이 바람직하다. 주변 온도가 70F의 정상 온실온도로 상승한 경우, 두개의 기준 온도는 피부 온도이상 또는 피부 온도에 있을 필요가 있다.

도 9와 관련하여 설명한 열 이송 모델은 정확한 주변 온도 입력을 요구한다. 결과적으로, 주변 온도 기준(16), 예를 들어, 박판, 열 전쌍 또는 RTD가 검은 몸체 기준(12, 14)근처에 위치하게 되어 기준(16)은 검은 몸체 기준(12, 14)과 더불어 프레임에서 나타난다. 도시되어 있듯이, 기준(16)은 열전으로 절연된 지지대(17)상의 하우스징(22) 외측에 지지되어 있다. 이 방법은 화상 프레임에 주변 온도 기준을 제공하고 목표물의 가장 가까운 부근에 주변 온도의 측정을 제공하여 카메라와 목표물 사이의 주변온도의 차로 인한 온도 에러를 방지한다.

화상에 주변 온도 기준을 이용하는 것이 바람직한 접근 방법이라 할 지라도, 다른 접근 방식이 이용될 수 있다. 예를 들어, 주변 온도 프로브(probe)가 카메라에 위치될 수 있다.

온도 신호의 디지털화를 요구할지라도, 이 접근 방식은 열 이송 모델 식으로 공급하기 위해 필요한 연속하는 주변 온도 측정을 제공한다. 이 온도 프로브의 시간 응답은 주변 온도의 변화를 정확히 추적하는데 충분히 빠른 것이 바람직하다.

도 6 내지 도 8의 온도 시스템(50)은 대안적인 접근 방식을 대략적으로 도시한 것이다. 온도 시스템(50)은 하우스징(56)에 포함된 온도 기준(52, 54)을 도시한다. 각각의 기준(52, 54)은 도 7에 가장 잘 도시되어 있듯이, 열 화상 카메라로부터 가시가능한 온도 기준(58, 60)을 갖는다. 이들 면 중 하나, 예를들어, 면(58)은 면(60)은 1보다 작은 방사율을 갖을 때, 기준면(60)의 방사 효율은 100%이하이다. 따라서, 적외선 카메라(도시하지 않음)는 적외선 에너지의 더 낮은 레벨을 검출한다. 카메라는 더 낮은 온도로 IR 에너지의 더 낮은 레벨을 해석한다. 두 개의 기준 면의 방사율이 엄격하게 제어되면, 두 개의 현저한 다른 기준 온도가 균일한 온도에서 유지되는 블록으로부터 성취될 수 있다. 현저하게 상이한 낮은 온도 기준에서, 거의 반사된 IR 에너지는 바람직하게 포착되어 카메라에 반사되지 않는다. 이는 기준이 가시가능한 테이퍼된 채널

(tapered channel)을 경유하여 성취될 수 있다. 이 응용 방법의 일차적인 장점은 블록이 주변 온도이사 및 상부 기대된 피부 온도이상의 온도에서 제어되면서 낮은 기준 온도는 주변온도 이하에서 정확히 제어될 수 있다는 것이다. 이는 독자적인 검은 몸체 소오스로 용이하게 성취될 수 없는 특징이다.

테이퍼된 채널(59, 61)은 기준(52, 54)에 대한 가시가능한 액세스를 제공한다.

하우징(56)은 검정의 양극 산화된 표면을 갖는 알루미늄 블록으로 형성될 수도 있다.

단일 가열 소자(62), 피드백 온도 센서(64) 및 컨트롤러(66)가 이용된다. 두 개의 기준이 동일한 온도에서 제어되기 때문에 이 두 개의 기준사이에서는 절연이 필요하지 않다. 온도의 현저한 차이는 다른 방사율을 갖는 표면을 이용하여 성취된다.

주변 온도 기준(68)이 하우징(56)부근에 배치된다. 예시를 위해, 기준(68)이 열 절연 지지대(70)를 경유하여 하우징(56)에 장착된다. 이 특정 실시예에서, 주변 기준은 얇은 양극 산화 처리된 알루미늄 디스크일 수 있다. 이러한 디스크는 주위 온도를 급속하게 얻기 하는 경향이 있다. (적외선에 대한) 검은 표면은 반사된 에너지를 최소화하는데 유용하다. 이중 온도 기준(52, 54)에 대한 하우징(56) 이하의 주변 기준(68)의 위치는 의도적인 것이다. 가열된 하우징(56) 아래의 주변 기준(68)을 절연된 지지대(70)에 배치함으로써, 주위 기준(68)은 하우징 내에서의 상승 온도로부터의 대류 또는 전도 중 어느 하나에 의해 의도하지 않은 가열로부터 절연된다. 도시되어 있듯이, 주위 기준(68)은 다른 기준에 경우 도시되어 있듯이, 테이퍼된 채널과 같은 채널을 통해 수용되지 않아서 가시가능하다. 옵션으로, 주위 기준(68)은 바람직한 경우, 반사된 에너지의 추가적인 거절을 위해 테이퍼된 채널을 통해 수용되어 가시가능하다.

시스템(50)의 장점은 많다. 하나만의 가열 소자(62), 피드백 온도 센서(64) 및 컨트롤러(66)가 요구된다. 기준(52, 54)가 동일한 온도에서 제어되지 않기 때문에 이 두 개의 기준사이에서는 절연이 필요하지 않다. 저온 기준(사정에 따라서 기준(52) 또는 기준(54) 중 하나)이 주위온도 이하일 수 있는 반면, 고온 기준은 기대된 상부 피부 온도이상일 수 있다. 두 개의 수용된 기준면을 갖는 기준 시스템에 관하여 설명했지만, 상이한 수의 온도 기준이 이용될 수 있다는 것이 이해된다. 이 각각의 기준은 상이한 표면 방사율 값과 관련이 있다.

본 발명의 상기 설명이 인 프레임 온도 기준을 포함하지만, 주지해야 할 것은 이들 기준은 열 화상 하드웨어가 자신에 대한 충분한 정확도를 갖지 않을 때에만 바람직하다. 열 화상 장치가 0.1F에서 0.5F(또는 더 좋게)의 범위의 절대 표면 온도를 갖는 정밀도의 레벨을 갖는 경우, 인 프레임 온도 기준이 생략될 수 있다.

온도 프로브가 도시되어 있듯이, 주위 기준 대신에 또한 이용될 수 있다. 그러나, 이러한 온도 프로브는 데이터 인식, 타이밍 일치 및 캘리브레이션 절차를 복잡하게 한다. 정밀도와 단순함은 각각에 대하여 3개의 캘리브레이션 레벨과 모든 화상을 갖기 때문에 야기된다.

도 3 내지 도 5에 도시된 독립 기준 또는 도 6 내지 8의 상이한 방사율 표면과 같은 인 프레임 온도 기준은 카메라 시스템으로부터의 추가적인 제어 없이 정확히 유지되는 고정된 온도에 유지될 수 있다. 이러한 고정된 기준은 주기적으로 산출되고 표준으로 이용되게 된다.

고정된 기준 온도 표준을 이용하는 대안으로서 카메라 시스템에 대한 피드백을 갖는 가변 기준이 있다. 이러한 가변 기준은 프로그램가능한 제어하에 있을 수 있다. 온도 설정, 프로그램 가능성 및 심지어 원격 측정법의 여러 결합이 이용된다는 것이 이해된다.

온도 정보는 열 화상 데이터로부터 직접 도출될 수 있다. 더 바람직하기로는, 먼저, 열 화상 데이터가 하나 이상의 방법으로 처리되어 온도 도출을 실행한다. 예시적인 조절은 데이터 캘리브레이션, 표면의 방사율에 대한 측정온도 조절 및 온도 정보로부터 도출한 화상의 목표 영역 확인을 포함한다. 예를 들어, 다음은 화상 데이터로부터 코어 몸체 온도를 얻는 것이 바람직한 경우 눈 또는 이마를 목표로 하는 것이 유용한지를 설명한다.

본 발명에 따라 열 화상 데이터로부터 코어 몸체 온도를 도출하는 바람직한 측정 사이트는 혈관작용 응답, 코어 몸체 온도에 대한 높은 열 커플링 및 현저한 위치를 가지 않거나 최소로 갖는다. 이상적인 표면이 실질적으로 존재하지 않을지라도, 더 양호한 타킷은 수용가능한 거래 및 타협을 제공한다.

최소 혈관작용 효과를 갖는 타킷 영역을 선택하는 것이 가장 바람직하다.

생체 내에서 열 이송은 혈액순환 또는 섬유 살포와 깊은 관련이 있다. 순환으로 인한 열 이송은 전도로 인한 순환보다 충분한 100 이상이다. 이는 본 발명에 대한 장단점이 모두를 가지고 있다. 장점으로는 이는 코어로부터 멀리 위치한 몸체의 부위는, 원심 부위가 충분한 혈액공급을 갖자마자, 코어 온도에 있거나 적어도 깊은 관련이 있게 된다는 것을 의미한다. 단점으로는, 혈관압축 또는 이완으로 인한 순환의 변하는 소정의 부위의 열 특성을 또한 변화시킨다. 이들 기준을 기초로 하여, 바람직한 측정 장소는 동맥 압축 또는 이완의 최소한의 신경제어를 갖는 적절한 살포를 갖는다.

더 양호한 부위는 코어 몸체 온도에 대한 높은 열적 커플링을 갖는다.

앞에서 설명했듯이, 생체 내에서 열 이송과 관련된 하나의 중요한 요소는 혈액순환이다. 어느 거리로 분리되지만 모두 매우 살포 적인 해부 장소는 유사한 온도와 온도의 유사한 변화를 나타낼 것 같다. 기타 열 균일성은 심실내의 혈액, 방관내의 요(오줌), 척수와 뇌 내의 뇌척수액 및 눈 내의 초자체액과 같은 몸체내의 고유 액체 용량을 통한 열전도 인해 나타날 수 있다. 이들 유체 용량은 유체 용량의 열 전도로 인해 일정한 온도를 유지할 것이고 순환계에 매우 근접할 것이다.

유용한 측정 장소의 특정 요건은 표면 구역이 현저해야하고 감지를 위해 용이하게 접근할 수 있어야 한다. 방관 온도가 방관 표면 주위에서 일정할지라도, 이러한 장기는 일상적인 스크리닝 조건하에서 자체를 열 화상에 제공하지 않는다.

천으로 일반적으로 덮여진 몸체 부위는 스크리닝 적용에 덜 바람직하다. 귀의 고막이 온도의 적외선 감지에 유용한 측정이라는 사실이 알았지만, 귀 골관내로부터 데이터를 얻는 것과 관련된 근접 개인 접촉은 특히 질병이 매우 전염적이거나 치명적인 경우 많은 환자 스크리닝하는데 좋지않다.

측정 장소를 선택하기 위한 또 다른 실질적인 고려는 표면의 열 제어이다.

손씻기, 약수 또는 전송하는 뜨겁고 차가운 음료와 같은 공통적인 활동은 손과 같은 어느 장소에 환자의 코어 몸체 온도와 관계없는 열적 변화를 주게 한다. 진한 화장은 볼 및 입의 열적 특성을 변경시킬 수 있다.

결과적으로, 몸체의 두 개의 부위는 본 발명 내에서 적용되듯이, 표면 온도의 인식을 위해 타겟팅하는 바람직한 후보자, 즉 이마와 눈위 부위이다. 아마 부위는 이마 부위는 다량 스캐닝 응용에 가장 바람직한 반면, 눈의 온도는 추가적인 옵션을 제공한다.

이마는 본 발명을 위해 타겟에 대해 피부 부위로써 뛰어나다. 이마는 뇌에 근접한 부위에 있고 이 기관은 가장 높고 가장 중요한 열 제어를 몸체 내에서 나타낸다. 이마와 머리의 두피 부위는 차가운 주위 조건에 대하여 최소한의 혈관축소 기능을 갖는다. 이러한 이유는 머리가 차가운 상태에서 실질적인 양의 열을 손실하기 때문이다. 또한 이마의 용기는 실험적인 관점으로부터 이를 매력적으로 한다. 이마의 형상은 편리하게 제거할 수 없는 옷에 의해 거의 방해되지 않는다. 또한, 이마는 다른 얼굴 부위보다 얇은 화장이나 보석을 한다.

눈 부위는 또한 열 표면 온도를 지향하데 이용되는 것이 바람직하다. 눈꺼풀 및 깜박임 응답은 각막 표면상에 매우 균일한 습기내용물을 유지하여 이 표면의 열특성을 제어한다. 눈 내의 유체 용량(초자체액)은 각막의 열 특성을 안정화하게 하고 열 전도도를 머리와 두뇌의 내부 부부에 제공한다. 진한 눈 화장 및 콘택트 렌즈와 같은 실질적인 관심사가 측정 정확도에 악 영향을 미친다. 추가적으로, 안경은 눈 측정 전에 벗어야 한다. 그러나, 무슬림의상과 같은 이마를 가리는 문화 의상은 눈 스캔을 금지하지 않는다.

화상 캘리브레이션과 처리는 열 화상으로부터 온도 정보를 도출하기 전에 바람직하다. 많은 화상 처리 기술은 본 발명을 수행하는데 도움이되고 당업자에게 알려져 있다. 개인적으로 또는 그룹적으로 머리의 텔털 형상(telltale shape)를 이용하여 이마와 눈의 부위를 자동적으로 위치시킨다. 흔히, 눈은 얼굴의 화상 내에 존재하는 가장 높은 온도와 관계한다.

적외선 카메라를 이용하여 정확한 열 측정을 얻기 위해, 해상효과가 변경되는 것이 바람직하다. 화상에 있어서의 1-5만 화소를 갖는 표준 가시 스펙트럼 카메라와는 달리, 적외선 기술은 120×120(14,400) 픽셀을 갖는 화상을 제공한다. 열적 견해에서 놀라울지라도, 감광성 해상도와 아직은 동일하지 않다. 많은 물체의 경우, 열 화상의 해상도는 전혀 대수롭지 않다. 그러나, 이 프로젝트에서 눈과 같은 작은 물체 또는 좁은 구성인 경우에는 해상도 효과를 고려해야 한다. 해상도 항상 알고리즘은 알고리즘의 선택성과 평균 능력을 향상시키는데 도움이된다. 화상 여과는 열 잡음, 강조 모서리를 감소시키고 얼굴 형상을 확인하는데 이용될 수 있다. 피크(peak), 평균 또는 중앙값과 같은 온도의 여러 계산은 신로도를 향상시키도록 실험적으로 결정할 때 이용될 수 있다.

화상 해상도는 두개 이상의 스플라인 피트(spline fit)와 같은 화상 보간 기술을 화상 데이터에 적용함으로써 향상될 수 있다. 커스텀 처리 루틴(custom processing routine)을 이용하여 열 화상의 해상도는 120×120 픽셀에서 953×953픽셀로 향상될 수 있다. 이는 화상의 온도 점의 수를 14,400점에서 908,209점으로 증가시킨다.

적외선 방사율은 표면의 적외선 방사 효율의 측정이다. 완벽한 복사계는 1의 방사율, 즉 1.00을 갖는다. 광택 금속과 같은 높은 반사 표면은 방사율 값이 0.10 이하일 수 있다.

사람의 피부의 방사율은 대략 0.96이다. 표면의 현재 방사율 특성을 이용하여 측정된 온도가 아래에 도시된 식에 의해 정정된 표면 온도로 변환될 것이다.

$$T_{K2} = \left( \left( \frac{1}{\varepsilon_2} \right) \left( (1 - \varepsilon_2) T_{bk}^4 + T_{K1}^4 \right) \right)^{0.25} \quad (1)$$

여기서,  $T_{K1}$ 는 측정된 표면의 켈빈 온도이고;  $T_{bk}$ 는 배경 또는 주의의 켈빈온도이고;  $\varepsilon_2$ 는 실제 표면 방사율이고;  $T_{K2}$ 는 방사율에 대해 정정된 방사율이다. 모든 계산은 켈빈의 절대온도 단위로 실행된다는 것이 중요하다. 정정된 표면 온도 측정은 코어 몸체 온도와 같은 물체의 온도 정보를 도출하는데 이용될 수 있다.

온도 기준의 이용, 바람직하기로, 상술한 다중 인 프레임 온도 기준으로 인해 피부 또는 표면 온도 측정이 각각의 화상에 대해 정확히 산출된다. 예시된 켈리브레이션 식은 다음 식으로 나타낸다.

$$T_{S_{corr}} = m_1 T_S + C_1 \quad (2)$$

여기서,  $T_{S_{corr}}$ 은 산출된 표면 온도이고;  $m_1$ 는 기준 표면의 실제 온도와 열 화상 카메라에 의해 측정되었듯이 이들 표면의 온도로부터 도출된 켈리브레이션 식의 경사이고;  $T_S$ 는 켈리브레이션 전 및 임의로 표면 방사율 전후 열 카메라로부터의 목표 부위의 표면 온도이고,  $C_1$ 는 열 화상 카메라에 의해 측정되었듯이 이들 표면의 온도와 기준 표면의 실제온도로부터 얻어진 켈리브레이션 식의 오프셋이거나 y-절편이다.

예로서 산출되지 않은 IR 카메라 표면 온도  $T_S$ 를 산출된 온도에 대하여 85.6 ° 및 92,4 °F라고 하고  $T_{S_{corr}}$ 을 88.0 ° 및 95.0°F라고 하면. 이들 오차에 대하여 켈리브레이션 식은

$$T_{S_{corr}} = 1.02 T_S + 0.72 \quad (3)$$

이 된다.

설명한 바와 같이, 산출된 코어 몸체 온도 측정  $T_0$ 는 주변 온도 측정의 정확도에 부분적으로 의존한다. 아래의 식(4)에서 알 수 있듯이, 코어 몸체 온도  $T_0$ 는 표면 온도  $T_s$ 와 주위 온도  $T_a$  모두의 계수이다. 이러한 이유 때문에, 본 발명은 각각의 화상에서 주의온도 기준을 이용하는 것이 바람직하다. 예를 들어 IR카메라를 경유해 측정했듯이, 주위온도의 정확도는 인 프레임 기준(들)당 켈리브레이션 정정 및 표면 방사율에 대한 보정에 의해 향상될 수 있다. 심지어 매우 높은 주위온도 정확도가 바람직하거나 필요한 경우, 다중 방사율 표면을 이용하는 다중 온도 기준은 낮은 온도 기준을 제공하도록 연장될 수 있다. 이들 부가적인 기준은 예측된 주위온도에 더 가까울 수 있다.

온도 정보는 바람직한 것으로 정정, 산출, 향상 또는 그렇지 않으면 변경된 것으로 열 화상 데이터로부터 용이하게 도출된다. 간단한 열 이송 모델(100)이 도 9에 도시 참고로 도시되어 있다. 이 모델(100)은 열 화상에 의해 제공된 표면 피부 온도  $T_{skin}$  주위 온도  $T_{ambient}$  을 알리는 코어 몸체 온도  $T_{core}$  의 산출을 허락한다. 열 저항  $R_1$ 는 몸체의 코어 온도와 열 카메라에 가시가능한 피부 표면사이의 동맥, 소동맥 및 피부에 영향을 미치는 열 저항을 나타낸다. 피부 표면과 주위 공기 사이의 열 저항은  $R_2$ 로 표시되어 있다. 피부 온도는 주의 또는 공기 온도의 변화에 따라 변화하는 것으로 알려져 있다. 주위 온도를 고려하면, 이 모델은 혼잡한 피부 온도를 임상적으로 유용한 코어 몸체 온도로의 변환을 허락한다.

입의 적으로, 도 9에 도시된 모델(100)은 열량을 고려하기 위해 코어 및 피부 결절에 캐패시턴스를 추가하여 향상될 수 있다. 사람 몸체에서의 열 이송은 순환, 동맥과 크게 관계하고 선택된 피부 부분에 대한 정맥 흐름은 또한 더 복잡한 열동역학적 모델에 포함될 수 있다. 이 모델은 피부 표면과 주위 공기사이의 열 저항을 변경할 수 있는 습기의 변화를 고려하여 변경될 수 있다.

도 9의 모델을 이용하여 주의 및 피부 온도로부터 코어 몸체 온도를 산출하는 공식은 다음 식으로 주어진다.

$$T_o = \left( \frac{T_s - T_A}{K_1} \right) + T_A \quad ; \quad (4)$$

$T_0$  는 코어 몸체 온도이고;  $T_s$  는 (산출된 및/또는 방사율에 대해 정정된) 선택된 영역에서의 표면 피부 온도이고;  $K_1$  은 아래에 도시되어 있듯이 저항 비이다.

$$K_1 = \left( \frac{R_1 + R_2}{R_1 + R_2} \right) \quad ; \quad (5)$$

여기서,  $R_1, R_2$ , 는 전에 정의 했고

$K_1$  다음과 같이 실험적으로 결정된다.

$$K_1 = \left( \frac{T_s - T_A}{T_o - T_A} \right) \quad ; \quad (6)$$

여기서, 변수는 식(4)에서 정의한 것과 같다.  $K_1$ 의 정확도는 코어와 표면 온도의 범위에 걸쳐 식(6)의 응용을 평균함으로써 향상될 수 있다.  $K_1$ 에 대한 값은  $T_0, T_s, T_A$ 의 측정으로부터 실험적으로 결정될 수 있다.

코어 몸체 온도  $T_0$  는 입, 겨드랑이, 직장 또는 고막 측정을 통해 얻어질 수 있다. 주지해야 할 것은 캘리브레이션 상수  $K_1$  은 상기 측정이 궁극적으로 비교되는 심리학적인 코어 몸체 온도에 변수가 있다는 점에서 코어 본체 온도 측정의 방법에 따라 변화될 수 있다. 코어 몸체 온도는 입, 직장, 겨드랑이 또는 고막 방법과 같은 최소 침입적인 수단에 의해 공통적으로 측정된다. 침입 기술은 순환계를 걸쳐 여러 장소에서 동맥 온도와 정맥 온도를 발생시킬 수 있다. 코어 몸체 온도가 단일 값으로 흔히 간주되지만, 몸체는 온도 조절기에 의해 설정된 제한 내에서 온도의 일정하게 변화하는 세트에서 실질적으로 기능을 하고 있다. 예를 들어, 직장 측정은 입의 온도 보당 0.5-1.0°F로 일반적으로 등록되고 1-2시간 지 입 온도의 변화보다 늦을 수 있다.

심장으로부터 혈액으로 채워진 동맥 온도는 몸체의 냉각기 주의 장소로부터 귀환하는 혈액을 함유하는 정맥 온도보다 일반적으로 높다.

식(6)은  $T_0, T_s, T_A$ 의 변수로만 되는  $K_1$ 을 도시하지만,  $K_1$ 의 실험적인 결정은 습도와 같은 다른 변수의 도입을 포함할 수 있다고 본 발명은 고려할 수 있다. 식(6)은 낮은 또는 중간의 습기에 대해서 유효하다고 생각되지만, 습기가 증가함에 따라, 열 저항  $R_1$ 이 적어도 부분적으로 습도에 의존하기 때문에  $K_1$ 의 값은 변경될 수 있다.  $K_1$ 은 혈액 순환의 변화, 즉 코어로부터 피부로의 열 이송을 제어하는 인자 중 하나 때문에 변경될 수 있다.

일반적인 캘리브레이션 식은 다음과 같다.

$$T_o = \left( \frac{T_s - T_A}{K_1} \right) + T_A + T_{offset} \quad (7)$$

여기서,  $T_0$ 는 코어 몸체 온도이고;  $T_s$ 는 열 화상 기술을 이용하여 얻어진 표면 피부 온도이고;  $T_A$ 는 주위 온도이고;  $K_1$ 은 실험적으로 결정된 캘리브레이션 상수이고;  $T_{offset}$  열 화상 시스템에 고유하게 존재하는 오프셋 에러를 설명하는 오프셋 항이다. 이상적으로는  $T_{offset}$ 은 제로(0)가 될 것이다.

코어 몸체 온도의 도출에 대한 주위 온도의 충격을 설명하는 중요성이 다음 식과 도 10 및 도 11에 도시되어 있다. 다음 식은 전에 설명한 것과 같이 변수를 갖는  $T_s$ 에 대한 식(4)을 풀므로써 얻어진다.

$$T_s = K_1 (T_0 - T_A) + T_A \quad ; \quad (8)$$

이 식으로부터 건강한 사람의 피부 온도는 주위온도에 따라 변한다는 것을 알 수 있을 것이다. 코어 몸체 온도가 98.6°F로 일정하게 유지되는 동안, 피부 온도는 상이한 주위 온도와 상당히 다를 것이다. 도 10은 40°F에서 90°F까지의 주위온도 범위에 걸쳐서 본 발명에 따른 주위온도를 갖는 피부 온도의 변화를 도시한다. 도 11은 주위 온도가 피부 온도와 코어 몸체 온도 사이의 관계의 캘리브레이션에 대해 갖는 효과를 도시한다. 주위 온도가 70°F(중앙 곡선)인 경우, 91°F의 피부 온도는 98.6°F의 코어 몸체 온도에 대응한다. 그러나, 주위 온도가 90°F까지 증가하는 경우, 91°F의 피부 온도는 91.4°F의 코어 몸체 온도에 대응한다. 그러나, 주위 온도가 50°F로 떨어지는 경우, 91°F의 피부 온도는 105.8°F의 코어 몸체 온도에 대응한다(좌측 곡선). 주위 온도가 90°F로 증가하는 경우, 91°F의 피부 온도가 91.4°F의 코어 몸체 온도에 대응한다(오른쪽 곡선).

주위 온도가 코어 몸체 온도 이하로 크게 되는 경우, 간단한 열 모델이 유효하게 나타난다. 그러나, 주위온도가 90°F의 온도 또는 그 이상의 온도의 값을 가진 코어 몸체 온도에 접근함에 따라, 이 모델은 발한 효과를 제공하기 위해 변경을 요구할 수 있다. 캘리브레이션 상수  $K_1$ 은 증발 효과를 제공하도록 주위온도와 습기의 변수가 될 수 있다는 것을 실험적인 데이터가 나타낼 수 있다.

화상 처리 소프트웨어는 상이한 프로그래밍 언어, 예를 들어 C++ 또는 등가 프로그래밍 언어로 기록될 수 있다. 화상 처리 소프트웨어는 화상 카메라에 존재할 수 있다. 이러한 고유의 프로그램은 분석하여 매우 고속으로 그리고 간편하게 출력할 수 있다. 화상 처리 소프트웨어는 카메라와 분리된 프로세서, 예를 들어, 데스크 탑 또는 랩 탑 컴퓨터와 같은 분리 컴퓨터에 또한 존재할 수 있다. 데이터 조절 및 변경 또는 정보의 도출은 화상을 데이터를 조절하여 분석하기에 적절한 데이터 탭 또는 랩 탑 컴퓨터 운영 소프트웨어에 다운로드함으로써 용이하게 성취된다. 상표 표시 MATLAB로 이용가능한 분석 소프트웨어를 이용하여 상술한 커스텀 알고리즘(custom algorithm)을 기록한다. 하드웨어, 소프트웨어 및 유저 인터페이스가 편리하고 MATLAB 소프트웨어로부터 얻을 수 있다. 열 화상 기술을 이용하여 감지하는 원격 코어 몸체 온도를 수행하는데 이용되는 기술은 여러 응용을 갖는다. 다음 응용은 본 발명의 예시적이고 범위를 제한하려는 것은 아니다. 사스(SARS, severe acute respiratory syndrome)을 갖는 물체에 대한 스크리닝이다. 이 새로운 질병은 매우 전염성이 강하여 일반적으로 주민의 20%가 죽음에 이르고 60세 이상의 주민의 40% 이상이 죽음에 이르는 것으로 추정된다. 사스의 초기 증세가 100.4°F이상의 열이기 때문에 본 발명을 이용하여 상승한 몸체 온도의 사람을 스크리닝할 수 있다. 고열을 나타내는 것으로 발견된 사람은 더 상세한 진단을 위해 의뢰인에 의해 점검될 것이다. 이 형태의 스크리닝은 사스 물체의 확인이 유용한 것으로 간주 되는 어떤 가까운 위치에서 수행된다.

본 발명은 열 화상 데이터로부터 코어 몸체 온도 측정을 제공하기 때문에, 본 발명은 증상이 상승한 몸체 온도 또는 발열을 포함하는 많은 인간 질병을 스크리닝하는데 이용될 수 있다. 생물학적 테러리즘 및 천연 발생 질병의 현재 치료하는 경우, 본 발명의 이용이 광범위하다. 하나의 예는 공항 안전과 관계한다. 위험한 미생물이 여행자에 의해 의도적이건 의도적이지 않든 간에 퍼질 수 있기 때문에, 공항은 본 발명을 양호하게 적용한다. 현재 공항 스크리닝 기술은 총기류, 칼, 및 폭발물을 검출하지만, 생물학적 위협에 대해서는 거의 검출할 수 없다. 본 발명은 이러한 단점을 보충하는 것이다.

기존의 의학 진단 기술은 시간이 소비되고 공항, 출입구, 입국 장소, 붐비는 시장 또는 비즈니스 장소와 같은 장소에서 다량 스크리닝하기에 적합하지 않다. 전염병 및 생리학적 무기국가의 위험하에서 국가, 시 및 공동체는 이러한 위험으로부터 보호하려고 노력한다. 본 발명은 국가, 주, 시 또는 공동체 또는 출입소에 생물학적 위협을 가져오는 사람을 확인하는데 적절하다.

비즈니스는 본 발명을 유용하게 이용할 수 있을 것이다. 상술한 국가, 주 및 시와 유사한 안전의 관심사 외에, 많은 비즈니스는 피고용인 및 제품에 관한 위생 및 청결에 관심을 갖는다. 음식점은 음식물 오염을 방지하기 위해 피고용인을 스크린하는데 본 발명을 이용하면 좋다. 즉, 페이스메이커(pacemaker)는 의학 제물의 잠재적인 오염을 방지하기 위해 크린룸에서 작업하는 피고용인을 스크린할 것이고 세계의 특정 지역으로부터 돌아온 세일즈 맨 또는 우먼이 스크린 될 것이다.

본 발명은 또한 정부 건물을 보호하는데 도움이 될 것이다. 정부건물은 중요한 테러리즘의 중용한 목표이기 때문에, 본 발명은 이러한 시설에 대해 미리 위협한 생물학적 테러리즘 위험을 확인하는데 유용하다. 게다가, 본 발명은 일상적인 전염병에 대해 피고용인을 스크린 하는데 이용될 수 있다.

본 발명은 또한, 병원, 클리닉 및 응급실에 이용할 수 있다. 병원은 많은 스크리닝 응용을 갖고 있다. 본 발명은 응급실 및 클리닉에서 부상자 분류 도구(triage tool)에 이용가능하고 이곳에서 본 발명은 전염 환자가 병원직원 및 다른 환자에게 질병을 퍼뜨리기 전에 신속히 전염된 환자를 분리하는데 유용하다. 앰플런스 피고용자는 열 증상의 사고 회생을 순간적으로 평가하는데 유용하다.

많은 사람이 모이는 몰(mall), 회의장 및 교회와 같은 사람이 많이 모이는 공공 장소는 질병 또는 생물학적 무기가 전염병 비율을 증가시키는 경우, 본 발명이 유용하다는 것을 알 수 있을 것이다.

### (57) 청구의 범위

#### 청구항 1.

피검자(subject)의 코어 체온 정보(core body temperature information)를 제공하는 열화상 시스템(thermal imaging system)에 있어서,

피검자가 열화상 장치(thermal imaging device)의 뷰필드(field of view) 내에 있을 때 상기 피검자의 최소 일부분의 열화상 데이터(thermal image data)를 얻는 열화상 장치와,

상기 열화상 데이터를 사용하여 피검자의 코어 체온 정보를 파생하는 프로그램 명령어(program instructions)로 구성하는 것을 특징으로 하는 열화상 시스템.

#### 청구항 2.

제 1항에 있어서,

상기 피검자의 표적영역(target area)에 상응하는 열화상 데이터의 일부분을 식별하는 프로그램 명령어를 더 구성하는 것을 특징으로 하는 열화상 시스템.

#### 청구항 3.

제 2항에 있어서,

상기 표적영역은 피검자의 눈 영역(eye region)인 것을 특징으로 하는 열화상 시스템.

#### 청구항 4.

제 2항에 있어서,

상기 표적영역은 피검자의 이마(forehead)인 것을 특징으로 하는 열화상 시스템.

### 청구항 5.

제 1항에 있어서,

상기 피검자의 열화상이 얻어질 때 열화상 장치의 뷰필드(field of view)에 위치가 설정된 프레임내 온도기준 시스템(in-frame temperature reference system)을 더 구성하는 것을 특징으로 하는 열화상 시스템.

### 청구항 6.

제 5항에 있어서,

상기 프레임내 온도기준 시스템과 결합된 온도 데이터를 사용하여 상기 열화상 데이터를 교정하는(calibrate) 프로그램 명령어를 더 구성하는 것을 특징으로 하는 열화상 시스템.

### 청구항 7.

제 6항에 있어서,

상기 프레임내 온도기준 시스템은 주위 온도 정보를 제공하는 제1온도센서(first temperature sensor)와, 제2온도 정보를 제공하는 제2온도센서와, 제3온도 정보를 제공하는 제3온도센서를 구성하는 것을 특징으로 하는 열화상 시스템.

### 청구항 8.

제 6항에 있어서,

상기 교정 프로그램 명령어는 선형 교정 알고리즘(linear calibration algorithm)을 구성하여 측정온도를 교정온도로 변환하는 것을 특징으로 하는 열화상 시스템.

### 청구항 9.

제 7항에 있어서,

상기 교정 프로그램 명령어는 선형 교정 알고리즘을 구성하여 측정온도를 교정온도로 변환하는 것을 특징으로 하는 열화상 시스템.

### 청구항 10.

제 1항에 있어서,

측정온도를, 하나의 표면의 방사율 특성을 기준으로 한 적정온도로 변환하는 스텝으로 이루어지는 프로그램 명령어를 더 구성하는 것을 특징으로 하는 열화상 시스템.

### 청구항 11.

제 2항에 있어서,

상기 표적 영역에 상응하는 데이터에서 코어체온을 파생(derive)하는 프로그램 명령어를 더 구성하는 것을 특징으로 하는 열화상 시스템.

### 청구항 12.

피검자의 최소 일부분에 대한 열화상 데이터를 취득하고, 그 열화상 데이터를 사용하여 피검자의 코어체온을 파생하는 것을 특징으로 하는 피검자의 코어체온을 원격 측정하는 방법.

### 청구항 13.

제 12항에 있어서,

상기 파생하는 스텝은 피검자의 표적영역에 상응하는 열화상 데이터의 일부를 사용하여 코어체온을 파생하는 것을 특징으로 하는 원격 측정하는 방법.

### 청구항 14.

제 13항에 있어서,

상기 표적영역은 피검자의 눈 영역(eye region)인 것을 특징으로 하는 원격 측정하는 방법.

### 청구항 15.

제 13항에 있어서,

상기 표적영역은 피검자의 이마 영역(forehead region)인 것을 특징으로 하는 원격 측정하는 방법.

### 청구항 16.

제 12항에 있어서,

피검자의 열화상 데이터가 얻어질 때 열화상 장치의 뷰필드(view field) 내에 위치 설정된 프레임내 온도기준 시스템의 사용을 더 구성하는 것을 특징으로 하는 원격 측정하는 방법.

### 청구항 17.

제 16항에 있어서,

상기 프레임내 온도기준 시스템과 결합된 온도 데이터를 사용하여 열화상 데이터를 교정하는 것을 특징으로 하는 원격 측정하는 방법.

### 청구항 18.

제 16항에 있어서,

상기 프레임내 온도기준 시스템은 주위 온도 정보를 제공하는 제 1온도 센서와, 제 2온도 정보를 제공하는 제 2온도 센서와, 제 3온도 정보를 제공하는 제 3온도 센서를 구성하는 것을 특징으로 하는 원격 측정하는 방법.

### 청구항 19.

제 17항에 있어서,

교정 스텝은 선형 교정 알고리즘을 사용하여 측정온도를 교정온도로 변환하는 것을 특징으로 하는 원격 측정하는 방법.

### 청구항 20.

제 18항에 있어서,

상기 교정 스텝은 선형 교정 알고리즘을 사용하여 측정온도를 교정 온도로 변환하는 것을 특징으로 하는 원격 측정하는 방법.

### 청구항 21.

제 12항에 있어서,

상기 파생 스텝은 측정온도를, 하나의 표면의 방사율 특징을 기준으로 하는 정정온도로 변환하는 것을 특징으로 하는 원격 측정하는 방법.

### 청구항 22.

제 17항에 있어서,

상기 프레임내 온도기준 시스템에는 제 1 및 제 2 고온기준을 포함하여, 제 1 고온기준은 피검자의 체표면 온도(body surface temperature)의 예측치보다 온도가 더 높으며, 제 2 고온기준은 피검자의 체표면 온도의 예측치보다 온도가 더 낮은 것을 특징으로 하는 원격 측정하는 방법.

### 청구항 23.

피검자의 최소 일부분의 열화상 데이터를 얻어, 그 열화상 데이터를 기준으로 하여 피검자의 코어체온을 측정하며,

그 측정된 코어체온을 사용하여 피검자가 SARS(중증 급성 호흡기 증후군)를 가질 수 있는지의 여부를 평가하는 것을 특징으로 하는 SARS의 스크리닝(screening) 방법.

### 청구항 24.

피검자의 최소 일부분의 열화상을 얻어, 그 열화상 데이터를 기준으로 하여 피검자의 코어체온을 측정하며, 그 측정된 코어체온을 사용하여, 피검자가 건강상태를 가질 수 있는지의 여부를 평가하는 것을 특징으로 하는 건강상태의 스크리닝 방법.

**청구항 25.**

제 24항에 있어서,

그 건강상태는 a)사스(SARS); b)천연두(smallpox); c)바이오-테러리즘(bio-terrorism) 관련 건강상태; d)열사병(heat stroke); e)저체온증(hypothermia); f)만성소모병(chronic wasting disease); g)광우병(mad cow disease); h)스크라피(scrapies); 및 i)웨스트 나일 바이러스(West Nile Virus) 중 최소 1종에서 선택하는 것을 특징으로 하는 원격 측정하는 방법.

**청구항 26.**

제 24항에서,

그 건강상태는 천연두(smallpox)인 것을 특징으로 하는 원격 측정하는 방법.

**청구항 27.**

제 24항에 있어서,

그 건강상태는 바이오-테러리즘(bio-terrorism)과 관련되는 것을 특징으로 하는 원격 측정하는 방법.

**청구항 28.**

제 24항에 있어서,

그 건강상태는 열사병(heat stroke)과 저체온증(hypothermia)에서 선택하는 것을 특징으로 하는 원격 측정하는 방법.

**청구항 29.**

제 24항에 있어서,

그 건강상태는 만성소모병(chronic wasting disease), 광우병(mad cow disease) 및 스크라피(scrapies)에서 선택하는 것을 특징으로 하는 원격 측정하는 방법.

**청구항 30.**

제 24항에 있어서,

그 건강상태는 웨스트 나일 바이러스(West Nile Virus)인 것을 특징으로 하는 원격 측정하는 방법.

**청구항 31.**

표적 피검자(target subject)의 눈 부위(eye region)의 열화상 데이터를 얻어,

그 눈 부위와 관련된 열화상 데이터를 기준으로 하여 그 피검자의 코어체온을 측정하는 스텝으로 이루어지는 것을 특징으로 하는 피검자의 코어체온을 측정하는 방법.

### 청구항 32.

표적 피검자의 이마부위(forehead region)의 열화상 데이터를 얻어,

그 이마부위와 관련된 열화상 데이터를 기준으로 하여 피검자의 코어체온을 측정하는 스텝으로 이루어지는 것을 특징으로 하는 피검자의 코어체온을 측정하는 방법.

### 청구항 33.

표적체(target body)의 최소 하나의 표면 온도를 원격 파생하여,

그 표적체의 최소 하나의 표면 온도에서 그 표적의 코어체온을 측정하는 것을 특징으로 하는 비정상적인 코어체온에 대한 표적체(target body)를 스크리닝(screening)하는 방법.

### 청구항 34.

피검자와 주위 온도와 관련된 하나의 표면의 열화상 데이터를 동시에 얻어,

동시에 얻은 표면과 주위 온도의 열화상 데이터에서 표적체의 코어체온을 파생하는 것을 특징으로 하는 표적체의 코어체온 측정 방법.

### 청구항 35.

열화상 데이터를 사용하여 동물의 코어체온을 측정하여, 그 측정된 코어체온을 기준으로 하여 동물의 건강상태를 평가하는 스텝으로 이루어지는 것을 특징으로 하는 동물의 코어체온 검출 방법.

### 청구항 36.

방사율(emissivity)이 비교적 높은 제 1온도 기준면과, 방사율이 비교적 낮은 제 2온도 기준면으로 이루어진 프레임내 온도 기준 시스템(in-frame temperature reference system)을 구성하는 것을 특징으로 하는 열화상 시스템(thermal imaging system).

### 청구항 37.

제 36항에 있어서,

제 1 및 제 2온도 기준면에 결합된 히터 구성요소(heater element)를 더 구성하는 것을 특징으로 하는 열화상 시스템.

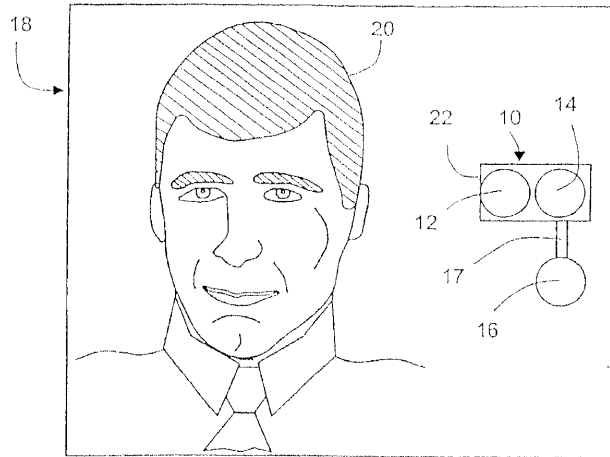
### 청구항 38.

제 36항에 있어서,

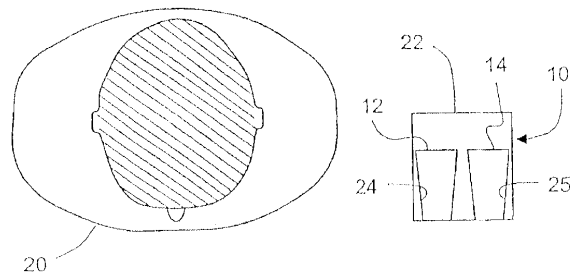
상기 프레임내 온도기준 시스템이 주위 온도 기준을 더 구성하는 것을 특징으로 하는 열화상 시스템.

도면

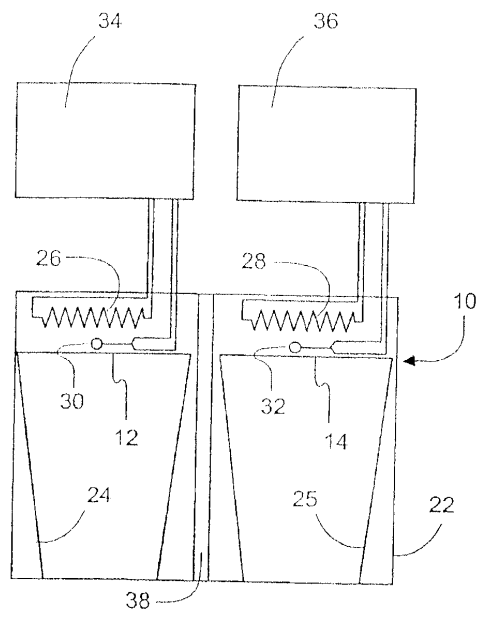
도면1



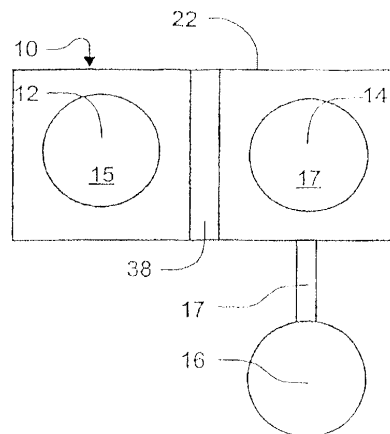
도면2



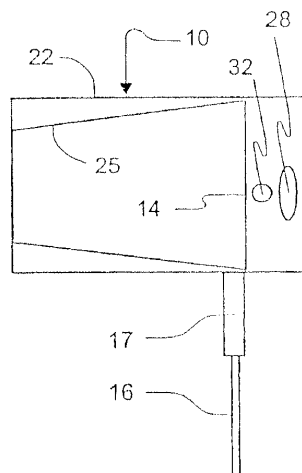
도면3



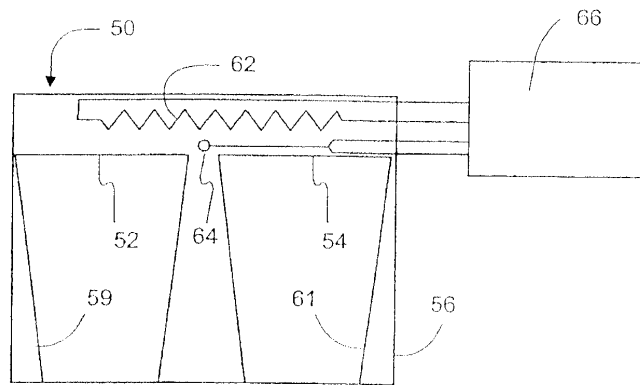
도면4



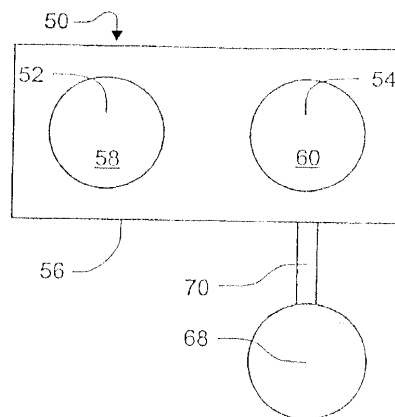
도면5



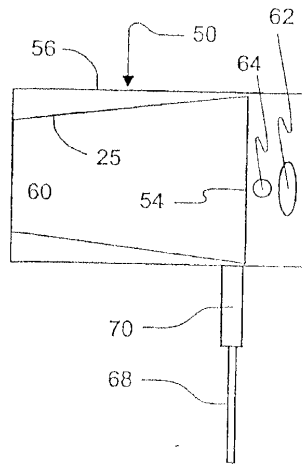
도면6



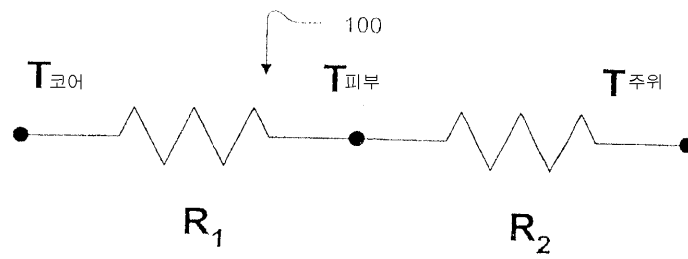
도면7



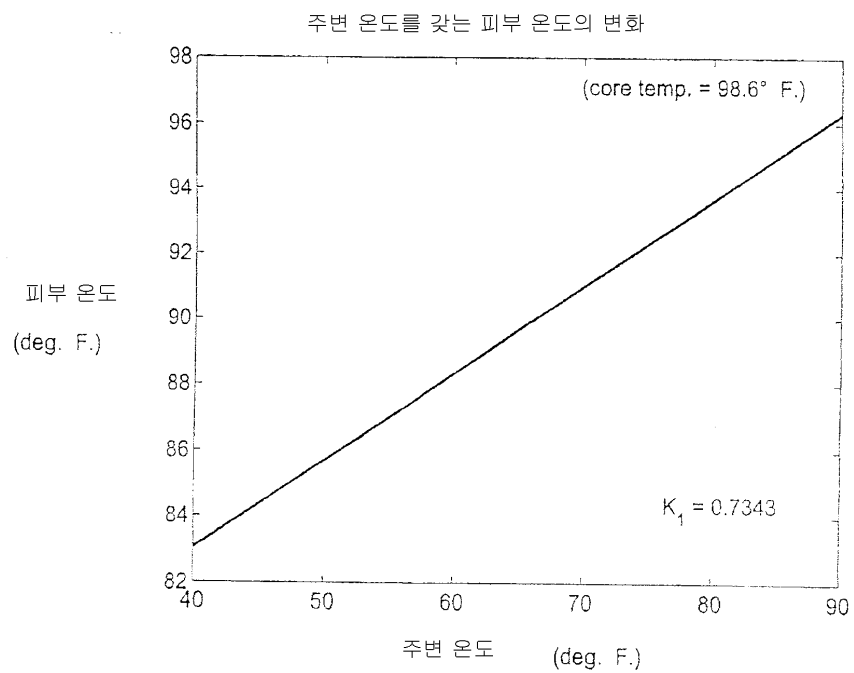
도면8



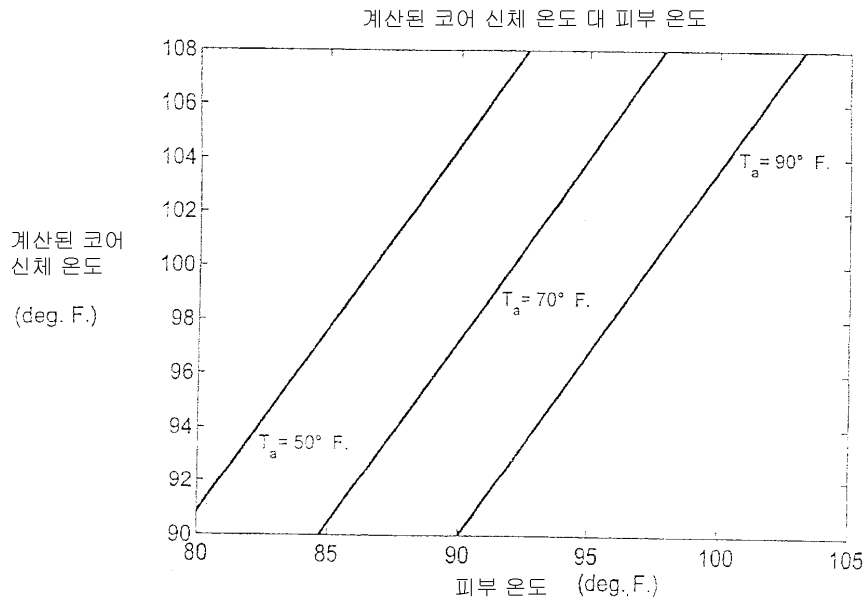
도면9



도면10



도면11



专利名称(译)	用于通过热成像检测患者体内温度的远程和非侵入性技术的方法和技术		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020060012649A</a>	公开(公告)日	2006-02-08
申请号	KR1020057022565	申请日	2004-05-25
[标]申请(专利权)人(译)	CARDIOWAVE		
申请(专利权)人(译)	汽车展示, 吴波, 鼻子的细胞层.		
当前申请(专利权)人(译)	汽车展示, 吴波, 鼻子的细胞层.		
[标]发明人	MCQUILKIN GARY L		
发明人	MCQUILKIN, GARY, L.		
IPC分类号	A61B5/01 A61B5/00		
CPC分类号	G01J2005/0077 G01J5/0025 G01J5/522 A61B5/015		
优先权	60/471747 2003-05-27 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

温血(温血)的受试者, 以及人或动物的核心体温可以被称为一种解决方法, 它可以通过热图像(热成像)远程检测到非侵入性(或者, 比例血管)诊断方法。本发明的解剖结构接受优选特征的帮助, 包括使用生理传热模型和目标部位等以及框内温度标准(框内温度参考)。克服了现有的劣化技术应用于生理筛选应用的畸形。本发明提供了对非侵入性或比率血管的选择能力快速远程诊断方法涉及疾病或状态在核心杆生气变化的状态。一种应用是选择关于SARS(SARS: 严重急性呼吸综合症: 严重急性呼吸综合症), 因为在本发明的一个应用中关于人, 发热(发热)是正常的早期症状。并且在本发明中, 可以远程检测影响人或动物的核心体温的其他疾病或状态到非侵入性(或比率血管)诊断方法。核心体温, 热图像, 帧内温度标准, 远程选择, 发热, SARS, 遥控器检测。

