



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년12월22일
(11) 등록번호 10-1688918
(24) 등록일자 2016년12월16일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/05 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2012-7031008
(22) 출원일자(국제) 2011년05월06일
심사청구일자 2015년05월20일
(85) 번역문제출일자 2012년11월27일
(65) 공개번호 10-2013-0111927
(43) 공개일자 2013년10월11일
(86) 국제출원번호 PCT/US2011/035618
(87) 국제공개번호 WO 2011/143071
국제공개일자 2011년11월17일
(30) 우선권주장
61/332,755 2010년05월08일 미국(US)
61/453,852 2011년03월17일 미국(US)
(56) 선행기술조사문헌
US20050177061 A1
US20030036674 A1
US20040254457 A1
WO2004105602 A1

(73) 특허권자
더 리전트 오브 더 유니버시티 오브 캘리포니아
미국 94607-5200 캘리포니아주 오클랜드 플랭크린
스트리트 1111 12층
브루인 바이오메트릭스, 엘엘씨
미국 90024 캘리포니아주, 로스 엔젤레스, 10960
월셔 블러바드., 스위트 950
(72) 발명자
사라프자데, 마지드
미국 92807 캘리포니아주, 애너하임 힐스, 255 히
스 테라스
카이저, 윌리엄
미국 90077 캘리포니아주, 로스 엔젤레스, 15520
카시아노 컬트
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인세림

전체 청구항 수 : 총 50 항

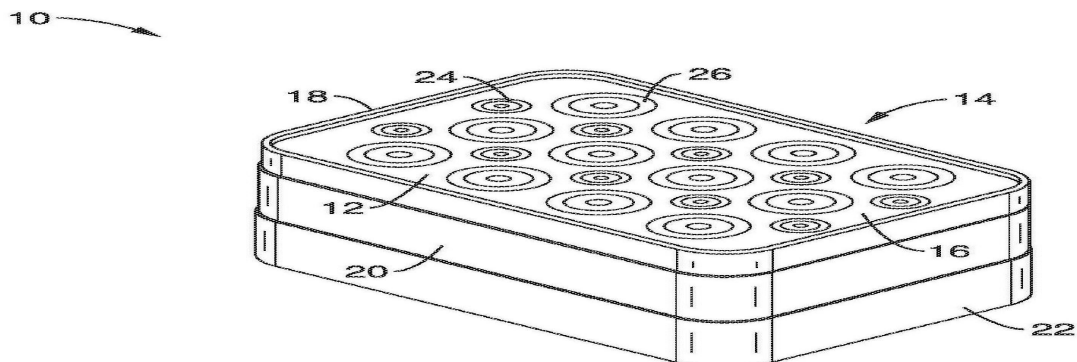
심사관 : 이경철

(54) 발명의 명칭 **폐양의 조기 발견을 위한 SEM 스캐너 감지 장치, 시스템 및 방법**

(57) 요약

육창 개발을 감지 및 감시하는 의미로 표피 하 수분(SEM)을 측정하도록 구성된 핸드헬드(hand held)에 부합하는 커패시턴스(capacitance) 감지 장치이다. 이 장치는 배터리가 필요없는 RF-구동 칩에 의해 다중화 방식 및 프로그래밍에서 SEM 스캔 및 측정에서 여기된 전극의 배열을 포함한다. 스캐닝 작업은 스캐닝/리딩 작업을 지원하는 필요한 에너지 버스트를 제공하고; 및 장치에 내장된 코일이 여기된 인터로게이터(interrogator)에 의해 개시된다. 각 내장된 전극은 표적 표면의 수분 함량을 나타내고 및 해당하는 등가의 표피 내 커패시턴스(capacitance) 측정한다.

대표도



(72) 발명자

메르니아, 알리레자

미국 90095 캘리포니아주, 로스 엔젤레스, 6531 볼터 홀

베이츠-엔센, 바바라

미국 91107 캘리포니아주, 파사데나, 300 사우스 비네도 애비뉴.,

왕, 프랭크

미국 95014 캘리포니아주, 쿠퍼티노, 21909 샌 페르난도 애비뉴.,

램, 영

미국 91403 캘리포니아주, 셔먼 오크스, 아파트 301, 4646 윌리스 애비뉴.,

플레시, 미셸

미국 90210 캘리포니아주, 베버리 힐스, 714 엔. 풋힐 로드

보이스텍, 조셉

미국 90292 캘리포니아주, 마리나 델 레이, 125 케이치 몰

명세서

청구범위

청구항 1

유연한 기판에 내장된 바이폴라(bipolar) RF 센서;

상기 바이폴라 RF 센서와 상기 유연한 기판 위에 배치된 절연 커버층;

상기 유연한 기판에 인접하여 상기 유연한 기판 아래에 배치된 등각 압력 패드(conformal pressure pad); 및

상기 센서에 연결된 인터페이스 일렉트로닉스(interface electronics); 를 포함하고,

상기 등각 압력 패드는 상기 유연한 기판이 환자 피부의 비평면 센싱 표면에 일치하도록 하는 동안 상기 유연한 기판을 지지하도록 형성되며,

상기 인터페이스 일렉트로닉스는 환자 피부에 대한 정보를 얻기 위해 RF 에너지의 방출 및 수용을 제어하도록 형성되어 있는, 환자 피부의 외부 위치에서 표피하(sub-epidermal) 수분을 감지하는 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 등각 압력 패드에 인접하고 상기 등각 압력 패드 아래에 위치한 환형 스페이서(annular spacer);를 더 포함하고,

상기 환형 스페이서는 상기 등각 압력 패드가 중앙 개구부 속으로 자유롭게 편향되도록 형성된 중앙 개구부를 포함하는, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피하(sub-epidermal) 수분을 감지하는 장치.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 유연한 기판을 너머로 간격을 둔 바이폴라 RF 센서의 어레이(array)를 더 포함하고,

상기 각 센서는 환자 피부에 대한 정보를 독립적으로 얻기 위해 상기 인터페이스 일렉트로닉스에 독립적으로 연결되어 있는, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피하(sub-epidermal) 수분을 감지하는 장치.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 각 센서는 피부의 표적 영역의 등가 표피하 커패시턴스(equivalent sub-epidermal capacitance)를 측정하도록 형성되며;

상기 표피하 커패시턴스는 피부의 표적 영역의 수분함량에 대응하는, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피하(sub-epidermal) 수분을 감지하는 장치.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 센서의 어레이는 제1 접촉 영역을 가지는 제1 센서 및 상기 제1 센서보다 큰 제2 접촉 영역을 가지는 제2 센서를 포함하며,

상기 제1 및 제2 센서는 다른 깊이의 피부에 대한 정보를 얻는, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피하(sub-epidermal) 수분을 감지하는 장치.

청구항 6

제4항에 있어서,

상기 기관은 기관층을 포함하는 기관 어셈블리(substrate assembly)를 포함하며;

상기 센서는 상기 기관의 제1 면에 내장된 제1 전극 및 상기 기관의 제2 면에 내장된 제2 전극을 가지는 센싱 패드를 포함하는, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피하(sub-epidermal) 수분을 감지하는 장치.

청구항 7

삭제

청구항 8

제6항에 있어서,

상기 기관층의 제2 면 아래에 배치된 보호층을 더 포함하는, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피하(sub-epidermal) 수분을 감지하는 장치.

청구항 9

제6항에 있어서,

상기 기관층의 상기 제2 면 아래에 배치된 스티프너(stiffener) 층을 더 포함하며,

상기 스티프너(stiffener) 층은 상기 센서 어레이의 풋프린트(footprint)와 실질적으로 유사한 풋프린트를 포함하는, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피하(sub-epidermal) 수분을 감지하는 장치.

청구항 10

제6항에 있어서,

상기 제1 전극은 내부 직경 및 외부 직경을 가지는 환형 링을 포함하고,

상기 제2 전극은 외부 직경에 의해 한정되는 원형 전극을 포함하고, 상기 제2 전극의 외부 직경은 상기 제1 전극의 내부 직경보다 작으며,

상기 제2 전극은 상기 제1 전극과 동심인, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피하(sub-epidermal) 수분을 감지하는 장치.

청구항 11

제1항에 있어서,

상기 인터페이스 일렉트로닉스는 상기 센서에서 회수된 데이터를 전송하도록 형성된, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피하(sub-epidermal) 수분을 감지하는 장치.

청구항 12

제4항에 있어서,

상기 RF 센서와 일직선으로 위치한 압력 센서를 더 포함하고,

상기 압력 센서는 환자 피부의 위치에서 상기 기관에 적용된 압력을 측정하도록 형성되는, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피하(sub-epidermal) 수분을 감지하는 장치.

청구항 13

제1항에 있어서,

상기 유연한 기관은 캡톤(Kapton) 또는 폴리이미드를 포함하는, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피하(sub-epidermal) 수분을 감지하는 장치.

청구항 14

삭제

청구항 15

삭제

청구항 16

삭제

청구항 17

삭제

청구항 18

삭제

청구항 19

삭제

청구항 20

삭제

청구항 21

삭제

청구항 22

삭제

청구항 23

삭제

청구항 24

삭제

청구항 25

삭제

청구항 26

삭제

청구항 27

삭제

청구항 28

기관층을 포함하는 유연한 기관에 내장되고, 상기 기관층의 제1 면에 내장된 제1 전극과, 상기 기관층의 제2 면에 내장된 제2 전극을 가지는 바이폴라(bipolar) RF(radiofrequency) 센서;

상기 기관층의 제1 면 위에 배치된 생체적합성(biocompatible) 커버층;

상기 유연한 기관에 인접하여 상기 유연한 기관 아래에 배치되어 상기 유연한 기관이 환자 피부의 비평면 센싱 표면에 일치하도록 하는 동안 상기 유연한 기관을 지지하도록 형성된 등각 압력 패드; 및

상기 바이폴라 RF 센서에 연결되어 환자 피부에 대한 정보를 얻기 위해 상기 바이폴라 RF 센서에 의한 RF 에너지의 방출 및 수신을 제어하여 표피하 수분을 감지도록 형성된 인터페이스 일렉트로닉스(interface

electronics);를 포함하고,

상기 바이폴라 RF 센서는 피부의 표적 영역의 등가 표피하 커패시턴스(equivalent sub-epidermal capacitance)를 측정하도록 형성되며;

상기 표피하 커패시턴스는 피부의 표적 영역의 수분함량에 대응하는, 환자 피부의 외부 위치에서 표피하(sub-epidermal) 수분을 감지하는 장치.

청구항 29

제28항에 있어서,

상기 등각 압력 패드에 인접하고 상기 등각 압력 패드 아래에 위치한 환형 스페이서(annular spacer);를 더 포함하고,

상기 환형 스페이서는 상기 등각 압력 패드가 중앙 개구부 속으로 자유롭게 편향되도록 형성된 중앙 개구부를 포함하는, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피하(sub-epidermal) 수분을 감지하는 장치.

청구항 30

제28항에 있어서,

상기 기관층의 제2 면 아래에 배치된 커버층을 더 포함하는, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피하(sub-epidermal) 수분을 감지하는 장치.

청구항 31

제28항에 있어서,

상기 기관층의 상기 제2 면 아래에 배치된 스티프너(stiffener) 층을 더 포함하며,

상기 스티프너(stiffener) 층은 상기 바이폴라 RF 센서의 풋프린트(footprint)와 실질적으로 유사한 풋프린트를 포함하는, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피하(sub-epidermal) 수분을 감지하는 장치.

청구항 32

제28항에 있어서,

상기 제1 전극은 내부 직경 및 외부 직경을 가지는 환형 링을 포함하고,

상기 제2 전극은 상기 제1 전극의 내부 직경보다 작은 직경을 가지며,

상기 제2 전극은 상기 제1 전극과 동심인, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피하(sub-epidermal) 수분을 감지하는 장치.

청구항 33

제28항에 있어서,

상기 인터페이스 일렉트로닉스는 상기 바이폴라 RF 센서에서 회수된 데이터를 전송하도록 형성된, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피하(sub-epidermal) 수분을 감지하는 장치.

청구항 34

제28항에 있어서,

상기 바이폴라 RF 센서와 일직선으로 위치한 압력 센서를 더 포함하고,

상기 압력 센서는 환자 피부의 위치에서 상기 유연한 기관에 적용된 압력을 측정하도록 형성되는, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피하(sub-epidermal) 수분을 감지하는 장치.

청구항 35

제28항에 있어서,

상기 유연한 기판은 캡톤(Kapton) 또는 폴리이미드를 포함하는, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피하(sub-epidermal) 수분을 감지하는 장치.

청구항 36

강성 스티프너(stiffener)를 포함하는 기판;

상기 기판에 고정적으로 연결되는 제1 전극 및 제2 전극;

상기 제1 및 제2 전극 위에 배치되는 절연 커버층;

상기 기판에 연결되어 상기 기판에 가해지는 압력을 감지하도록 형성된 압력 센서; 및

상기 제1 및 제2 전극과 상기 압력 센서에 전기적으로 연결되는 전자 패키지;를 포함하고,

상기 전자 패키지는 상기 압력 센서에 의해 감지되는 압력을 측정하고, 상기 압력이 소정의 압력 범위 내로 되면 상기 제1 및 제2 전극 사이의 커패시턴스를 측정하며,

상기 커패시턴스는 표피하 수분(SEM)의 지표인, 표피 하 수분(SEM) 장치.

청구항 37

제36항에 있어서,

인클로저(enclosure)를 더 포함하고, 상기 기판은 상기 인클로저에 분리 가능하게 연결되는, 표피하 수분(SEM) 장치.

청구항 38

제37항에 있어서,

상기 압력 센서는 상기 인클로저와 상기 기판 사이에 배치되는, 표피하 수분(SEM) 장치.

청구항 39

제38항에 있어서,

상기 압력 센서는 상기 제1 및 제2 전극과 일직선으로 배치되는, 표피하 수분(SEM) 장치.

청구항 40

제37항에 있어서,

상기 전자 패키지는 상기 인클로저 내에 배치되는, 표피하 수분(SEM) 장치.

청구항 41

제36항에 있어서,

상기 제2 전극은 상기 제1 전극 주위에 배치되는 환형 전극인, 표피하 수분(SEM) 장치.

청구항 42

제41항에 있어서,

상기 제2 전극은 상기 제1 전극 주위에서 동심으로 배치되는, 표피하 수분(SEM) 장치.

청구항 43

제41항에 있어서,

상기 제1 전극과 상기 제2 전극은 상기 제1 및 제2 전극 사이에 환형의 갭이 존재하도록 형성되는, 표피하 수분(SEM) 장치.

청구항 44

제43항에 있어서,

상기 환형의 겹은 균일한, 표피하 수분(SEM) 장치.

청구항 45

제36항에 있어서,

상기 기판은 제1 면을 포함하고, 상기 제1 및 제2 전극과 상기 절연 커버층은 모두 상기 기판의 제1 면에 연결되는, 표피하 수분(SEM) 장치.

청구항 46

제36항에 있어서,

상기 제1 및 제2 전극은 서로 전기적으로 절연되는, 표피하 수분(SEM) 장치.

청구항 47

제36항에 있어서,

상기 기판은 제2 면을 포함하고, 상기 압력 센서는 상기 기판의 제2 면에 연결되는, 표피하 수분(SEM) 장치.

청구항 48

제36항에 있어서,

상기 전자 패키지는 RF 에너지를 방출하고 수용함으로써 상기 제1 및 제2 전극 사이의 커패시턴스를 측정하는, 표피하 수분(SEM) 장치.

청구항 49

제48항에 있어서,

상기 제1 및 제2 전극은 바이폴라 RF 센서를 형성하도록 상기 전자 패키지에 연결되는, 표피하 수분(SEM) 장치.

청구항 50

강성 스티프너를 포함하는 기판;

상기 기판에 고정적으로 결합되는 제1 전극 및 제2 전극;

상기 제1 및 제2 전극 위에 배치되는 절연 커버층; 및

상기 제1 및 제2 전극에 전기적으로 연결되어 상기 제1 및 제2 전극 사이의 커패시턴스를 측정하도록 형성되는 전자 패키지;를 포함하고,

상기 커패시턴스는 표피하 수분(SEM)의 지표인, 표피하 수분(SEM) 장치.

청구항 51

제50항에 있어서,

상기 제2 전극은 상기 제1 전극 주위에 배치되는 환형 전극인, 표피하 수분(SEM) 장치.

청구항 52

제50항에 있어서,

상기 제1 및 제2 전극은 상기 절연 커버층에 의해 전기적으로 절연되는, 표피하 수분(SEM) 장치.

청구항 53

제52항에 있어서,

상기 제1 및 제2 전극은 서로 전기적으로 절연되는, 표피하 수분(SEM) 장치.

청구항 54

제52항에 있어서,

상기 절연 커버층은 Pyralux FR 커버레이를 포함하는, 표피하 수분(SEM) 장치.

청구항 55

제50항에 있어서,

상기 제1 및 제2 전극은 바이폴라 RF 센서를 형성하도록 상기 전자 패키지에 연결되는, 표피하 수분(SEM) 장치.

청구항 56

강성 스티프너를 포함하는 기관과, 상기 기관에 내장된 제1 및 제2 전극과, 상기 제1 전극과 상기 제2 전극 위에 배치되는 절연 커버층을 포함하는 장치를 환자 피부의 표적 위치에 인접하게 위치시키고;

상기 기관에 가해지는 압력을 측정하고;

상기 압력이 소정의 범위로 되면 환자 피부로 에너지를 방출하기 위해 상기 제1 전극을 여기시키며; 그리고

상기 제2 전극에 의해 표적 위치에서의 욕창 정보의 지표로서 표적 위치에서의 표피하 커패시턴스(sub-epidermal capacitance)를 측정하는 것을 포함하는, 환자 피부의 표적 위치에서의 욕창(pressure ulcer) 형성을 검출하는 방법.

청구항 57

제56항에 있어서,

상기 장치는 전자 패키지를 더 포함하고,

상기 제1 전극과 상기 제2 전극은 바이폴라 RF 센서를 형성하도록 상기 전자 패키지에 연결되는, 환자 피부의 표적 위치에서의 욕창(pressure ulcer) 형성을 검출하는 방법.

청구항 58

제57항에 있어서,

상기 장치는 인클로저(enclosure)를 더 포함하고,

상기 기관은 상기 인클로저에 분리 가능하게 연결되는, 환자 피부의 표적 위치에서의 욕창(pressure ulcer) 형성을 검출하는 방법.

청구항 59

제57항에 있어서,

상기 제1 전극과 상기 제2 전극은 서로 전기적으로 절연되는, 환자 피부의 표적 위치에서의 욕창(pressure ulcer) 형성을 검출하는 방법.

청구항 60

제57항에 있어서,

상기 에너지는 RF 에너지인, 환자 피부의 표적 위치에서의 욕창(pressure ulcer) 형성을 검출하는 방법.

청구항 61

제56항에 있어서,

상기 절연 커버층은 Pyralux FR 커버레이를 포함하는, 환자 피부의 표적 위치에서의 욕창(pressure ulcer) 형성을 검출하는 방법.

청구항 62

제56항에 있어서,

상기 제2 전극은 상기 제1 전극 주위에 배치되는 환형 전극인, 환자 피부의 표적 위치에서의 욕창(pressure ulcer) 형성을 검출하는 방법.

청구항 63

제62항에 있어서,

상기 제2 전극은 상기 제1 전극 주위에 동심으로 배치되는 환형 전극인, 환자 피부의 표적 위치에서의 욕창(pressure ulcer) 형성을 검출하는 방법.

청구항 64

제62항에 있어서,

상기 제1 전극과 상기 제2 전극은 상기 제1 및 제2 전극 사이에 환형의 갭이 존재하도록 형성되는, 환자 피부의 표적 위치에서의 욕창(pressure ulcer) 형성을 검출하는 방법.

청구항 65

제64항에 있어서,

상기 환형의 갭은 균일한, 환자 피부의 표적 위치에서의 욕창(pressure ulcer) 형성을 검출하는 방법.

발명의 설명

기술 분야

- [0001] 본 발명은 일반적으로 피부 욕창(pressure ulcers) 감시 및 표피 하 수분의 측정을 통해 특히 피부 궤양 감시에 관련된다.
- [0002] 관련 출원의 상호 참조
- [0003] 본 출원은 참조에 의하여 여기에 통합된, 2010년 5월 8일에 출원된, 미국 가출원 번호 61/332,755 및 2011년 3월 17일에 출원된, 미국 가출원 번호 61/453,852의 우선권을 주장한다. 상기 출원의 전체 공개내용이 여기에서 참조로 통합된다.
- [0004] 연방 정부로 후원 받은 연구 또는 개발에 관한 선언서
- [0005] 해당 사항 없음
- [0006] 팩트 디스크로 제출된 소재의 참조를 통한 결합
- [0007] 해당 사항 없음
- [0008] 저작권 보호를 수신하는 소재의 고시
- [0009] 본 특허 문서의 소재의 일부는 미국 및 다른 나라의 저작권법 하에서 저작권 보호를 받는다. 모든 저작권이 유보된 것이 아니라면 미국 특허상표청(United States Patent and Trademark Office)에서 공중이 이용가능한 파일 또는 기록으로서 나타난 것인 한, 저작권의 소유자는 특허문서 또는 특허 개시내용의 어느 것에 의해 팩시밀리복제(facsimile reproduction)에 반대할 수 없다. 저작권 소유자는 이에 의하여 37 C.F.R. § 1.14에 의하여 그 권리를 제한하지 않는 것을 포함하여, 기밀로 유지되는 본 특허 문서를 가지는 그 권리의 어떤 것도 포기하지 않는다.

배경 기술

- [0010] 환자의 피부통합성은 간호사 및 요양원에서 오랫동안 관심의 문제였다. 스킨 통합성의 유지는 질적 간호의 중요한 지표로서 미국 간호사 협회에 의해 확인된다. 한편, 욕창(pressure ulcers)은 특히 입원한 고령자에게 주요한 건강 문제로 남아있다. 다른 위험 요인과 함께 연령을 고려하면, 욕창(pressure ulcers)의 발생률은 상당히 증가한다. 전반적인 입원한 환자에 대한 욕창(pressure ulcers)의 발생률은 2.7% 내지 29.5% 범위이며, 및 집중 치료 환경에서 환자에 있어서 50% 이상의 발생률이 보고되었다. 선택한 진단과 급성 치료 병원에서 퇴원한 1,803명 고령자의 다기관 코호트 후향성 연구(multicenter cohort retrospective study)에서, 궤양 단계 I의 발생률이 13.2%(즉, 환자 164명)임을 보여준다. 그 164명 환자 중 38명(16%)은 궤양이 더 후기 단계로 진행되었다. 추가로 욕창(pressure ulcers)은 병원에서 퇴원 후 1년간 사망 증가 위험과 연관된다. 욕창(pressure ulcers) 치료의 예상 비용은 각 궤양의 심각성에 따라 5000~40000 달러 범위에 있다.
- [0011] 따라서, 궤양 개발의 초기 증상 감지에 따라 피부의 수분 함량을 측정하는 예방 대책을 긴급히 개발할 필요가 있다.

발명의 내용

- [0012] 본 발명의 측면은 욕창을 개발을 감지 및 감시하는 의미로 표피 하 수분(SEM)을 측정하도록 구성된 핸드헬드(hand held) 장치에 따른 스마트 컴팩트 커패시턴스 센싱(smart compact capacitive sensing)이다. 이 장치는 배터리가 필요없는 RF-구동 칩에 의해 다중화 방식 및 프로그래밍에서 SEM 스캔 및 측정에서 여기된 전극의 배열을 포함한다. 스캐닝(scanning) 작업은 스캐닝/리딩(scanning/reading) 작업을 지원하는 필요한 에너지 버스트를 제공하고; 및 장치에 내장된 코일이 여기된 인터로게이터(interrogator)에 의해 개시된다. 각 내장된 전극은 표적 표면의 수분 함량을 나타내고 및 해당하는 등가의 표피 내 커패시턴스(capacitance)를 측정한다.
- [0013] 본 발명의 양상에서 실제 감지 및 피부 또는 외상 또는 궤양 발생 상태를 무선으로 감시하고, 생체에 적합한 RF 구동 커패시턴스(capacitance)의 감지 시스템은 스마트 SEM 이미저(smart SEM imager)를 나타낸다. 본 발명은 궤양 발생 또는 염증 압박의 조기 발견 가능성에 의해 스마트(smart) 예방 조치를 현실화 할 수 있다. 이와 다르게 전염의 위험 증가 및 높은 궤양 상태 단계의 지속적인 기간에서 감지되지 않을 수 있다.
- [0014] 한 유익한 실시예에서, 핸드헬드(hand held) 커패시턴스(capacitance) 감지 이미저(imager) 장치는 정확한 상처 또는 피부의 전기 커패시턴스(capacitance)를 보장하기 위하여 각 전극에 적용된 압력의 레벨(level)을 모니터링(monitring)하는 센싱(sensing) 전극을 가지는 결합에서 압력 감지 구성요소를 포함한다.
- [0015] 측정은 수분함량을 특성화한다. 요약하면, 이러한 실시예는 새로운 기능을 포함하여 사용할 수 있으며 이를 제한하지 않는다 :1) 전극 구조와 절연체에 의해 결정된 SEM 영상 및 SEM 거리 영상과 같은 측정 기능, 및 2) 신호 과정 및 패턴 인식은 압력 영상 및 이미지를 이용하여 자동 및 보장등록 및 사용 추적을 제공한 소프트웨어 시스템을 이용하여 사용의 자동 보증을 갖는다.
- [0016] 상기 센서 강화 패러다임의 주요 시사는 병원 및 요양원에서 더 효율적인 업무 및 적시에 각 개인 환자를 더 관리하는 기능이다. 이는 만성 상처, 당뇨병 족부 궤양, 욕창 또는 외과수술 상처의 내력을 가진 환자에게 적용된다. 또한, 신호 내용의 변화는 환자의 활동 레벨(level), 환자의 몸 상태 및 증상의 표준 평가와 함께 통합될 수 있다. 신호 데이터베이스에서 이러한 환자에게서 수집된 데이터를 유지하여, 패턴 분류, 검색 및 패턴 매칭 알고리즘은 피부 특정 및 궤양 상태에서 변화와 함께 더 나은 지도의 증상으로 발전할 수 있다. 이 접근 방식은 궤양이나 상처의 특정 조건에 제한될 수 있으나 모든 상처 관리 형태 및 피부 질환 또는 치료에서 광범위하게 적용될 수 있다.
- [0017] 치료.
- [0018] 한 양상은 환자의 피부 외부 위치에서 표피 하 수분(SEM)을 감지하는 장치이다. 본 장치는 유연한 기관에 내장된 바이폴라(bipolar) RF(Radiofrequency) 센서 및 환자의 피부의 비 평면 감지 표면과 일치하는 유연한 기관을 허용하는 동안, 유연한 기관을 유지할 수 있게 구성된 동일 압력 패드인 기관의 표면 하 및 인접하게 배치된 동일한 압력 패드를 포함한다. 상기 장치는 환자의 피부를 검사하기 위해 RF 에너지의 수신 및 방출을 제어하도록 만든 인터페이스 전자 장치(interface electronics)의 센서에 연결된 인터페이스 전자 장치(interface electronics)를 더 포함한다.
- [0019] 다른 양상은 환자의 피부의 대상 위치에서 욕창의 형성을 모니터링(monitring) 하는 방법이다. 본 방법은 환자

의 피부의 대상 위치에 인접한 유연한 기관이 위치하는 단계를 포함하고; 유연한 기관은 하나 이상의 바이폴라(bipolar) RF 센서를 포함하고; 대상 위치에서 환자의 피부와 유연한 기관이 일치하고; 환자의 피부에 RF 에너지를 방출하는 하나 이상의 바이폴라(bipolar) RF 센서가 여기되고; 및 대상 위치에서 표피 하 수분의 지표로 대상위치에서 피부의 커패시턴스(capacitance)를 측정한다.

[0020] 본 발명의 추가 양상은 제한되지 않은 발명의 실시예의 완전한 공개의 목적을 위해 자세히 기술된 명세서의 다음과 같은 부분에서 가져왔다.

도면의 간단한 설명

[0021] 본 발명은 오직 설명을 목적으로 하는 다음과 같은 도면을 참조하여 완벽히 이해될 것이다.

도 1은 본 발명의 SEM 스캐너의 조립된 구성요소 투시도를 나타낸다.

도 2는 본 발명의 캡톤(Kapton) 기반에 부합하는 센싱 기관 조립체의 투시도를 나타낸다.

도 3은 본 발명에 따른 본 동심 센싱 전극의 평면도를 보여준다.

도 4는 도 2에서 보여준 캡톤(Kapton) 기반에 부합하는 센싱 기관에 대한 플렉스 스택-업의 측면도를 나타낸다.

도 5는 Kapton 기반에 부합하는 센싱 기관에 대한 대안의 플렉스 스택-업의 측면도를 나타낸다.

도 6은 커패시턴스(capacitance) 센싱 동심 전극의 세가지 대안 타입에 대한 Kapton 기반의 플렉스 센서 기관을 감지하는 두 전극의 평면도를 보여준다.

도 7은 도 1의 SEM 스캐너의 분해된 구성요소의 투시도를 나타낸다.

도 8은 도 1의 SEM 스캐너의 도식적인 측면도를 나타낸다.

도 9는 대상 피부와 접촉에서 도 8의 SEM 스캐너의 도식적인 측면도를 나타낸다.

도 10은 본 발명에 따라 센서의 대안의 배열과 조립된 SEM 스캐너의 투시도를 나타낸다.

도 11은 본 발명의 시험을 거친 전극의 정규화된 반응의 도표이다.

도 12는 세가지 다른 동심 센서 전극에 대한 건조된 팔의 손바닥의 등가 커패시턴스(capacitance)의 그래프이다.

도 13은 세가지 다른 동심 센서 전극에 대한 건조한 피부에 관계가 있는 커패시턴스(capacitance)에서 시간에 의존하는 부분 변화의 도표이다(로션 적용 30분 후).

도 14는 세가지 다른 동심 센서 전극에 대한 건조한 피부에 관계가 있는 커패시턴스(capacitance)에서 시간에 의존하는 부분 변화의 도표이다(로션 적용 15분 후).

도 15는 부분 변화 대 시간의 도표이다.

도 16은 간섭에서 적절한 보호를 제공하는 전극 레이어링 및 SEM 스캐너 전극 시스템을 보여준다.

도 17은 돌출 뼈를 정밀 조사 할수 있게 개발된 전극에 대한 SEM 스캐너 기계 준수를 보여준다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0022] 한 실시예에서, 본 발명에 스마트 핸드헬드(hand held) 용량 감지 장치는 프로그램 작동이 가능한 센싱 전극 배열을 필요로 한다. 내장된 전극을 여기시키는 인터로게이터(interrogator)를 사용하는 방법에 기초한다. 도 1은 본 발명에 따른 SEM 스캐닝/센싱(scanning/sensing) 장치(10)을 나타낸다. 스캐너(10)는 등각 실리콘 압력 패드(12)에 기초한 캡톤(Kapton) 기반의 센싱 기관(16)을 둘러싼 상단 실리콘 엣지 실링 가스켓(edge sealing gasket)(18)을 포함하는 다섯가지의 주요 구성요소를 포함한다. 굽은 고리 모양의 실리콘 스페이서(20)는 변형된 압력 패드에 대한 여유공간을 제공하기 위해 압력패드 아래에 배치한다. 바닥층은 평가를 위한 데이터 송신 및 수신에 대해 하우스 인터페이스 전기회로인 인터페이스 전자 패키지 인클로저(interface electronics package enclosure)(22)를 포함한다. 다섯가지의 주요 구성요소는 아래에 더 자세히 설명된다.

[0023] 도 1의 실시예에서, 개개의 RF 전극 센서(24) 및 유연한 생체적합성 기관(16)에 내장된 센서(26)의 배열 (14)을 보여준다. 기관(16)은 적층 캡톤(Kapton) 폴리이미드(Polyimide) 칩-온-플렉스를 포함할 수 있다.

- [0024] 도 2는 크기가 다른 동심 센싱 전극의 배열(14)를 포함하는 캡톤(Kapton) 센서 기판 (16a)의 실시예를 나타낸다. 유연한 생적합성 폴리이미드(Polyimide) 또는 캡톤(Kapton) 기판(32)는 직접적인 수분 접촉으로부터 패드 전극(14),(15)를 격리하기(isolate) 위해, 그리고 또한 균일한 접촉 표면을 제공하기 위해 일 면에서 폴리이미드(Polyimide)의 초슬림 커버층(ultra thin cover layer)(30)으로 코팅된 센싱 패드(14) 및 (15)의 층을 포함한다.
- [0025] 도 2는, 샘플의 용량 센싱 전극 (14)는 피부의 다른 깊이를 감지 및 얻기 위해 조작된 다른 크기(예를 들어 (24),(26) 및 (29))에 대해 보여준다. 센싱 전극(14)는 배열(14)의 동심 서클, 또는 센서(15)의 맞물린 핑거와 같이 다른 형태 및 구성의 어떤 숫자를 포함할 수 있다.
- [0026] 도 3은 본 발명에 따라 동심 센싱 패드(26)의 근접촬영한 평면도를 나타낸다. 패드 (26)은 제 2 내부 원형 전극 (38) 주위에 배치된 외부 환상 링을 포함하는 제 1 전극(36)을 가지는 바이폴라(bipolar)를 포함한다. 외부 링 전극(36)은 환형의 갭(annular gap)(40)에 대해 원형 내부 전극(38)의 직경 Dc보다 큰 외부 직경 D₀ 및 내부 직경 D를 가진다. 내부 원형 전극(38) 및 외부 링 전극(36)은 인터페이스 전자 패키지(interface electronics package)(22)에서 인터페이스 전자 장치(interface electronics)에 전기적으로 연결된다. 도 4 및 도 5에서 더 자세한 표시대로, 전극(36) 및 (38)은 기판 조립체(16) 내에 분리된 층에 배치된다.
- [0027] 센서 패드(24),(26)의 면적은 일반적으로 환자의 피부 속 의문의 깊이에 해당한다. 따라서, 큰 직경 패드(예를 들어, 패드(26) 또는 (29))는 작은 패드보다 피부 속으로 깊이 스며든다. 원하는 깊이는 스캔된 몸의 영역, 또는 나이, 피부 조직 또는 환자의 다른 특성에 따라 달라질 수 있다. 따라서, SEM 스캐너(10)는 인터페이스 전자 패키지(interface electronics package)(22)와 연결된 각 개별적인 서로 크기가 다른 패드(예를 들어, 도면 1에 나타난 작은 패드(24) 및 중간 크기의 패드(26))의 배열을 포함한다.
- [0028] 도 4는 모든 것들이 상부 커버레이(30) 및 하부 커버레이(48) 사이에 배치되는 구리 층(44) 및 (46) 사이에서 캡톤(Kapton) 층(32)에 연결하여 사용된 얇은 접착 층(42)에서 캡톤(Kapton)에 기초한 기판 조립체(16)에 대한 플렉스 스택업의 측면도를 나타낸다. 스티프너(stiffener)(50) 형태는 센싱패드 배열(14)에서 기판의 고정 부분, 커넥터(connectors)(예를 들어, 도 6에서 나타난 커넥터(connectors) (66),(76) 또는 (86) 및 접속장치(예를 들어, 리드 와이어(34))가 위치되고, 변형이 자유로운 기판의 나머지 부분에서, 그 부분이 변형되지 않도록 한다. 상단 구리층(44)은 에칭 아웃 전극 배열(14) 및 커넥터(connectors)에 해당하는 구리 라운딩(34)을 이용한다. 하단 구리층(46)은 가급적 원치않는 전자기 간섭에서 전극 배열(14)을 보호하는 십자형 접지판을 포함한다.
- [0029] 한 실시예에서, 플렉스 기판(16) 조립체는 듀폰에서 Pyralux FR를 포함한다. 본 구성에서, 약 5밀 두께인 FR9150R 양면의 Pyralux FR 구리 클래드 적층판은 캡톤(Kapton) 기판을 사용한다. 상단 커버레이(30)는 Pyralux 5밀 FR0150를 포함하고; 및 하단 커버레이(48)은 1밀 FR0110 Pyralux를 포함한다. 상단 커버레이(30) FR0150의 두께는 피부 수분 함량 측정에서 센싱 전극의 감도에 영향을 미치는 중요한 매개변수이다. 접착층(42)는 일반적으로 1밀 두께일 때 구리층(44),(46)은 일반적으로 1.4밀 두께이다. 스티프너(stiffener)(50)은 도 4에서 약 31밀의 두께이다.
- [0030] 도 5는 모든 것들이 2밀의 상부 커버레이(30) 및 1밀의 하부 커버레이(48) 사이에 배치되는 1.4밀의 구리 층 (44) 및 (46) 사이에서 18밀의 캡톤(Kapton)층(122)이 연결되어 사용되는 얇은 접착 층(42)(1밀)에서, 캡톤 (Kapton) 기반의 기판(120)에 대해 선호되는 대안의 플렉스 스택업의 측면도이다. 스티프너(stiffener)(50)은 하부 커버레이(48) 아래에 배치되고, 센싱 패드의 구리 층(46)의 아래에 직접 위치되어 존재한다. 31밀의 FR4 스티프너(stiffener)(126)은 센싱 패드, 커넥터(connectors)(66) 및 접속장치(34)의 배열 아래에서 기판의 강성부(rigid portion)를 형성한다. PSA 접착(124)의 2밀의 층은 하단 커버레이(48) 및 스티프너 (stiffener)(126)사이에서 이용된다. 조립체(120)의 레이어링은 간섭으로부터 정확한 보호의 제공을 포함한다.
- [0031] 도 6은 분리 및 인접 배열된 동심 바이폴라(bipolar) 전극 센싱 캡톤(Kapton)에 기반한 플렉스 패드(60),(70) 및 크기가 다른 용량 센싱 동심 전극을 가지는 (80) 세 가지의 평면도를 보여준다. 패드(60)은 라인 입력(66)을 유도하는 커넥터(connectors)(34)를 통한 기판(64)이 연결을 통하여 큰 두 동심 전극(62)를 가지는 기판을 포함한다. 패드(70)은 라인 입력(76)을 유도하는 기판(74)이 연결을 통하여 두개의 중간크기의 동심 전극(72)를 가지는 기판을 포함한다. 패드(80)은 라인 입력(86)을 유도하는 기판(84)이 연결을 통하여 두개의 작은 동심 전극 (84)을 가지는 기판을 포함한다. 본 구성은 도면 6에서 나타나며, 상기 구성은 데이터 라인 및 센서 사이의 간섭을 또한 회피하고 및 절단/제조를 최적화한다. 각 바이폴라(bipolar) 전극 패드는 독립적인 의문, 여자 및 테

이터 검색에 대해 허용하는 전자 패키니(22)로 개별적으로 연결된다.

- [0032] 도 7은 SEM 스캐너(10)의 분해된 구성요소의 투시도를 나타낸다. 실리콘 엣지 실링 가스켓(silicone edge sealing gasket)(18)은 인터페이스 전자 패키지(interface electronics package)(22)를 여기시키고 및 센싱 전극 배열(14)의 제어를 통해 엣지 인터페이스 커넥터(edge interface connectors)를 보호하고 및 막는 캡톤(Kapton) 센서 기판 조립체(16)를 통해 적용된다. 캡톤(Kapton) 센서 기판_조립체(16)는 몸의 굴곡 및 뼈 돌기를 통해 측정할 수 있는 적합성 및 지원 둘 다를 제공하는 등각 실리콘 압력 패드(12)에 기초한다.
- [0033] 한 유익한 실시예에서, 압력 센서(11)은 각 센싱 전극(24),(26)(나타내지 않은 동일한 배열에서) 아래 내장될 수 있으며, 각 전극에서 압력을 적용하여 측정된 등각 실리콘 압력 패드(28) 및 캡톤(Kapton) 센서 기판(26)사이에 협지된다. 따라서, 균일한 압력 및 정확한 용량 센싱을 보장한다.
- [0034] 리드 액세스 어퍼처(28)은 인터페이스 전자 장치(interface electronics)(22)에 환형 스페이서(20), 압력 패드(12)를 통한 기판 커넥터(connectors)(예를 들어,(66),(76),(86))에서 연결된 (도시하지 않은) 커넥터(connectors)의 라우팅에 대한 경로를 제공한다.
- [0035] 환형 실리콘 스페이서(spacer)(20)은 등각 실리콘 압력 패드(12) 및 압력 패드(12)및 몸의 굴곡 또는 돌출 뼈를 통해 전도된 측정으로 비평면 패선에서 동일한 유연한 기판을 허용하는 인터페이스 전자 패키지(interface electronics package)(22) 사이에서 필요한 간격을 제공하는 중심 개구부(27)을 포함한다.
- [0036] 한 실시예에서, 인터페이스 전자 패키지(interface electronics package)(22)는 선로 USB 커넥터(56)을 통해 다른 전자(도시하지 않은) 또는 로깅 유닛에 연결된다.
- [0037] 인터페이스 전자 패키지(interface electronics package)(22)는 기록된 데이터를 관리하고 및 센싱 작용을 제어하고 및 프로그램, 여자를 필요로 하는 모든 전극을 포함하는 인클루저를 되도록 포함한다. 전자 패키지(22)는 또한 블루투스 또는 컴퓨터로 센싱 데이터의 전환을 위해 허용하는 기타 무선 통신 기능 또는 기타 원격장치를 포함할 수 있다. 고정된 데이터 전송은 또한 실시간 블루투스 전송을 더하여 고려된다. 게이트웨이 장치(도시하지 않은)는 컴퓨터 또는 백엔드 서버로 업로드 하기 전에 데이터 포매팅 및 SEM 장치(10)와 통신을 위해 사용될 수 있다.
- [0038] 도 8은 공칭 구성에서 SEM 스캐너(10)의 도식적인 측면도이며, 전극(22)로 등각 패드(12) 및 환형 스페이서(20)를 통하여 액세스를 제공하는 리드 액세스 어퍼처(28) 및 캡톤(Kapton) 기판(16)을 통한 엣지 가스켓(edge gasket)(18)을 나타낸다.
- [0039] 도 9는 표적 대상(25)과 접촉에서 SEM 스캐너의 도식적인 측면도를 나타낸다. 환형 실리콘 스페이서(20)은 표적 표면(25)에 동일하게 등각 실리콘 패드(12)에 충분한 간격을 제공한다. 등각 실리콘 패드(12)는 환자의 피부(25) 및 기판(16)의 사이에 계속해서 접촉을 가능하게 한다. 따라서, 환자의 해부구조의 잘못된 판독을 야기할 수 있는 기판(16) 및 환자의 피부(25)의 사이의 격차를 가급적 적게 한다. 기판(16)에 내장된 전극 배열(14)는 해당하는 반사신호 판독 및 신호 수신 및 피부에 에너지 또는 RF 신호의 직접 방출에 의해 조직(25)의 진피내에 질의를 나타낸다. 인터로게이터(interrogator) 또는 전자 패키지(22)는 조직의 스캐닝/리딩을 지원하는 필요한 에너지 버스트 제공에 의해 전극 코일(14)로 여기된다. 각 내장된 전극(14)는 타겟 피부(25)의 수분 함량에 해당하는 등가 표피 하 커패시턴스(capacitance)를 측정한다.
- [0040] 기타 에너지 양상이 고려되는 동안(예를 들어,초음파,극초단파,등), RF는 SEM 스캐닝에서 그의 해상도를 위해 일반적으로 선호된다.
- [0041] 도 10은 기판(16b) 내부에 확산된 제 10센서의 배열(14)을 가지는 대안의 기판(16b)과 조립된 SEM 스캐너(10)의 투시도를 나타낸다. 상기 큰 배열(14)은 대상 해부구조의 큰 스캐닝 부분을 제공하고, 따라서 스캐닝 모션이 발생하지 않고 하나의 이미지에서 표적 해부구조의 완전한 그림을 제공한다. 다양한 패턴의 배치에서 단일 센서의 어떤 숫자로 포함될 수있는 배열(14)를 이해할 수 있다.
- [0042] 스캐너(10)은 센서(26)의 다른 크기와 타입의 숫자를 사용하여 평가된다. 표1은 다음과 같은 측정 전반에 걸쳐 사용된 전극 구조를 나타낸다. 도 1에서 나타낸대로, 5mm의 XXS 패드, 55mm의 큰 패드로 인해 외부 링 전극 직경 D_o 가 다양하다. 4mm의 XXS 패드, 40mm의 큰 패드로 인해 외부 링 전극 내부 직경 D_i 가 다양하다. 2mm의 XXS 패드, 7mm로 인해 큰 패드 내부 전극 직경 D_c 가 다양하다. 본 실험에서 보여준 범위가 다를 수 있는 전극의 실제 면적을 이해해야 한다. 예를 들어, 접촉 직경은 5mm 내지 30mm 및 바람직하게는 10mm 내지 20mm의 범위일 수 있다.

- [0043] 표 1에 나열된 각 센서 크기의 특성을 측정하기 위해, 센서는 캡톤(Kapton) 및 고정된 판 둘 다를 이용하여 조립한다. 고정된 센서 패드의 시험에서, 로션은 15분 동안 지속적으로 엄지 손가락에 적용되었다.
- [0044] 도 11은 본 발명의 시험된 전극의 표준 반응 도표이다. 4개의 센서(XXS,XS,S,M)의 표준 반응은 도 11 및 표 2에서 비교된다.
- [0045] 도 11 및 표 2에서 볼 수 있듯이, S 전극은 수분의 프레젠스(Presence)에 대해 전반적으로 가장 큰 반응으로 나타난다. M 및 S극 둘 다 피크를 나타내는 것처럼 보인다. S 전극의 피크 이후에 약 5분 쯤 발생하는 M 전극에서 롤오프와 같이, 피부 안에 흡수되어 존재하는 수분의 깊이 의존성을 제안한다.
- [0046] SEM 스캐너(10)은 또한 팔 내부에서 시험되었다. 저장 압력 센서(예를 들어 도 7에 도시된 센서 11)는 또한 팔에 센서에서 적용된 압력을 측정하기 위해 사용된다. 본 방법으로, 일정한 압력은 측정에 걸쳐 적용된다. 첫 번째로, 건조한 팔 내부는 XS,S 및 M전극을 사용하여 측정한다. 그 뒤, 같은 부분은 30분 동안 수분로션을 적용하고 및 테이프로 마스크 오프(masked off)한다. 다음 측정은 표면을 깨끗하게 한 후 같은 위치에서 형성된다.
- [0047] 도 12는 시판용인 수분 로션을 적용하기 전에 3개의 크기가 다른(X,S,XS) 동심 센서 전극에 대한 건조한 팔의 손바닥에 대하여 동등한 용량으로 측정한 그래프이다.
- [0048] 도 13은 3개의 크기가 다른 동심 센서 전극에 건조한 피부에 관한 커패시턴스(capacitance)에서 시간 의존 부분 변화의 도표이다(로션 적용 후 30분 후).
- [0049] 도 14는 두 대상에서 3개의 크기가 다른 동심 센서 전극에 건조한 피부에 관한 커패시턴스(capacitance)에서 시간 의존 부분 변화의 도표이다(로션 적용 후 15분 후). 본 실험은 빠른 샘플링 간격과 두 시험 대상의 팔뚝에만 15분 동안 적용한 로션으로 실행된다. 본 방법으로, 일정한 압력은 측정에 걸쳐 적용된다. 첫 번째로, 건조한 팔 내부는 XS,S 및 M전극을 사용하여 측정한다. 그 뒤, 같은 부분은 15분 동안 수분로션을 적용하고 및 테이프로 마스크 오프(masked off)한다. 다음 측정은 5분 마다 같은 위치에서 형성된다. 압력은 5 킬로옴으로 유지하고; 및 팔뚝을 다시 측정한다. 우리는 "A"경우에 비해 "F"경우에 대한 흥미로운 관찰을 발견하고 및 이전의 측정과 비교하였다. 경우"F"는 달리기 전에 샤워를 하고 측정하였다. 그 때문에 그의 피부 결과에서 수분이 비교적 흡수되었다. 그 결과로, 우리는 경우"F"에 깊은 보습을 적용을 위해 감도의 적은 정도를 관찰하였다.
- [0050] 실험은 피사체가 시험 전 아침에 샤워를 하지 않는 것을 알고, 3분의 시간 해상도로, 경우"F"를 다시 실행한다. 로션은 15분 동안 팔뚝 내에 작용한다. 압력은 50 킬로옴으로 유지한다. 그 결과로, 잔여 피부 수분 측정의 감도를 확인한다.
- [0051] 도 15는 M,S 및 XS 전극에 대한 부분 변화 대 시간의 결과 도표이다.
- [0052] 도 16은 제 1 전극 패드(102) 및 제 2 전극 패드(104)를 가지는 층을 이룬 SEM 스테너 전극 시스템(100)의 바람직한 실시예를 보여준다. 패드(104)는 곡선 경로(112)를 따라 배선(34)를 통해 라인 입력(116) 유도와 연결된다. 패드(102)는 곡선 경로(106)를 따라 배선(34)를 통해 라인 입력(110) 유도와 연결된다. 스티프너(stiffener) 층(예를 들어, 도 5의 층(126)은 하단 패드(102) 및 (104)(각각 풋프린트(footprint))(112) 및 (120)을 보라) 및 유도 입력(110) 및 (116)(각각 풋프린트(footprint))(108) 및 (114)를 보라)아래에 직접 제공된다.
- [0053] 본 구체예에서, 전극 크기는 높이 3910밀에서 너비가 대략 2300이다.
- [0054] 도 17은 돌출 뼈를 조사할 수 있게 개발된, 시스템(100)의 전극에 SEM 스캐너 기계적 컴플라이언스(mechanical compliance)(힘-변위 관계)를 나타낸다. 다이아몬드 심볼(diamond symbols)은 상단 전극(104) 반응을 보여주고, 스퀘어 심볼(square symbols)은 하단 전극(102) 반응을 보여준다. SEM 스캐너 장치(10)는 인터로게이터(interrogator) 또는 로그인 메카니즘으로 바토드를 스캔하는 스캐닝 시스템을 개발하고 또는 외상을 찍은 사진을 사용할 수 있는 카메라와 같은 기타 도구를 또한 포함하다.
- [0055] SEM 스캐너 장치(10)를 사용하는 환자는 환자 ID와 관련된 데이터를 포함하는 팔찌(도시되지 않은)를 착용할 수 있다. 일치하는 환자 ID를 정확하게 확인하는 SEM 스캐너(10)에 내장된 카메라에서 상기 ID는 스캔될 수 있다. 그 대신에, 팔찌 심문(카메라 뿐 아니라)에 별도의 RF 스캐너(도시하지 않은)를 사용할 수 있다.
- [0056] SEM 스캐너 장치(10)는 원하는 몸의 위치에서 장치의 정확한 배치를 조성하기 위해 바람직하게 인체공학적인 모양이다.
- [0057] 본 발명의 SEM 스캐너 장치(10)는 물리적 생성을 할 수 있고, 절대 측정 값, 및 여러 깊이에서 측정을 산출할

수 있다.

- [0058] 앞서 말한 본 발명은 포함된 다양한 방법에서 구현될 수 있고, 다음을 제한하지 않는다.
- [0059] 1. 환자 피부의 외부 위치에서 표피하(subepidermal) 수분을 감지하는 장치로서,
- [0060] 유연한 기판에 내장된 바이폴라(bipolar) RF 센서;
- [0061] 상기 기판에 인접하여 상기 기판 아래에 배치된 등각 압력 패드(conformal pressure pad); 및
- [0062] 센서에 연결된 인터페이스 일렉트로닉스(interface electronic);를 포함하고,
- [0063] 상기 등각 압력 패드는 상기 유연한 기판이 환자 피부의 비평면 센싱 표면에 일치하도록 하는 동안 상기 유연한 기판을 지지하도록 형성되며,
- [0064] 상기 인터페이스 일렉트로닉스는 환자 피부에 대한 정보를 얻기 위해 RF 에너지의 방출 및 수용을 제어하도록 형성되어 있는, 환자 피부의 외부 위치에서 표피하(subepidermal) 수분을 감지하는 장치.
- [0065] 2. 실시예 1에 있어서,
- [0066] 상기 등각 압력 패드에 인접하고 상기 등각 압력 패드 아래에 위치한 환형 스페이서(annular spacer);를 더 포함하고,
- [0067] 상기 환형 스페이서는 상기 등각 압력 패드가 중앙 개구부 속으로 자유롭게 편향되도록 형성된 중앙 개구부를 포함하는, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피 하 수분을 감지하는 장치.
- [0068] 3. 실시예 1에 있어서,
- [0069] 상기 유연한 기판을 너머로 간격을 둔 바이폴라 RF 센서의 어레이(array)를 더 포함하고,
- [0070] 각 상기 센서는 환자 피부에 대한 정보를 독립적으로 얻기 위해 상기 인터페이스 일렉트로닉스에 독립적으로 연결되어 있는, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피 하 수분을 감지하는 장치.
- [0071] 4. 실시예 3에 있어서,
- [0072] 상기 각 센서는 피부의 표적 영역의 등가 표피하 커패시턴스(equivalent subepidermal capacitance)를 측정하도록 형성되며;
- [0073] 상기 표피하 커패시턴스는 피부의 표적 영역의 수분함량에 대응하는, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피 하 수분을 감지하는 장치.
- [0074] 5. 실시예 4에 있어서,
- [0075] 상기 센서 어레이는 제1 접촉 영역을 가지는 제1 센서 및 상기 제1 센서보다 큰 제2 접촉 영역을 가지는 제2 센서를 포함하며,
- [0076] 상기 제1 및 제2 센서는 다른 깊이의 피부에 대한 정보를 얻는, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피 하 수분을 감지하는 장치.
- [0077] 6. 실시예 4에 있어서,
- [0078] 상기 기판은 기판층을 포함하는 기판 어셈블리(substrate assembly)를 포함하며;
- [0079] 상기 센서는 기판의 제1 면에 내장된 제1 전극 및 기판이 제2 면에 내장된 제2 전극을 가지는 센싱 패드를 포함하는, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피 하 수분을 감지하는 장치.
- [0080] 7. 실시예 6에 있어서,
- [0081] 상기 기판층의 상기 제1 면 위에 배치된 생체적합성(biocompatible) 커버층을 더 포함하는, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피 하 수분을 감지하는 장치.
- [0082] 8. 실시예 6에 있어서,
- [0083] 상기 기판층의 제2 면 아래에 배치된 커버층을 더 포함하는, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피 하 수분을 감지

하는 장치.

- [0084] 9. 실시예 6에 있어서,
- [0085] 상기 기관층의 상기 제2 면 아래에 배치된 스티프너(stiffener) 층을 더 포함하며,
- [0086] 상기 스티프너(stiffener) 층은 센서 어레이의 풋프린트(footprint)와 실질적으로 유사한 풋프린트를 포함하는, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피 하 수분을 감지하는 장치.
- [0087] 10. 실시예 6에 있어서,
- [0088] 상기 제1 전극은 내부 반경 및 외부 반경을 가지는 환형 링을 포함하고,
- [0089] 상기 제2 전극은 상기 제1 전극의 내부 반경보다 작은 지름을 가지는 외부 반경을 가지며,
- [0090] 상기 제2 전극은 상기 제1 반경과 동심인, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피 하 수분을 감지하는 장치.
- [0091] 11. 실시예 1에 있어서,
- [0092] 상기 인터페이스 일렉트로닉스는 상기 센서에서 회수된 데이터를 전송하도록 형성된, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피 하 수분을 감지하는 장치.
- [0093] 12. 실시예 4에 있어서,
- [0094] 상기 RF 센서와 일직선으로 위치한 압력 센서를 더 포함하고,
- [0095] 상기 압력 센서는 환자 피부의 위치에서 기관에 적용된 압력을 측정하도록 형성되는, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피 하 수분을 감지하는 장치.
- [0096] 13. 실시예 1에 있어서,
- [0097] 상기 유연한 기관은 캡톤(Kapton) 또는 폴리이미드(polyimide)를 포함하는, 환자의 피부의 외부 위치에서 표피 하 수분을 감지하는 장치.
- [0098] 14. 환자 피부의 외부 위치에서 표피 하 수분용 스캐너로서,
- [0099] 유연한 기관에 내장된 바이폴라 RE 센서의 어레이; 및
- [0100] 상기 기관에 인접하고 상기 기관의 아래에 배열된 등각 압력 패드; 를 포함하고,
- [0101] 상기 등각 압력 패드는 상기 유연한 기관을 환자 피부의 비평면 센싱 표면에 일치하도록 하는 동안 상기 유연한 기관을 지지하도록 형성되며,
- [0102] 상기 센서 어레이는 환자 피부에 대한 정보를 얻기 위해 RF 에너지를 방출 및 수용하도록 형성되고,
- [0103] 상기 각 센서는 환자 피부에 대하여 독립적으로 정보를 얻기 위해 개별적으로 연결된, 환자 피부의 외부 위치에서 표피 하 수분용 스캐너.
- [0104] 15. 실시예 14에 있어서,
- [0105] 상기 센서에 연결된 인터페이스 일렉트로닉스를 더 포함하고,
- [0106] 상기 인터페이스 일렉트로닉스는 RF 에너지의 방출 및 수용을 제어하도록 형성된, 환자 피부의 외부 위치에서 표피 하 수분용 스캐너.
- [0107] 16. 실시예 14에 있어서,
- [0108] 상기 등각 압력 패드에 인접하고 상기 등각 압력 패드 아래의 환형 스페이서; 를 더 포함하고
- [0109] 상기 환형 스페이서는 상기 등각 압력 패드가 중앙 개구부 속으로 자유롭게 편향되도록 형성된 중앙 개구부를 포함하는, 환자 피부의 외부 위치에서 표피 하 수분용 스캐너.
- [0110] 17. 실시예 14에 있어서,
- [0111] 각 상기 센서는 피부의 표적 영역의 등가 표피 하 커패시턴스를 측정하도록 형성되며,
- [0112] 상기 표피 하 커패시턴스는 피부의 표적 영역의 수분 함량에 대응하는, 환자 피부의 외부 위치에서 표피 하 수분

용 스캐너.

- [0113] 18. 실시예 14에 있어서,
- [0114] 상기 센서 어레이는 제1 접촉 영역을 가지는 제1 센서 및 상기 제1 센서보다 큰 제2 접촉 영역을 가지는 제2 센서를 포함하며,
- [0115] 상기 제1 및 제2 센서는 다른 깊이의 피부에 대한 정보를 얻는, 환자 피부의 외부 위치에서 표피하 수분용 스캐너.
- [0116] 19. 실시예 14에 있어서,
- [0117] 상기 각 센서는 내부 반경 및 외부 반경을 가지는 환형 링 형태의 제1 전극 및 상기 제1 전극보다 작은 지름을 가지는 외부 반경을 포함하는 제2 전극을 포함하며,
- [0118] 상기 제2 전극은 상기 제1 반경과 동심인, 환자 피부의 외부 위치에서 표피하 수분용 스캐너.
- [0119] 20. 실시예 14에 있어서,
- [0120] 상기 각 센서는 내부 반경 및 외부 반경을 가지는 환형 링 형태의 제1 전극 및 상기 제1 전극보다 작은 지름을 가지는 외부 반경을 포함하는 제2 전극을 포함하며,
- [0121] 상기 제2 전극은 상기 제1 반경과 동심인, 환자 피부의 외부 위치에서 표피하 수분용 스캐너.
- [0122] 21. 실시예 20에 있어서,
- [0123] 상기 기관층의 상기 제1 면 위에 배치되는 상부 생체적합성 커버층 및 상기 기관층의 상기 제2 면 아래에 배치되는 하부 커버층을 더 포함하는, 환자 피부의 외부 위치에서 표피하 수분용 스캐너.
- [0124] 22. 실시예 20에 있어서,
- [0125] 상기 기관층의 상기 제2 면의 아래에 배치된 스티프너(stiffener) 층을 더 포함하고,
- [0126] 상기 스티프너(stiffener) 층은 상기 센서 어레이의 풋프린트와 실질적으로 유사한 풋프린트를 포함하는, 환자 피부의 외부 위치에서 표피하 수분용 스캐너.
- [0127] 23. 실시예 14에 있어서,
- [0128] 상기 RF 센서와 일직선에 위치한 압력 센서 어레이를 더 포함하고,
- [0129] 상기 압력 센서는 환자 피부의 위치의 대응하는 위치에서 상기 기관의 적용된 압력을 측정하도록 형성되는, 환자 피부의 외부 위치에서 표피하 수분용 스캐너.
- [0130] 24. 실시예 14에 있어서,
- [0131] 상기 RF 센서와 일직선에 위치한 압력 센서 어레이를 더 포함하고,
- [0132] 상기 압력 센서는 환자 피부의 위치의 대응하는 위치에서 상기 기관의 적용된 압력을 측정하도록 형성되는, 환자 피부의 외부 위치에서 표피하 수분용 스캐너.
- [0133] 25. 실시예 24에 있어서,
- [0134] 상기 하나 이상의 센서는 상기 기관에 걸쳐 배치된 센서 어레이를 포함하며,
- [0135] 상기 하나 이상의 센서는 상기 하나 이상의 센서를 독립적으로 여기시키도록 개별적으로 제어되는, 환자 피부의 표적 위치에서의 욕창(pressure ulcer) 형성을 감시하는 방법.
- [0136] 26. 실시예 24에 있어서,
- [0137] 환자 피부의 표적 위치에서 기관에 적용된 압력을 측정하는 것을 더 포함하는, 환자 피부의 표적 위치에서의 욕창(pressure ulcer) 형성을 감시하는 방법.
- [0138] 27. 실시예 25에 있어서,
- [0139] 상기 어레이의 각 센서에서 환자 피부에서 기관에 적용된 압력을 측정하는 것을 더 포함하는, 환자 피부의 표적 위치에서의 욕창(pressure ulcer) 형성을 감시하는 방법.

[0140] 상기 묘사가 많은 세부사항을 포함하더라도, 이들은 발명의 범위를 제한하는 것으로 해석되지 않으며 단지 본 발명의 바람직한 구체예의 일부를 설명하는 것으로 해석되어야 한다. 그러므로, 본 발명의 범위는 기술분야의 숙련자에게 자명한 다른 구체예를 모두 포함하며, 따라서 본 발명의 범위는 첨부된 청구항 외에 어떤 것에 의해서도 제한되지 않고, 단수 형태의 요소는 명백하게 기술되어 있지 않는 한, "하나 및 하나만"을 의미하지 않고, "하나 이상"을 의미할 것이다. 기술분야의 숙련자에게 공지된 상술한 바람직한 구체예의 요소에 대한 모든 구조적, 화학적, 및 기능적인 동등물은 참조에 의해 여기에 통합되고 본 청구항에 의해 포함되는 것으로 예정된다. 더욱, 장치 또는 방법에 있어 본 발명에 의해 해결될, 또한 본 청구항에 포함될 모든 문제를 언급할 필요가 없다. 게다가 본 개시 내용의 요소, 구성요소, 또는 방법 단계가 청구항에 명백하게 언급된 요소, 구성요소, 또는 방법 단계와 상관없이 전용하는 것으로 예정되지 않는다. 요소가 명백하게 "~을 위한 수단"이라는 어구를 사용하지 않는 한, 여기의 어떤 청구항 요소도 35 U.S.C. 112의 여섯 번째 절 하에서 해석될 것이지 않는다.

표 1

표 1

기호	XXS	XS	S	M	L
접촉 직경 (mm)	5	10	20	23	55
외부 근사값 D_o (mm)	5	10	20	23	55
중간 근사값 D_i (mm)	4	6	10	15	40
내부 근사값 D_c (mm)	2	2	4	5	7

[0141]

표 2

표 2

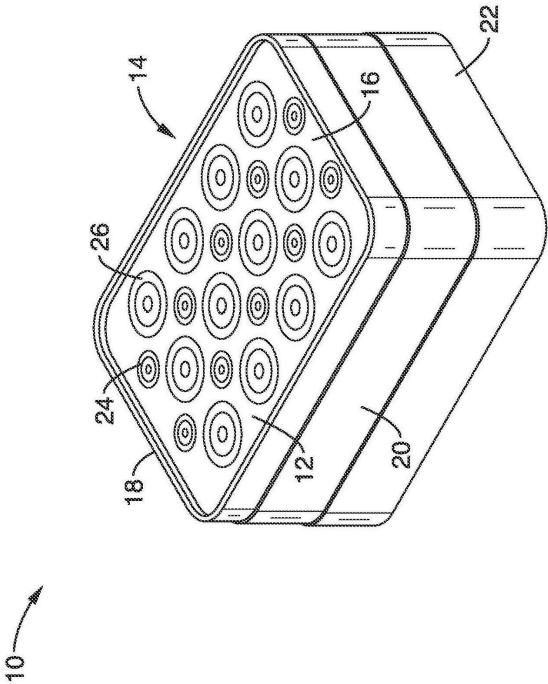
M,S,XS 및 XXS 전극의 정규화 반응을 도표화

시간	M	M 베이스라인	S	S 베이스라인	XS	XS 베이스라인	XXS	XXS 베이스라인
0	2.32	2.04	1.89	1.5	0.261	0.24	1.12	1.04
5	2.32	2.04	1.9	1.5	0.256	0.24	1.1	1.04
10	2.38	2.04	1.92	1.5	0.259	0.24	1.07	1.04
15	2.4	2.04	1.99	1.5	0.255	0.24	1.06	1.04
20	2.39	2.04	1.93	1.5	0.248	0.24	1.05	1.04
25	2.25	2.04	1.92	1.5	0.25	0.24	1.04	1.04
30	2.21	2.04	1.88	1.5	0.248	0.24	1.04	1.04
35	2.18	2.04	1.86	1.5	0.245	0.24	1.04	1.04

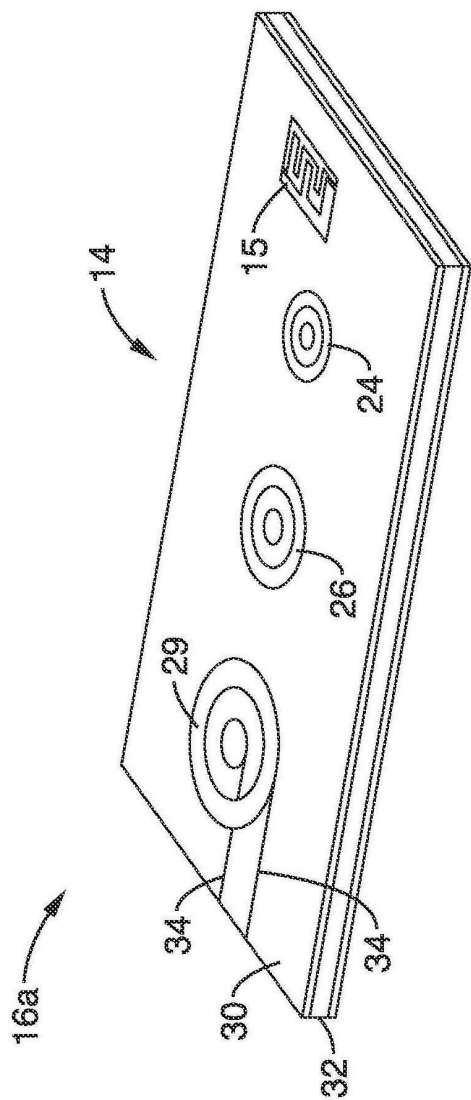
[0142]

도면

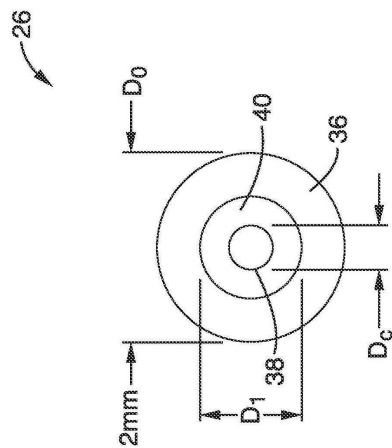
도면1



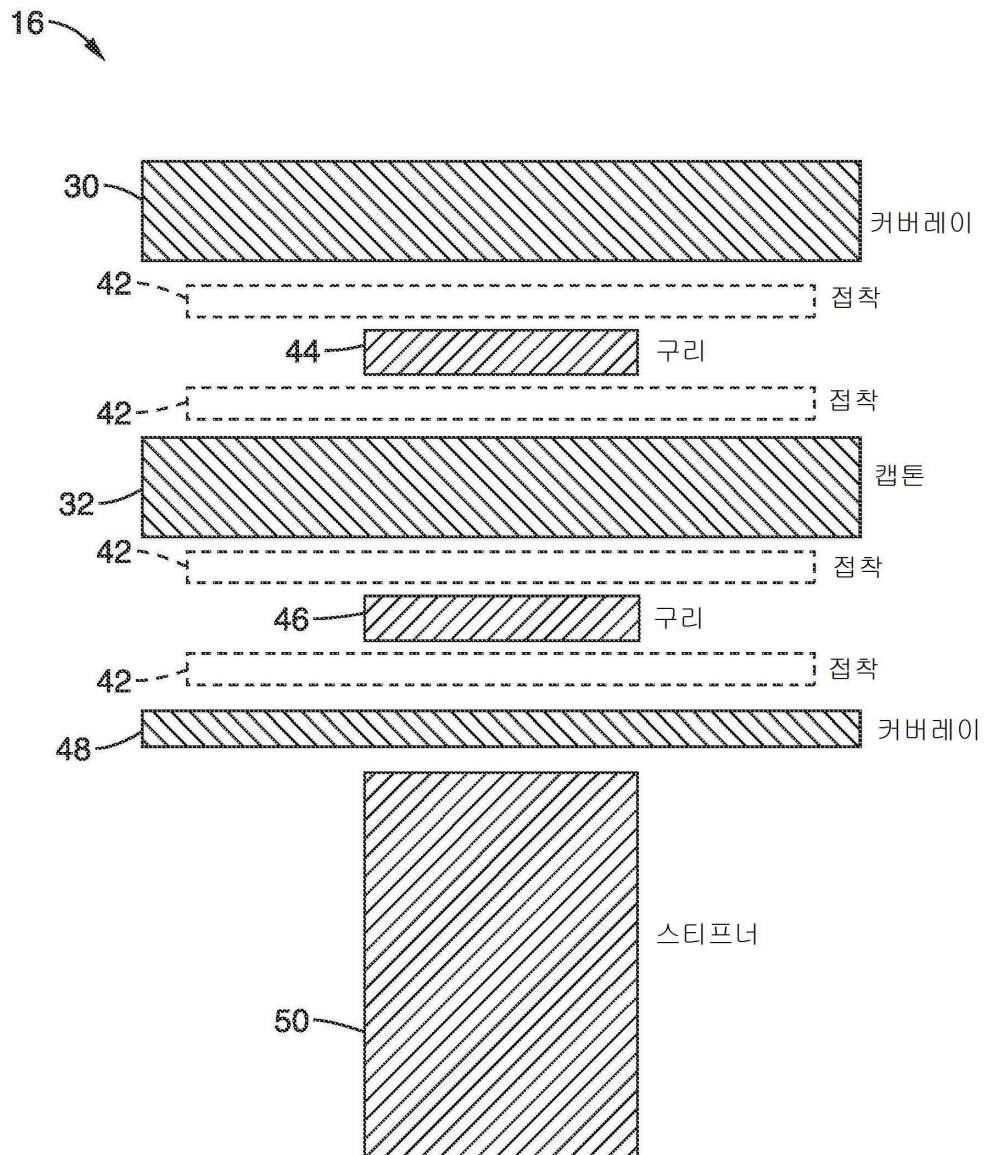
도면2



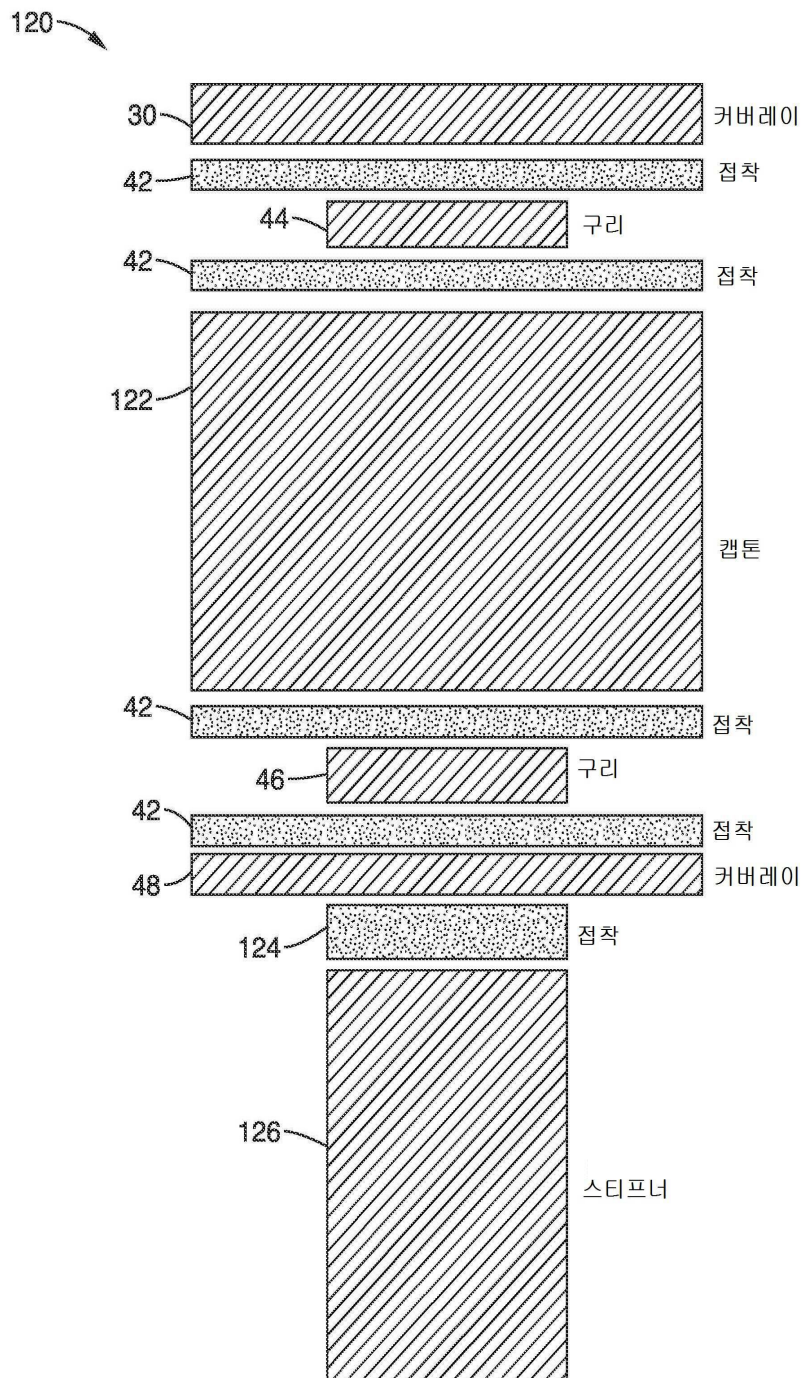
도면3



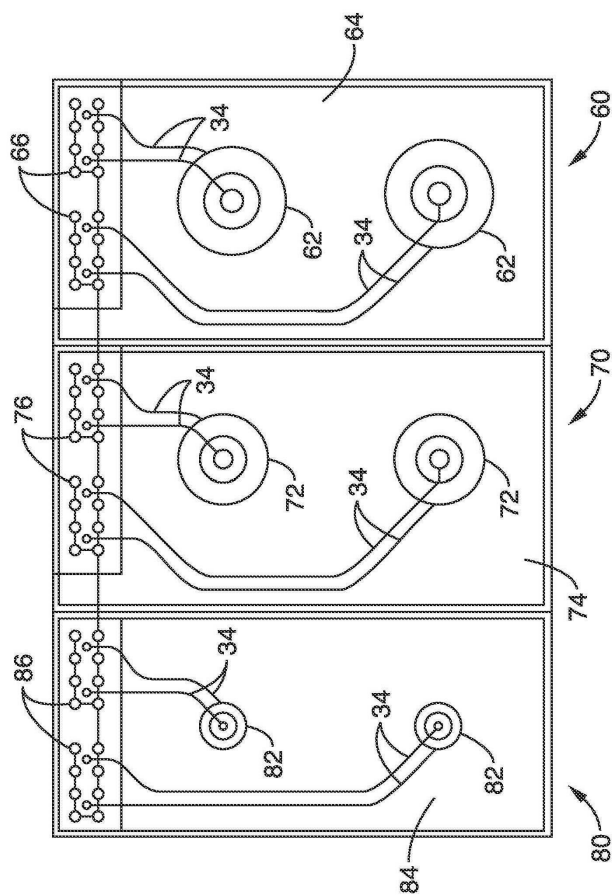
도면4



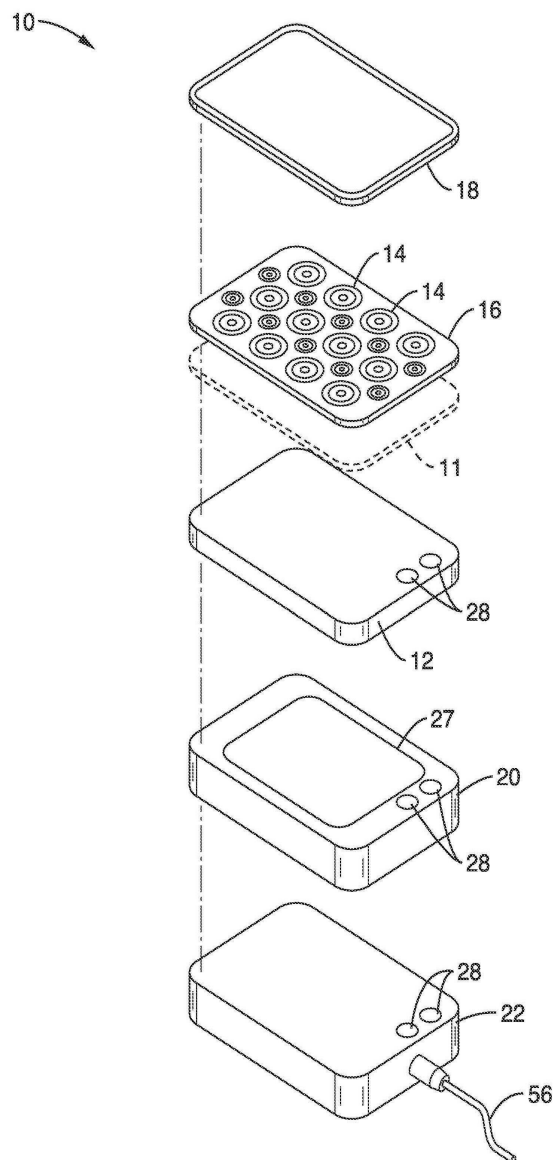
도면5



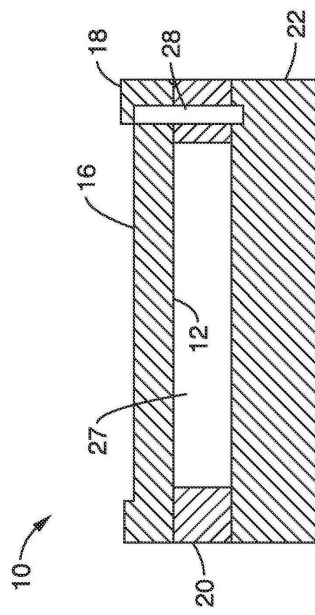
도면6



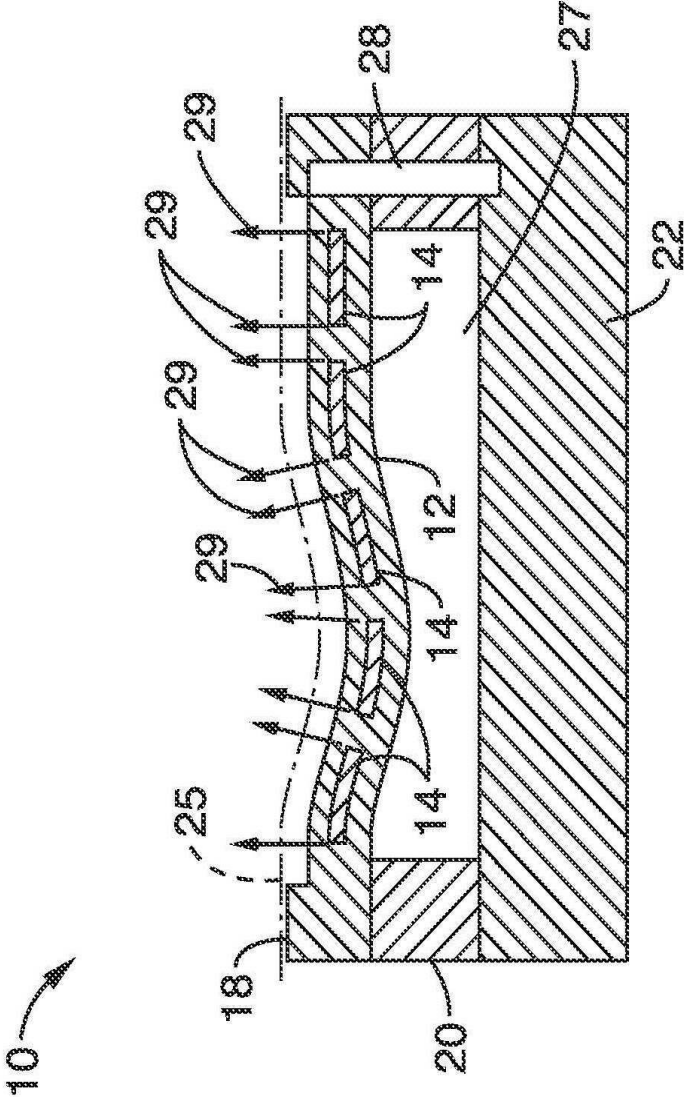
도면7



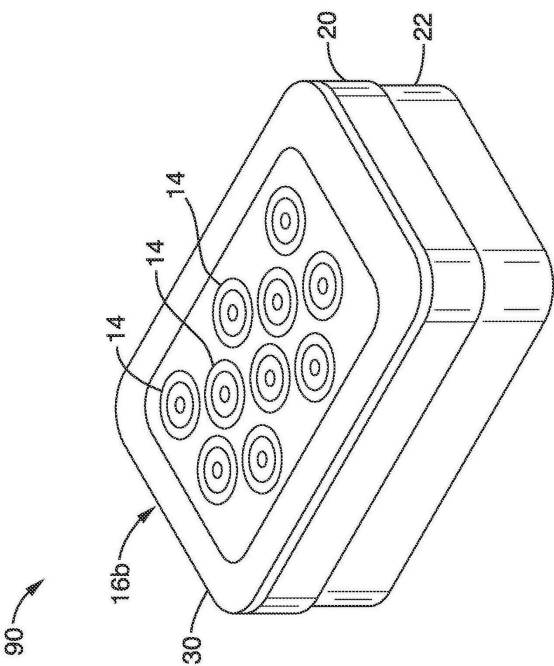
도면8



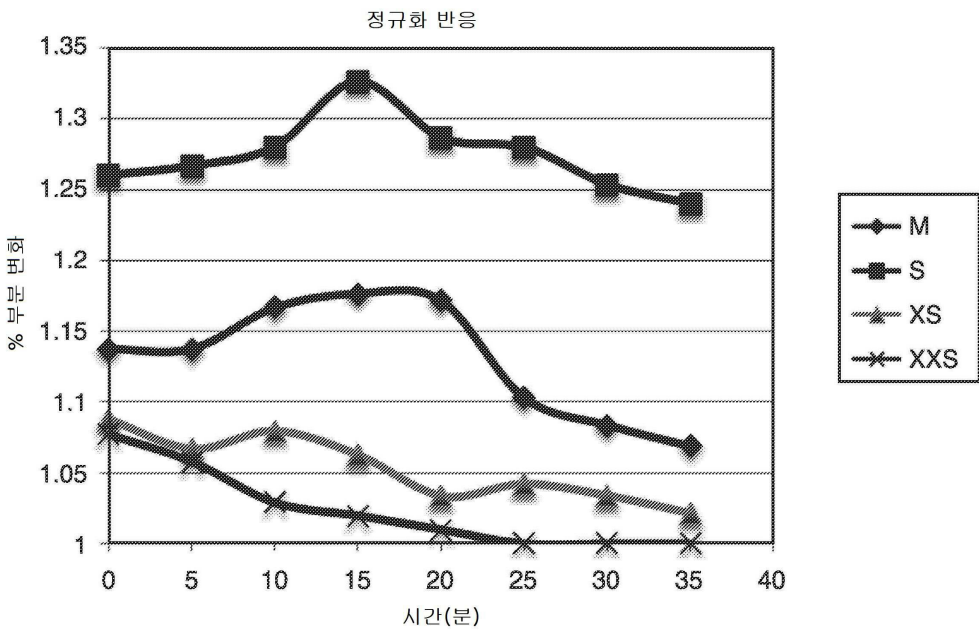
도면9



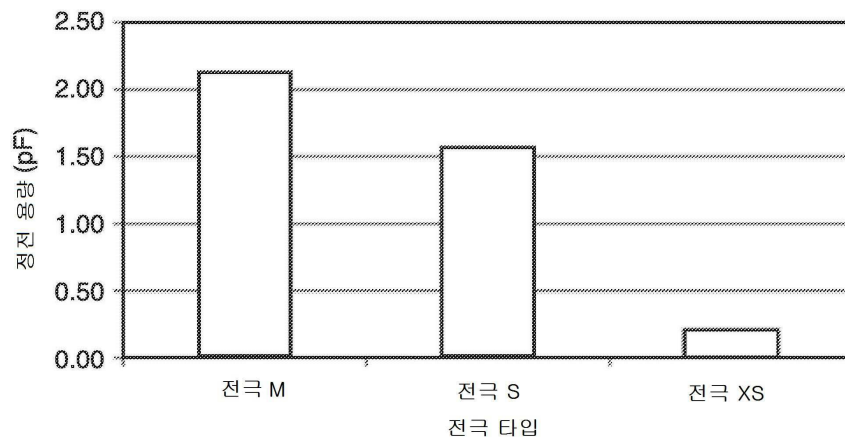
도면10



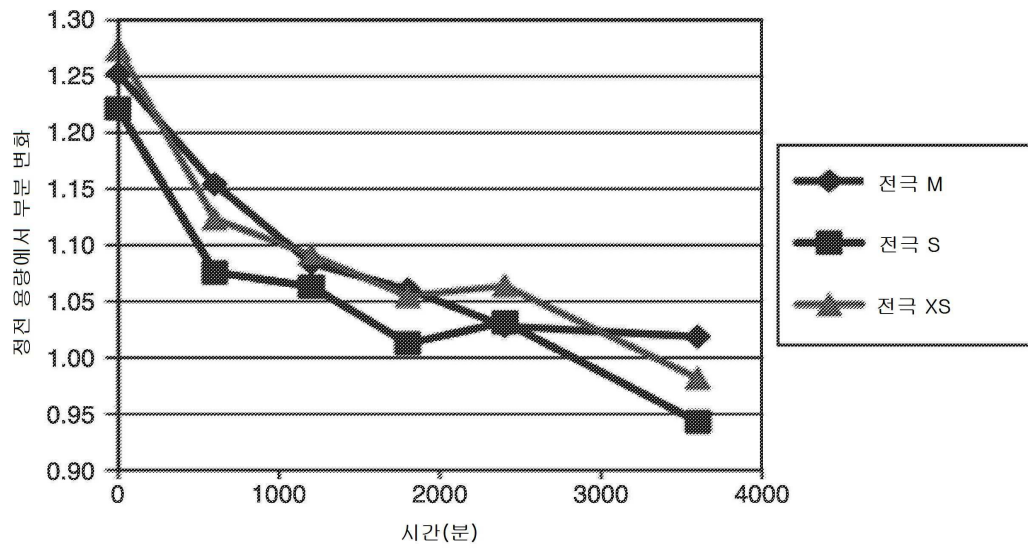
도면11



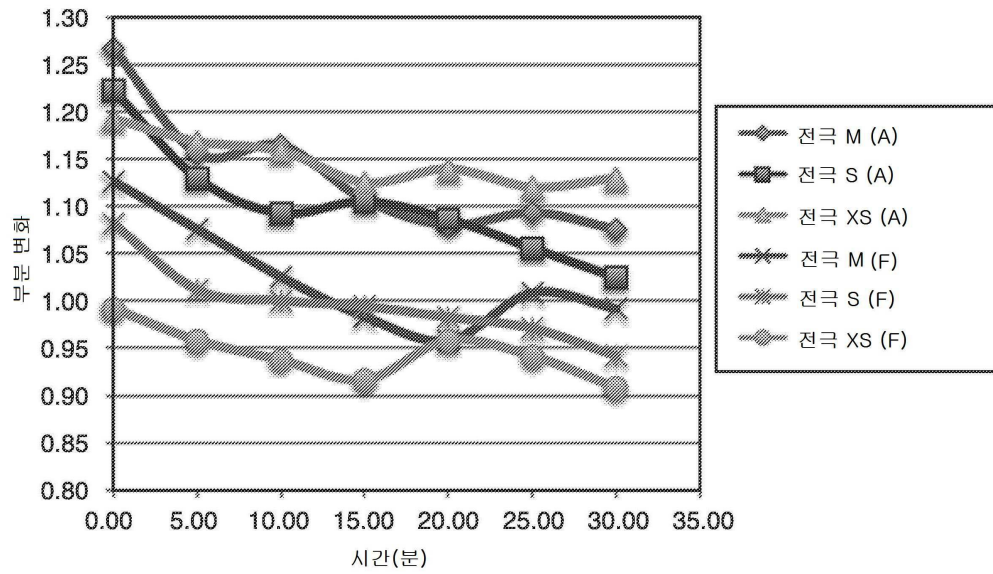
도면12



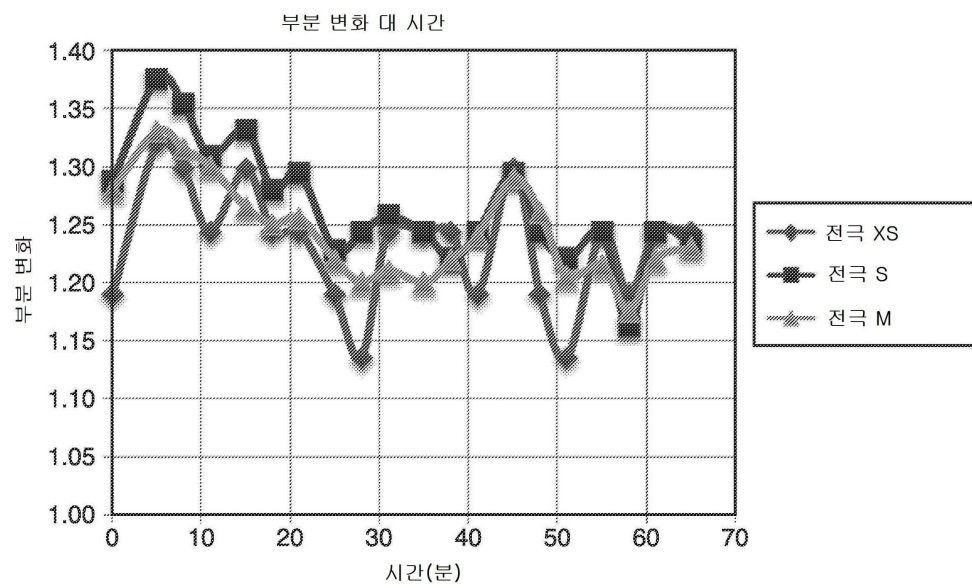
도면13



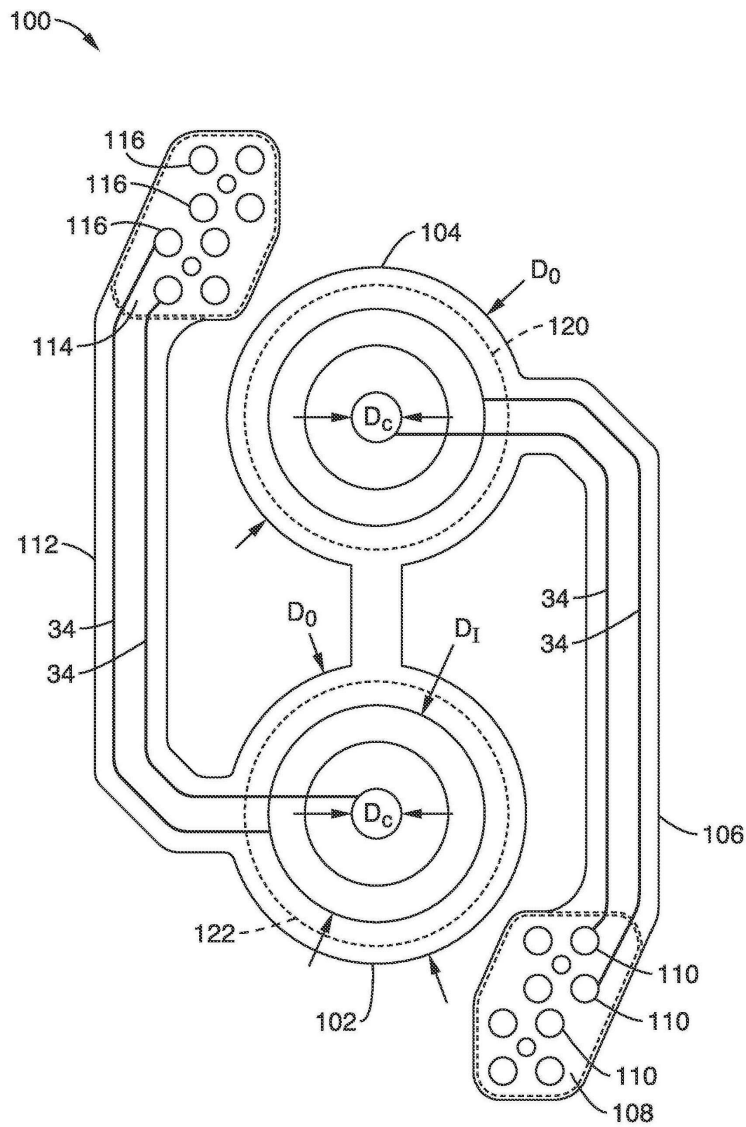
도면14



도면15



도면16



도면17

