



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2013년02월07일
(11) 등록번호 10-1231281
(24) 등록일자 2013년02월01일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 17/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2009-7007163

(22) 출원일자(국제) 2007년09월19일

심사청구일자 2010년10월07일

(85) 번역문제출일자 2009년04월07일

(65) 공개번호 10-2009-0058554

(43) 공개일자 2009년06월09일

(86) 국제출원번호 PCT/US2007/020375

(87) 국제공개번호 WO 2008/036361

국제공개일자 2008년03월27일

(30) 우선권주장

11/903,165 2007년09월19일 미국(US)

(뒷면에 계속)

(56) 선행기술조사문헌

US20020198504 A1*

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

케이씨아이 라이센싱 인코포레이티드

미국 텍사스 샌안토니오 피.오.박스 659508 (우:78265-9508)

(72) 발명자

켈치, 랜달, 피.

미국, 텍사스 78256, 샌 안토니오, 415 펜스테몬 트레일

쥬, 자이오루

미국, 텍사스 78230, 샌 안토니오, 4006 송 하이 트 드라이브

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

허용록

전체 청구항 수 : 총 10 항

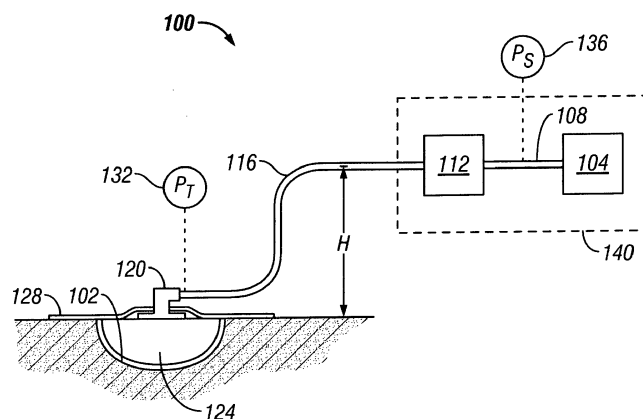
심사관 : 김의태

(54) 발명의 명칭 막힘 해소 및 듀얼-존 압력 보호 능력을 가지는 감압 치료 시스템

(57) 요약

조직 부위 치료 방법이 제공된다. 상기 방법은, 감압 소스로 조직 부위에 감압을 적용하는 단계를 포함한다. 소스 압력은, 감압 소스에서 모니터링되고, 상기 소스 압력과 상기 요구되는 조직 부위 압력 사이에서 압력차가 결정된다. 상기 감압 소스와 조직 부위 사이에서 막힘이 존재하면, 상기 압력차는 제 1 최대 압력차로 제한된다. 상기 감압 소스와 조직 부위 사이에 막힘이 존재하지 않으면, 상기 압력차는 제 2 최대 압력차로 제한된다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

에드가, 루벤, 월터, 주니어.

미국, 텍사스 78251, 샌 안토니오, 8403 오아크 펜
스 스트리트

젱, 조나단, 폴

미국, 텍사스 78006, 보에르네, 27651 랜치 레인

로혼, 토마스, 폴

미국, 텍사스 78245, 샌 안토니오, 11603 텐스스타

인그렘, 새넌, 씨.

미국, 텍사스 78163, 불버드, 30155 브리들게이트
드라이브

(30) 우선권주장

60/845,993 2006년09월19일 미국(US)

60/849,138 2006년10월02일 미국(US)

특허청구의 범위

청구항 1

조직 부위에 유동적으로 연결되는 감압 소스;

상기 감압 소스에서의 소스 압력을 측정하기 위하여 상기 감압 소스에 연결되는 감지 기기; 및

상기 감지 기기와 연결되고, 상기 소스 압력과 요구되는 조직 부위 압력 간의 압력차를 결정하도록 형성되는 처리 유닛을 포함하고,

상기 처리 유닛은,

(a) 상기 감압 소스와 상기 조직 부위 사이에 막힘이 존재할 때 압력차가 제 1 최대 압력차를 초과하지 않고,

(b) 상기 감압 소스와 조직 부위 사이에 막힘이 존재하지 않을 때 압력차가 제 2 최대 압력차를 초과하지 않도록,

상기 감압 소스에 의하여 적용되는 소스 압력을 조절하기 위하여 상기 감압 소스와 연통되며,

상기 제 2 최대 압력차는 상기 제 1 최대 압력차보다 큰 것을 특징으로 하는, 감압 치료 시스템.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 조직 부위와 상기 감압 소스 사이에서 유동적으로 연결되는 캐니스터를 더 포함하고,

상기 감지 기기는 상기 감압 소스의 출구 압력을 근사치로 계산하기 위해 상기 캐니스터에서의 소스 압력을 감지하는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 3

삭제

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 최대 압력차는 50mmHg인 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 최대 압력차는 100mmHg인 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

막힘이 존재하는 경우, 상기 처리 유닛은 막힘을 해소하기 위하여 상기 제 1 최대 압력차의 한도 내에서 상기 소스 압력을 증가하도록 형성되는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 제 1 최대 압력차에 도달한 이후에, 막힘이 해소될 수 없을 때 사용자에게 경고하기 위하여 상기 처리 유닛과 연결되는 알람 기기를 더 포함하는 시스템.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 처리 유닛은, 상기 조직 부위에서의 압력이 상기 요구되는 조직 부위 압력에 도달하도록 하기 위하여, 상기 제 1 및 제 2 최대 압력차 중 어느 하나의 한도 내에서, 상기 소스 압력을 변경하도록 형성되는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 처리 유닛은, 상기 소스 압력을 변경하고 상기 조직 부위에서의 압력 변경을 모니터링함으로써, 막힘 존재 여부를 체크하도록 형성되는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 10

삭제

청구항 11

삭제

청구항 12

삭제

청구항 13

삭제

청구항 14

삭제

청구항 15

삭제

청구항 16

삭제

청구항 17

삭제

청구항 18

삭제

청구항 19

삭제

청구항 20

삭제

청구항 21

제 9 항에 있어서,

상기 처리 유닛은, 조직 부위에서의 압력에 직접적으로 상응하는 변화가 소스 압력의 변화에 의해 발생하지 않는 경우 막힘이 존재하는 것으로 결정하는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 22

제 1 항에 있어서,

상기 조직 부위에서의 압력이 상기 요구되는 조직 부위 압력에 도달하는 지를 결정하기 위하여, 조직 부위를 모니터링하는 제 2 감지 기기를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 시스템.

명세서

기술 분야

[0001] 본 발명은 일반적으로 조직 치료 기기에 관한 것으로서, 특히 막힘 해소 및 듀얼-존(dual zone) 압력 보호 능력을 가지는 감압 치료 시스템에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 의학적 연구 및 실험은 조직 부위에 근접하는 곳에 감압을 제공하면 상기 조직 부위에서 새로운 조직의 성장을 증가 및 가속화한다는 것을 보여주었다. 이러한 현상의 적용은 다양하지만, 특정한 감압 적용은 상처를 치료하는 것과 관련이 있다. 이러한 치료(종종 의료분야에서는 "음압 상처 치료(negative pressure wound therapy)", "감압 치료(reduced pressure therapy)" 또는 진공 치료(vacuum therapy)"라고 함)는, 상피 조직 및 피하 조직의 이동, 향상된 혈류, 및 상처 부위에서의 미세한 조직 변형을 포함하는 다양한 효능을 제공한다. 이와 함께 이러한 효능들은 과 함께 육아 조직(granulation tissue)의 성장을 촉진하고 치유 시간을 단축시키는 결과를 가져온다.

[0003] 감압이 상처 치료 및 증가된 조직 성장이 지시되는 다른 경우에 매우 유용할 수 있는 반면, 조직 부위에 적용되는 감압의 양은 조직에 상처를 주는 것을 방지하고 과도한 출혈의 가능성을 방지하도록 제어되어야 한다. 감압 치료를 제공하는 시스템에서 막힘 현상이 발생하는 것은 일반적인 현상이다. 이러한 막힘 현상을 치유하기 위한 일반적인 방법은 부가적인 음압 적용과 관련된다. 이러한 부가적인 음압은 이러한 기기들의 안전한 사용에 해를 끼칠 수 있다. 따라서 조직 성장을 촉진하는 감압 적용의 균형을 맞면서 조직에 위해를 가할 수 있는 감압 적용을 방지할 수 있는 감압 치료 시스템 및 방법에 대한 요구가 존재한다.

발명의 상세한 설명

[0004] 조직 치료 시스템에 의하여 적용되는 압력을 조절하는데 나타나는 문제점들이 본 발명에 따른 시스템 및 방법에 의하여 해결된다. 일 실시예로서, 조직 부위에 유동적으로 연결되는 감압 소스를 포함하는 감압 치료 시스템이 제공된다. 상기 감압 소스에서 소스 압력을 측정하기 위하여 상기 감압 소스와 연통하는 감지 기기가 제공된다. 처리 유닛이 상기 감지 기기와 연결되고, 상기 소스 압력과, 요구되는 조직 부위 압력 사이의 압력차를 결정하도록 형성된다. 상기 처리 유닛은, 상기 감압 소스에 의하여 적용되는 소스 압력을 조절하기 위하여 상기 감압 소스에 더 연결된다. 상기 감압 소스와 조직 부위 사이에 막힘이 존재하면 압력차가 제 1 최대 압력차를 초과하지 않고, 상기 감압 소스와 조직 부위 사이에 막힘이 존재하지 않으면 압력차가 제 2 최대 압력차를 초과하지 않도록 압력이 조절된다.

[0005] 본 발명의 다른 실시예에 따르면, 조직 부위 치료 방법이 제공된다. 상기 방법은, 감압 소스로 조직 부위에 감압을 적용하는 단계를 포함한다. 소스 압력은 상기 감압 소스에서 모니터링되고, 상기 소스 압력과 상기 요구되는 조직 부위 압력 사이의 압력차가 결정된다. 상기 감압 소스와 조직 부위 사이에 막힘이 존재하면, 상기 압력차는 제 1 최대 압력차로 제한된다. 상기 감압 소스와 조직 부위 사이에 막힘이 존재하지 않으면, 압력차는 제 2 최대 압력차로 제한된다.

[0006] 본 발명의 더 다른 실시예에 따르면, 감압 치료 시스템은, 조직 부위에 감압을 적용하기 위한 수단 및 상기 감압을 적용하기 위한 수단에서 소스 압력을 결정하기 위한 수단을 포함한다. 상기 시스템은, 상기 소스 압력과 상기 요구되는 조직 부위 압력 사이에서의 압력차를 결정하기 위한 수단을 더 포함한다. 상기 조직 부위와 상기 감압을 적용하기 위한 수단 사이에 막힘이 존재하면, 상기 압력차를 제 1 최대 압력차로 제한하기 위한 수단이 제공된다. 상기 시스템은, 상기 조직 부위와 상기 감압을 적용하기 위한 수단 사이에 막힘이 존재하지 않으면, 상기 제 1 최대 압력차보다 높은 제 2 최대 압력차로 상기 압력차를 제한하기 위한 수단을 더 포함한다.

[0007] 본 발명의 다른 목적들, 특징들, 및 효과들은 아래의 상세 설명 및 도면을 참조하면 명백해질 것이다.

실시예

- [0011] 실례가 되는 아래의 실시예들에 대한 상세한 설명은 도면을 참조하여 상세히 설명한다. 본 발명은 이들 실시예들을 이용하여 실시될 수 있다. 이들 실시예들은 당업자가 본 발명을 용이하게 실시할 수 있을 정도로 충분히 상세하게 기술된다. 다른 실시예들이 사용될 수 있으며, 논리적, 구조적, 기구적, 전기적, 및 화학적 변화는, 하기 실시예들의 사상 또는 범위로부터 벗어나지 않는 범위 내에서 이루어질 수 있다. 당업자가 본 발명을 용이하게 실시할 수 있도록 하는데 필수적이지 않는 상세 설명을 피하기 위하여, 상세 설명은 당업자에게 널리 알려진 특징의 정보는 생략할 수도 있다. 따라서, 다음의 상세 설명은 제한적인 것으로 받아들여져서는 안될 것이다. 실례로 든 실시예들의 범위는 첨부되는 청구항에 의해서만 정의됨을 밝혀 둔다.
- [0012] 용어 "감압(reduced pressure)"은 이하에서 일반적으로 치료에 관련된 조직 부위에서 주변 압력보다 낮은 압력을 의미하는 것으로 사용된다. 대부분의 경우, 이러한 감압은 환자가 위치한 지점에서의 대기 압력보다 낮을 것이다. 비록, 용어 "진공" 및 "음압(negative pressure)"이 조직 부위에 적용되는 압력으로 기술될 수도 있으나, 조직 부위에 적용되는 실제 압력은 일반적으로 완전 진공과 관련된 압력보다 현저히 작을 것이다. 이러한 명명법(nomenclature)에 부합하여, 감압 또는 진공압의 증가는 절대 압력의 상대적인 감소를 의미하며, 감압 또는 진공압의 감소는 절대 압력의 상대적인 증가를 의미한다.
- [0013] 용어 "조직 부위(tissue site)"는 이하에서 어느 조직 내부 또는 조직 상에 위치되는 상처 또는 결함을 의미하며, 뼈 조직(bone tissue), 지방 조직(adipose tissue), 근육 조직(muscle tissue), 피부 조직(dermal tissue), 혈관 조직(vascular tissue), 연결 조직(connective tissue), 연골 조직(cartilage), 힘줄(tendons), 또는 인대(ligaments)를 포함하되, 이에 한정되지 않는다. 용어 "조직 부위"는 반드시 손상되거나 결함이 있는 조직 영역 뿐 아니라, 부가 조직의 성장을 촉진 또는 더하는데 요구되는 대체 영역(instead areas)을 의미할 수도 있다. 예를 들어, 감압 조직 치료는, 채취되어 다른 조직 위치에 이식될 수 있는 부가적인 조직을 성장시키기 위한 특정 조직 영역에 사용될 수 있다.
- [0014] 도 1을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 감압 치료 시스템(reduced pressure treatment system)(100)은 환자의 조직 부위(tissue site)(102)에 감압을 전달하기 위하여 제공된다. 상기 감압 치료 시스템(100)은, 관(108)에 의하여 캐니스터(canister)(112)에 유동적으로 연결되는 감압 소스(reduced pressure source)(104)를 포함한다. 상기 캐니스터(112)는 관(116)에 의하여 매니폴드 어댑터(manifold adapter)(120)에 유동적으로 연결되며, 상기 매니폴드 어댑터는 분배 매니폴드(distribution manifold)(124)에 유동적으로 연결 및 접촉된다. 분배 매니폴드(124)는 상기 조직 부위(102)에 접촉되게 놓인다. 천(drape)(128)이 상기 분배 매니폴드(124) 위에 위치되고, 바람직하게는 상기 조직 부위(102) 주변을 감싸는 조직에 밀봉된다. 상기 매니폴드 어댑터(120)는 바람직하게, 상기 천(128)을 관통하여 돌출되고, 상기 천(128)은 상기 매니폴드 어댑터(120)에 밀봉된다. 상기 천(128)은, 상기 조직 부위(102)에 감압을 유지하는 것을 도와주도록 비흡수성(impermeable) 또는 반흡수성(semipermeable) 소재로 만들어질 수 있다.
- [0015] 상기 분배 매니폴드(124)는 근본적으로 감압을 상기 조직 부위(102)에 분배하고, 조직 부위(102)에서의 미세 변형(micro-deformation)을 포함하여 삼출물(exudates) 및 다른 유체를 조직 부위(102)로부터 제거(channeling away)하며, 감압이 유지되도록 하는 공간을 생성하도록 상기 천(128)을 지지하는 기능을 담당한다. 실제로, 상기 분배 매니폴드(124)는, 전형적으로 망상(reticulated)의 폴리우레탄(polyurethane) 또는 폴리비닐알콜 발포체(polyvinyl alcohol foam)와 같은 개방셀 발포체(open-cell foam)이다. 상기 개방셀 발포체는 상기 조직 부위(102)에 맞는 크기로 이루어지고 상기 조직 부위(102)에 밀착되게 놓이며, 조직이 성장하기 시작하고 상기 조직 부위(102)가 점점 작아짐에 따라 더 작은 발포체 조각으로 주기적으로 대체된다. 상기 개방셀 발포체의 잦은 교체는 상기 발포체의 셀 내부로 조직이 성장하는 것을 최소화하기 위하여 필요하다. 개방셀 발포체의 일반적인 사용에도 불구하고, 거즈(gauze) 및 분배 특성을 제공할 수 있는 다른 소재를 포함하는 많은 대체 소재가 대체 가능한 분배 매니폴드로써 사용될 수 있다. 유사하게, 비교체성(non-replaceable), 생체적합성(biocompatible) 소재가 분배 매니폴드로써 사용될 수 있고 조직 부위(102)에서 정위치에 유지되는 것을 가능하게 할 수 있다. 대부분의 경우, 이러한 생체적합성 소재는 새로운 조직 성장을 위한 스캐폴드(scaffolds)로써 기능할 것이며, 만일 생체흡수성(bioresorbable)인 경우, 치료 과정 또는 치료 이후에 환자의 신체에 흡수될 것이다.
- [0016] 상기 감압 치료 시스템(100)은, 상기 조직 부위(102)와 연결되어 상기 조직 부위(102)에서의 압력을 측정하는 제 1 감지 기기(132)를 더 포함한다. 제 2 감지 기기(136)는 상기 감압 소스(104)와 연결되어 상기 감압 소스(104)에서의 소스 압력(source pressure)을 측정한다. 상기 제 1 및 제 2 감지 기기(132,136)는 압력 센서 또는 유체(액체 또는 가스)의 압력을 결정할 수 있는 다른 형태의 센서일 수 있다. 상기 제 1 및 제 2 감지 기기(132,136)는 데이터 수집(collecting), 해석(interpreting), 조건부여(conditioning) 또는 전송(transmitting)을 도와주는 처리 유닛(미도시)를 포함할 수 있다. 상기 감지 기기(132,136)와 상기 감압 치료 시스템(100)

0)의 유체 구성(fluid components) 사이에서의 물리적인 연결은, 사용되는 감지 기기(132,136)의 형태에 따라 가변될 수 있다. 유사하게, 감지 기기(132,136) 각각이 상기 감압 치료 시스템(100)의 유체 요소에 연결되는 물리적인 위치는, 요구되는 압력, 또는 그 근사치가 결정되고 있는 한 가변적일 수 있다. 상기 매니폴드 어댑터(120) 부근에서 상기 관(116)에 물리적으로 연결되는 제 1 감지 기기(132)가 도 1에 도시된다. 이는 하나의 가능한 형태(configuration)에 지나지 않지만, 다른 실시예로서, 상기 제 1 감지 기기(132)는 압력 센서이고 관(116)의 측정 루멘(measurement lumen)을 통하여 상기 천(128) 아래의 공간에 유동적으로 연결된다. 관(116) 내에 다수의 루멘(감압을 전달하기 위한 적어도 하나 및 조직 부위 압력의 측정을 위한 적어도 하나)을 제공함으로써, 상기 제 1 감지 기기(132)가 상기 조직 부위(102)로부터 이격되게 위치될 수 있다. 상기 제 1 감지 기기(132)는, 상기 제 1 감지 기기(132)에 의하여 결정되는 조직 부위 압력이 실질적으로 상기 조직 부위(102)가 노출되는 압력에 근접하는 한 다양한 위치에 놓일 수 있다.

[0017] 상기 제 2 감지 기기(136)와 관련하여, 상기 제 2 감지 기기(136)는 상기 관(108)(도 1 참조) 또는 상기 캐니스터(112)에 연결되어 소스 압력을 결정할 수 있으며, 상기 소스 압력은 상기 감압 소스(104)에 의하여 검출되는 감압에 대응한다. 다른 방법으로, 상기 제 2 감지 기기(136)는 상기 감압 소스(104)의 노출 포트(output port)에 연결되게 놓여서 상기 감압 소스(104)에 의하여 생성되는 진공압의 양을 직접 측정할 수 있다.

[0018] 계속하여 도 1 및 도 2를 참조하면, 상기 감압 소스(104) 및 상기 캐니스터(112)는 상기 감압 치료 유니트(140) 내에 수용되거나 그 위에 안착될 수 있다. 상기 치료 유니트(140)는 또한 소프트웨어(214)를 실행하는 처리 유니트(210) 뿐 아니라 제 1 및 제 2 감지 기기(132,136)를 수용할 수 있다. 상기 처리 유니트(210)는 동일 또는 다른 형태의 하나 또는 그 이상의 프로세서들을 가지도록 형성될 수 있다. 예를 들어, 상기 처리 유니트(210)는 하나 또는 그 이상의 프로세서, 로직, 아날로그 요소(analog components) 또는 조직 부위에서의 유체 압력과 같은 정보를 포함하는 신호들이 수신 가능하게 하는 다른 전자 기기(electronics)를 포함할 수 있다.

[0019] 상기 처리 유니트(210)는, (i)데이터 및 소프트웨어 코드를 저장하기 위한 메모리(218), (ii)밸브들 또는 감지 기기들과 같은 다른 기기들 및 시스템들과 유선, 무선, 또는 메모리 입력 기기(memory input device)(미도시)와 통신하기 위한 입출력 유니트(222), (iii) 하나 또는 그 이상의 파일을 가지는 데이터베이스와 같은 하나 또는 그 이상의 데이터 레포지토리(data repositories)(228a-228n)를 저장할 수 있는 저장 유니트(226), (iv)접촉 감응식 또는 비접촉 감응식일 수 있는 전자 디스플레이(232), 및 (v)음향, 시각(visual), 또는 다른 신호들을 이용하여 상기 감압 치료 유니트(140)를 사용하는 사용자에게 경고할 수 있는 알람(236)과 더 연결될 수 있다. 상기 소프트웨어(214)는 상기 감압 치료의 관리 및 관찰을 가능하게 하는 다른 기기들(예컨대 전자 디스플레이(232) 각각과 접속(interface) 가능하도록 형성될 수 있다.

[0020] 상기 감압 소스(104)에 의한 감압 적용을 제어하기 위하여 상기 처리 유니트(210)는 상기 제 1 및 제 2 감지 기기(132,136)와 연결될 수 있다. 작동에 있어서, 상기 조직 부위(102)로 전달될 목표 압력이 (바람직하게는 의사 또는 다른 승인된 의료 종사자에 의하여) 설정된다. 상기 목표 압력은, 상기 조직 부위(102)가 노출되는데 "요구되는(desired)" 감압이다. 상기 요구되는 조직 부위 압력은 조직 부위마다 가변적일 수 있으나, 일반적으로 조직 부위를 생성하는 조직 형태, 상처 또는 부상 형태, 환자의 의학적 조건, 및 참여하는 의사의 선호도에 기초하여 정해질 수 있다. 상기 요구되는 조직 부위 압력을 선택한 이후에는, 상기 감압 소스(104)가 작동하여 상처 부위에서 상기 요구되는 조직 부위 압력에 도달하도록 한다. 많은 경우, 상기 감압 소스(104)는, 감압 소스(104)와 조직 부위(102) 사이에서의 압력 누설로 인하여 요구되는 조직 부위 압력보다 더 높은 감압(다시 말하면 더 낮은 절대 압력)으로 작동될 필요가 있다. 더욱이, 삼출물(exudates) 및 관내 다른 유체들의 수두압(head pressure)은 상기 조직 부위(102)에서 진공압 감소의 결과를 가져올 수 있다. 도 1에서, 상기 조직 부위(102) 위의 캐니스터(112) 높이(H)는, 상기 관(116) 내 유체에 의하여 상기 조직 부위(102)에 가해지는 수두압의 양을 결정할 jrt이다. 삼출물 및 물과 유사한 밀도를 가지는 유체들에 대해서, 유체의 1피트 거리에 의하여 가해지는 수두압은 거의 25mmHg이다. 상기 조직 부위로부터 방출되는 일부 유체는 물보다 무겁거나 더 점성이 클 수 있고, 따라서 상기 조직 부위(102)에서의 압력 손실에 있어서 더 두드러진 효과를 가질 수 있다.

[0021] 관내 유체의 증량에 의하여 야기되는 잠재적 손실의 예로서, 특정 조직 부위에 대하여 처방된 목표 압력은 -125mmHg일 수 있다. 상기 캐니스터(112)가 상기 조직 부위 상측으로 4피트 떨어진 곳에 위치된다면, 그리고 상기 캐니스터(112)와 조직 부위(102) 사이의 관(116)이 유체로 가득 찬다면, 상기 유체에 의하여 가해지는 수두압은 거의 100mmHg이다. 이러한 특정 예는, 조직 부위가 환자의 발과 같이 낮은 말단 부위에 위치되고, 상기 캐니스터(112)가 환자의 머리 위(예컨대, 환자가 휠체어에 있을 때 IV 막대 위) 또는 그 부근에 안착된다면 매우 일반적일 수 있다. 만일, 관(116) 내부 유체의 수두 압력이 근사적으로 100mmHg인 경우, 조직 부위 압력이

-125mmHg되도록 하기 위해서 거의 -225mmHg의 소스 압력이 적용될 필요가 있다.

- [0022] (소스 압력 대비) 상기 조직 부위 압력을 감소하기 위한 다른 인자는 상기 조직 부위(102)와 상기 감압 소스(104) 사이에서의 관 막힘(conduit blockage)이다. 상기 감압 소스(104)에 의하여 제공되는 압력(다시 말하면 소스 압력)과 요구되는 조직 부위 압력(102) 사이의 압력 차이(pressure differential)는, 상기 압력 차이가 적어도 부분적으로 막힘에 의하여 야기되는 가능성 때문에 모니터링하기 위하여 중요하다. 막힘 현상이 존재하면, 가능한 빨리 상기 막힘을 해소하는 것이 분명 중요하다. 막힘은 처방된 목표 압력을 적용하는 것을 방해하며, 치료 지연 및 느린 치유를 야기한다. 반면에, 관에 부가 압력(additional pressure)을 적용함으로써 막힘을 해소하기 위한 시도는, 막힘 지점을 통하여 압력 차이가 너무 크게 되면 위험할 수 있다. 막힘 현상이 (조직 부위 대비) 높은 감압이 존재하는 상태에서 해소될 때, 이러한 높은 감압은 거의 순간적으로 상기 조직 부위에 전달된다. 상기 조직 부위로 부가 감압의 급격한 개시(rapid onset)는 조직 부위에 손상을 야기할 수 있고 과도한 출혈을 야기할 수 있다.
- [0023] 여기서 설명되는 감압 치료 시스템(100)은, (막힘 없는)정상 조건 하에서 높은 수두압을 극복하기 위한 능력을 제공하는 반면, 높은 음압에 의하여 야기되는 상기 조직 부위(102)에 대한 위해에 대항하는 보호 기능을 제공한다. 상기 시스템(100)은 듀얼-존(dual-zone) 접근 방식을 채용하는데, 이는 소스 압력과 요구되는 조직 부위 압력 사이의 압력 차이(differential pressure)가 모니터링되고 막힘이 존재하는지 여부에 따라 두 개의 최대 압력 차이 중 하나와 비교된다. 좀 더 구체적으로, 조직 부위(102)에 대하여 요구되는 조직 부위 압력이 만족되지 않는 경우, 상기 감압 소스(104)에서의 소스 압력은 증가되고 제 2 감지 기기(136)에 의하여 모니터링될 것이다. 상기 소스 압력이 계속해서 증가될 때, 상기 소스 압력과 상기 요구되는 조직 부위 압력 간의 압력 차이가 결정된다. 상기 압력 차이는 상기 제 2 감지 기기(136)로부터 데이터를 수신한 이후에 상기 처리 유닛(210)에 의하여 계산된다. 상기 압력 차이가 제 1 최대 압력차이를 초과하지 않는 한, 상기 감압 치료 시스템(100)은 상기 조직 부위(102)에서 상기 요구되는 조직 부위 압력에 도달하도록 시도한다. 상기 제 1 감지 기기(132)는 상기 조직 부위(102)를 계속 모니터링하여 상기 조직 부위(102)에서의 압력이 상기 요구되는 조직 부위 압력에 도달하는지를 결정한다.
- [0024] 상기 감압 소스는 무한적으로 상기 소스 압력을 계속 증가하도록 허락되지 않는다. 대신, 상기 소스 압력은 상기 소스 압력과 상기 요구되는 조직 부위 압력 간의 압력 차이에 기초하여 제한된다. 초기 "안전" 또는 "그린-존(green-zone)" 작동 시, 상기 압력차는 제 1 최대 압력차를 초과하는 것이 허락되지 않을 것이다. 막힘의 갑작스런 해소는 상기 소스 압력이 상처 부위에 직접 적용되는 결과를 초래할 수 있다는 것이 밝혀졌다. 따라서 상기 요구되는 조직 부위 압력을 초과하는 안전한 차이로 절대 소스 압력(absolute source pressure)을 제한하는 것이 필요하다. 임상 실습(clinical practice)은, 약 50mmHg가 안전한 압력 차이값이며, 일 실시예로서, 제 1 최대 압력차는 약 50mmHg로 설정되는 것을 보여준다. 좀 더 구체적으로, 대부분의 조직 부위에 대해서, 약 50mmHg 감압의 순간적인 변화는 조직 부위에 아무런 위해를 야기하지 않는다. 많은 막힘 상황 하에서, 50mmHg 또는 그보다 작은 압력차가 막힘을 해소하는데 충분하다. 그러나, 막힘이 이러한 압력차 값에 의하여 해소되지 않는 경우에, 상기 감압 치료 시스템(100)은 막힘을 단순히 해소하기 위하여 감압을 더 증가하는 것을 허락하지 않는다. 대신, 상기 처리 유닛(210)은 상기 알람(236)으로 막힘을 알리는 알람 상황과 통신하고, 그린 존 변수(parameter)(다시 말하면 약 50mmHg를 초과하지 않는 압력차)내에서 계속해서 감압을 적용한다.
- [0025] 만일 압력차가 상기 제 1 최대 압력차(다시 말하면 약 50mmHg)에 도달하고 목표 압력이 여전히 상기 조직 부위 압력을 초과하면, 막힘 테스트가 수행된다. 상기 감압 소스(104)에서 소스 압력 변화가 상기 조직 부위 압력에 지향적으로 대응하는 변화(directionally corresponding change)를 초래하지 않을 때, 상기 조직 부위(102)와 상기 감압 소스(104) 사이에 막힘이 존재한다. 만일, 지향적으로 대응하는 변화가 조직 부위(102)에서 상기 제 1 감지 기기(132)에 의하여 지시되는대로 발생하면, 막힘은 존재하지 않는다.
- [0026] 만일 막힘이 존재하지 않고, 조직 부위 압력이 상기 요구되는 조직 부위 압력과 동일하지 않는다고 상기 막힘 테스트가 결정하면, 상기 조직 부위로 부가 압력의 갑작스런 개시 위험성이 없기 때문에 상기 소스 압력은 안전하게 증가될 수 있다. "레드-존(red-zone)" 작동에 있어서, 상기 압력차는 제 2 최대 압력차를 초과하는 것이 허락되지 않는다. 일 실시예로서, 상기 제 2 최대 압력차는 약 100mmHg이다. 레드 존 작동 변수들은, 상기 감압 치료 시스템(100)이 상기 감압 소스(104)와 상기 조직 부위(102) 사이에 막힘이 없음을 확인하였을 때의 상황을 위하여 제공된다. 이러한 작동 모드는, 조직 부위에서의 과도한 유체 수두압이, 소스 압력의 반복된 증가에도 불구하고 상기 조직 부위 압력이 상기 요구되는 조직 부위 압력보다 훨씬 낮아지도록 야기하는 상황에서 특히 유용하다.

[0027] 상기 제 1 최대 압력차가 50mmHg이고 상기 제 2 최대 압력차가 100mmHg인 것이 바람직하나, 이러한 압력 변수들은 치료되는 특정 조직 부위에 따라 그리고, 개별적인 의학적 고려에 따라 가변될 수 있다. 비록 상술한 압력 보호 시스템이 듀얼 존 시스템이지만, 두 개 이상의 압력 변수를 가지는 멀티-존 시스템이 부가적인 보호 기능을 제공하는데 채용될 수 있음은 명백하다.

[0028] 도 3을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 조직 부위 치료 방법(300)은, 감압 소스에서 소스 압력을 모니터링 하는 단계(304), 조직 부위에서 조직 부위 압력을 모니터링 하는 단계(308), 상기 소스 압력과 상기 요구되는 조직 부위 압력 간의 압력차를 결정하는 단계(312)를 포함한다. 상기 감압 소스와 조직 부위 사이에 막힘이 존재하면, 상기 압력차는 제 1 최대 압력차로 제한된다(316). 상기 감압 소스와 조직 부위 사이에 막힘이 존재하지 않으면, 상기 압력차는 제 2 최대 압력차로 제한된다(320).

[0029] 상술한 내용으로부터 현저한 효과를 가지는 발명이 제공되었음이 명백하다. 본 발명은 단지 몇 개의 형태들을 통하여 개시되었으나, 이에 제한되지 않으며, 본 발명의 사상을 벗어나지 않는 범위 내에서 다양한 변경 및 변형이 가능함을 밝혀 둔다.

도면의 간단한 설명

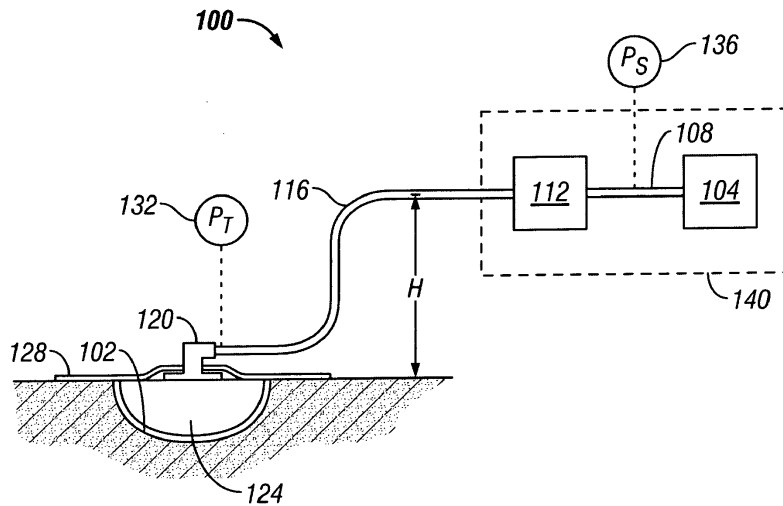
[0008] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 감압 치료 유닛을 가지는 감압 치료 시스템의 모식도이다;

[0009] 도 2는 도 1에 도시된 감압 치료 유닛의 블록 다이어그램이다; 그리고

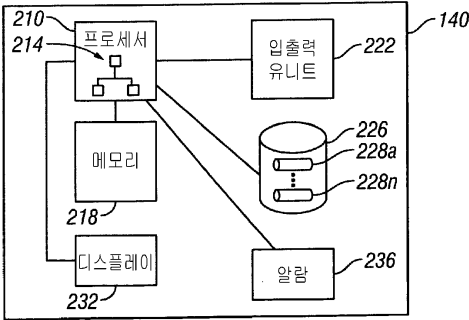
[0010] 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 조직 부위 치료 방법의 플로차트이다.

도면

도면1



도면2



도면3

