



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0123233

(43) 공개일자 2015년11월03일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/053 (2006.01) A61B 17/34 (2006.01)

A61B 19/00 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)

A61B 8/08 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61B 5/0538 (2013.01)

A61B 17/3403 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2015-7021364

(22) 출원일자(국제) 2014년03월05일

심사청구일자 없음

(85) 번역문제출일자 2015년08월06일

(86) 국제출원번호 PCT/EP2014/054276

(87) 국제공개번호 WO 2014/135592

국제공개일자 2014년09월12일

(30) 우선권주장

1303917.7 2013년03월05일 영국(GB)

(71) 출원인

에조노 아게

독일 07743 제나 스피츠웨이텐웨그 30

(72) 발명자

던바, 알란

독일 07743 제나 스피츠웨이텐웨그 30 에조노 아게 내

소브리노, 엘리세오

독일 07743 제나 스피츠웨이텐웨그 30 에조노 아게 내

(74) 대리인

특허법인 무한

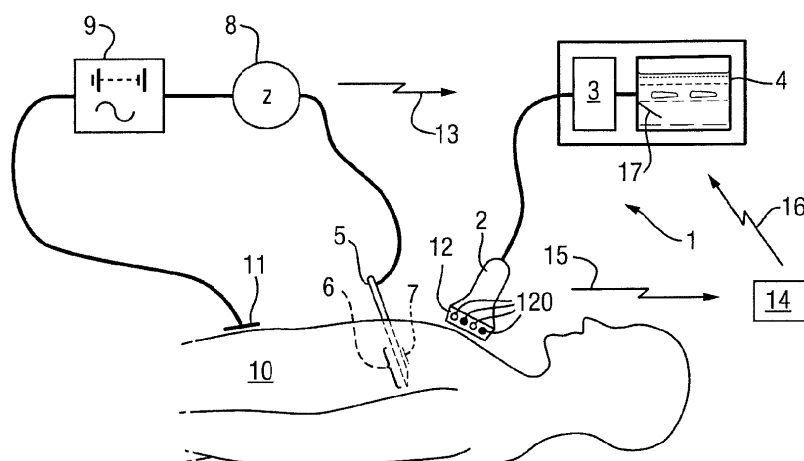
전체 청구항 수 : 총 22 항

(54) 발명의 명칭 이미지 가이드 시술 시스템

(57) 요약

조직 임피던스 측정 및 자기로 검출된 바늘 위치로 초음파 이미지 바늘 가이드를 보완하기 위한 시스템이다. 상기 시스템은 자화된 바늘, 캐논라, 카테터 또는 다른 조직-침투 튜브의 상기 위치를 검출하기 위한 자기측정 탐지기가 제공되고 있는 초음파 프로브의 초음파 이미징 시스템을 구성한다. 상기 조직 관통 튜브는 전원 및 임피던스 미터에 연결된 팁에 또는 근처에 전극이 제공되고, 상기 임피던스 측정 회로는 상기 환자의 조직의 상기 전기 임피던스가 측정될 수 있도록 상기 튜브에 제2 전극 또는 피부 전극을 이용하여 완성된다. 상기 임상가가 상기 이미지화된 아나토미와 관련된 상기 바늘 위치를 쉽게 확인할 수 있도록 상기 측정된 임피던스 값 및 상기 튜브의 상기 자기로 검출된 위치는 상기 초음파 이미지 상에 중첩된다. 상기 임피던스 값은 상기 초음파 이미지에 디스플레이될 때 컬러-코드화되거나 상기 바늘의 트랙 또는 상기 위치 곁에 차트화되거나 중첩될 수 있다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 19/5244 (2013.01)

A61B 8/0841 (2013.01)

A61B 8/4254 (2013.01)

A61B 2017/3413 (2013.01)

A61B 2019/5251 (2013.01)

A61B 2019/5272 (2013.01)

A61B 2019/5274 (2013.01)

A61B 2019/5276 (2013.01)

A61B 2019/5289 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

시스템에 있어서,

대상의 몸으로 초음파를 송신하고, 상기 몸으로부터 초음파 에코를 수신하는 초음파 트랜스듀서;

상기 대상의 몸으로의 삽입을 위한 삽입 단을 가지는 조직-관통 메디컬 툴;

상기 대상의 몸 안의 상기 조직-관통 메디컬 툴의 위치를 검출하는 위치 검출 시스템;

전력 서플라이에 전기적으로 연결되고, 상기 대상의 몸과의 전기적 접촉을 위해 노출되고, 상기 조직-관통 메디컬 툴의 상기 삽입 단에서 제공되는 제1 전극;

상기 대상의 몸과 전기적으로 접촉하는 제2 전극과 상기 제1 전극 사이의 임피던스를 측정하는 임피던스 미터; 및

상기 초음파 에코를 분석하고, 상기 몸의 초음파 이미지를 디스플레이하고, 상기 위치 검출 시스템에 의해 검출된 대로 상기 조직-관통 메디컬 툴의 위치를 상기 초음파 이미지 상에 디스플레이 하는 프로세서 및 디스플레이를 포함하는 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 임피던스 미터는,

상기 디스플레이에 상기 초음파 이미지와 상기 측정된 임피던스를 디스플레이 하기 위해 상기 프로세서 및 디스플레이에 연결되는

시스템.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 프로세서 및 디스플레이는,

상기 초음파 이미지의 상기 조직-관통 메디컬 툴의 위치의 디스플레이 상에 상기 측정된 임피던스의 차트를 디스플레이 하는

시스템.

청구항 4

제2항에 있어서,

상기 프로세서 및 디스플레이는,

상기 측정된 임피던스 값에 따라 상기 초음파 이미지의 디스플레이 속성을 설정함으로써 상기 측정된 임피던스를 디스플레이 하는

시스템.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 프로세서 및 디스플레이는,

상기 측정된 임피던스 값에 따라 상기 초음파 이미지에서의 상기 조직-관통 메디컬 툴의 상기 디스플레이된 위치에 따라 디스플레이 속성을 설정하는

시스템.

청구항 6

제4항에 있어서,

상기 프로세서 및 디스플레이는,

상기 측정된 임피던스 값에 따라 상기 초음파 이미지에서의 상기 조직-관통 메디컬 툴의 상기 삽입 단의 상기 디스플레이된 위치에서 디스플레이 속성을 설정하는

시스템.

청구항 7

제5항 또는 제6항에 있어서,

상기 프로세서 및 디스플레이는,

상기 조직-관통 메디컬 툴이 상기 초음파 이미지 평면 밖에 있는 경우 투영된 표시 위치(projected displayed position)에서 디스플레이 속성을 설정하는

시스템.

청구항 8

제4항, 제5항, 제6항 또는 제7항에 있어서,

상기 디스플레이 속성 설정은,

컬러 또는 그레이스케일 값인

시스템.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 임피던스 값으로부터 조직 타입을 결정하고, 표준 메디컬 아나토미 컬러 코딩 이용하여 상기 초음파 이미지를 조직 타입에 따른 컬러 코드화된 영역으로 디스플레이 하는

시스템.

청구항 10

제2항에 있어서,

상기 프로세서 및 디스플레이는,

상기 초음파 이미지 곁에 상기 측정된 임피던스의 차트를 디스플레이 하는

시스템.

청구항 11

제2항 내지 제10항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 프로세서 및 디스플레이는,

상기 조직-관통 메디컬 툴이 상기 대상의 몸을 통하여 이동할 때 상기 임피던스의 변화를 디스플레이 하는

시스템.

청구항 12

제1항 내지 제11항 중 어느 한 항에 있어서,
상기 조직-관통 메디컬 툴은 바늘인
시스템.

청구항 13

제1항 내지 제12항 중 어느 한 항에 있어서,
상기 제1 전극은,
상기 조직-관통 메디컬 툴의 팁에 제공되는
시스템.

청구항 14

제1항 내지 제13항 중 어느 한 항에 있어서,
상기 제2 전극은,
상기 조직-관통 메디컬 툴을 통한 삽입을 위한 자극 카테터에 제공되는
시스템.

청구항 15

제1항 내지 제13항 중 어느 한 항에 있어서,
상기 제2 전극은,
상기 조직-관통 메디컬 툴로의 삽입을 위한 다른 치수의 바늘에 제공되는
시스템.

청구항 16

제1항 내지 제13항 중 어느 한 항에 있어서,
상기 제2 전극은,
상기 조직-관통 메디컬 툴로의 삽입을 위한 탐침에 제공되는
시스템.

청구항 17

제1항 내지 제13항 중 어느 한 항에 있어서,
상기 제2 전극은,
상기 대상의 몸의 피부에 제공되는
시스템.

청구항 18

제1항 내지 제13항 중 어느 한 항에 있어서,
상기 제2 전극은,
상기 조직-관통 메디컬 툴의 상기 삽입 단에 상기 제1 전극으로부터 이격되어 제공되는
시스템.

청구항 19

제1항 내지 제18항 중 어느 한 항에 있어서,
복수의 제2 전극이 제공되는
시스템.

청구항 20

제1항 내지 제19항 중 어느 한 항에 있어서,
상기 전력 서플라이는,
다양한 AC 주파수로 전력을 제공하고,
상기 임피던스 미터는,
복수의 주파수에서 상기 임피던스를 측정하는
시스템.

청구항 21

제1항 내지 제20항 중 어느 한 항에 있어서,
상기 위치 검출 시스템은,
자기 위치 검출 시스템, 광학 추적 시스템, 전자기 추적 시스템 또는 초음파 추적 시스템 중 하나인
시스템.

청구항 22

제1항 내지 제21항 중 어느 한 항에 있어서,
상기 위치 검출 시스템은,
상기 초음파 트랜스듀서와 관련되어 자화된 조직-관통 메디컬 툴의 상기 위치를 검출하기 위한 초음파 트랜스듀서에 위치하는 자기측정 센서의 집합체를 포함하는 자기 위치 검출 시스템인
시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001]

본 발명은 일반적으로 메디컬 장치 영역에 관한 것이며, 구체적으로 바늘(needle) 또는 카테터법(catheterization) 시술과 같은 이미지 가이드 시술을 향상시키기 위한 시스템에 관한 것이다.

배경 기술

[0002]

대상의 몸(subject's body)으로 바늘, 카테터(catheter) 또는 탐침(stylet)과 같은 메디컬 툴(medical tool) 또는 기구(instrument)의 삽입(insertion)을 포함하는, 예를 들어, 최소 침습 외과 시술(minimally-invasive surgical procedures), 국소 마취(regional anaesthesia), 생체-전기 신호의 검출(detection of bio-electrical signals), 진단 또는 치료를 위한 전기 자극(electrical stimulation for diagnosis or treatment), 혈관 접근(vascular access), 미세 바늘 흡인(fine needle aspiration), 근육골격 주사(musculoskeletal injections) 등등 많은 메디컬 시술이 있다. 일반적으로, 이런 시술들은 대상의 몸의 원하는 위치(desired position)에 메디컬 툴을 정확하게 가이드 하는 것이 필요하고, 또한 원하는 위치에 유지되는 것을 보장하기 위해 메디컬 툴 위치를 추적(track) 또는 모니터(monitor) 하는 것이 유익할 수 있다. 보통, 사용자가 메디컬 툴의 팁(tip)의 정확한 위치를 결정하는 것과 그것이 원하는 위치에 있는지 예컨대, 신경에 인접했는지(adjacent a nerve) 또는 혈관(blood vessel)과 같은 어떤 것(something else)을 바람직하지 않게 관통했는지를 확인하는 것은 매우 어렵다.

- [0003] 임상(clinician)에게 몸(body) 안의 바늘의 엑스-레이 이미지(x-ray image)를 제공함으로써 바늘 가이드(needle guidance)를 위한 엑스레이 기법(x-ray techniques)을 사용하는 것이 제안되었다. 그러나 전자기 방사선(electromagnetic radiation)에의 노출(exposure)과 관련된 리스크(risks) 때문에, 메디컬 툴의 삽입 동안 지속되는 가이드(continuous guidance)를 제공하는 것이 가능하지 않아서 일련의 스냅샷(a series of snapshots)에 의지하는 데, 이는 최적의 가이드를 제공하지 않는다.
- [0004] 더 최근에는 바늘 및 카테터법 시술을 가이드 하기 위해 초음파 이미징(ultrasound imaging)의 사용이 제안되었다. 초음파 이미징은 전자기 방사선에의 노출의 적음(lack) 때문에 엑스레이 기법과 비교하여 유리하고, 초음파 프로브(ultrasound probes)는 많은 다양한 몸의 부분 이미지를 쉽게 조정할 수 있다. 그러나 초음파 이미징은 두 가지 주요 문제점을 가진다: 첫째로, 초음파 이미지의 해석(interpretation)이 꽤 어렵고, 둘째로, 바늘은 초음파 이미지에 특별히 확실히 또는 분명히(particularly reliably or visibly) 나타나지 않는다.
- [0005] 더 구체적으로, 초음파 이미지는 초음파 트랜스듀서(ultrasound transducer)가 적용되는 방법에 따라 몸을 통한 다양한 각도에서의 그레이스케일 단면 평면(grayscale cross-sectional planes)만을 제공한다. 의사에게 아나토미(anatomy)의 전통적인 가르침은 오직 여섯 개의 몸의 표준 평면(six standard planes)이고, 보통 아나토믹 부위(anatomic parts)는 일반적으로 신경(nerves), 동맥(arteries), 근육(muscle), 조직(tissue) 등을 확인하기 위한 다이어그램(diagrams)으로 컬러화된다. 그러므로 초음파 이미지에서의 아나토미를 분명하게 확인하는 것은 상당한 양의 배움과 경험을 요구한다. 숙련된 방사선 전문의(radiologist)에 의존해야 하는 것 보다 기법을 수행하는 의사(practitioners)가 초음파 이미징을 직접 할 수 있는 경우 증가하는 다양한 여러 가지 최소 침습 외과 기법(minimally-invasive surgical techniques)은 바람직한 반면, 초음파 이미징의 사용을 확장하는데 문제가 있다. 또한, 본질적으로(intrinsically) 몸 초음파 이미지의 확실한 부분을 위한 관련된 아나토미가 확실히 보이지 않는다.
- [0006] 예를 들어, 신경 주위에 마취제(anaesthetic)의 주입을 포함하는 쇄골상신경차단(supra-clavicular nerve blocks)의 경우, 연구는 20%까지의 환자의 혈관(blood vessels)은 신경 번들(nerve bundles) 사이에 있는 것으로 보여주었다. 신경 및 혈관의 초음파 이미지에서는 하얀색 원(white circles)에 둘러싸인(surrounded) 검은색 디스크(black disks)로 묘사되어서 구별이 어려울 수 있으며 이는 임상의가 바늘 팁이 어디에 있는지 정확하게 아는 것이 어렵다는 의미이다. 유사하게, 척추 주입(spinal injections)을, 예컨대, 경막외(epidurals)에 수행할 때, 초음파 이미지는 오직 근육 및 뼈를 보여주고, 뼈를 관통하여 보여줄 수 없으며(cannot penetrate bone), 그래서 그것은 두라(dura)(척수(spinal cord)를 둘러싸는 막(membranes)의 세 층(three layers)의 가장 바깥쪽(outermost))를 넘어서 보일 수 없다. 또한, 뼈의 표면은 좁은 범위의 각도(a narrow range of angles)로만 보여진다. 그러므로 초음파 이미지 퀄리티(quality)는 척추 주위에서 매우 좋지 못 하다. 그러나 경막외 마취제 주입(epidural anaesthetic injection)에 있어서, 바늘이 경막외 공간(epidural space)으로 주입하는 것이 필요하나, 더 전진하지 못하고 두라에 구멍(puncture)을 낸다. 다른 한편으로는, 척추 마취제(spinal anaesthetic)에 있어서, 두라의 침투(penetration)는 지주막아래의 공간(subarachnoid space)으로 주입을 허용하는 것이 요구된다. 초음파 이미징은 이러한 두 경우 간의 차이를 알아낼 수 없다.
- [0007] 바늘 가시성(needle visibility)의 문제에 관해서는, 초음파 이미지 습득 평면(ultrasound image acquisition plane)은 대략 1mm 두께로 얇아서, 만일 바늘이 평면 밖에 있는 경우 그것은 영상화되지(imaged) 않을 것이다. 게다가, 바늘이 이미징 평면(imaging plane)에 있을 때조차, 표준 바늘의 에코발생(echogenicity)이 높은 입사각에서(at high angles of incidence) 좋지 않기 때문에, 바늘은 특히 보이지 않을 수 있다. 바늘을 초음파 이미징 장치에 더 잘 알아볼 수 있게 만드는 에코 발생 바늘(echogenic needles)을 생산하는 것이 제안되었다. 그러나 바늘이 이미징 평면에 잘-정렬될(well-aligned) 때에만 도움이 된다. 유사하게, 이미지 처리 기법 및 초음파 빔 조정 장치(ultrasound beam steering)는 바늘이 이미징 평면에 잘 정렬될 때만 도움이 되고, 45도보다 큰 입사각에서 잘 작동하지 않는다.
- [0008] 다양한 바늘 추적 기술(needle tracking technologies)은 초음파 프로브에 맞는 바늘 가이드에 각각 기초하는 예를 들어, US-B2-6,690,159 또는 WO-A-2012/040077, 또는 전자기 정보의 송신 및 수신에 기초 하는 예를 들어, US-A-2007-027390에 제안되었지만, 기능 및 정확도의 한계(functional and accuracy limitations)를 갖고 있으며 이는 모든 임상 환경에 바늘 팁 위치가 정확하게 알려지지 않는다는 의미이다. 보통 정확도는 대략 2mm이며, 이는 신경 바깥쪽 또는 안쪽에 있는 바늘 팁 사이의 차이를 의미할 수 있다. 게다가 심하게 수정되거나(heavily modified) 새로운 장비의 사용을 종종 요구하는데, 이는 비교적 엄격한 구매 제도의 기관(institutions) 및 임상의에게 달갑지 않다.

[0009] 그러나, 가장 흔하게, 의사는 바늘 또는 다른 메디컬 툴이 삽입될 때 어떤 조직 타입이 관통되고 있는지 판단하기 위해 그들의 기량(skill) 및 경험에 의존한다. 그들은 메디컬 툴에 대한 신체 저항(physical resistance)의 소리, 터치(touch), 느낌(feel), 및 유체(fluids) 또는 공기(air)의 주입에 대한 저항의 변화에 의존할 수 있다. 기량 및 경험의 수준이 발전하더라도, 환자로부터 환자로 아나토미컬(anatomical) 변화가 있으므로 시간이 소모(time-consuming)되고 어려우며, 시술은 불가피하게(inevitably) 몇몇의 리스크를 수반한다.

[0010] 요약하면, 초음파 가이드스가 일부의(some) 바늘 시술을 개선시키긴 했지만, 여전히 상당한 어려움이 있고 많은 시술에 사용될 수 없다. 광범위한 사용에, 특히 마취과 의사(anaesthetists), 외과 전문의(surgeons), 병리학자(pathologists), 응급 의사(emergency physicians) 등과 같은 메디컬 이미징 전문의(medical imaging specialists)가 아닌 의사에 의한 사용에 주요 장벽이 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0011] 따라서, 본 발명은 사용자가 이용 가능한 관통되고 있는(being penetrated) 조직의 생체-전기 속성(bio-electrical property)의 측정에 기초하는 세번째 정보원(third source of information)을 만드는 것과 함께, 대상의 내부 아나토미(internal anatomy)의 이미징과 조직-관통 메디컬 툴(tissue-penetrating medical tool)의 추적 및 디스플레이된 아나토미컬 이미지(anatomical image)에 추적된 위치의 디스플레이를 결합하는 이미지 가이드 시술을 위한 개선된 시스템을 제공한다. 바람직하게는, 측정된 전기 속성은 전기적 임피던스(electrical impedance)를 포함하고, 바람직하게는 각 이미지에 오버레이되거나 곁에(alongside) 아나토미컬 이미지로서 동일한 디스플레이에 디스플레이 된다. 예를 들면 임피던스 값은 아나토미컬 이미지 상에 디스플레이된 바늘 위치 또는 패스(path)을 따라 컬러 코딩(colour coding) 또는 차트(chart)로서 디스플레이 될 수 있다.

[0012] 이미징은 초음파 이미징 - 예컨대, 프리핸드 초음파(freehand ultrasound), 플루오로소스코피(fluoroscopy), 엑스-레이 이미징(X-ray imaging), 뉴클리어 이미징(nuclear imaging), 자기 공명 이미징(magnetic resonance imaging), 열음향 이미징(thermoacoustic imaging), 서모그래피(thermography)일 수 있다. 툴은 자기로(magnetically), 전자기로(electromagnetically), 시각적으로(optically) 또는 초음파(ultrasound)에 의해 추적될 수 있다.

[0013] 조직의 전기 속성의 실험 및 관심은 1800년대 후반에 시작되었다. 이제 다른 조직 타입은 다른 전기 임피던스/주파수 반응 커브를 가진다는 것은 잘 알려져 있다. 예를 들면, W02009/019707에 핸드-헬드 전기 장치(hand-held electrical device)를 사용하는 것은 몸 안의 조직의 임피던스를 측정하기 위하여 두 개의 전극을 갖는 바늘로 제공되었지만 이 특별한 장치는 아나토미컬 정보와 관련 없이 바늘의 팁에서의 조직에 관한 일차원 정보(one-dimensional information)만을 제공한다. 또한, 전기 임피던스 단층 촬영(EIT: electrical impedance tomography)으로 알려진 기법은 몸 안의 임피던스 분포를 재구성 하기 위하여 몸의 표면에 전극의 집합체(an array of electrodes)의 사용을 제안되었다. 이 기법은 다수의 전극을 요구하고, 임피던스 분포를 재구성하기 위한 신호의 분석은 매우 복잡하다. 기법의 공간 해상도(spatial resolution)는 한정되어 있어서 생성되는 이미지에서 아나토미는 분명하지 않다. 또한, 보통 이차원 이미지(two-dimensional image)는 몸의 표면과 평행한 영역에 획득되고 뎀스(depth)에 관한 정보는 획득되지 않는다. 또한, 획득된 이미지는 임피던스가 측정되는 주파수에 따라 크게 달라지고 이미지 데이터가 획득되는 동안 금속 외과 장치(metal surgical devices)를 몸 속에 넣는 것은 측정되고 있는 임피던스 필드를 변화시키고 이미지를 변화시킬 수 있다. 그래서, EIT의 주된 초점은 진단(diagnostics)과 같은 불간섭 메디컬 어플리케이션(non-interventional medical applications)에 있고, 사실 여전히 그것의 진단 능력에 대한 약간의 의혹이 있다. 현재는 유방암 진단에 사용을 위한 최상의 추가적인 이미징 기법으로 여겨진다.

과제의 해결 수단

[0014] 본 발명은 상기의 단점을 극복하고 임상의에게 중재 시술(interventional procedure)의 향상된 사진(enhanced picture)을 제공하기 위하여 중재 외과 시술(interventional surgical procedure)에서 조직의 생체-전기 속성의 측정과 아나토미컬 이미징 및 툴 추적(tool tracking)을 결합한다.

[0015] 더 구체적으로, 본 발명은 대상의 내부 아나토미를 이미징하는 메디컬 이미징 시스템; 대상의 몸으로의 삽입을 위한 삽입 단(insertion end)을 가지는 조직-관통 메디컬 툴; 대상의 몸 안의 조직-관통 메디컬 툴의 위치를 검출하는 위치 검출 시스템; 대상의 생체-전기 속성을 측정하기 위하여 전기 시스템과 전기적으로 연결된 조직-관

통 메디컬 툴의 삽입 단계, 즉, 팁을 향하거나 팁에(towards the tip or on the tip) 제공되는 제1 전극; 및 메디컬 이미징 시스템으로부터 아나토미컬 이미지를 분석하여 디스플레이 하고, 위치 검출 시스템에 의해 검출된 대로 아나토미컬 이미지에 조직-관통 메디컬 툴의 위치를 디스플레이 하는 프로세서 및 디스플레이를 제공한다. 또한, 본 발명은 대상의 몸으로 조직-관통 메디컬 툴의 삽입 단을 삽입하는 동안 대상의 내부 아나토미를 이미징하는 단계; 대상의 몸 안의 조직-관통 메디컬 툴의 위치를 검출하는 단계; 대상의 생체-전기 속성을 측정하기 위하여 조직-관통 메디컬 툴의 삽입 단계, 즉, 팁을 향하거나 팁에 제공되는 제1 전극을 사용하는 단계; 및 대상의 아나토미 및 조직-관통 메디컬 툴의 검출된 위치를 보여주는 이미지를 디스플레이 하는 단계를 포함하는 대응 방법을 제공한다.

[0016]

메디컬 이미징 시스템은 초음파(ultrasound), 플루오로스코피, 엑스-레이(X-ray), 뉴클리어 이미징, 자기 공명 이미징, 열음향 이미징, 서모그래피 중 하나일 수 있으며, 더 바람직하게는 메디컬 이미징 시스템은 프리핸드 초음파(freehand ultrasound)이다. 바람직하게는, 위치 검출 시스템은 자기 위치 검출 시스템(magnetic position detection system), 광학 추적 시스템(optical tracking system), 전자기 추적 시스템(electromagnetic tracking system), 초음파 추적 시스템(ultrasonic tracking system), 엑스-레이 또는 형광 투시 추적 시스템(fluoroscopic tracking system)이다. 자기 위치 검출 시스템(magnetic position detection system)은 자화된 툴(magnetised tool) 및 자기측정 검출기(magnetometric detector)를 구성할 수 있다. 자기측정 검출기는 후술되는 초음파 프로브와 같은 이미징 시스템의 부분(part)과 결합될 수 있다. 또한, 특히 전자기 추적(electromagnetic tracking), 센서 코일(sensor coils)과 같은 센서는 적용된 변화하는 자기장(applied varying magnetic field)을 검출하고 유발된 전기 신호(induced electrical signal)를 위치를 결정하는 시스템에 송신하기 위하여 툴에 제공될 수 있다.

[0017]

바람직하게는, 적어도 하나의 제2 전극은 대상과 접촉하도록 제공되고, 이것은 피부와 접촉하거나 조직-관통 메디컬 툴에 또는 다른 조직-관통 메디컬 툴에 있을 수 있다. 생체-전기 속성은 저항(resistance), 임피던스(impedance) 또는 커패시턴스(capacitance) 또는 그것의(thereof) 조합과 같은 전기 임피던스일 수 있다.

[0018]

전기 시스템은 디스플레이에 아나토미컬 이미지와 측정된 생체-전기 속성을 디스플레이 하기 위해 프로세서 및 디스플레이에 연결될 수 있다. 프로세서 및 디스플레이는 아나토미컬 이미지의 조직-관통 메디컬 툴의 위치의 디스플레이 위에(over) 측정된 생체-전기 속성의 차트(chart)를 디스플레이 할 수 있다. 프로세서 및 디스플레이는 측정된 생체-전기 속성의 값에 따라 아나토미컬 이미지의 디스플레이 속성(display attribute)을 설정함으로써 측정된 생체-전기 속성을 디스플레이 할 수 있다. 프로세서 및 디스플레이는 측정된 생체-전기 속성의 값에 따라 아나토미컬 이미지의 조직-관통 메디컬 툴의 디스플레이된 위치를 따라(along) 디스플레이 속성을 설정할 수 있다. 프로세서 및 디스플레이는 측정된 생체-전기 속성의 값에 따라 아나토미컬 이미지의 조직-관통 메디컬 툴의 삽입 단의 디스플레이된 위치에서 디스플레이 속성을 설정할 수 있다. 디스플레이 속성 설정은 컬러 또는 그레이스케일(grayscale) 값일 수 있다. 프로세서는 측정된 생체-전기 속성의 값으로부터 조직 타입(tissue type)을 결정하고 표준 메디컬 아나토미 컬러 코딩(standard medical anatomy colour coding)을 이용하여 아나토미컬 이미지를 조직 타입에 따른 컬러 코드화된 영역(areas colour coded)으로 디스플레이 할 수 있다.

[0019]

프로세서 및 디스플레이는 아나토미컬 이미지 곁에(alongside) 측정된 생체-전기 속성의 차트를 디스플레이 할 수 있다. 프로세서 및 디스플레이는 조직-관통 메디컬 툴이 대상의 몸을 통하여 이동할 때 측정된 생체-전기 속성의 변화를 디스플레이 할 수 있다.

[0020]

조직-관통 메디컬 툴은 바늘일 수 있다. 제1 전극은 조직-관통 메디컬 툴의 팁에 제공될 수 있다. 제2 전극은 조직-관통 메디컬 툴을 통한 삽입을 위한 자극 카테터(stimulating catheter)에 제공될 수 있다. 제2 전극은 조직-관통 메디컬 툴로의 삽입을 위한 다른 치수(gauge)의 바늘에 제공될 수 있다. 제2 전극은 조직-관통 메디컬 툴로의 삽입을 위한 탐침(stylet)에 제공될 수 있다. 제2 전극은 조직-관통 메디컬 툴의 삽입 단계 제1 전극으로부터 이격되어 제공될 수 있다.

[0021]

더 구체적으로, 본 발명의 바람직한 실시예는 대상의 몸으로 초음파(ultrasound)를 송신하고, 상기 몸으로부터 초음파 에코(ultrasound echoes)를 수신하는 초음파 트랜스듀서(ultrasound transducer); 대상의 몸으로의 삽입을 위한 삽입 단(insertion end)을 가지는 조직-관통 메디컬 툴 또는 수술용 툴(surgical tool) 또는 기구(instrument); 대상의 몸 안의 조직-관통 메디컬 툴의 위치를 검출하는 위치 검출 시스템; 전력 서플라이(electrical power supply)에 전기적으로 연결되고, 대상의 몸과의 전기적 접촉(electrical contact)을 위해 노출되고, 조직-관통 메디컬 툴의 삽입 단계에서 제공되는 제1 전극(electrode) 그리고 대상의 몸과 전기적으로

접촉하는 제2 전극과 제1 전극 사이의 임피던스를 측정하는 임피던스 미터(impedance meter); 및 초음파 에코를 분석하고, 몸의 초음파 이미지를 디스플레이하고, 위치 검출 시스템에 의해 검출된 대로 조직-관통 메디컬 툴의 위치를 초음파 이미지 상에 디스플레이 하는 프로세서 및 디스플레이를 포함하는 시스템을 제공한다.

[0022] 또한, 본 발명은 생체-전기 속성 측정 및 추적된 조직 관통 툴과 함께 메디컬 이미지를 디스플레이 및 획득하는 대응 방법을 제공한다.

[0023] 따라서, 본 발명으로, 조직-관통 메디컬 툴이 낮은 에코지니시티(echogenecity)를 가질 수 있다는 사실은 자기 위치 검출을 사용함으로써, 특히(in particular) 툴을 자화하고(magnetizing) 자화된 툴(magnetised tool)로부터 필드(field)를 검출하기 위해 자기계의 집합체(an array of magnetometer)를 초음파 트랜스듀서에 사용함으로써 극복된다. 그러면, 자기로(magnetically) 검출된 위치 및/또는 툴의 트랙(track)은 초음파 이미지에 디스플레이 된다. 또한, 전력 서플라이 및 임피던스 미터의 사용에 의해 툴의 삽입 단계에서의 전극 및 대상과 접촉하는 제2 전극 사이의 임피던스가 측정되도록, 툴은 관통되고 있는(being penetrated) 조직과의 전기적 접촉(electrical contact)을 위해 노출된 삽입 단계, 예컨대, 툴의 팁에 또는 근처에, 전극이 제공된다. 이것은 툴의 삽입 단계 및 주위에(around), 조직 타입과 같은(and thus of the tissue type) 조직의 임피던스의 표시(indication)를 준다.

[0024] 바람직하게는, 임피던스 미터(impedance meter)의 출력은 측정된 임피던스와 초음파 이미지를 디스플레이 하도록 프로세서 및 디스플레이와 연결될 수 있다. 임피던스 값은 숫자 또는 더 바람직하게는 툴이 삽입될 때 임피던스의 변화를 나타내는 차트로 디스플레이 될 수 있다. 차트는 초음파 이미지 곁에, 또는 더 바람직하게는 디스플레이 된 툴의 위치 또는 트랙을 따라 초음파 이미지 상에 오버레이되어(overlaid) 디스플레이 될 수 있다. 또한, 또는 추가적으로, 초음파 이미지의 디스플레이 속성은 특히 툴의 트랙 또는 위치를 따라 측정된 임피던스에 부합되게(in accordance with) 예컨대 컬러-코드화되거나 그레이스케일 값이 변화되는 것(greyscale value varied)과 같이 설정될 수 있다. 이것은 초음파 이미지 상에 컬러 또는 다른 이미지-속성 오버레이를 제공할 수 있다.

[0025] 만일 메디컬 툴이 관통된 조직이 초음파 트랜스듀서의 이미지 평면 밖에 있으면 프로세서 및 디스플레이는 초음파 이미지 평면으로 투영된 툴의 위치를 보여줄 수 있다. 투영된 위치는 실제 위치(actual position)로부터 시각적으로 구분됨으로써, 예컨대 다른 컬러나 점으로 보여줌으로써, 표시될 수 있다.

[0026] 다른 조직 타입은 다른 전기 임피던스를 가지고 있는 것으로 알려져 있으며, 그러므로, 전기 임피던스로부터 조직 타입을 결정하는 것이 가능하다. 그 결과(따라서) 시스템은 측정된 임피던스 값으로부터 조직 타입을 결정할 수 있으며, 그리고 보편적으로 메디컬 아나토미 텍스트(medical anatomy texts)가 사용되는 컬러-코딩을 사용하여 초음파 이미지의 영역을 컬러-코드화(colour-code) 할 수 있다.

[0027] 조직-관통 메디컬 툴은 바늘, 카테터, 캐놀라(cannula) 또는 탐침일 수 있고, 전극은 툴의 팁에 또는 근처에(at or near the tip of the tool) 제공될 수 있다. 그러므로, 툴은 말단(distal), 삽입 단계 빌트-인(built-in) 전극 및 전단(proximal end)에 전기적 연결(electrical connections)을 갖는 표준 전기적-자극 바늘(standard electrically-stimulating needle) 또는 카테터일 수 있다.

[0028] 제2 전극은 측정된 임피던스가 피부 전극(skin electrode)에 조직-관통 툴의 팁으로부터의 패스(path) 또는 패스들(paths)을 나타내는 경우에, 대상의 피부에의 적용(application)을 위해 제공될 수 있다. 또한, 피부 상에 복수의(multiple) 전극이 사용될 수 있다. 다른 한편으로는, 제2 전극은 조직-관통 툴 자체에, 바람직하게는 팁에 또는 근처에(at or near the tip) 제공될 수 있으나, 툴의 팁에서 또는 주위에서의 조직의 임피던스의 측정을 제공하기 위해서 제1 전극으로부터 절연처리(insulated) 및 이격(spaced)될 수 있다. 또한, 제2 전극은 제1 바늘의 루멘(lumen of a first needle) 아래에(down) 삽입될 수 있는 좁은 치수의 제2 바늘(second needle of narrower gauge)과 같은 제2 삽입할 수 있는 기구에, 메디컬 툴의 루멘(lumen of the medical tool)으로의 삽입을 위한 탐침에 또는 메디컬 툴을 통한 삽입을 위한 카테터에 제공될 수 있다. 그러므로, 본 발명은 말단에 빌트-인 전극을 포함하는 표준 전기-자극 카테터(standard electrically-stimulating catheters) 중 하나를 사용할 수 있다.

[0029] 전력 서플라이는 조직 임피던스가 다양한(a range of) 주파수에서 또는 DC로 측정될 수 있도록, 선택할 수 있는 주파수의 범위 또는 숫자(selectable number or range of frequencies)에서 DC 또는 AC 전력(DC or AC power)을 제공할 수 있다. 또한, 주파수는 동시에 복수 주파수(plural frequencies)에서의 응답을 측정하는 것이 적용될 수 있는 복수 주파수 도메인 요소(plural frequency domain components)를 구성하기 위하여 형성된 타임-

도메인 펄스(time-domain pulses) 또는 범위 이상 스캔될 수 있다.

[0030] 바람직하게는, 위치 검출 시스템은 자기 위치 검출 시스템, 광학 추적 시스템, 전자기 추적 시스템 또는 초음파 추적 시스템 중 하나일 수 있다. 조직-관통 메디컬 툴에 코일과 같은 센서를 설치하는 것과 검출 공간(detection space)에서의 변화하는 자기장(varying magnetic field)을 적용하는 것에 기초하는 전자기 시스템이 사용될 수 있다. 이러한 센서는 적용된 자기장(magnetic field)을 검출하고 위치 결정 시스템(position determination system)에 신호를 송신한다. 또한, 엑스-레이에 기초한 추적 시스템이 사용될 수 있다.

[0031] 더 바람직하게는, 위치 검출 시스템은 초음파 트랜스듀서에 관련된(relative to) 자화된 조직-관통 메디컬 툴의 위치를 검출하기 위해 초음파 트랜스듀서에 위치하는 자기측정 센서(magnetometric sensors)의 집합체를 포함하는 자기의 위치 검출 시스템(magnetic position detection system)이다. 이것은 조직-관통 툴이 표준의 하나의 자화되어 온 것(standard one which has been magnetized)이라는 것과 프리핸드 초음파 트랜스듀서(freehand ultrasound transducer)가 사용될 수 있다는 장점이 있다.

[0032] 본 발명의 다른 측면은 몸으로 조직-관통 메디컬 툴이 삽입되는 동안 대상의 몸으로부터 초음파 이미지를 획득하는 단계; 조직-관통 메디컬 툴의 위치를 검출하고 초음파 이미지에 검출된 위치를 디스플레이 하는 단계; 및 조직-관통 메디컬 툴의 삽입 단계에 제공되는 제1 전극과 대상의 몸과 전기적으로 연결된 제2 전극 사이에서 측정된 전기 임피던스를 디스플레이 하는 단계를 포함하는 초음파 이미지 가이드 수술 방법을 제공한다.

[0033] 그러므로, 본 발명은 임상의에게 관통되고 있는(being penetrated) 조직 상의 임피던스와 같은 생체-전기 데이터, 검출된 위치 정보 및 이미지 정보를 사용할 수 있게 한다. 이런 세 정보원(three sources of information)의 임상의에게의 전달 및 제시(delivery and presentation)는 외과 시술(surgical procedure)을 훨씬 안전하게 만든다. 또한, 그것은 기구의 많은(substantial) 수정 없이 임상의에 의해 사용되는 것이 성취되고, 따라서 외과 시술의 많은 수정이 필요하지 않는다.

[0034] 또한, 메디컬 툴 상의 제1 전극의 존재는 수행되는 전기적 치료 또는 조직의 전기적 자극을 허용한다. 예를 들어, 신경에 전기적 자극을 적용함으로써 신경 전도(nerve conduction)는 마취제 블록(anaesthetic block)의 효과의 표시를 주기 위하여 측정될 수 있다.

[0035] 임피던스 측정(impedance measurements)은 초음파 이미지의 이미지 처리를 지원하기 위해(to aid image processing) 초음파 이미지와 결합하여 사용될 수 있다. 예를 들어, 다른 조직 타입으로 디스플레이된 이미지를 나누기(segment) 위하여 임피던스 정보(impedance information)를 초음파 정보와 함께 사용할 수 있다.

[0036] 본 발명은 대상의 조직을 검출하는 것 보다 물체(objects)(나사, 플라스틱, 수술 장치), 물질(materials)(실리콘 등) 또는 대상의 몸 안쪽의 다른 조직 변형(tissue modifications)을 검출하기 위하여, 초음파 조영제(ultrasound contrast agents)의 전달과 결합될 수 있고 임피던스 측정이 사용될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0037] 또한, 본 발명은 첨부된 도면을 참조하여 실시예에 의해 설명될 수 있다.

도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 시스템의 도식이다.

도 2의 a 내지 b는 본 발명의 시스템에서 사용가능한 다른 조직-관통 메디컬 툴을 도시한다.

도 3의 a 내지 b는 본 발명의 일실시예에 따른 다른 이미지 디스플레이를 도시한다.

도 4는 본 발명의 일실시예에 따른 자기측정 검출기를 도식적으로 도시한다.

도 5는 도 4의 자기측정 검출기를 위한 베이스 스테이션(base station)을 도식적으로 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0038] 도 1에 도시된 바와 같이, 본 발명의 실시예에서의 시스템은 초음파 트랜스듀서(2), 프로세서(3) 및 디스플레이(4)를 포함하는 초음파 이미징 시스템(1)을 구성한다. 또한 시스템은 전력원(electrical power)(9) 및 임피던스 미터(8)와 연결되고 있는 전극(7), 바늘 또는 캐뉼라와 같은 삽입 단(6)에 전극(7)과(with) 제공되는 조직-관통 메디컬 툴(5)을 구성한다. 대상의 몸(10)을 통하여 전기 회로를 완성하기 위해(To complete the electrical circuit)제2 전극(11)이 대상의 몸과 접촉하여 제공된다. 툴(5) 상에 제2 전극이 위치하는 다른 가능성은 아래에 논의될 것이지만, 도 1에서 제2 전극(11)은 피부-부착형 전극(skin-adhering electrode)으로 도

식적으로 도시된다. 임피던스 미터(8) 및 전력원(9)은 공지된 주파수로(with a known frequency) 대상의 조직의 콤플렉스 임피던스(complex impedance)를 활성화시킬(excite) 수 있고 내장된 디지털 신호 프로세서(onboard digital signal processor)로 응답 신호를 분석하여 임피던스의 실수 및 허수 부분(real and imaginary parts) 데이터를 출력하는 내장된 주파수 제너레이터(onboard frequency generator)를 갖는 기성 임피던스 분석기(off-the-shelf impedance analyzer)에 결합될 수 있다.

[0039]

조직 관통 톨(5)을 추적하는 자기 위치 검출기를 사용하는 본 발명의 실시예가 묘사될 것이지만, 다른 추적 양식(modalities)이 사용될 수 있다는 것을 알 수 있다. 따라서, 실시예에서, 톨(5)은 자화되고(magnetized) 초음파 트랜스듀서(2)는 자기계의 집합체(120)를 포함하는 자기측정 검출기(12)로 제공된다. 검출기(12)는 지구의 자기장(earth's magnetic field) 및 임의의 다른 백그라운드 자기장(any other background magnetic field)과 함께, 톨(5)로부터 자기장을 감지하고, 프로세서(3)는 검출된 필드로부터 트랜스듀서(2)와 관련된 톨(5)의 방향 및 위치를 결정한다. 그러면, 자기로 검출된 위치는 초음파 이미지와 함께 디스플레이(4)에 디스플레이된다.

[0040]

초음파 시스템(1)은 자기측정 검출기(12)의 제공(provision)에 의해 수정되고 있는(being modified) 표준 초음파 프로브(2)를 갖는 표준 2차원 B-모드 초음파 시스템(standard two dimensional B-mode ultrasound system)일 수 있다. 케이블을 통하여(via a cable) 초음파 프로브(ultrasound probe)에 연결되는 프로세서(4)는 환자의 조직의 이미지로 집합시키기(assemble) 위해 초음파 펄스를 생성하는(to cause it to generate ultrasound pulses) 전기 신호를 송신하고, 대상의 몸으로부터의 에코(echoes)를 나타내는(represents) 트랜스듀서(2)로부터 수신된 로우 데이터(raw data)를 해석(interpreting)함으로써 초음파 트랜스듀서(2)를 구동한다. 자기측정 검출기(12)는 초음파 트랜스듀서(2)에 분리될 수 있게 장착될 수 있고 배터리-전력 또는 초음파 시스템으로부터의 전력일 수 있다. 바람직하게는, 요소를 위치시키는 것(positioning elements)은 동일한 명확한 위치 및 방향이 항상 첨부되는 것을 보장하는 자기측정 검출기(12)에 제공된다. 자기측정 검출기(12)는 초음파 프로세서(3) 및 디스플레이(4)의 무선 또는 유선(예컨대, USB) 커뮤니케이션(16)인 베이스 유닛(base unit)(14)에 무선 커넥션(wireless connection)(15)에 의해 연결된다. 베이스 유닛(14)은 초음파 프로세서(3) 또는 자기측정 검출기(12)와 통합될 수 있거나, 또는 수행된 기능의 일부(some of its functions performed by)일 수 있다. 아래에 더 상세하게 설명될 바와 같이, 베이스 유닛(14)은 자기측정 검출기(12)로부터 정규화된 측정(normalised measurements)을 수신하고 메디컬 톨(5)의 위치, 또는 선택적으로(optionally) 위치 및 방향(orientation)을 산출한다. 또한, 베이스 유닛(14)은 자기측정 검출기의 배터리의 충전 상태와 같은 추가의 정보(additional information)를 수신할 수 있고 환경 설정 정보(configuration information)와 같은 정보는 자기측정 검출기(12)에 베이스 유닛(14)으로부터 송신될 수 있다. 베이스 유닛(14)은 디스플레이된 톨(5)의 이미지(17)의 초음파 이미지의 포함을 위해(for inclusion in the displayed ultrasound image of an image 17 of the tool 5) 산출의 결과, 즉, 위치 및 선택적으로, 방향을 초음파 이미지 프로세서(3)에 전달한다. 이는 아래에 더 상세하게 설명될 수 있다.

[0041]

본 발명에 따른 도 1에 도시된 바와 같이, 또한 시스템은, 대상의 몸 조직의 전기 임피던스를 측정한다. 따라서, 톨(5)은 삽입 단계 대상의 몸 조직에 노출된 제1 전극(7)을 갖고, 대상의 몸으로 회로를 완성하기 위해 임피던스 미터(8) 및 전력 서플라이(power supply)(9)를 통해 제2 전극(11)에 전기적으로 연결된다. 예를 들어, 톨(5)은 빌트-인 전극(7)을 포함하는 표준 전기 자극 바늘(standard electrical stimulating needle)일 수 있다. 도식적으로 도시된 바와 같이, 전력 서플라이(9)는 각각의 DC 또는 AC에 적용하고, AC의 경우, 단일 주파수 또는 다양한 주파수 또는 주파수 스위프(frequency sweep)에 적용한다. 또한, 전력 서플라이(9)는 주파수의 즉각적인 범위를 주는 전기 펄스를 적용하는 것이 가능하고, 따라서 동시에(simultaneously) 다른 주파수에서 응답을 측정한다. 임피던스 미터(8)는 임피던스를 측정하고 초음파 프로세서(3)에 송신(transmission)(13)을 위한 값을 디지털화한다. 바람직하게는, 임피던스 분석기 요소(impedance analyzer components)(8) 및 (9)는 실제로(in practice) 싱글 유닛으로 통합된다.

[0042]

베이스 스테이션(14) 및 임피던스 분석기 요소(8) 및 (9)의 사용은 초음파 시스템(1)으로부터 구분하여(separate) 초음파 시스템(1)의 적은 수정(less modification)을 요구하는 장점이 있지만, 임의의 것(any of these)은 임피던스 분석기 요소(8) 및 (9)의 제어 및 분석 기능(control and analysis functions) 및 프로세서(180)의 기능(functions)을 테이킹-오버(taking-over)하는 프로세서(3)의 초음파 시스템(1)으로 통합될 수 있다는 것을 알 수 있다. 그러면, 자기측정 검출기(12)는 각각의 무선 링크(wireless link)를 통하거나 초음파 프로브(2)처럼 동일한 물리적 케이블(same physical cable)을 사용하여 초음파 시스템(1)과 다이렉트 통신(direct communication)이 될 수 있다.

- [0043] 도 1은 표준 피부-부착형 전극(11)과 결합되어 사용되는 표준 신경 자극 바늘(standard nerve stimulating needle)로서의 조직-관통 메디컬 튜를 도식적으로 도시한다. 도 2a는 바늘의 팁의 측면에(on the side of the needle at its tip) 전극(7)을 갖는 바늘의 삽입 단을 더 상세하게 보여준다. 그러나, 도 2(B) 내지 e에 도시된 바와 같이 대안적인 환경 설정(Alternative configurations)이 가능하다. 또한, 도 2b는 바늘 팁에 또는 근처에 위치되는 제2 전극(11')의 바늘(5)을 도시한다. 제1 전극(7)으로부터 반대쪽(opposite side)에 도시된 바와 같이, 이것은 동일한 쪽에 위치될 수 있긴 하지만, 제1 전극(7)으로부터 바늘 벽을 따라 이격될 수 있다.
- [0044] 도 2c는 다른 치수의 두 표준 자극 바늘이, 다른 바늘의 안쪽에(one inside the other) 사용된 실시예를 도시한다. 따라서, 제1 전극(7)을 갖는 바늘(5)의 루멘은, 이것의 삽입 단에 제2 전극(11')을 갖는 제2 표준 자극 바늘(50)에 의해 점유된다(occupied). 이러한 두 컨센트릭 바늘(two concentric needles)의 어레이지먼트(arrangement)는 임피던스 측정과 동시에(same time) 액체의 주입을 허용한다.
- [0045] 도 2d는 바늘(5)의 루멘 아래에(down) 삽입되는 전기적으로 자극시키는 표준 카테터(60)의 삽입 단에 위치되는 제2 전극(11')의 실시예를 도시한다.
- [0046] 도 2e는 바늘(5)의 루멘 아래에 통과되는 탐침(70)의 말단에 위치되는 제2 전극(11')의 실시예를 도시한다.
- [0047] 물론, 튜가 전기적으로 전도성(conductive)일 때 전극(7) 및 (11')은 튜(5)의 물질로부터 절연처리(insulated)되는 것이 필요하다. 또한, 도 2c, d 및 e 각각의 컨센트릭 어레이지먼트에서 튜(5)의 안쪽 또는 내부 바늘, 탐침 또는 카테터의 바깥쪽은 전기적으로 절연처리 될 수 있다.
- [0048] 바람직하게, 전력 서플라이(9)에의 전기적 연결 및 임피던스 미터(8)는 표준 전기 자극 바늘 또는 카테터에 대해 동일한 방법으로 튜(5)의 전단에 제공된다.
- [0049] 도 2a의 실시예는 제1 전극(7) 및 피부 전극(11) 사이의 패스를 따라 임피던스를 측정하고, 도 2b 내지 2e의 실시예는 조직에서(in the tissue) 삽입되고 있는 튜 안으로 밀접하게 위치하고 있는 제1 및 제2 전극에 의해(by virtue of) 튜(5)의 팁 부근(vicinity)에서 가깝게 전기 임피던스를 측정한다는 것을 알 수 있다. 그러므로, 도 1의 실시예는 튜가 삽입될 때 임피던스 변화를 검출 및 나타내기 적절하며, 이는 삽입 기술을 수행하는 임상 의에게 알리기(inform)에 충분할 수 있다. 다른 말로, 임상의는 튜가 삽입될 때 튜 팁에서 조직의 임피던스의 절대값을 알 필요 없이 단순히 조직 타입의 변화를 주목하는 것에 관심을 가질 수 있다. 다른 한편으로는, 도 2b 내지 2e의 실시예는 튜 팁에서의 조직의 임피던스의 절대적인 측정을 줄 수 있고 이러한 임피던스 값은 예를 들어, 헤르만 외, “신체 조직의 고유 저항(Specific resistance of body tissues)”, 써큘레이션 리서치(Circulation Research), 볼륨 IV(volume IV), 1956년 11월에서 발견된 바와 같이, 다른 조직 타입의 측정된 임피던스를 참조함으로써 조직 타입으로 전환될 수 있다.
- [0050] 선택적으로, 다양한 주파수에서 임피던스가 측정된 경우 사용자에게 디스플레이를 위한(for display) 단일 임피던스 미터값(single impedance metric value)으로 다른 값을 컴프레스(compress)하는 것이 가능하다.
- [0051] 이제, 자기측정 검출기(12) 및 초음파 프로브(2)와 비교된(compared to) 자화된 튜(5)의 위치가 산출되는 방법이 더 상세하게 설명될 것이다. 이러한 기법은 함께 펜딩 중인(co-pending) 국제(PCT) 발명 명세서 PCT/EP2011/065420에서 묘사된다.
- [0052] 자기측정 검출기(12)의 구성(components)은 더 상세하게 도 4의 블록 다이어그램으로 도시적으로 보여진다. 자기측정 검출기(12)는 집합체(array)(100) 또는 둘 또는 더 많은(예를 들어, 넷) 자기계(120)(도 4에 보이지 않음)를 구성하며, 그것의(whose) 출력은 마이크로프로세서(110)에 의해 샘플된다. 마이크로프로세서(110)는 자기계 집합체(100)로부터 획득된 측정 결과를 정규화(normalizes)하고, 베이스 유닛(14)에 정보를 다시 송신하는 것으로(in turn transmits), 안테나(130)로 트랜스미버(transceiver)(115)에 전달한다. 이러한 실시예의 수정된 버전에서, 자기측정 검출기(12)는 마이크로프로세서(11) 보다 멀티플렉서(multiplexer)로 제공되고, 정규화(normalization)는 베이스 유닛(14)의 프로세서(180)에 의해 수행된다.
- [0053] 자기계의 집합체(100)에서 각각의 자기계(120)는 세 개의 독립적인 직선 방향(three linearly independent directions)으로의 각각의 자기계의 위치(120)에서 자기장의 요소 a_k^u , a_k^v , a_k^w (각각의 자기계를 나타내는 k)를 측정한다. 마이크로프로세서(110)는 이러한 로우 값을 변환한다:
- [0054]
$$a_k = (a_k^u, a_k^v, a_k^w)$$

[0055] 상응하는 정규화된 값으로:

$$[0056] \quad b_k = (b_k^x, b_k^y, b_k^z)$$

[0057] 자기계로부터 획득된 세 개의 값 a_k 와 표준화 매트릭스(normalisation matrix) M_k 를 곱하고 정규화 오프셋 벡터(normalisation offset vector) β_k 를 더함으로써 미리 결정된 동등 이득의 직교 방향(predetermined orthogonal directions of equal gain)에서:

$$[0058] \quad b_k = a_k * M_k + \beta_k$$

[0059] 아래에 더 상세하게 설명될 것이다. 정규화 매트릭스 및 정규화 오프셋 벡터는 마이크로컨트롤러(microcontroller)와 관련하여 메모리에 영구적으로 저장된다. 이러한 동일한 변환(This same transformation)은 b_k 결과와 같이 각각의 정규화 매트릭스에 표준화 오프셋 벡터를 더하는 것으로 각각의 자기계(120)를 위해 수행되고, 각각의 자기계는 동일한 이득(identical gain)으로 동일한 직교 공간 방향(same orthogonal spatial directions)에서 자기장의 요소(components of the magnetic field)를 제공한다. 따라서, 균질의(homogenous) 자기장에서, 모든 자기계는 표준화 후 균질의 자기장의 방향(orientation) 또는 강도(strength)에 상관없이 항상 동일한 값을 제공한다.

[0060] 정규화 및 오프셋(Normalisation and Offset)

[0061] 모든 자기계는 균질의 필드에 노출될 때 동일한 값을 측정할 수 있다. 예를 들어, 균질의 지구 자기장(terrestrial magnetic field)에서 순환된(rotated) 자기계는, 자기계의 방향에 따라, 세 개의 독립적인 직선 방향에서 자기장의 요소의 다양한 강도를 측정할 수 있다. 그러나, 자기장의 총 강도(total strength)는 자기계의 방향과 상관없이 유지될 수 있다. 아직, 시장에서 이용 가능한 자기계에서, 이득 및 오프셋은 각 세 방향에서 다르다. 게다가, 방향은 종종 서로 직교하지 않는다. 예로서 설명하는 US 7 275 008 B2에서 단일 센서(single sensor), 만일 자기계가 균질 및 끊임없는 자기계에서 순환될 경우, 자기계는 기울어진 3-차원 타원체(tilted 3-dimensional ellipsoid)로 산출(yield)할 것이다. 그러나, 측정된 자기장이 일정(constant)하기 때문에, 정규화된 측정은 구체(sphere)로 놓여 있다. 바람직하게는, 오프셋 값 β 및 이득 매트릭스 M 은 타원체를 구체로 변환시키는 것이 소개된다.

[0062] 센서 세트(a set of sensors)로, 추가적인 단계(additional steps)는 다른 센서의 측정이 서로 동일하다는 것을 보장하는 것이 필요하다. 바람직하게는, 정확성을 위해, 각각의 위치 k 를 위하여 정규화 오프셋 벡터(normalisation offset vectors) β_k 및 이득 정규화 매트릭스의 세트(set of gain normalisation matrices) M_k 는 자기계의 로우 결과(raw results) a_k 를 정규화된 결과(normalized result) b_k 로의 변환에 결정된다.

$$[0063] \quad b_k = a_k * M_k + \beta_k$$

[0064] 이러한, 이득 매트릭스 M_k 의 세트는 공지된 절차에 의해 획득될 수 있으며, 예를 들어, 반복 캘리브레이션 제도(iterative calibration scheme)는 도르비옥스(Dorveaux) 등, "센서의 집합체의 온-더-필드 캘리브레이션", 2010 아메리칸 컨트롤 컨퍼런스(American Control Conference), 볼티모어(Baltimore) 2010에 서술되었다.

[0065] 정의된 변환(transformation)에 의해, b_k 는 동등 이득으로 세 개의 직교 공간 방향에서의 자기장의 성분의 세기를 제공한다. 게다가, 이러한 방향은 자기측정 검출기의 모든 자기계를 위해 동일하다는 것을 보장한다. 그 결과, 임의의 균질의 자기장에서 모든 자기계는 기본적으로 동일한 값을 산출한다.

[0066] 캘리브레이션 단계(calibration step)에서 획득된 각각의 자기계를 위한 정규화 정보 M_k 및 β_k 는 자기측정 검출기(12) 자체에 또는 베이스 유닛(14)에 저장될 수 있다. 베이스 유닛에서 정보를 업데이트 할 필요 없이 자기측정 검출기(12)의 쉬운 변화(exchange)를 허용하기 때문에, 자기측정 검출기(12)에 정보를 저장하는 것이 선호된다. 따라서, 본 발명의 바람직한 실시예에서, 자기측정 장치의 자기계의 출력은 샘플(sampled)되며, 그것의 결과는 자기측정 검출기(12)에서 정규화된다. 이러한 정보는, 가능한 다른 관련 정보와 함께 추가의 분석을 위해 베이스 유닛(14)에 송신된다.

[0067] 본 발명의 다른 실시예에서, 변환은 또 다른 더 일반적인 비-선형 변환(more general non-linear transformation) $b_k = F(a_k)$ 일 수 있다.

[0068] 상기 캘리브레이션 방법에 추가적으로, 또 다른 캘리브레이션 방법은 자기측정 검출기의 자기계의 상대적인 공간 방향(relative spatial locations)을 획득하기 위하여 비균질(inhomogeneous) 자기장이 쓰이는 것이 적용된다. 표준 캘리브레이션 방법이 (a) 자기계의 측정 축을 수직으로 나란히 하고, (b) 오프셋 값을 캔슬하고 (c) 동등 이득을 조정하는 균질 자기장을 이용한다면, 자기계의 정확한 상대적인 수직 방향이 가능하다는 것 또한 설명된 시스템에 추가로 유리하다. 이는(This) 공지된 비균질 자기장에서 수행되는 자기측정 검출기에서 추가의 캘리브레이션 단계에 의해 획득될 수 있다. 바람직하게는, 여러 위치에서 획득된 측정을 추정된 방향에서의 예상되는 필드 강세 및/또는 방향과 비교하는 것, 및 실제 측정 및 예상된 측정이 일치할 때까지 추정된 방향을 검사하는 것은 센서의 공간 위치의 정확한 캘리브레이션을 위해 허락된다.

[0069] 마지막 캘리브레이션 방법의 변형(variation)에서, 알려진 것보다 알려지지 않은 균질의 필드가 사용된다. 자기계는 고정된 방향으로, 변화하는 위치에서 알려지지 않은 자기장을 통해 스윕(swept)된다. 레퍼런스 트랙(reference trac)을 제공하는 자기계 중 하나로, 다른 자기계의 위치는 측정을 레퍼런스 유닛(reference unit)의 측정에 맞추어 조정(align)하는 것과 같은 방법으로 순응적으로 변화된다(adaptively varied). 예를 들어, 이것은 기계-자기-전기 기울기-하강 알고리즘(mechano-magnetic-electronical gradient-descent algorithm)을 실현하는 피드백 루프에 의해 획득될 수 있다. 비균질 필드 캘리브레이션(inhomogeneous field calibration)이 사용된 트랙은 공간에서 단일 포인트(single point)로 구성될 수 있다.

[0070] 모델 적합 및 위치 검출(Model fitting and position detection)

[0071] 도 5에서 더 상세하게 도식적으로 나타낸 베이스 스테이션(14)은 자기측정 검출기(12)로부터 안테나(170)를 가진 수신기(160)를 통해 정규화된 위치의 정보를 수신하고 프로세서(180)에 정보를 전달한다. 거기에(There), 측정의 정규화된 결과가 톨(5)의 위치(또는 위치 및 방향)를 유도(derive)하기 위해 결합된다. 이 목적을 위해, 값 b_k 은 자기 톨(magnetic tool)(5) 및 지구 자기장으로 부터 유래하는(originating) 결합된 자기장(combined magnetic field)의 모델 $c_k(p)$ 을 맞추기 위해 사용된다. 이 모델의 미지 파라미터(unknown parameters) p 는 초음파 트랜스듀서(2)에 상대적인 톨의 위치 I , 톨의(it's) 길이 및 방향 d 및 톨의(it's) 자기 코어시비티(magnetic coercivity) m 에 더하여(as well as) 지구 자기장 E 이다.

[0072] $p = \{I, d, m, E\}$

[0073] 모델 $c_k(p)$ 은 주어진 파라미터의 세트 p 에서 자기계의 위치에서 자기장의 정규화된 요소(normalized components) $c_k^x(p)$, $c_k^y(p)$, $c_k^z(p)$ 를 구성한다. 숙련된 기술자에게 알려진 적절한 알고리즘의 수단에 의해, 파라미터 p 는 실제로 측정된 요소로부터 모델이 최소화됨에 따른(according to the model from the components actually measured is minimized) 자기장의 요소의 편차(deviation)에서 획득된다.

[0074] $\sum_k (b_k - c_k(p))^2$

[0075] 예를 들어, 적합한 최소화 기법(minimization techniques)은 라벤베르그-마쿼트 법(Levenberg-Marquardt approaches) 뿐만 아니라 기울기-하강 알고리즘(gradient-descent algorithms)이다. 게다가, 칼만 필터 기법(Kalman filter techniques) 또는 유사 반복 수단(similar iterative means)은 전술한 연산을 연속적으로 수행하여 이용될 수 있다.

[0076] 만일 톨(5)이 충분히(sufficiently) 단단(rigid)하다면, 즉, 조금만 구부러진다(bends only slightly)면, 끝은 중공원통(straight hollow cylinder)으로서 근사치(approximated)일 수 있다. 이러한 원통(such cylinder)의 자기장은 원통의 끝 표면(end surfaces)에 고르게 분배되는 반대의 자기 차지(opposite magnetic charges)(즉, 반대의 자기력을 디스플레이하는(displaying opposite magnetic force)), 즉, 톨의 반대 끝에서 두 개의 원형의, 반대의 자기 차지를 갖는 링과 같다. 또한, 톨(5)의 작은 지름(small diameter)을 고려하여, 차지(charges)는 톨(5)의 반대 끝에서 두 개의 자기 포인트 차지(two magnetic point charges)에 의해 근사치가 산출될 수 있다. 따라서, 모델에 따라, 위치 r_k 로부터 측정된 벡터 d 를 따라 연장되는(extending) 톨(5)의 자기장은 다음과 같다:

[0077] $N(r_k, d, m) = m * (r_k / |r_k| - (r_k + d) / |r_k + d|)$.

[0078] 여기서, $|r_k|$ 및 $|r_k + d|$ 는 벡터 r_k 및 $r_k + d$ 의 절대값(absolute values)을 각각 나타낸다. 위치 r_k 는 상대적

으로(relatively) 초음파 트랜스듀서(2)에 자기측정 검출기(12)의 위치 및 자기측정 검출기(12)의 자기계(120)의 알려진 위치(known positions)의 위치의 도움으로 초음파 트랜스듀서(2)에 관련된 툴(5)의 위치 I로 전환될 수 있다. 따라서, 지구 자기장을 고려하는 것 또한, 모델에 따른 자기장의 요소는 다음과 같이 된다:

$$[0079] \quad c_k(p) = N(r_k, d, m) + E = m^* (r_k / |r_k|^3 - (r_k + d) / |r_k + d|^3) + E$$

[0080] 많은 알려진 기법과 대조적으로, 상기 모델은 이중 극장(dipole field)일 바늘의 자기장을 가정(assume)하지 않는다. 이는 이중 극장을 유효한 근사치(valid approximation)로 만들기 위하여 일반적인 자기측정 검출기는 바늘의 길이(length)와 비교했을 때 바늘에 너무 가깝기 때문에 지나친 단순화(oversimplification)가 될 것이다.

[0081] 전술한 바와 같이, 자기계(120)에 의해 검출된 측정된 자기장 값 b_k 에 모델을 적합시킴으로써 획득된 바늘 위치는 링크(16)를 통해 프로세싱 유닛(3)에 전달된다. 거기에, 획득된 바늘 위치(it)는 핸드헬드(handheld) 초음파 트랜스듀서(2)로부터 획득된 조직의 이미지에 중첩된다(superimposed).

[0082] 도 1에 도식적으로 도시된 바와 같이, 만일 툴(5)이 초음파 트랜스듀서(2)의 이미징 평면 안에 있을 경우, 바늘은 실선(solid line)으로 디스플레이 될 수 있다. 그러나, 바늘은 초음파 이미징 평면 안에 없을 수 있다. 이러한 경우, 초음파 이미징 평면 상으로 투영될(projected) 때 바늘의 위치를 디스플레이 하는 것 및 디스플레이 스타일이 변화함으로써 투영된 위치를 디스플레이에 나타내는 것이 가능할 수 있다. 예를 들어, 점 무늬(dotted) 및/또는 다른 컬러로 디스플레이 될 수 있다. 툴은 툴의 팁에 대응하는 끝을(the end of which corresponds to the tool's tip) 선(line)으로 항상 시각화된다. 툴이 이미징 평면 앞에 있는지 뒤에 있는지에 따라, 컬러 또는 디스플레이 스타일을 변화할 수 있고, 실제로(indeed) 만일 그것이 이미징 평면을 자른 경우(if it cuts the imaging plane), 뒤에 있는 부분은 한 측면에 디스플레이 되고 앞에 있는 부분은 또 다른 측면에 디스플레이 될 수 있다.

[0083] 또한, 모든 예상된 바늘 트랙(whole expected needle track)을 이미지 디스플레이 상에 디스플레이 하는 것이 가능하며, 이는 툴의 크기(extent)의 직선 연장(straight line extension)일 수 있다. 또한, 아나토미컬 특징이 초음파 이미지에서 구분될 수 있는 경우, 이러한 특징(these features)으로 바늘 트랙의 교차지점(intersection)을, 예를 들어, 교차지점에 원형 또는 직사각형을 디스플레이 함으로써, 강조할 수 있다.

[0084] 도 1에서 자기계(120)가 초음파 트랜스듀서(2)의 앞(front)을 가로지르는 집합체로 디스플레이 되었지만, 또한, 초음파 트랜스듀서(2) 상에 다른 방법으로 배열될 수도 있다.

[0085] 선택적으로, 트랜스듀서(2)는 초기 위치(initial position)로부터 그것의 가속도(acceleration)를 모니터링함으로써 트랜스듀서의 위치 및 방향을 측정하는 관성 측정 유닛(inertial measurement unit)으로 제공될 수도 있다.

[0086] 자기 툴(Magnetic Tool)

[0087] 자기 툴(5)은 적어도 영구적인 자석(magnet)의 부분일 수 있으나, 툴(5)은 전류가 자기장을 생성하는 것을 적용하기 위하여, 전자석(electromagnet), 솔레노이드(solenoid)와 같은 비-영구적 자석(non-permanent magnet)인 자기 요소(magnetic component)를 포함할 수 있다. 또한, 툴(5)의 삽입된 부분은 몸 바깥으로부터, 또는 툴(5)의 다른 부분으로부터의 자기 유도(magnetic induction) 때문에 자기일 수 있다.

[0088] 자화(magnetisation)는 자기 코팅(magnetic coating), 바람직하게는 영구적인 마그네틱 코팅에 의해 제공될 수 있다. 이러한 목적을 위해, 예를 들어 그것은 영구적인 자기 입자(magnetic particles), 더 바람직하게는 나노입자(nanoparticles)를 구성할 수 있다. "나노입자"는 적어도 두 공간 차원(two spatial dimensions)에서의 100nm 사이즈보다 작거나 동등한 입자이다.

[0089] 본 발명의 실시예에서, 툴은 기본적으로 균일한(uniform) 자화를 갖는다. 다른 실시예에서, 예를 들어, 종래의(conventional) 자기 스트립(magnetic strip)(적어도 일-차원의) 또는 디스크(이-차원의)의 패턴과 유사함이 크레딧 카드와 같이 정보의 저장을 위해 사용되기 때문에 일-또는 더 많은(or more)-차원의 자기 패턴(magnetic pattern)이 생성됨으로써, 자화는 적어도 일 차원(one dimension)에서 비-균일(non-uniform)이며, 즉, 자기 모멘트(magnetic moment)는 툴에의 위치의 함수(function)로서 방향 및/또는 크기(magnitude)를 변화시킨다. 본 발명의 바람직한 실시예에서, 일-차원 자기 패턴은 툴의 길이(length)를 따라 기록될(recorded) 수 있다. 바람직하게는, 이러한 패턴은 툴을 알아보는데 유용할 수 있다. 또한, 다른 자기 코드(magnetic codes)로 툴의 확실한 부분(certain parts)을 마킹(marking)함으로써, 이러한 부분은 구분될(distinguished) 수 있다. 툴의 개

별 부분(individual parts)은 그것들의(their) 위치 및/또는 방향에 관하여 개별적으로(individually) 추적되고(tracked) 구분될(identified) 수 있기 때문에, 튜의 위치 및/또는 방향은 더 잘(better) 결정될 수 있다는 것은 본 발명의 일실시예의 달성할 수 있는 장점이다. 특히, 바람직하게는, 튜의 변화하는 모양(varying shape), 예를 들어 압력을 받고 구러지는(bending) 바늘이 추적될 수 있다. 게다가, 변형(deformation) 튜 및/또는 그것의(its) 변형 또는 변형의 정도는 더 쉽게 결정될 수 있다.

[0090] **임피던스의 디스플레이(Display of Impedance)**

[0091] 도 3a 내지 e는 임피던스 미터(8)에 의해 측정된 임피던스 값이 디스플레이(4)에 의해 디스플레이 될 수 있는 다른 방법을 도시한다. 물론, 튜(5)이 삽입될 때 임피던스 값 또는 값들(value, or values)은, 예를 들어 임피던스 미터(8) 자체(itself)와 관련 있는 다른 디스플레이에 디스플레이 될 수 있지만, 바람직하게는, 초음파 이미지(4)와 디스플레이 된다. 다시, 그것은 간단한 숫자 값(simple numerical values)으로 디스플레이 될 수 있으나, 튜(5)의 트랙 또는 위치 위에(over) 또는 디스플레이(4)에 맞추어 조정된(aligned with) 그래프로(graphically) 디스플레이 되는 경우 특히 효과적이다. 그러므로, 도 3a는 튜 패스, 궤적(trajecory)을 따라 차트로 디스플레이 되고 있는 임피던스 값을 도시한다. 임피던스 값이 패스를 따라 지속적으로 달라짐(vary)에도 불구하고, 더 큰 스텝(larger step)-초음파 이미지에서 보이는 조직 경계(tissue boundaries)를 교차하는(crossing) 튜의 팁과 관련된 변화(changes)와 같은-가 보여질 수 있다. 그러므로, 변화와 같은-이러한 스텝은 튜 팁이 다른 조직 타입을 교차한다는 확인으로서의 역할을 한다.

[0092] 도 3b는 컬러-코드화되고 튜 위치/궤적에 오버레이로 디스플레이 된 측정된 임피던스 값을 도시하며, 다시 초음파 이미지 자체에서 보이는 조직 경계에 맞추어 컬러 변화(colour changes)를 보여줄 수 있다.

[0093] 도 3c는 조직 타입에의 임피던스 값의 전환(conversion) 및 표준 메디컬 아나토미 텍스트(standard medical anatomy texts)로부터의 컬러-코딩에 기초한 컬러-코딩, 예를 들어, 신경은 노란색, 동맥 빨간색, 뼈는 하얀색을 초음파 이미지에 오버레이한 것을 도시한다.

[0094] 도 3d는 튜 팁의 위치에서 디스플레이된 컬러-코딩에서의 도 3b 및 3c의 변화(variation)를 도시한다.

[0095] 또한, 초음파 이미지에 오버레이된 임피던스 값을 디스플레이 하는 대신에, 도 3e에 도시된 바와 같이 초음파 이미지 곁에(alongside) 각각 차트화(charted)되거나 컬러-코드화 된 임피던스 값을 디스플레이 하는 것이 가능하다. 해석(interpretation)에 편의를 주기 위하여 도 3e에 나타낸 바와 같이, 이는 사용자에게 초음파 이미지의 조직 경계와 임피던스 값의 큰 변화(large changes) 사이에서의 시각적 얼라인먼트(visual alignment)를 보여 주는 것을 허용하기 위하여, 값이 초음파 이미지의 두 개의 직교 면(two orthogonal sides)을 따라 디스플레이 되는 경우 유리하다. 차트화되거나 컬러-코드화된 값은 이미지 디스플레이의 직교 면 상에 투영된 튜(5)의 팁의 위치에 맞게(in line with) 디스플레이 된다.

[0096] 도 3b, c, 및 d가 초음파 이미지 위에(over) 투명한 컬러(transparent colour)의 중첩(superimposition)을 도시하는 동안, 또한 임피던스 값을 나타내기 위하여 다른 이미지 속성(image attributes)을 사용하는 것이 가능하다. 예를 들어, 그레이스케일 값(greyscale value) 또는 단일 컬러화된 그레이스케일 배합(single coloured greyscale scheme)(즉, 블랙으로부터 단일 컬러로의 범위, 예를 들어, 빨간색, 256 이상의 다른 값(over 256 different values))이 사용될 수 있다.

[0097] **예시 시술(Example Procedures)**

[0098] 본 발명의 시스템에 의해 도움이 될 수 있는 일 시술(One procedure)은 경막외 마취제(epidural anaesthetic)를 전달하는(delivering) 것이다. 초음파 이미징 시스템을 사용하여 임상의는 초음파 이미지의 척추 그리고 근육 그리고 (가끔)듀라(dura) 안의 뼈를 볼 수 있다. 자기측정 바늘 추적은 바늘 팁이 듀라에 쉽고 빠르게 접근될 수 있도록 임상의가 바늘의 진행을 볼 수 있는 것을 허락한다. 디스플레이 된 임피던스 값은 임상의에게 바늘이 듀라를 뚫고(breaks) 경막외 공간(epidural space)에 들어가는 때의 확인(confirmation) 및 바늘이 너무 진행되지 않았다는 것의 확인을 준다.

[0099] 다른 예로서, 국소 마취 시술(regional anaesthesia procedure)에서 바늘 팁을 신경 가까이 가져다 주기(bring) 위하여 초음파 및 자기측정 바늘 추적은 조합하여 사용될 수 있다. 임피던스 값은 임의의(any) 마취제가 주입되기 전에 임상의에게 바늘의 팁이 신경 안쪽에 있는지 터치(touching)하는지 확인하는 것을 허용한다. 또한, 임피던스 값은 바늘이 혈관에 구멍을 내는지(punctured)를 나타내며, 이는 바늘이 신경을 둘러싸는(surrounding) 페이스아 칸(facia compartments)을 관통했는지를 나타낼 것이다-그렇게 하지 않는 것은(the

failure to do so) 많은 대퇴 신경 블록(many femoral nerve blocks)의 실패의 일반적인 원인이다.

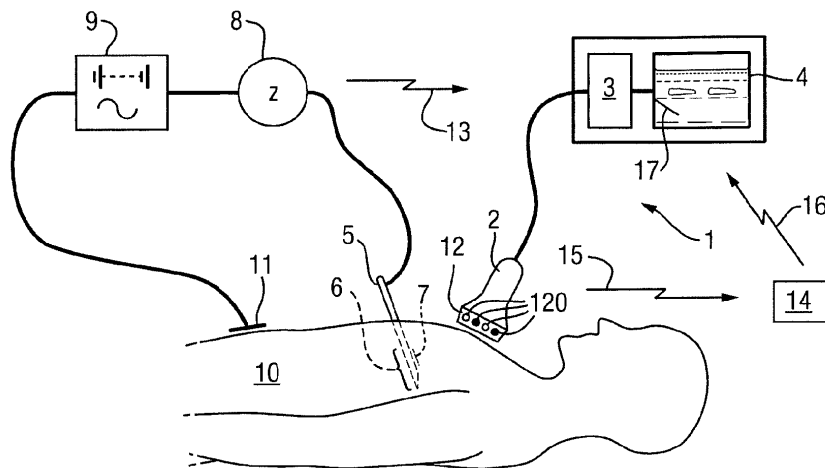
[0100] 바늘 흡입 기술(needle aspiration procedure)에서 임피던스 값은 사용자에게 바늘이 종양 안쪽 또는 바깥쪽에 있는지를 나타낼 수 있어 물질의 수집(collecting of material)에 더 큰 정확성(greater accuracy)을 허용한다.

[0101] 또한, 본 발명은 임피던스 측정에 따라 바늘의 팁에서 조직의 컬러-코딩을 할 때 훈련용으로 유용하고, 따라서 조직 타입은 적은 경험을 한 사용자(less experienced users)에게 환자의 아나토미에서의 초음파 이미지 상에서 무엇을 보았는지와 관련한(linking) 분명한 확인을 허용한다.

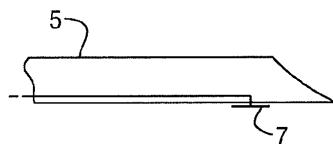
[0102] 임피던스 측정을 위해 튜브(5)에 전극이 주로(primarily) 제공되지만, 전기 자극을 제공하기 위하여 사용할 수도 있다. 예를 들어, 그것이 신경에 가깝거나 접촉하는 동안 전극(7)에 전기 신호를 적용함으로써 신경 전도(nerve conduction)를 측정할 수 있다. 신경이 제대로 블록 되는 경우(즉, 마취제가 원하는 효과를 낸다) 환자는 아무 감각을 느낄 수 없을 것이다.

도면

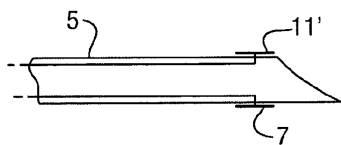
도면1



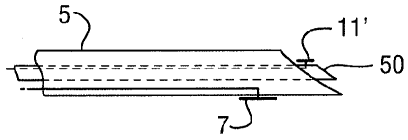
도면2a



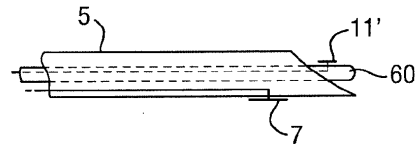
도면2b



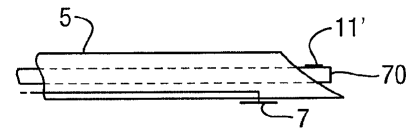
도면2c



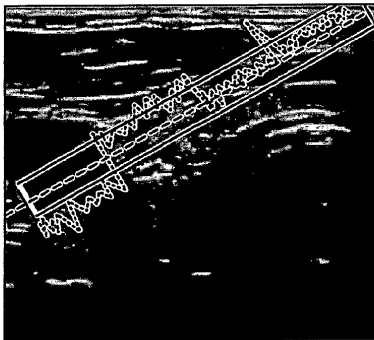
도면2d



도면2e



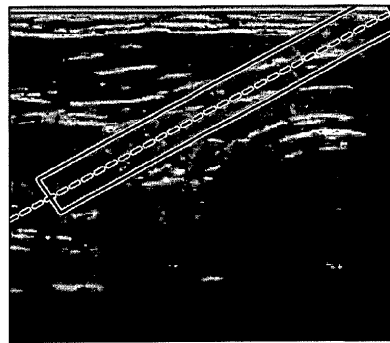
도면3a



바늘 패스(Path)/궤적(Trajectory) -----
 바늘 위치 -----
 측정된 임피던스 값 -----

상기: 로우 임피던스 값은 초음파 이미지 상의
 바늘 팁의 패스 위에(over) 차트화됨

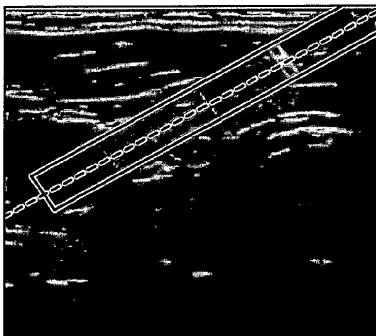
도면3b



바늘 패스/궤적 -----
바늘 위치 -----
측정된 임피던스 값

(열(heat)을 기반으로 컬러 조합(colour scheme)을 사용) 낮음 높음
상기: 로우 임피던스 값은 열, 지형(topographic) 등과
같은 표준 컬러 조합에 따라 초음파 이미지 상의
바늘 팁의 패스 위에 컬러 코드화됨

도면3c

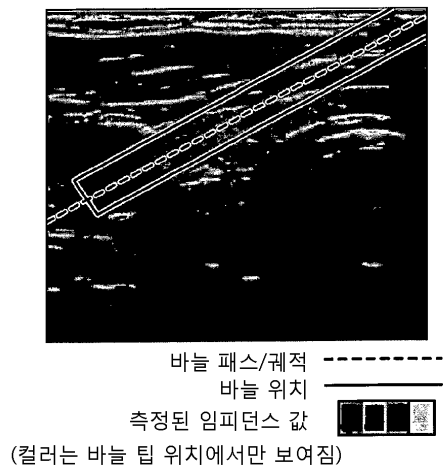


바늘 패스/궤적 -----
바늘 위치 -----
측정된 임피던스 값

(구분된 조직 타입에 대응하는 컬러는
표준 메디컬 텍스트 북 컬러링을 사용함)

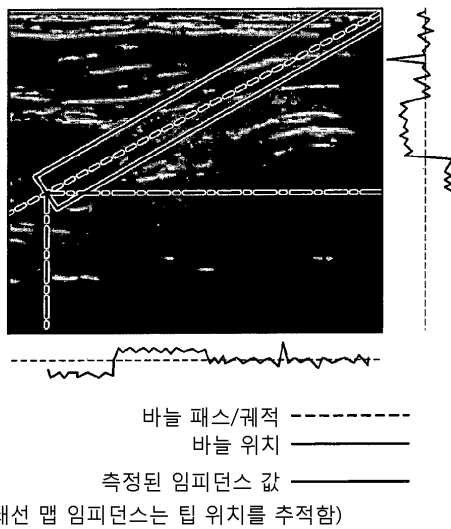
상기: 로우 임피던스 값은 조직 타입으로 전환되고,
신경은 노란색, 동맥은 빨간색과 같은 표준 메디컬
아나토미 텍스트 북 컬러 코딩에 따라 초음파 이미지 상의
바늘 팁의 패스 위에 컬러 코드화됨

도면3d



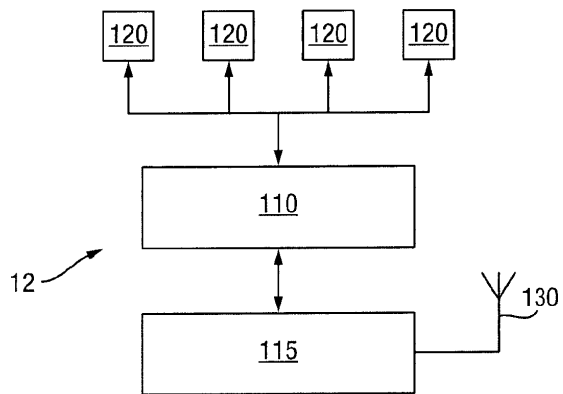
상기: 로우 임피던스 또는 전환된 값은 초음파 이미지 상의 바늘 팁 위치에서만 컬러 코드화됨

도면3e

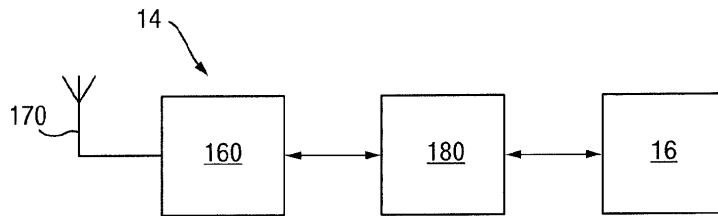


상기: 로우 임피던스 값은 초음파 이미지 상의 바늘 팁 위치에 맞게(in line with) 상기 초음파 이미지 밖의 x 및 y 축을 따라 차트화됨

도면4



도면5



专利名称(译)	发明名称图像引导程序系统		
公开(公告)号	KR1020150123233A	公开(公告)日	2015-11-03
申请号	KR1020157021364	申请日	2014-03-05
[标]申请(专利权)人(译)	EZONO		
申请(专利权)人(译)	孩子在玩.		
当前申请(专利权)人(译)	孩子在玩.		
[标]发明人	DUNBAR ALLAN 던바알란 SOBRINO ELISEO 소브리노엘리세오		
发明人	던바,알란 소브리노,엘리세오		
IPC分类号	A61B5/053 A61B17/34 A61B19/00 A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/0538 A61B8/0841 A61B8/4254 A61B17/3403 A61B19/5244 A61B2017/3413 A61B2019/5251 A61B2019/5272 A61B2019/5274 A61B2019/5276 A61B2019/5289		
优先权	2013003917 2013-03-05 GB		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于补充超声图像针引导的系统，其具有磁检测的针位置和组织阻抗测量。该系统包括超声成像系统，超声探头设置有磁力检测器，用于检测磁化针，套管，导管或其他组织穿透工具的位置。组织穿透工具在其尖端处或附近设置有电极，该电极连接到电源和阻抗计，通过使用工具上的皮肤电极或第二电极完成阻抗测量电路，使得电阻抗为可以测量患者的组织。测量的阻抗值和工具的磁检测位置叠加在超声图像上，使得临床医生可以容易地确认相对于成像的解剖结构的针位置。阻抗值可以是彩色编码的，或者在超声图像上显示的针的位置或轨迹上并且叠加在其上。

