



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2012년07월11일
(11) 등록번호 10-1164714
(24) 등록일자 2012년07월04일

(51) 국제특허분류(Int. C1.)
A61M 35/00 (2006.01) *A61F 13/02* (2006.01)
A61L 15/22 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2009-7017133

(22) 출원일자(국제) 2008년01월17일
심사청구일자 2010년05월06일

(85) 번역문제출일자 2009년08월17일

(65) 공개번호 10-2009-0122206

(43) 공개일자 2009년11월26일

(86) 국제출원번호 PCT/US2008/000596

(87) 국제공개번호 WO 2008/091521
국제공개일자 2008년07월31일

(30) 우선권주장
11/657,887 2007년01월25일 미국(US)

(56) 선행기술조사문헌

US20040039415 A1
WO2005123170 A1
US6713083 B1
US7041868 B1

전체 청구항 수 : 총 102 항

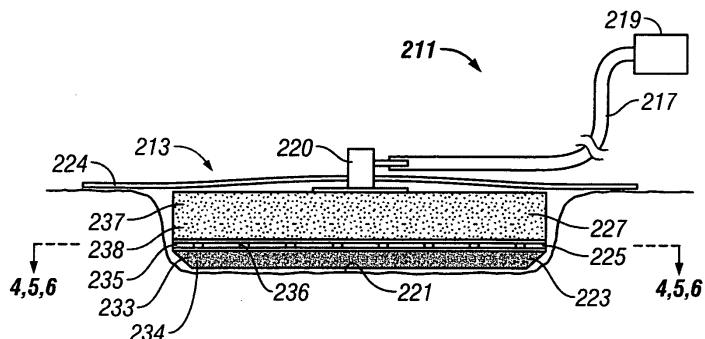
심사관 : 서대종

(54) 발명의 명칭 생체적합성 상처 드레싱

(57) 요약

조직 부위로 감소된 압력 조직 지료를 적용하기 위한 멀티 층 감압 전달 장치가 개시된다. 멀티 층 장치는 조직 접촉 층과, 방출 층과, 매니폴드 층을 포함한다. 상기 조직 접촉 층은 조직 부위에 접촉하기 위한 스캐폴드를 포함하고, 상기 방출층은 히드로겔 형성 물질과 복수의 유동 채널을 포함하고, 매니폴드 층은 분배 매니폴드를 포함한다. 상기 방출층은, 감압 조직 치료 적용 후에 상기 조직 접촉 층으로부터 상기 매니폴드 층을 용이하게 제거할 수 있도록 상기 조직 접촉 층과 매니 폴드 층 사이에 배치된다.

대 표 도 - 도2



특허청구의 범위

청구항 1

조직 부위에 감압식 조직 치료(reduced pressure tissue treatment)를 적용하기 위한 감압 전달 기구에 있어서,

조직 접촉 층과 방출 층 및 매니폴드 층을 가지고, 상기 조직 접촉 층은 상기 조직 부위에 접촉하기 위한 스캐폴드를 포함하고, 상기 방출 층은 히드로겔 형성 물질과 복수의 유동 채널을 포함하고, 상기 매니폴드 층은 분배 매니폴드를 포함하며, 상기 방출 층은 상기 조직 접촉 층과 상기 매니폴드 층 사이에 배치되고, 상기 방출 층의 히드로겔 형성 물질은 상기 조직 접촉 층 및 상기 매니폴드 층 중 적어도 하나에 결합되는, 멀티 층 감압 전달 장치; 및

상기 조직 부위로 감압을 전달하기 위하여 상기 매니폴드 층에 유체적으로 연결되는 감압 전달 튜브를 포함하는 감압 전달 기구.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 히드로겔 형성 물질은, 상기 히드로겔 형성 물질이 위치하는 영역에서 상기 스캐폴드와 상기 분배 매니폴드 사이의 접촉을 실질적으로 방지하기 위하여, 상기 스캐폴드와 상기 분배 매니폴드 사이에 위치하는 감압 전달 기구.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 분배 매니폴드는, 감압의 적용 중에, 상기 히드로겔 형성 물질이 배치되지 않은 영역에서 상기 스캐폴드와 접촉하는 감압 전달 기구.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 조직 접촉 층의 두께는 1mm에서 4mm 까지인 감압 전달 기구.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 방출 층의 두께는 상기 조직 접촉 층의 두께 보다 작은 감압 전달 기구.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 방출 층의 복수의 유동 채널은, 상기 히드로겔 형성 물질의 시트에 배치되는 구멍들에 의해서 제공되는 감압 전달 기구.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 방출 층에서의 구멍의 사이즈는, 상기 스캐폴드의 구멍의 사이즈 보다 작은 감압 전달 기구.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 히드로겔 형성 물질은, 히드로겔 형성 물질의 띠가 행과 열의 형태로 정렬되도록 그리드 패턴으로 배치되고,

상기 복수의 유동 채널은 상기 히드로겔 형성 물질의 행과 열 사이에 배치된 공간에 의해서 형성되는 감압 전

달 기구.

청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 히드로겔 형성 물질은, 복수의 개별적인 비드로 제공되고, 상기 각 비드는 인접한 비드로부터 공간에 의해 이격되며,

상기 복수의 유통 채널은 상기 히드로겔 형성 물질의 비드 간의 사이에 배치된 공간에 의해서 형성되는 감압 전달 기구.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 공간 들의 다공율은 상기 스캐폴드의 다공율보다 작은 감압 전달 기구.

청구항 11

제 1 항에 있어서,

상기 분배 매니폴드는, 그물형의 폴리에테르우레탄 폼(polyetherurethane foam)의 오픈 셀(open cell)인 감압 전달 기구.

청구항 12

제 1 항에 있어서,

상기 히드로겔 형성물질은 조직 통과의 장벽인 감압 전달 기구.

청구항 13

제 1 항에 있어서,

상기 스캐폴드는, 폴리락트 산(polylactic acid), 폴리글리콜 산(polyglycolic acid), 폴리카프로락톤 (polycaprolactone), 폴리하이드록시 부틸레이트(polyhydroxybutyrate), 폴리하이드록시 발러레이트 (polyhydroxyvalerate), 폴리디옥사논(polydioxanone), 폴리오르토에스테르(polyorthoesters), 폴리포스파젠 (polyphosphazenes), 폴리우레탄(polyurethanes), 콜라겐, 히아루논산(hyaluronic acid), 키토산(chitosan), 수산화인희석(hydroxyapatite), 산호 인희석(coraline apatite), 인산 칼슘(calciun phosphate), 황산 칼슘 (calcium sulfate), 탄산 칼슘, 바이오클래스, 동종이식편(allografts) 및 자가이식편(autografts)의 그룹으로부터 선택된 적어도 하나의 물질로 구성되는 감압 전달 기구.

청구항 14

제 1 항에 있어서,

상기 히드로겔 형성 물질은, 폴리에틸렌 글리콜, 친수성 폴리에테르, 폴리비닐 알코올, 폴리비닐 아세테이트, 폴리아크릴레이트, 폴리설포네이트(polysulfonates), 폴리포스파젠 히드로겔(polyphosphazene hydrogels), 콜라겐, 젤라틴, 히알루론산, 글루코사미노글리칸, 키토산, 알지네이트(alginate), 및 에틸렌 글리콜과 젖산의 교차결합되지 않은 공중합체(uncrosslinked copolymer)의 그룹으로부터 선택된 적어도 하나의 물질로 구성되는 감압 전달 기구.

청구항 15

제 1 항에 있어서,

상기 분배 매니폴드는, 폴리우레탄 폼, 폴리비닐 알코올 폼, 폴리에틸렌 폼, 확장된 폴리테트라플루오로에틸렌(polytetrafluoroethylene), 실리콘 폼, 루퍼 스푼지(loofa sponge), 해면 스푼지(sea sponge), 거즈 (gauze) 및 웰트의 매트(felting mat)의 그룹으로부터 선택된 적어도 하나의 물질로 구성되는 감압 전달 기구.

청구항 16

제 1 항에 있어서,

상기 감압 전달 튜브의 근접단부에 유체적으로 연결되는 감압 소스를 더 포함하는 감압 전달 기구.

청구항 17

조직 부위에 감압식 조직 치료를 적용하기 위한 다층식 감압 전달 장치(multi-layer reduced pressure delivery apparatus)에 있어서,

조직 부위에 접촉하기 위한 스캐폴드를 가지는 제 1 층;

상기 스캐폴드와 접촉하기 위한 히드로겔 형성 물질과 복수의 유동 채널을 가지는 제 2 층; 및

상기 히드로겔 형성 물질과 접촉하기 위한 분배 매니폴드를 가지는 제 3 층을 포함하는 다층식 감압 전달 장치.

청구항 18

제 17 항에 있어서,

상기 히드로겔 형성 물질은, 상기 제 1 층과 상기 제 3 층 사이에 위치되며, 상기 스캐폴드와 상기 분배 매니폴드 중 적어도 하나와 연결되는 다층식 감압 전달 장치.

청구항 19

제 17 항에 있어서,

상기 조직 부위로 감압을 전달하기 위하여 유체적으로 연결되는 감압 전달 튜브를 더 포함하는 다층식 감압 전달 장치.

청구항 20

제 17 항에 있어서,

상기 히드로겔 형성물질은, 상기 히드로겔 형성 물질이 위치하는 영역에서 상기 스캐폴드와 상기 분배 매니폴드 사이의 접촉을 실질적으로 방지하기 위하여, 상기 스캐폴드와 상기 분배 매니폴드 사이에 위치되는 다층식 감압 전달 장치.

청구항 21

제 17 항에 있어서,

상기 분배 매니폴드는, 감압의 적용 중에, 상기 히드로겔 형성 물질이 배치되지 않은 영역에서 상기 스캐폴드와 접촉하는 다층식 감압 전달 장치.

청구항 22

제 17 항에 있어서,

상기 감압은, 상기 분배 매니폴드, 상기 복수의 유동 채널 및 상기 스캐폴드를 통하여 상기 조직 부위로 전달되는 다층식 감압 전달 장치.

청구항 23

제 17 항에 있어서,

상기 유동 채널 들은, 감압의 적용 중에, 상기 스캐폴드로부터 상기 분배 매니폴드로 유체의 전달이 가능한 다층식 감압 전달 장치.

청구항 24

제 23 항에 있어서,

상기 유체는 상기 조직 부위로부터 나온 상처 삼출물(wound exudate)인 다층식 감압 전달 장치.

청구항 25

제 17 항에 있어서,

상기 제 1 층의 두께는 1mm에서 4mm 까지인 다층식 감압 전달 장치.

청구항 26

제 17 항에 있어서,

탈수상태(dehydrated state)의 상기 제 2 층의 두께는, 상기 제 1 층의 두께 보다 작은 다층식 감압 전달 장치.

청구항 27

제 17 항에 있어서,

상기 스캐폴드는, 직경 사이즈가 50 미크론(microns)에서 500 미크론까지의 범위를 가지는 구멍들을 포함하는 다층식 감압 전달 장치.

청구항 28

제 17 항에 있어서,

상기 스캐폴드는, 직경 사이즈가 100 미크론에서 400 미크론까지의 범위를 가지는 구멍들을 포함하는 다층식 감압 전달 장치.

청구항 29

제 17 항에 있어서,

상기 제 2 층의 복수의 유동 채널은 히드로겔 형성 물질의 시트에 배치되는 구멍들에 의해서 제공되는 다층식 감압 전달 장치.

청구항 30

제 29 항에 있어서,

상기 제 2 층의 구멍 사이즈는 상기 스캐폴드의 구멍 사이즈 보다 작은 다층식 감압 전달 장치.

청구항 31

제 17 항에 있어서,

상기 히드로겔 형성 물질은, 히드로겔 형성 물질의 띠가 행과 열의 형태로 정렬되도록 그리드 패턴으로 배치되고,

상기 복수의 유동 채널은 상기 히드로겔 형성 물질의 행과 열 사이에 배치된 공간에 의해서 형성되는 다층식 감압 전달 장치.

청구항 32

제 17 항에 있어서,

상기 히드로겔 형성 물질은, 복수의 개별적인 비드로 제공되고, 상기 각 비드는 인접한 비드로부터 공간에 의해서 이격되며,

상기 복수의 유동 채널은 상기 히드로겔 형성 물질의 비드 간의 사이에 배치된 공간에 의해서 형성되는 다층식 감압 전달 장치.

청구항 33

제 32 항에 있어서,

상기 공간 들의 다공율은 상기 스캐폴드의 다공율보다 작은 다층식 감압 전달 장치.

청구항 34

제 17 항에 있어서,

상기 분배 매니폴드는, 세포성 폼(cellular foam)인 다층식 감압 전달 장치.

청구항 35

제 17 항에 있어서,

상기 분배 매니폴드는, 그물형의 폴리에테르우레탄 폼(polyetherurethane foam)의 오픈 셀(open cell)인 다층식 감압 전달 장치.

청구항 36

제 17 항에 있어서,

상기 분배 매니폴드는, 직경 사이즈가 400 미크론에서 600 미크론의 범위를 가지는 구멍들을 포함하는 다층식 감압 전달 장치.

청구항 37

제 17 항에 있어서,

상기 제 3 층은, 항미생물제(antimicrobial agent)를 포함하는 다층식 감압 전달 장치.

청구항 38

제 17 항에 있어서,

상기 히드로겔 형성 물질은 생체흡수성인 다층식 감압 전달 장치.

청구항 39

제 17 항에 있어서,

상기 히드로겔 형성물질은 조직 통과의 장벽인 다층식 감압 전달 장치.

청구항 40

제 17 항에 있어서,

상기 조직 부위는, 지방 조직(adipose tissue), 뼈 조직, 연골 조직(cartilage), 결합 조직(connective tissue), 피부 조직(dermal tissue), 인대(ligament), 근육 조직, 힘줄(tendons) 및 관 조직(verscicular tissue)의 그룹으로부터 선택되는 조직으로 구성되는 다층식 감압 전달 장치.

청구항 41

제 17 항에 있어서,

상기 스캐폴드는, 폴리락트 산(polylactic acid), 폴리글리콜 산(polyglycolic acid), 폴리카프로락톤(polycaprolactone), 폴리하이드록시 부틸레이트(polyhydroxybutyrate), 폴리하이드록시 발러레이트(polyhydroxyvalerate), 폴리디옥사논(polydioxanone), 폴리오르토에스테르(polyorthoesters), 폴리포스파젠(polyphosphazenes), 폴리우레탄(polyurethanes), 콜라겐, 히아루논산(hyaluronic acid), 카토산(chitosan), 수산화인회석(hydroxyapatite), 산호 인회석(coraline apatite), 인산 칼슘(calcium phosphate), 황산 칼슘(calcium sulfate), 탄산 칼슘, 바이오클래스, 동종이식편(allografts) 및 자가이식편(autografts)의 그룹으로부터 선택된 적어도 하나의 물질로 구성되는 다층식 감압 전달 장치.

청구항 42

제 17 항에 있어서,

상기 히드로겔 형성 물질은, 폴리에틸렌 글리콜, 친수성 폴리에테르, 폴리비닐 알코올, 폴리비닐 아세테이트, 폴리아크릴레이트, 폴리설포네이트(polysulfonates), 폴리포스파젠 히드로겔(polyphosphazene hydrogels), 콜

라겐, 젤라틴, 히알루론산, 글루코사미노글리칸, 키토산, 알지네이트(alginate) 및 에틸렌 글리콜 및 젖산의 교차되지 않은 공중합체의 그룹으로부터 선택된 적어도 하나의 물질로 구성되는 다층식 감압 전달 장치.

청구항 43

제 17 항에 있어서,

상기 분배 매니폴드는, 폴리우레탄 폼, 폴리비닐 알코올 폼, 폴리에틸렌 폼, 확장된 폴리테트라플루오로에틸렌(polytetrafluoroethylene), 실리콘 폼, 루퍼 스폰지(loofa sponge), 해면 스폰지(sea sponge), 거즈(gauze) 및 펠트의 매트(felting mat)의 그룹으로부터 선택된 적어도 하나의 물질로 구성되는 다층식 감압 전달 장치.

청구항 44

제 17 항에 있어서,

상기 분배 매니폴드는, 짜여진 다공성 패드(woven porous pad), 짜여지지 않은 다공성 패드, 루퍼 스폰지(loofa sponge) 및 해면 스폰지(sea sponge)의 그룹에서 선택되는 다층식 감압 전달 장치.

청구항 45

조직 부위에 감압식 조직 치료를 적용하기 위한 다층식 감압 전달 장치에 있어서,

조직 부위로부터 새로운 조직의 성장을 받기 위하여 상기 조직 부위에 접촉하는 스캐폴드와 복수의 제 1 유동 채널을 가지는 조직 접촉 층;

상기 조직 부위로 감압을 전달하기 위한 세포성 물질과 복수의 제 3 유동 채널을 가지는 매니폴드 층; 및

상기 조직 접촉 층과 상기 매니폴드 층 사이에 배치되고, 상기 조직 접촉 층과 상기 매니폴드 층 중 적어도 하나에 연결되는 히드로겔 형성 물질과, 상기 복수의 제 1 유동 채널 및 상기 복수의 제 3 유동 채널과 연통되는 복수의 제 2 유동 채널을 가지는 방출 층을 포함하고,

상기 히드로겔 형성물질은 상기 조직 접촉 층 및 매니폴드 층으로 방출하기 위하여 유체를 흡수하여 히드로겔을 형성하는 다층식 감압 전달 장치.

청구항 46

제 45 항에 있어서,

상기 복수의 제 3 유동 채널, 복수의 제 2 유동 채널 및 복수의 제 1 유동 채널을 통하여 상기 조직 부위로 상기 감압을 전달하기 위하여, 상기 매니폴드 층에 유체적으로 연결되는 감압 전달 튜브를 더 포함하는 다층식 감압 전달 장치.

청구항 47

제 45 항에 있어서,

상기 히드로겔 형성 물질은, 상기 히드로겔 형성 물질이 위치하는 영역에서 상기 스캐폴드와 상기 세포성 물질 사이의 접촉을 실질적으로 방지하고,

상기 세포성 물질은, 상기 감압 적용 중에, 상기 히드로겔 형성 물질이 배치되지 않은 영역에서 상기 스캐폴드와 접촉하는 다층식 감압 전달 장치.

청구항 48

제 45 항에 있어서,

상기 조직 접촉 층의 두께는 1mm에서 4mm 까지인 다층식 감압 전달 장치.

청구항 49

제 45 항에 있어서,

상기 방출 층의 두께는 상기 조직 접촉 층의 두께 보다 작은 다층식 감압 전달 장치.

청구항 50

제 45 항에 있어서,

상기 스캐폴드는, 직경 사이즈가 50 미크론에서 500 미크론까지의 범위를 가지는 구멍들을 포함하는 다층식 감압 전달 장치.

청구항 51

제 45 항에 있어서,

상기 방출 층의 복수의 제 2 유동 채널은 히드로겔 형성 물질의 시트에 배치되는 구멍들에 의해서 제공되는 다층식 감압 전달 장치.

청구항 52

제 51 항에 있어서,

상기 방출 층 구멍 사이즈는 상기 스캐폴드의 구멍 사이즈 보다 작은 다층식 감압 전달 장치.

청구항 53

제 45 항에 있어서,

상기 히드로겔 형성 물질은, 히드로겔 형성 물질의 띠가 행과 열의 형태로 정렬되도록 그리드 패턴으로 배치되고,

상기 복수의 제 2 유동 채널은 상기 히드로겔 형성 물질의 행과 열 사이에 배치된 공간에 의해서 형성되는 다층식 감압 전달 장치.

청구항 54

제 45 항에 있어서,

상기 히드로겔 형성 물질은, 복수의 개별적인 비드로 제공되고, 상기 각 비드는 인접한 비드로부터 공간에 의해서 이격되며,

상기 복수의 제 2 유동 채널은 상기 히드로겔 형성 물질의 비드 간의 사이에 배치된 공간에 의해서 형성되는 다층식 감압 전달 장치.

청구항 55

제 54 항에 있어서,

상기 공간 들의 다공율은 상기 스캐폴드의 다공율보다 작은 다층식 감압 전달 장치.

청구항 56

제 45 항에 있어서,

상기 세포성 물질은, 그물형의 폴리에테르우레탄 폼(polyetherurethane foam)의 오픈 셀(open cell)인 다층식 감압 전달 장치.

청구항 57

제 45 항에 있어서,

상기 히드로겔 형성 물질은, 조직 통과의 장벽인 다층식 감압 전달 장치.

청구항 58

제 45 항에 있어서,

상기 스캐폴드는, 폴리락트 산(polylactic acid), 폴리글리콜 산(polyglycolic acid), 폴리카프로락톤(polycaprolactone), 폴리하이드록시 부틸레이트(polyhydroxybutyrate), 폴리하이드록시 발러레이트(polyhydroxyvalerate), 폴리디옥사논(polydioxanone), 폴리오르토에스테르(polyorthoesters), 폴리포스파젠(polyphosphazenes), 폴리우레탄(polyurethanes), 콜라겐, 히아루논산(hyaluronic acid), 키토산(chitosan), 수산화인회석(hydroxyapatite), 산호 인회석(coraline apatite), 인산 칼슘(calciun phosphate), 황산 칼슘(calcium sulfate), 탄산 칼슘, 바이오클래스, 동종이식편(allografts) 및 자가이식편(autografts)의 그룹으로부터 선택된 적어도 하나의 물질로 구성되는 다층식 감압 전달 장치.

청구항 59

제 45 항에 있어서,

상기 히드로겔 형성 물질은, 폴리에틸렌 글리콜, 친수성 폴리에테르, 폴리비닐 알코올, 폴리비닐 아세테이트, 폴리아크릴레이트, 폴리설포네이트(polysulfonates), 폴리포스파젠 히드로겔(polyphosphazene hydrogels), 콜라겐, 젤라틴, 히알루론산, 글루코사미노글리칸, 키토산, 알지네이트(alginate) 및 에틸렌 글리콜 및 젖산의 교차되지 않은 공중합체의 그룹으로부터 선택된 적어도 하나의 물질로 구성되는 다층식 감압 전달 장치.

청구항 60

제 45 항에 있어서,

상기 세포성 물질은, 폴리우레탄 폼, 폴리비닐 알코올 폼, 폴리에틸렌 폼, 확장된 폴리테트라플루오로에틸렌(polytetrafluoroethylene), 실리콘 폼, 루페 스푼지(loofa sponge), 해면 스푼지(sea sponge), 거즈(gauze) 및 펠트의 매트(felited mat)의 그룹으로부터 선택된 적어도 하나의 물질로 구성되는 다층식 감압 전달 장치.

청구항 61

조직 부위에 감압식 조직 치료를 적용하기 위한 감압 전달 장치에 있어서,

조직 부위로부터 새로운 조직의 성장을 받기 위하여 상기 조직 부위에 접촉하는 스캐폴드;

상기 스캐폴드를 통하여 상기 조직 부위로 감압을 분배하기 위한 분배 매니폴드; 및

상기 스캐폴드와 상기 분배 매니폴드와 접촉하고, 상기 스캐폴드와 상기 분배 매니폴드 사이에 위치하는 방출 물질을 포함하고,

상기 방출 물질은, 상기 방출 물질이 위치하는 영역에서 상기 스캐폴드와 상기 분배 매니폴드 사이의 접촉을 실질적으로 방지하는 감압 전달 장치.

청구항 62

제 61 항에 있어서,

상기 방출 물질은, 상기 스캐폴드와 상기 분배 매니폴드 중 적어도 어느 하나에 연결되는 감압 전달 장치.

청구항 63

제 61 항에 있어서,

상기 분배 매니폴드로 감압을 전달하기 위하여 상기 분배 매니폴드에 유체적으로 연결되는 말단부를 가지는 감압 전달튜브를 더 포함하는 감압 전달 장치.

청구항 64

제 61 항에 있어서,

상기 분배 매니폴드는, 감압 적용 중에, 상기 방출 물질이 배치되지 않은 영역에서 상기 스캐폴드와 접촉하는 감압 전달 장치.

청구항 65

제 61 항에 있어서,

상기 스캐폴드와 상기 분배 매니폴드 사이의 연통이 가능하도록 상기 스캐폴드와 상기 분배 매니폴드 사이에 배치되는 복수의 유동 채널을 더 포함하는 감압 전달 장치.

청구항 66

제 61 항에 있어서,

상기 스캐폴드의 두께는 1mm에서 4mm 까지인 감압 전달 장치.

청구항 67

제 61 항에 있어서,

상기 방출 물질의 두께는 상기 스캐폴드의 두께 보다 작은 감압 전달 장치.

청구항 68

제 61 항에 있어서,

상기 스캐폴드는, 직경 사이즈가 50 미크론에서 500 미크론까지의 범위를 가지는 구멍들을 포함하는 감압 전달 장치.

청구항 69

제 61 항에 있어서,

상기 스캐폴드는, 직경 사이즈가 100 미크론에서 400 미크론까지의 범위를 가지는 구멍들을 포함하는 감압 전달 장치.

청구항 70

제 61 항에 있어서,

상기 스캐폴드와 상기 분배 매니폴드 사이의 연통이 가능하도록, 상기 스캐폴드와 상기 분배 매니폴드 사이에 배치되는 복수의 유동 채널을 더 포함하고,

상기 복수의 유동 채널은, 방출 물질의 시트에 배치되는 구멍들에 의해서 제공되는 감압 전달 장치.

청구항 71

제 70 항에 있어서,

상기 방출 물질의 시트의 구멍 사이즈는 상기 스캐폴드의 구멍 사이즈 보다 작은 감압 전달 장치.

청구항 72

제 61 항에 있어서,

상기 스캐폴드와 상기 분배 매니폴드 사이의 연통이 가능하도록, 상기 스캐폴드와 상기 분배 매니폴드 사이에 배치되는 복수의 유동 채널을 더 포함하고,

상기 방출 물질은, 상기 방출 물질의 띠가 행과 열의 형태로 정렬되도록 그리드 패턴으로 배치되고,

상기 복수의 유동 채널은 상기 방출 물질의 행과 열 사이에 배치된 공간에 의해서 형성되는 감압 전달 장치.

청구항 73

제 61 항에 있어서,

상기 스캐폴드와 상기 분배 매니폴드 사이의 연통이 가능하도록, 상기 스캐폴드와 상기 분배 매니폴드 사이에 배치되는 복수의 유동 채널을 더 포함하고,

상기 방출 물질은, 복수의 개별적인 비드로 제공되고, 상기 각 비드는 인접한 비드로부터 공간에 의해서 이격 되며,

상기 복수의 유동 채널은 상기 방출 물질의 비드 간의 사이에 배치된 공간에 의해서 형성되는 감압 전달

장치.

청구항 74

제 73 항에 있어서,

상기 공간 들의 다공율은 상기 스캐폴드의 다공율보다 작은 감압 전달 장치.

청구항 75

제 61 항에 있어서,

상기 분배 매니폴드는 세포성 폼인 감압 전달 장치.

청구항 76

제 61 항에 있어서,

상기 분배 매니폴드는, 그물형의 폴리에테르우레탄 폼(polyetherurethane foam)의 오픈 셀(open cell)인 감압 전달 장치.

청구항 77

제 61 항에 있어서,

상기 분배 매니폴드는, 직경 사이즈가 400 미크론에서 600미크론의 범위를 가지는 구멍들을 포함하는 감압 전달 장치.

청구항 78

제 61 항에 있어서,

상기 분배 매니폴드는 항미생물제가 주입된 감압 전달 장치.

청구항 79

제 61 항에 있어서,

상기 방출 물질은 생체흡수성인 감압 전달 장치.

청구항 80

제 61 항에 있어서,

상기 방출 물질은 조직 통과의 장벽인 감압 전달 장치.

청구항 81

제 61 항에 있어서,

상기 조직 부위는, 지방 조직(adipose tissue), 뼈 조직, 연골 조직(cartilage), 결합 조직(connective tissue), 피부 조직(dermal tissue), 인대(ligament), 근육 조직, 힘줄(tendons) 및 관 조직(verscular tissue)의 그룹으로부터 선택되는 조직으로 구성되는 감압 전달 장치.

청구항 82

제 61 항에 있어서,

상기 스캐폴드는, 폴리락트 산(polylactic acid), 폴리글리콜 산(polyglycolic acid), 폴리카프로락톤(polycaprolactone), 폴리하이드록시 부틸레이트(polyhydroxybutyrate), 폴리하이드록시 발러레이트(polyhydroxyvalerate), 폴리디옥사논(polydioxanone), 폴리오르토에스테르(polyorthoesters), 폴리포스파젠(polyphosphazenes), 폴리우레탄(polyurethanes), 콜라겐, 히아루논산(hyaluronic acid), 카토산(chitosan), 수산화인회석(hydroxyapatite), 산호 인회석(coraline apatite), 인산 칼슘(calcium phosphate), 황산 칼슘(calciun sulfate), 탄산 칼슘, 바이오클래스, 동종이식편(allografts) 및 자가이식편(autografts)의 그룹으

로부터 선택된 적어도 하나의 물질로 구성되는 감압 전달 장치.

청구항 83

제 61 항에 있어서,

상기 병출 물질은, 폴리에틸렌 글리콜, 친수성 폴리에테르, 폴리비닐 알코올, 폴리비닐 아세테이트, 폴리아크릴레이트, 폴리설포네이트(polysulfonates), 폴리포스파젠 히드로겔(polyphosphazene hydrogels), 콜라겐, 젤라틴, 히알루론산, 글루코사미노글리칸, 키토산, 알지네이트(alginate), 디옥시리보핵산, 및 에틸렌 글리콜 및 젖산의 교차되지 않은 공중합체의 그룹으로부터 선택된 적어도 하나의 물질로 구성되는 감압 전달 장치.

청구항 84

제 61 항에 있어서,

상기 분배 매니폴드는, 폴리우레탄 폼, 폴리비닐 알코올 폼, 폴리에틸렌 폼, 확장된 폴리tetra플루오로에틸렌(polytetrafluoroethylene), 실리콘 폼, 루퍼 스폰지(loofa sponge), 해면 스폰지(sea sponge), 거즈(gauze) 및 웰트의 매트(felting mat)의 그룹으로부터 선택된 적어도 하나의 물질로 구성되는 감압 전달 장치.

청구항 85

제 61 항에 있어서,

상기 분배 매니폴드는, 짜여진 다공성 패드(woven porous pad), 짜여지지 않은 다공성 패드, 루퍼 스폰지(loofa sponge) 및 해면 스폰지(sea sponge)의 그룹에서 선택되는 감압 전달 장치.

청구항 86

조직 부위에 감압식 조직 치료를 적용하기 위한 감압 전달 기구에 있어서,

감압을 분배하기 위한 분배 매니폴드와 조직 부위로부터의 새로운 조직 성장을 촉진시키는 스캐폴드를 가지며, 상기 분배 매니폴드와 상기 스캐폴드는 상기 분배 매니폴드와 상기 스캐폴드 사이에 배치되는 히드로겔 형성 물질에 의해서 서로 결합되는 감압 전달 장치; 및

상기 분배 매니폴드와 상기 스캐폴드를 통하여 상기 감압을 상기 조직 부위로 전달하기 위하여, 상기 분배 매니폴드에 유체적으로 연결되는 말단부를 가지는 감압 전달 튜브를 포함하는 감압 전달 기구.

청구항 87

제 86 항에 있어서,

상기 히드로겔 형성 물질은, 상기 히드로겔 형성 물질이 위치하는 영역에서 상기 스캐폴드와 상기 분배 매니폴드 사이의 접촉을 실질적으로 방지하는 감압 전달 기구.

청구항 88

제 86 항에 있어서,

상기 분배 매니폴드는, 감압 적용 중에, 상기 히드로겔 형성 물질이 배치되지 않은 영역에서 상기 스캐폴드와 접촉하는 감압 전달 기구.

청구항 89

제 86 항에 있어서,

상기 스캐폴드와 상기 분배 매니폴드 사이의 연통이 가능하도록, 상기 스캐폴드와 상기 분배 매니폴드 사이에 배치되는 복수의 유동 채널을 더 포함하는 감압 전달 기구.

청구항 90

제 86 항에 있어서,

상기 스캐폴드의 두께는 1mm에서 4mm 까지인 감압 전달 기구.

청구항 91

제 86 항에 있어서,

상기 히드로겔 형성 물질의 두께는 상기 스캐폴드의 두께 보다 작은 감압 전달 기구.

청구항 92

제 86 항에 있어서,

상기 스캐폴드와 상기 분배 매니폴드 사이의 연통이 가능하도록, 상기 스캐폴드와 상기 분배 매니폴드 사이에 배치되는 복수의 유동 채널을 더 포함하고,

상기 복수의 유동 채널은, 상기 히드로겔 형성 물질의 시트에 배치되는 구멍들에 의해서 제공되는 감압 전달 기구.

청구항 93

제 92 항에 있어서,

상기 히드로겔 형성 물질의 시트의 구멍 사이즈는 상기 스캐폴드의 구멍 사이즈 보다 작은 감압 전달 기구.

청구항 94

제 86 항에 있어서,

상기 스캐폴드와 상기 분배 매니폴드 사이의 연통이 가능하도록, 상기 스캐폴드와 상기 분배 매니폴드 사이에 배치되는 복수의 유동 채널을 더 포함하고,

상기 히드로겔 형성 물질은, 상기 히드로겔 형성 물질의 띠가 행과 열의 형태로 정렬되도록 그리드 패턴으로 배치되고,

상기 복수의 유동 채널은 상기 히드로겔 형성 물질의 행과 열 사이에 배치된 공간에 의해서 형성되는 감압 전달 기구.

청구항 95

제 86 항에 있어서,

상기 스캐폴드와 상기 분배 매니폴드 사이의 연통이 가능하도록, 상기 스캐폴드와 상기 분배 매니폴드 사이에 배치되는 복수의 유동 채널을 더 포함하고,

상기 히드로겔 형성 물질은, 복수의 개별적인 비드로 제공되고, 상기 각 비드는 인접한 비드로부터 공간에 의해서 이격되며,

상기 복수의 유동 채널은 상기 히드로겔 형성 물질의 비드 간의 사이에 배치된 공간에 의해서 형성되는 감압 전달 기구.

청구항 96

제 95 항에 있어서,

상기 공간 들의 다공율은 상기 스캐폴드의 다공율보다 작은 감압 전달 기구.

청구항 97

제 86 항에 있어서,

상기 분배 매니폴드는, 그물형의 폴리에테르우레탄 폼(polyetherurethane foam)의 오픈 셀(open cell)인 감압 전달 기구.

청구항 98

제 86 항에 있어서,

상기 히드로겔 형성 물질은 조직 통과의 장벽인 감압 전달 기구.

청구항 99

제 86 항에 있어서,

상기 스캐폴드는, 폴리락트 산(polylactic acid), 폴리글리콜 산(polyglycolic acid), 폴리카프로락톤(polycaprolactone), 폴리하이드록시 부틸레이트(polyhydroxybutyrate), 폴리하이드록시 발러레이트(polyhydroxyvalerate), 폴리디옥사논(polydioxanone), 폴리오르토에스테르(polyorthoesters), 폴리포스파젠(polyphosphazenes), 폴리우레탄(polyurethanes), 콜라겐, 히아루논산(hyaluronic acid), 키토산(chitosan), 수산화인회석(hydroxyapatite), 산호 인회석(coraline apatite), 인산 칼슘(calcium phosphate), 황산 칼슘(calium sulfate), 탄산 칼슘, 바이오클래스, 동종이식편(allografts) 및 자가이식편(autografts)의 그룹으로부터 선택된 적어도 하나의 물질로 구성되는 감압 전달 기구.

청구항 100

제 86 항에 있어서,

상기 히드로겔 형성 물질은, 폴리에틸렌 글리콜, 친수성 폴리에테르, 폴리비닐 알코올, 폴리비닐 아세테이트, 폴리아크릴레이트, 폴리설포네이트(polysulfonates), 폴리포스파젠 히드로겔(polyphosphazene hydrogels), 콜라겐, 젤라틴, 히알루론산, 글루코사미노글리칸, 키토산, 알지네이트(alginate) 및 에틸렌 글리콜 및 젖산의 교차되지 않은 공중합체의 그룹으로부터 선택된 적어도 하나의 물질로 구성되는 감압 전달 기구.

청구항 101

제 86 항에 있어서,

상기 분배 매니폴드는, 폴리우레탄 폼, 폴리비닐 알코올 폼, 폴리에틸렌 폼, 확장된 폴리테트라플루오로에틸렌(polytetrafluoroethylene), 실리콘 폼, 루페 스푼지(loofa sponge), 해면 스푼지(sea sponge), 거즈(gauze) 및 웰트의 매트(felting mat)의 그룹으로부터 선택된 적어도 하나의 물질로 구성되는 감압 전달 기구.

청구항 102

제 86 항에 있어서,

상기 감압 전달 튜브의 근접 단부에 유체적으로 연결되는 감압 소스를 더 포함하는 감압 전달 기구.

청구항 103

삭제

청구항 104

삭제

청구항 105

삭제

청구항 106

삭제

청구항 107

삭제

청구항 108

삭제

청구항 109

삭제

청구항 110

삭제

청구항 111

삭제

청구항 112

삭제

청구항 113

삭제

청구항 114

삭제

청구항 115

삭제

청구항 116

삭제

명세서

기술분야

[0001]

본 발명은 일반적으로 조직 성장을 촉진시키는 시스템 또는 방법에 관한 것으로서, 구체적으로는, 감압(reduced pressure)에 노출될 때, 조직의 성장을 높이는 조직 성장 미디엄(medium)을 가지는 멀티 층(Multi-layer) 상처 드레싱에 관한 것이다.

배경기술

[0002]

아물지 않은 상처(open wounds)의 진공 유도 치료는 텍사스에 있는 Kinetic Concepts, Inc. of San Antonio의 상업적으로 유용한 V.A.C.® 생산 라인에 의해서 최근에 보급되어 왔다. 상기 진공 유도 치료 방법은 참고문헌으로 제시된 Zamierowski의 1990.11.13일자 미국특허 4,969,880와, 이 특허의 계속 출원(continuations) 및 일부 계속 출원(continuations in part)인 1992.03.31일자 미국특허 5,100,396, 1993.11.16일자 미국특허 5,261,893 및 1996.06.18일자 미국특허 5,527,293에 개시된다. 게다가, 진공 유도 치료 공정의 진보 및 개량된 내용이 참고문헌으로 제시된 Zamierowski의 2000.06.06일자 미국특허 6,071,276, Argenta et al.의 1997.06.10일자 미국특허 5,636,643 및 1997.06.08일자 미국특허 5,645,081에 개시된다.

[0003]

생체 흡수와 includable의 창조, 세포성장 촉진 세포간질(matrices), 격자(lattices) 또는 스캐폴드(scaffolds)에 대해서 상당한 연구가 수행되어 왔다. 출원인에게 알려진 대표적인 미국특허는, 참고문헌으로 제시되는 Kemp.et.al.의 1993.10.26일자 미국특허 5,256,417, Chatelier et al.의 1995.09.12일자 미국특허 5,449,383, Bennett et al.의 1996.11.26일자 미국특허 5,578,662, 하나의 공통된 모출원으로부터 진행된 Yasukawa et al.의 1997.05.13일자 미국특허 5,629,186 및 1998.07.14일자 미국특허 5,780,281이 포함된다. 관련분야의 당업자에게 잘 알려져 있는, 표면 상처의 클로저(closure)는 상처 주위의 상피(epithelial) 및 피하(subcutaneous) 조직의 안쪽으로의 이동(migration)을 수반한다. 이러한 이동은, 혈류 증가 및 다양한 기능성의 세포가 활성화되는 염증성 작용(inflammatory process)에 의해서 보조된다. 염증성 작용을 통하여, 손상되거나 파손된 관(vessel)의 혈류는 모세관 수준의 혈관 폐색(occlusion)에 의해서 정지된다. 그 후에, 재생 과정이 시작될 수 있다. 불행하게도, 이러한 작용은 상처가 크거나 감염될 때 방해된다. 이러한 상처의 경우, 상처 표면 주위에 혈류 정지 영역(조직의 팽창 부분에 위치하여 조직으로의 혈액 흐름을 제한하는 영역)

을 형성한다.

[0004]

충분한 혈류량 없이는, 상처를 둘러싸는 상피 및 피하조직은 감소된 산소 및 영양을 받을 뿐만 아니라 박테리아 감염을 성공적으로 방지할 수 없어, 상처를 자연적으로 치료하기 어렵다. 진공 유도 치료의 개발전까지, 치료가 어려운 상처는 오직 봉합사(sutures) 또는 스테이플(staples)의 사용에 의해서 처리되었다. 비록 광범위하게 사용되고 효과적이기는 하나, 그러한 기계적인 봉합 기술은 상처 주위의 피부 조직의 팽팽함(tension)을 야기하는 주요한 문제점을 가진다. 특히, 봉합사 또는 스테이플을 사용하여 봉합하는데 필요한 신장력(tensile force)은, 봉합사 또는 스테이플 삽입 지점에 매우 큰 집중 압력을 가할 수 있다. 이러한 압력은, 공통적으로 상기 삽입 지점에서의 터짐을 야기하며, 이는 결과적으로 상처 터짐 및 추가적인 조직 손실을 야기하기 하게 된다.

[0005]

추가적으로 일부 상처는 봉합사 또는 스테이플에 의한 봉합이 알맞지 않은 것에 따른 오염에 의해서 굳거나, 염증을 일으키게 된다. 봉합사 또는 스테이플에 의해서 치유할 수 없는 상처는 일반적으로 장기 입원과, 부수적인 고비용 및 주위 조직의 이식과 같은 큰 수술적인 치료를 필요로 한다. 봉합사 또는 스테이플에 의해서 쉽게 치료될 수 없는 상처의 예로는, 크고 깊은 상처, 육창(decubitus ulcer), 만성 골수염(osteomyelitis)에 따른 궤양(ulcer), 결과적으로 전체 심재성 화상으로 발전되는 부분적인 심재성 화상(thickness burn)이 있다.

[0006]

기계적인 봉합 기구의 결과로서, 배액 상처의 치료를 위하여 연속적인 음압을 적용하는 방법 및 장치가 개발되어 왔다. 상처의 충분한 영역을 넘어서 적용될 때, 그러한 음압은 상피 및 피하조직의 상처를 향한 이동을 촉진시키게 된다. 실제로 본 출원인 또는 "Vacuum Assisted Cloture"(or "V.A.C®") 치료에 의해서 상업화된 음압의 상처로의 적용은 전형적으로 과도한 유체의 제거를 동시에 수반하는 상처의 기계와 같은 수축을 포함한다. 이와 같이, V.A.C® 치료는 인체의 자연적 염증 과정을 증가시키는 반면 적절한 정맥 환류를 위한 필수적인 혈관 구조 없이 혈류량이 증가되는 것에 의해서 야기되는 부종의 생성과 같은 널리 알려진 내재적인 많은 부작용을 경감시킨다.

[0007]

V.A.C® 치료가 상처 봉합 및 치료가 어렵다고 생각되던 상처의 치료를 매우 성공적으로 촉진하는 동안, 일부 어려움이 잔존한다. V.A.C® 치료의 본질은 공기적으로 밀폐된 공간을 필요하기 때문에, 이러한 치료는 종종 다른 유익하고 바람직한 상처 치료 양식을 배제한 채 수행되어야 한다. 지금까지 배제된 양식 중 하나는, 본래 위치의 세포 성장 강화 매트릭스의 공급에 의한 세포 성장의 촉진이다.

[0008]

추가적인 어려움은 상처 드레싱의 빈번한 변경에 있다. 상처가 봉합될 때, 세포 조직의 묶임이 발생할 수 있다. 전통적인 V.A.C® 치료의 사용은 드레싱의 규칙적인 변경을 필요로 한다. 무모한 드레인 변경은 조직 세포가 과도하게 드레싱에 익숙해지는 경우 상처 부위에서의 조직 손상을 야기한다.

발명의 상세한 설명

[0009]

조직 드레싱에 존재하는 문제는 본 발명의 시스템 및 방법에 의해서 해결될 수 있다. 본 발명의 일 양태에 따르면, 감압 전달 시스템은, 조직 부위에 감압 조직 치료를 적용하기 위하여 제공된다. 상기 감압 전달 시스템은, 조직 접촉 층과 방출 층과 매니폴드 층을 가지는 멀티 층 감압 전달 장치를 포함한다. 상기 조직 접촉 층은 조직 부위에 접촉하기 위한 스캐폴드(scaffold)를 포함한다. 상기 방출 층은 히드로겔(hydrogel) 형성 물질과 복수의 유동 채널을 포함한다. 상기 매니폴드 층은 분배 매니폴드를 포함한다. 상기 방출 층은 상기 조직 접촉 층과 매니폴드 층 사이에 위치된다. 상기 방출 층의 상기 히드로겔 형성 물질은 상기 조직 접촉 층과 매니폴드 층 중 적어도 하나에 고정된다. 감압 전달 튜브는 조직 부위에 감압을 전달하기 위하여 상기 매니폴드 층에 유동적으로 연통된다.

[0010]

본 발명의 다른 양태에 따르면, 멀티 층 감압 전달 장치는, 조직 부위에 접촉하기 위한 스캐폴드를 가지는 제1 층과, 히드로겔 형성 물질 및 복수의 유동 채널을 가지는 제2 층을 포함한다. 상기 감압 전달 장치는, 상기 히드로겔 형성 물질에 접촉하는 분배 매니폴드를 가지는 제3 층을 더 포함한다.

[0011]

본 발명의 또 다른 양태에 따르면, 멀티 층 감압 전달 장치는, 조직 접촉 층과, 매니폴드 층과, 방출 층을 포함한다. 상기 조직 접촉 층은 조직 부위로부터 새로운 조직의 성장을 받기 위하여 조직 부위에 접촉하는 스캐폴드를 포함한다. 상기 조직 접촉 층은 복수의 제1 유동 채널을 더 포함한다. 상기 매니폴드 층은 조직 부위로 감압을 전달할 수 있는 세포 물질과 복수의 제3 유동 채널을 포함한다. 상기 방출 층은 상기 조직 접촉 층과 매니폴드 층 사이에 배치되며, 상기 조직 접촉 층과 매니폴드 층 중 적어도 하나 이상과 연결되는 히드

로겔 형성 물질을 포함한다. 상기 히드로겔 형성 물질은, 유체를 흡수하여 상기 조직 접촉 층 및 매니폴드 층 중 적어도 하나 이상에 방출하는 히드로겔을 형성한다. 상기 방출 층은 상기 복수의 제 1 유동 채널과 복수의 제 3 유동 채널과 연통하는 복수의 제 2 유동 채널을 더 포함한다.

[0012] 본 발명의 또 다른 양태에 따르면, 감압 전달 장치는, 조직 부위에 감압 조직 치료제를 적용하기 위하여 제공된다. 상기 감압 전달 장치는, 조직 부위로부터 새로운 조직의 성장을 반기 위하여 조직 부위에 접촉하는 스캐폴드와, 상기 스캐폴드를 통하여 조직 부위로 감압을 분배하기 위한 분배 매니폴드와, 상기 스캐폴드와 분배 매니폴드 접촉되고, 상기 스캐폴드와 상기 분배 매니폴드 사이에 배치되는 방출 물질을 포함한다. 상기 방출 물질은 적어도 상기 방출 물질이 접촉되는 영역에서 상기 스캐폴드와 상기 분배 매니폴드의 실질적인 접촉을 방지한다.

[0013] 본 발명에서 감압 전달 시스템의 또 다른 양태는, 분배 매니폴드와 스캐폴드와 히드로겔 형성 물질을 가지는 감압 전달 장치를 포함한다. 상기 분배 매니폴드는 감압을 분배하고, 상기 스캐폴드는 조직 부위로부터의 새로운 조직의 성장을 촉진한다. 상기 분배 매니폴드와 상기 스캐폴드는 상기 분배 매니폴드와 상기 스캐폴드 사이에 배치되는 상기 히드로겔 형성 물질에 의해서 결합된다. 상기 시스템은, 상기 분배 매니폴드 및 스캐폴드를 통하여 상기 조직 부위로 감압을 전달하기 위하여 상기 분배 매니폴드에 연통되는 말단부(distal end)를 가지는 감압 전달 튜브를 더 포함한다.

[0014] 본 발명의 다른 양태에 따르면, 조직 부위에서의 새로운 조직 성장을 촉진시키는 조직 성장 키트(kit)가 제공된다. 상기 조직 성장 키트는, 상기 조직 부위에 접촉하는 제 1 부분 및 제 2 부분과, 상기 스캐폴드의 제 2 부분에 접촉하는 히드로겔 형성 물질과 상기 스캐폴드를 통하여 감압을 상기 조직 부위로 분배하기 위하여 상기 히드로겔 형성 물질에 접촉하는 분배 매니폴드를 포함한다.

[0015] 본 발명의 또 다른 양태에 따르면, 조직 부위에서의 새로운 조직 성장을 촉진시키는 방법은, 조직 부위에 접촉되도록 스캐폴드를 위치시키는 단계와, 상기 스캐폴드에 접촉되도록 상기 히드로겔 형성 물질을 위치시키는 단계와, 상기 히드로겔 형성 물질에 접촉되도록 상기 매니폴드를 위치시키는 단계를 포함한다. 감압은 상기 매니폴드 및 스캐폴드를 통하여 상기 조직 부위에 가해진다.

[0016] 본 발명의 또 다른 양태에 따르면, 조직 부위에서의 새로운 조직 성장을 촉진시키는 방법은, 조직 부위에 접촉되도록 멀티 층 감압 전달 장치를 위치시키는 단계를 포함한다. 상기 멀티 층 감압 전달 장치는, 상기 조직 부위에 접촉하는 스캐폴드를 가지는 조직 접촉 층과, 분배 매니폴드를 가지는 매니폴드 층을 포함한다. 상기 감압 전달 장치는 히드로겔 형성 물질과 복수의 유동 채널을 가지는 방출 층을 더 포함한다. 상기 방출 층은 상기 조직 접촉 층과 매니폴드 층 사이에 배치된다. 상기 방출 층의 히드로겔 형성 물질은 상기 조직 접촉 층 및 상기 매니폴드 층 중 적어도 하나에 고정된다. 상기 멀티 층 감압 전달 장치는 상기 조직 접촉 층이 상기 조직 부위에 접촉되도록 정렬된다. 감압은 상기 분배 매니폴드, 유동 채널 및 스캐폴드를 통하여 상기 조직 부위에 가해진다.

[0017] 본 발명의 다른 양태에 따르면, 조직 부위에서의 새로운 조직 성장을 촉진시키는 방법은, 조직 부위에 접촉되도록 멀티 층 감압 전달 장치를 위치시키는 단계를 포함한다. 상기 멀티 층 감압 전달 장치는, 조직 부위에 접촉하는 스캐폴드를 가지는 제 1 층과, 히드로겔 형성 물질과 복수의 유동 채널을 가지는 제 2 층을 포함한다. 상기 히드로겔 형성 물질은 상기 스캐폴드에 접촉한다. 분배 매니폴드를 가지는 제 3 층은 상기 히드로겔 형성 물질에 접촉한다. 상기 멀티 층 감압 전달 장치는, 상기 조직 접촉 층이 상기 조직 부위에 접촉하도록 정렬된다. 상기 감압은 상기 분배 매니폴드, 유동 채널 및 상기 스캐폴드를 통하여 상기 조직 부위에 가해진다.

[0018] 본 발명의 또 다른 양태에 따르면, 조직 부위에서의 새로운 조직 성장을 촉진시키는 방법은, 스캐폴드가 조직 부위에 접촉하도록 위치시키고, 히드로겔 형성 물질이 상기 스캐폴드에 접촉하도록 위치시키며, 분배 매니폴드가 상기 히드로겔 형성 물질에 접촉하도록 위치시키는 단계를 포함한다. 상기 분배 매니폴드 및 스캐폴드를 통하여 감압이 상기 조직 부위로 가해지는 것에 의해서, 새로운 조직 성장은 상기 조직 부위에서 활발이 일어난다.

[0019] 본 발명의 다른 목적, 구조 및 효과는 첨부되는 도면 및 아래의 구체적인 설명에 의해서 명백해질 것이다.

실시예

[0029] 본 예시적인 양태에 대한 이하의 상세한 설명에 있어서, 참조 부호는 그 부분을 형성하는 첨부된 도면에 따라 만들어지고, 본 발명이 적용될 수 있는 특정의 바람직한 양태들의 설명에 의해서 보여진다. 이러한 양태들은

해당 분야에서 통상의 지식을 가진 사람들로 하여금 본 발명을 실시할 수 있도록 충분히 상세하게 설명되며, 다른 양태들은 이용될 수 있고, 논리상 구조적인, 기계적인, 전기적인, 및 화학적인 변화들은 본 발명의 사상 및 범위를 벗어나지 않는 상태에서 만들어질 수 있다. 해당 분야의 통상의 지식을 가진 사람들이 여기에 설명된 양태들을 실시하도록 하는 데 필요하지 않은 상세한 설명을 피하기 위하여, 상기 상세한 설명은 해당 분야의 통상의 지식을 가진 사람들에게 알려진 어떠한 정보를 생략할 수 있다. 그러므로, 이하의 설명된 상세한 설명은 제한된 의미로 나타나지 않고, 본 발명의 범위는 단지 부가된 청구항에 의하여 규정된다.

[0030] 용어 "manifold"는 조직 부위로 감압을 가하는 것을 보조하는, 조직 부위로 유체를 전달하는, 조직 부위로부터 유체를 제거하는 물질 또는 구조를 언급하는데 사용된다. 매니폴드(manifold)는 전형적으로 매니폴드 주위의 조직의 영역으로 유체를 분배하는 것을 개선시키거나, 매니폴드 주위의 조직의 영역으로부터 유체를 제거하는 것을 개선시키기 위하여 연결되는 복수의 유동 채널 또는 경로를 포함한다. 매니폴드에는, 유동 채널을 형성하기 위해 배치되는 구조적인 요소를 가지는 제한적인 기구 외에, 오픈 셀 폼(foam)과 같은 조직 폼, 다공성 조직 수집물, 및 유동 채널을 가지는 유체, 젤 및 폼이 포함될 수 있다.

[0031] 용어 "감압(reduced pressure)"은 치료 대상인 조직 주위의 압력 보다 작은 압력을 설명하는데 사용된다. 대부분의 경우에, 상기 감압은 환자가 위치하는 주위 압력보다 작을 것이다.

[0032] 비록 용어 "진공(vacuum) 및 음압(negative pressure)"은 조직 부위에 적용되는 압력을 설명하기 위하여 사용되나, 조직 부위에 적용되는 실제 압력은 보통 완전한 진공과 결합된 압력보다 상당히 더 낮은 것일 수 있다. 감압은 튜브 및 조직 부위 영역에서의 유체 유동을 초기에 발생시킬 수 있다. 조직 부위에서의 압력이 바람직한 감압에 도달할 때, 유동은 없어질 수 있고, 그 다음 감압은 유지된다. 다른 설명이 있지 않는 한, 압력 값은 게이지 압력을 의미한다.

[0033] 용어 "스캐폴드(scaffold)"는 세포 성장 및/또는 조직 형성을 강화 또는 촉진시키기 위하여 사용되는 물질 또는 구조를 설명하기 위하여 사용된다. 스캐폴드는 세포 성장에 템플릿(template)을 제공하는 전형적으로 3차원 다공성 구조이다. 상기 스캐폴드는 조직 성장을 위하여, 세포, 성장 인자, 세포밖의 매트릭스 요소, 영양분, 인티그린(integrin) 또는 다른 물질이 주입되거나, 코팅되거나 구성될 수 있다. 스캐폴드는 조직 부위의 감압 조직 치료제를 투여하기 위하여 본원에 기재된 양태에 따른 매니폴드로서 사용될 수 있다.

[0034] 용어 "조직 부위(tissue site)"는, 본 발명의 양태에서 제한적이지 않은, 뼈 조직, 지방 조직(adipose tissue), 근육 조직, 피부 조직(dermal tissue), 관 조직(versacular tissue), 결합 조직(connective tissue), 연골 조직(cartilage), 힘줄(tendons) 또는 인대(ligament)를 포함하는 상처, 조직 내부 또는 위에 위치하는 결손(defect)을 설명하기 위하여 사용될 수 있다.

[0035] 또한, 용어 "조직 부위"는 본질적인 상처 또는 결함은 아니나, 추가적인 조직 성장의 추가 또는 촉진이 요구되는 조직의 영역을 설명하기 위하여 사용될 수 있다. 예를 들면, 감압 조직 치료는 다른 조직에 이식되기 위한 추가적인 조직을 성장시키기 위하여 특정 조직 영역에 적용될 수 있다.

[0036] 본 발명은 음압 치료를 이용한 생체적합성 상처 드레싱이다. 용어 "상처(wound)"는, 화상(burns), incisional 및 excisional 상처, 궤양, 외상성 상처, 만성의 아물지 않는 상처를 포함할 수 있다. 용어 "패드(pad)"는 폼(foam), 스크린 또는 다른 다공성 물질을 포함할 수 있다. 용어 "전통적인 패드(conventional pad)"는 공통적으로 V.A.C® 치료에 사용되는 폴리우레탄(polyurethane: PU) 또는 폴리비닐알코올(polyvinylalcohol: PVA) 폼(foam)을 의미한다. 용어 "V.A.C® 치료"는 본 출원인 또는 모기업, 또는 앞서 언급한 특허 및 출원에 의해서 상업화된 음압 상처 치료를 의미한다.

[0037] 도면 들을 참조하면, 본 발명(10)은 상처 부위(12)에 실질적으로 삽입되기 위한 폼 패드(foam pad: 11)와, 상처 부위(12)에서 상기 폼 패드(11)의 내용물을 실링하기 위한 상처 드레이프(drape)(13)를 포함한다. 본 발명에 따르면, 상기 폼 패드(11)는 조직 성장 강화 매트릭스 또는 래티스(lattice)를 포함하는 것으로 모디파이 될 수 있고, 바람직한 다공성 세포 성장 강화 기질(substrate)이 상처 주위에 보내질 수 있다.

[0038] 상기 상처 부위(12)로의 삽입과 상기 상처 드레이프(13)의 실링 후에, 상기 폼 패드(11)는 유체 배액을 촉진하기 위하여, 당업자에게 잘 알려진 진공 소스(source)와 연통된다. 상기 폼 패드(11)는 종래 기술의 패드로부터 변경되어, 상기 패드(11)는 V.A.C® 치료를 침해하지 않는 매트릭스(14)를 포함하며, 그로부터 변경이 불필요하다.

[0039] 본 발명의 바람직한 양태에 따르면, 폼 패드(11)의 변경을 제외하고는 상기 폼 패드(11), 상처 드레이프(13)

및 진공 소스는 종래 기술에서 잘 알려져 있다. 이러한 구성 요소 각각은, 1995.08.22일자 미국특허 출원번호 No. 08/517,901의 계속 출원이고, 1994.08.22일자 미국특허 출원번호 No. 08/293,854의 부분 계속 출원인 1997.10.16일자 미국특허 출원 번호 No. 08/0951,832("'832 명세서"라고 함)에 상술되어 있다.

[0040] 이 언급에 의해서, 청구항 및 도면을 포함한 미국 특허출원 번호 No. 08/951,832의 전체 명세서가 이 명세서에 상세하게 설명된다.

[0041] '832 명세서에는, 상기 폼 패드(11)는 바람직하게, 흡입 하에서 상처 유체의 좋은 투과성을 위한 망상의 오픈 셀 폴리우레탄 또는 폴리에테르 폼을 포함한다. 또한, '832 명세서에는, 상기 폼 패드(11)는 바람직하게, 플라스틱 또는 유사한 물질의 호스(15)를 경유하여 진공 소스에 연통되도록 배치되며, 상기 진공 소스는, 중간에 개입된 소수성(hydrophobic) 멤브레인 필터를 경유하여, 펌프와 연통되어 안전하게 진공 상태에 놓이는 캐니스터를 포함한다. '832 명세서에는, 상기 상처 드레이프(13)가 상기 상처 부위(12)의 실링을 위하여 바람직하게 적어도 둘레 방향으로 압력 민감성의 아크릴 접착제가 커버되는 탄성(elastomeric) 물질을 포함하는 것이 개시된다.

[0042] 본 발명의 바람직한 방법에 의하면, '832 명세서에 설명된 요소 들은 폼 패드(11)가 매트릭스(14)를 포함하는 것을 제외하고는 종래 기술이 적용될 수 있다. 상기 매트릭스(14)는 복수의 섹션(17) 형태로 만들어진 다공성 물질(16)을 포함한다. 상기 물질(16)은 상기 패드(11)의 베이스(18) 측에서 상기 폼 패드(11)에 이식될 수 있다. V.A.C® 상처 치료를 위한 준비로 폼 패드(11)의 가공이 필요하기 때문에, 물질(16)은 바람직하게 패드(11)의 중앙에 위치한다. 출원인은 이 것을 용어 "matrix"의 사용에 의해서 물질(16) 또는 섹션(17)의 규칙적인 또는 대칭적인 배열을 제한하는 것을 의도하지 않는다.

[0043] 다르게는, 또는 바람직한 양태에 더하여, 상기 폼 패드는 생체 흡수 가능한 분지된 폴리머(미도시) 만으로 구성되거나 상기 매트릭스(14)와 혼합되어 구성될 수 있다. 내장된 및/또는 돌출된 및/또는 생체 흡수 가능한 분지된 폴리머로 구성된 매트릭스(14)를 가지는 패드(11)의 배치와 관련하여, 상기 상처 드레이프(13)는 상처 부위 상의 밀폐 공간을 형성하기 위하여 패드의 위쪽에 위치될 수 있다. 사용상에 있어서, V.A.C® 치료는 널리 수행되었고, 필요한 경우, 세포 성장 강화 치료가 물질(16)을 포함하는 매트릭스(14)을 단순히 추가되었다.

[0044] 이러한 방식으로, 세포 성장 강화 치료는 V.A.C® 치료 성능의 손실, 불편함 및 비용 상승 없이 편리하게 혼존하는 V.A.C® 치료와 결합될 수 있다.

[0045] 예 1

[0046] 상술한 오픈 셀 폼이 패드로 형성된다. Totakura의 1998.08.18일자 미국 등록번호 column 5의 5-42줄에 기재된 일반적인 원리는 상기 패드의 바닥면에 첨가되는 구조를 형성하는 것이다. 홀 들은 생체 흡수 가능한 세포 성장 강화 매트릭스 기질로부터 상대적으로 이격된 비생체 흡수 가능한 기질 부분에 위치된다. 이 매트릭스는 치료될 상처의 경계 부위의 패드의 일부를 커버한다. 그 다음 상기 패드는 기밀된 드레이프로부터 완전하게 커버되고, 서브 대기 압력 하에 놓이게 되며, 이는 V.A.C® 치료를 이용하기 위한 기본적인 예이다. 상기 패드가 제거될 때, 상기 매트릭스는 흡수되고, 상기 성장 세포들이 손상되지 않도록 상기 매트릭스는 상기 패드의 예정된 사용 연한 내에 흡수된다. 상기 패드는 필요에 따라 치료상의 필요성에 의해서 전통적인 패드나 패드 함유 매트릭스로 교체된다.

[0047] 예 2

[0048] 전통적인 패드가 선택된다. 콜라겐 세포 성장 매트릭스가 패드의 바닥부의 일부에 적용된다. 패드 함유 매트릭스가 전통적인 패드를 대체하는 V.A.C® 치료의 일반적인 원리가 후술된다. 상기 패드의 예정된 사용 주기 동안, 상기 패드가 제거될 때, 상기 매트릭스는 흡수되고 상기 성장 세포들이 손상되지 않도록, 콜라겐 매트릭스는 성장 세포들에 의해서 흡수된다. 상기 패드는 필요에 따라 치료상의 필요성에 의해서 전통적인 패드나 패드 함유 매트릭스로 교체된다.

[0049] 예 3

[0050] 예 2에 설명된 절차가 개시된다. 하지만, 때때로 상표 P.R.I.M.M에 의해서 언급되는 초저밀도 융해 섬유질의 세라믹은 콜라겐 매트릭스 대신에 사용된다. V.A.C® 치료의 일반적인 원리가 후술된다. 상기 패드의 예정된 사용 주기 동안, 상기 초저밀도 융해 섬유질의 세라믹은, 상기 패드가 제거될 때 상기 초저밀도 융해 섬유질의 세라믹은 흡수되고 상기 성장 세포들이 손상되지 않도록, 상기 성장 세포들에 의해서 흡수된다. 상기 패드는 필요에 따라 치료상의 필요성에 의해서 전통적인 패드나 패드 함유 매트릭스로 교체된다.

[0051] 예 4

[0052] 많은 적당한 생체흡수가능 물질들이 봉합사, 수술 상의 도구 및 그와 유사한 것으로 사용된다. 이러한 물질들의 샘플들이 Lin의 1999.12.07일자 미국특허 No. 5,997,568 및 Roby의 1999년 미국특허 No. 5,914,387, 5,902,874, 5,902,875에 기재되어 있다. 이 물질 또는 유사한 물질들로부터 선택된 하나 또는 그 이상은 전통적인 패드에 위치한다. V.A.C® 치료의 일반적인 원리가 후술된다. 상기 패드의 예정된 사용 주기 동안, 상기 생체흡수가능 물질은, 상기 상기 패드가 제거될 때 상기 생체흡수가능 물질은 흡수되고 상기 성장 세포들이 손상되지 않도록, 사익 성장 세포들에 의해서 흡수된다. 상기 패드는 필요에 따라 치료상의 필요성에 의해서 전통적인 패드나 패드 함유 매트릭스로 교체된다.

[0053] 예 5

[0054] Bennet의 미국특허 No. 5,578,662에 개시된 것과 유사한, 생체흡수가능 분지 폴리머는 패드를 형성한다. 생체흡수가능 분지 폴리머가 전통적인 패드를 대체하는 V.A.C® 치료의 일반적인 원리가 후술된다. 상기 패드의 예정된 사용 주기 동안, 상기 패드의 교체 없고 상처 부위의 손상이 없도록 상기 패드는 상기 성장 세포들에 의해서 흡수된다. 만약, 추가적인 치료가 필요한 경우, 전통적인 패드, 추가적인 패드 함유 매트릭스, 추가적인 생체흡수가능 분지 폴리머 패드가 상처 부위에 위치할 수 있고, V.A.C® 치료가 계속된다.

[0055] 도 2 및 도 3을 참조하면, 본 발명의 일 양태에 따른 감압 전달 시스템(211)은, 생체적합성 상처 또는 조직 드레싱, 또는 감압 전달 장치(213), 감압 전달 튜브(217) 및 감압 소스(219)를 포함한다. 상기 감압 전달 시스템(211)은 사람의 조직 부위(221)에 감압 조직 치료제가 전달될 수 있도록 한다. 상기 조직 부위는 화상 또는 다른 상처 또는 선택적으로 새로운 조직 성장이 촉진될 필요있는 건강한 조직일 수 있다. 상기 감압 소스(219)는 유체적으로 상기 감압 전달 튜브(217)의 말단부에 연결되고, 상기 감압 전달 장치(213)는 상기 감압 전달 튜브(217)의 근접 단부에 유체적으로 연결된다. 도 2에서 상기 감압 전달 튜브(217)는 도 1에 개시된 것과 유사한 튜빙 커넥터(220)에 의해서 상기 감압 전달 장치(213)에 유체적으로 연결된다. 도 3에서, 상기 감압 전달 튜브(217)는 상기 감압 전달 장치(213)의 내부 또는 인접하게 위치하고, 상기 감압 전달 장치(213)와 연통되는 복수의 구멍(222)을 포함한다. 상기 감압 소스는 상기 감압 전달 튜브(217)를 통하여 상기 감압 전달 장치(213)로 감압을 전달한다. 상기 감압 전달 장치(213)는 상기 조직 부위(221)에 감압을 분배한다. 맴브레인(224)은 상기 감압 전달 장치(213) 상에 위치하고, 상기 조직 부위(221)를 감싸는 조직에 기밀되게 연결된다. 상기 맴브레인(224)은 조직 부위(221)의 오염을 감소시키고, 상기 조직 부위(221)에서의 감압이 유지되도록 돋는다.

[0056] 상기 감압 전달 장치(213)는 제 1 층 또는 조직 접촉 층(223)과, 제 2 층 또는 방출 층(225)과, 제 3 층 또는 매니폴드 층(227)을 가지는 멀티 층을 포함한다. 상기 제 1 층(223)은 스캐폴드(233)와 복수의 제 1 유동 채널(234)을 포함한다. 상기 제 2 층(225)은 히드로겔 방출 물질 또는 수용성 폴리머(water soluble polymer)와 같은 방출 물질(235)을 포함한다. 상기 제 2 층(225)은 복수의 제 2 유동 채널(236)을 더 포함한다. 상기 제 3 층(227)은 분배 매니폴드(237)와 복수의 제 3 유동 채널(238)을 포함한다. 상기 제 2 층(225)이 제 1 층(223)과 제 3 층(227) 사이에 위치하고 상기 제 1 층(223)이 제 2 층(225)에 인접하고 상기 제 2 층(225)이 제 1 층(223) 및 제 3 층(227)과 인접하며 상기 제 3 층(227)이 제 2 층(225)에 인접하도록, 상기 세 개의 층들이 배열된다.

[0057] 발명의 일 양태에 의하면, 각 층들은(223, 225, 227) 각층의 물질 종류에 적합한 어떠한 연결 수단에 의해서 인접한 층에 연결될 수 있다. 예를 들면, 상기 제 3 층(227)은 상기 제 2 층(225)에 접착되거나, 상기 제 1 층(223)이 상기 제 2 층(225)에 접착되거나 상기 각 층들이 서로 접착될 수 있다. 접착은 각 층들의 경계면

에서 하나, 둘 또는 모두를 가열하거나, 각 층이 접착 연결되도록 압력을 가하는 것에 의해서 달성될 수 있다. 다르게는, 고정 또는 접착 수단이 각 층을 통하여 압력을 분배하는 것에 있어서 실질적으로 부정적인 영향을 미치지 않는 한, 접착제 또는 기계적인 고정기구가 각 층을 서로 연결하는 데 사용될 수 있다. 다른 양태에 의하면, 감압 조작 치료 중 및/또는 전에 각 층이 단순히 서로 접촉하도록 위치될 수 있다. 다르게는, 두 개의 층이 서로 접착되고, 세 번째 층이 상기 두 개의 층에 접촉하도록 위치될 수 있다. 예를 들면, 상기 제 2 층(225)이 이전에 설명된 바와 같이 제 3 층(227)에 연결될 수 있고, 제 1 층이 상기 제 2 층(225)에 연결되지는 않고, 접촉하도록 위치될 수 있다. 이 대신에, 상기 제 2 층(225)이 제 1 층(223)과 연결되고, 제 2 층(225)이 상기 제 3 층(227)에 연결되지는 않고 접촉하도록 위치될 수 있다.

[0058] 상기 제 1 내지 제 3 유동 채널 들(234, 236, 238)은, 각각, 상기 감압 전달 장치(213) 내에서 상기 조직 부위(221)로 감압의 분배가 가능하도록 상기 각 층(223, 225, 227)에 배치된다. 상기 각 층에 배치되는 유동 채널 들은, 각 층에 제공되는 물질의 본래의 특성(본래 다공성 물질)이거나, 각 층(223, 225, 227)의 조립후 또는 전에 화학적, 기계적 또는 다른 방법으로 형성되는 물질일 수 있다. 서로 인접하는 각 층의 배치는 어느 한 층의 유동 채널이 인접한 층의 유동 채널과 유체적으로 연통될 수 있도록 한다. 예를 들면, 상술한 각 층의 상대적인 위치 또는 연결은 복수의 제 3 유동 채널(238)과 연통 가능한 복수의 제 2 유동 채널(236)과 복수의 제 1 유동 채널(234)이 유체적으로 연통 가능하도록 한다. 상기 제 1 층 또는 조직 접촉 층(223)의 스캐폴드(233)는, 새로운 조직 성장을 촉진시키고, 상기 조직 부위(221)로부터 새로운 조직의 내향 성장을 받아들인다. 상기 스캐폴드(233)는, 스캐폴드로 새로운 조직 성장을 수용 및/또는 흡수할 수 있는 어떠한 다공성, 생체분해성 물질일 수 있다. 스캐폴드(233)의 구멍들은 바람직하게 상기 복수의 제 1 유동 채널(234)을 정의하기 위하여 상호 연결될 수 있으나, 추가적인 유동 채널이 기계적, 화학적 또는 기타 다른 방법에 의해서 상기 스캐폴드에 형성될 수 있다.

[0059] 바람직한 스캐폴드 물질은 제한적이지 않으나 폴리락트 산(polylactic acid: PLA), 폴리글리콜 산(polyglycolic acid: PGA), 폴리카프로락톤 산(polycaprolactone acid), 폴리하이드록시 부틸레이트 산(polyhydroxybutyrate acid), 폴리하이드록시발러레이트(polyhydroxyvalerate), 폴리디옥사논(polydioxanone), 폴리오르토에스테르(polyorthoesters), 폴리포스파젠(polyphosphazenes), 폴리우레탄(polyurethanes), 콜라겐, 히아루논산(hyaluronic acid), 키토산(chitosan) 및 공중합체(copolymer), 3량체(terpolymer) 및 이들의 혼합 물질을 포함할 수 있다. 단단한 조직용으로 사용되는 추가적인 물질은, 제한적이지는 않으나, 수산화인회석(hydroxyapatite), 산호 인회석(coraline apatite), 인산 칼슘(calcium phosphate), 황산 칼슘(calcium sulfate), 탄산 칼슘 또는 다른 탄산염, 바이오클래스, 동종이식편(allografts), 자가이식편(autografts)과 같은 세라믹 또는 전술한 중합 물질과 이들 세라믹의 혼합물을 포함할 수 있다. 상기 스캐폴드 물질은, PLA, PGA, 폴리카보네이트, polyfumarates, capralactones, 및/또는 상술한 물질 중 어떤 것의 중합체 혼합물을 더 포함할 수 있다. 상기 스캐폴드(233)는 후술하는 과정 중 어느 하나에 의해서 제조될 수 있다. 침엽법(salt leaching), 동결건조(freeze drying), 상분리(phase separation), 섬유 직조, 직조되지 않은 섬유 접착, 포밍(foaming) 및 선택된 물질의 다른 적합한 제조 방법.

[0060] 상기 스캐폴드(233)와 연계된 구멍 사이즈는 전형적으로 약 50 미크론(microns) 내지 500 미크론 사이에 있으며, 보다 바람직하게는, 약 100 미크론에서 400 미크론 사이에 있다. 50 미크론 보다 작은 구멍 사이즈는, 조직 성장을 방해하거나 억제하는 경향이 있다. 일 양태에 의하면, 스캐폴드 내의 구멍의 바람직한 평균 구멍 사이즈는 약 100 미크론이다.

[0061] 상기 스캐폴드는 시트 또는 패드 형태의 물질로 제공될 수 있다. 상기 스캐폴드의 두께는 감압 전달 장치가 상기 조직 부위에 인접하게 위치될 때, 상기 조직 부위의 법선 방향으로 측정된다. 물질의 두께는 가변하지만, 일 양태에 따른 스캐폴드의 두께는 약 1mm에서 4mm이다. 두께 방향에 수직한 면의 스캐폴드의 시트 또는 패드의 치수 들은 치료될 조직 부위의 사이즈에 의존하여 가변될 수 있다. 상기 패드 또는 시트 물질은 큰 사이즈로 제공된 후에 상기 조직 부위에 적합하게 가공된다.

[0062] 상기 제 2 층 또는 방출 층(225)의 방출 물질(235)은 상기 제 1 층(223)과 상기 제 3 층(227) 사이의 접촉 지점을 최소화시킨다. 일 양태에 의하면, 상기 방출층(235)은 상기 제 1 및 제 3 층(223, 227)의 접촉을 방지할 것이다. 상기 제 1 층(223)과 제 3 층(227)의 접촉을 최소하는 것에 의해서, 상기 방출층(235)은 상기 스캐폴드(233)로부터 상기 제 3 층(227)의 분배 매니폴드(237)로의 조직 성장에 있어서 장벽 역할을 한다.

[0063] 상기 방출 물질(235)은 또한 상기 제 1 및 제 3 층(223, 227)를 위한 바인더 및 방출 에이전트 역할을 한다. 감압 조직 치료 전에 또는 중에, 상기 방출 물질(235)은 상술한 바와 같이 상기 제 1 층 및 제 3 층을 고정시

키는데 사용될 수 있다. 상기 방출 물질(235)은 바람직하게, 히드로겔 방출 물질 또는 수용성 폴리머이다.

[0064] 히드로겔 방출 물질로서, 상기 방출 물질(235)은 물 또는 다른 유체로 노출되는 액체 및/또는 젤을 형성할 수 있다. 상기 조직 부위로의 상기 감압 전달 장치(213)의 최초 적용 중에 및 감압 조직 치료 중에, 상기 히드로겔 방출 물질은 바람직하게 고체의 수화되지 않은 상태이다. 즉, 상기 히드로겔 방출 물질은 아직 액체 또는 젤 상태로 변화되지 않는다. 감압 조직 치료가 수행될 때, 상기 히드로겔 형성 물질은 상처 삼출물(exudate) 및 상기 조직 부위로부터 발생된 또는 상기 조직 부위로부터 가해진 다른 유체에 노출되나, 감압의 영향 하에서 상기 제 1 내지 제 3 층의 압착은 바람직하게 상기 히드로겔 형성 물질에 의해서 유체의 흡수를 감소시키거나 제거한다. 이는 감압 전달이 중지되기 전까지 상기 히드로겔 형성 물질이 고체 상태로 유지될 수 있도록 한다. 감압 치료의 중지될 때, 상기 히드로겔 형성 물질은, 상기 히드로겔 형성 물질로 가해지는 물, 식염수 또는 다른 물질에 의해서 수화되거나, 상처 삼출물에 의해서 수화될 수 있다. 상기 히드로겔 형성 물질이 수화될 때, 상기 물질은 상기 제 1 층(223)으로부터 상기 제 3 층으로 쉽게 방출될 수 있는 액체 및/또는 젤 상태로 변화된다.

[0065] 상기 히드로겔 형성 물질은, 특정 시간 동안 물 또는 다른 유체에 노출된 후에, 액체 또는 젤 같은 물질을 형성 또는 수용할 수 있는 어떠한 물질일 수 있다. 상기 히드로겔 형성 물질은 전형적으로 교차 결합된 폴리머이나, 물질이 교차 결합되는 것을 필요로하지 않는다. 적절한 히드로겔 형성 물질은 제한적이지는 않으나, 교차 결합된 폴리에틸렌 글리콜, 친수성 폴리에테르, 폴리비닐 알코올, 폴리비닐 아세테이트, 폴리아크릴레이트, polysulfonates, polyphosphazene 히드로겔, 콜라겐, 젤라틴, 히알루론산, 글루코사미노글리칸, 키토산 및 알지네이트(alginate)를 포함할 수 있다. 에틸렌 글리콜 및 젖산의 공중합체 또는 매우 긴 친수성의 소프트 세그먼트를 가지는 폴리우레탄과 같이 소수성 및 친수성 부분을 가지는 교차결합되지 않은 중합체도 사용될 수 있다.

[0066] 상기 방출 물질(235)은 수용성 폴리머일 수 있다. 수용성 폴리머로서, 상기 방출 물질(235)은 혼존하는 물 또는 다른 액체를 용해시킬 수 있다. 상기 조직 부위로의 감압 전달 장치(213)의 초기 적용 중 또는 감압 조직 치료 중, 상기 수용성 폴리머는 바람직하게 수화되지 않은 형태이다. 즉, 상기 폴리머는 아직 물 또는 다른 유체를 흡수하지 않는다. 감압 조직 치료가 수행될 때, 상기 수용성 폴리머는 상처 삼출물(exudate) 및 상기 조직 부위로부터 발생된 또는 상기 조직 부위로부터 가해진 다른 유체에 노출되나, 감압의 영향 하에서 상기 제 1 내지 제 3 층의 압착은 바람직하게 상기 수용성 폴리머의 용해를 감소시키고, 상기 수용성 폴리머의 조기 용해를 방지한다. 이는 감압의 전달이 중지될 때까지 상기 수용성 폴리머가 고체 상태로 유지될 수 있도록 한다. 감압 치료가 중지될 때, 상기 수용성 폴리머는 폴리머로 가해지는 유체에 의해서 수화되거나, 상처 삼출물에 의해서 수화될 수 있다. 상기 수용성 폴리머가 수화될 때, 상기 폴리머는 상기 제 1 층(223)으로 상기 제 3 층으로 용이하게 방출이 가능하도록 하는 수화 액체로 용해된다.

[0067] 상기 수용성 폴리머는 제한적이지는 않으나, 교차결합되지 않은 폴리에틸렌 글리콜, 친수성 폴리에테르, 폴리비닐 알코올, 폴리비닐 아세테이트, 폴리아크릴레이트, polysulfonates, polyphosphazenes, 콜라겐, 히알루론산, 글루코사미노글리칸, 키토산 및 디옥시리보핵산(DNA)을 포함할 수 있다.

[0068] 상기 제 2 층(225)의 복수의 제 2 유동 채널(236)의 존재는 상기 분배 매니폴드(237)로부터 상기 스캐폴드(233)로의 감압의 분배가 가능하도록 한다. 상기 복수의 제 2 유동 채널(236)은 상기 조직 부위로 제공되는 또는 상기 조직 부위로부터 제거되는 유체의 유동이 가능하도록 한다. 상기 복수의 제 2 유동 채널(236)은 방출 물질(235)의 본래의 특성(물질 자체의 다른 유동 채널 또는 상호 연결된 구멍들)일 수 있거나, 방출 물질에 기계적, 화학적 또는 기타 다른 방법으로 형성될 수 있다. 예를 들면, 도 4를 참조하면, 상기 복수의 제 2 유동 채널(236)은, 그리드와 같은 패턴으로 배열된 방출 물질(235)의 인접한 끈 들 사이의 공간에 의해서 정의될 수 있다. 다르게는, 도 5를 참조하면, 상기 방출 물질(235)은, 상기 제 1 층(223)과 제 3 층(227) 사이의 비드(bead) 물질로 적용될 수 있다. 이러한 특정 배치에 의해서, 상기 복수의 제 2 유동 채널은, 상기 방출 물질의 인접한 비드 사이의 공간으로 정의될 수 있다. 다른 배치로서, 도 6을 참조하면, 방출 물질 시트에 복수의 제 2 유동 채널(236)을 정의하는 구멍 들을 포함할 수 있다. 일 양태에 의하면, 상술한 상기 구멍 또는 공간 들의 형상, 크기 및 배치는, 불규칙할 수 있다.

[0069] 구멍, 공간 또는 그들의 조합이 복수의 제 2 유동 채널(236)을 형성하기 위해 사용되는 것과 무관하게, 상기 제 2 층(225)의 다공율(porosity)은, 상기 제 2 층으로의 조직 성장을 최소화시키기 위하여 상기 스캐폴드(233)의 다공률보다 작을 수 있다. 상기 제 2 층의 다공율은, 구멍 또는 공간 들의 사이즈를 제한하거나, 개수(밀도)를 제한하는 것에 의해서 조절될 수 있다. 하지만, 상기 제 2 층의 다공율은 상기 제 2 층(225)을 통하

여 감압의 분배와 유체의 유동이 충분히 가능하도록 하는 크기로 유지되어야 한다.

[0070] 상기 스캐폴드(233)와 같이, 상기 방출 물질(235)은 시트 또는 패드 물질로 제공될 수 있다(도 6 참조). 다른 계는, 상기 방출 물질(235)은 끈에 의한 그리드, 도트, 또는 다른 개별적인 조각들로 제공될 수 있다(도 4 및 도 5 참조). 형상, 크기 또는 개별적인 조각들의 배치는 가변될 수 있으며, 특정 상태에서 형상 크기 및 배치는 불규칙할 수 있다. 상기 방출 물질(235)의 두께는 상기 감압 전달 장치가 상기 조직 부위에 인접하게 위치할 때, 상기 조직 부위의 법선 방향으로 측정될 수 있다. 비록 불필요하더라도, 상기 방출 물질(235)의 두께는, 물질적인 측면에서 비용 절감을 위하여 상기 스캐폴드의 두께 보다 작을 수 있다. 일 양태에 의하면, 상기 방출 물질의 두께는 유체의 흡수 전에 약 200 미크론에서 500 미크론 사이에 있다. 방출 물질의 수화 후에, 두께는 약 500 미크론에서 1밀리미터로 커질 수 있다. 두께 방향으로부터 수직한 면에서의 방출 물질 시트 또는 패드의 치수는 치료될 조직 부위의 사이즈에 의존하여 가변될 수 있으나, 전형적으로 상기 스캐폴드의 길이 및 폭과 대략 동일할 것이다. 상기 패드 또는 시트는 큰 사이즈로 제공된 후에 상기 조직 부위에 적절하게 가공된다.

[0071] 상기 제 3 층 또는 매니폴드 층(227)의 분배 매니폴드(237)는 상기 감압 전달 튜브(217)로부터 전달된 감압을 분배하는 것을 돋는다. 상기 매니폴드는 상기 조직 부위로 이동된 유체를 분배하거나, 상처 부위로부터 수집된 상처 삼출물 또는 다른 유체를 분배하는데 사용된다. 상기 매니폴드(237)는 이러한 일들을 수행할 수 있는 어떠한 다공성 물질일 수 있다. 일 양태에서, 상기 매니폴드는 오픈 셀 폼과 같은 세포성 물질로부터 형성될 수 있다. 상기 물질은 바람직하게, 인접한 세포들과 유체적으로 연결되는 세포들을 포함한다. 상기 복수의 제 3 유동 채널(238)은 세포성 물질의 "오픈 셀(open cell)"에 의해서 및 사이에 형성된다. 상기 유동 채널은 오픈 셀을 가지는 세포성 물질을 투과가능하도록 한다. 상기 셀 및 유동 채널은 형상 및 크기가 균일하거나, 형상 및 크기에서 특정 패턴을 가지거나 불규칙할 수 있다. 세포성 물질의 셀의 크기 및 형상 가변은 상기 복수의 제 3 유동 채널의 가변을 야기하고, 그런 특성은 세포성 물질을 통과하는 유체의 유동 특성을 가변시킬 수 있다. 상기 세포성 물질은 "닫힌 셀(closed cell)"을 포함하는 부분을 포함할 수 있다. 이러한 세포성 물질의 닫힌 셀 부분은 대부분이 인접하는 셀과 유체적으로 연결되지 않은 복수의 셀을 포함한다. 세포성 물질의 닫힌 셀 부분은 매니폴드(237)의 선택된 부분을 통하여 유체가 전달되는 것을 방지하기 위하여 상기 오픈 셀 부분과 선택적으로 결합될 수 있다.

[0072] 일 양태에서, 상기 매니폴드(237)는, 구멍 사이즈가 약 400-600 미크론인 그물 모양의 폴리에테르우레탄 폼인 오프 셀로부터 만들어질 수 있다. 이러한 폼의 일례로, Kinetic Concepts, Inc. of San Antonio에 의해서 제작된 GranuFoam이 포함될 수 있다. 상기 매니폴드(237)는 폴리우레탄 폼, 폴리비닐 알코올 폼, 폴리에틸렌 폼, 확장된 폴리테트라플루오로에틸렌(polytetrafluoroethylene), 실리콘 폼, 루퍼 스폰지(loofa sponge), 해면 스폰지(sea sponge), 거즈(gauze), 펠트의 메트(felting mat) 또는 3차원적으로 상기 복수의 유동 채널을 통하여 연통할 수 있는 기타 생체적 합성 물질일 수 있다.

[0073] 상기 스캐폴드(233)와 방출 물질(235)과 같이, 상기 매니폴드(237)는 시트 또는 패드 형태로 형성될 수 있다. 상기 매니폴드(237)의 두께는 가변될 수 있으며, 일 양태에서는, 상기 두께는 상기 스캐폴드(233)의 두께보다 적어도 클 수 있다. 상기 두께 방향의 법선 방향인 평면에서의 매니폴드의 치수는 치료될 조직 부위의 사이즈에 의존하여 가변될 수 있다. 매니폴드 시트 또는 패드는 큰 사이즈로 형성된 후에 상기 조직 부위에 적절하게 가공될 수 있다.

[0074] 작동 상에서, 상기 감압 전달 장치는 필요에 따라 상기 조직 부위(221)의 형상 및 사이즈에 맞게 가공될 수 있다. 많은 경우에 있어서, 상기 조직 부위(221)는, 아물지 않은 상처, 화상 또는 다른 손상된 조직일 수 있으며, 상기 조직 부위는 추가적인 조직 성장이 요구되는 건강한 조직을 포함하는 부위일 수 있다. 상기 제 1 층(223)이 상기 조직 부위(221)에 접촉하도록 상기 감압 전달 장치(213)는 상기 조직 부위에 인접하게 배치된다. 상술한 바와 같이, 상기 감압 전달 장치(213)의 멀티 층은, 얇은 판이 겹쳐서 형성되거나, 접착되거나 다른 방법으로 연결될 수 있으며, 각 층이 서로 분리될 수 있다. 만약, 일부 층들이 서로 연결되지 않은 경우, 상기 제 1 층(223)이 상기 조직 부위에 접촉하고 상기 제 2 층(225)이 상기 제 1 층(223)에 접촉하고 상기 제 3 층(227)이 상기 제 2 층(225)에 접촉하도록, 여러가지 층들이 개별적으로 배치될 수 있다.

[0075] 상기 감압 전달 장치(213)의 배치 후에, 감압이 상기 감압 소스(219)로부터 상기 감압 전달 튜브(217)을 통하여 상기 제 3 층(227)의 매니폴드(237)로 전달된다. 상기 감압은 상기 매니폴드(237)와 연계된 상기 복수의 제 3 유동 채널(238)을 통하여 상기 제 2 층(225)과 연계된 복수의 제 2 유동 채널(236)로 분배된다. 그 다음, 상기 감압은, 제 1 층(223)의 스캐폴드(233)와 연계된 복수의 제 1 유동 채널(234)로 분배된다. 상기 감압이 상기 조직 부위(221)에 도달하면, 상처 삼출물과 같은 상기 조직 부위의 유체는 상기 제 1 내지 제 3

유동 채널(234, 236, 238)을 통하여 빼내어지고, 상기 감압 전달 장치(213)로부터 제거된다. 도시되지 않은 저장부 및 다양한 필터가 상기 삼출물을 모으고 상기 감압 소스(219)를 보호하기 위하여, 상기 감압 소스(219)와 상기 감압 전달 장치(213) 사이에 배치될 수 있다. 게다가, 상기 조직 부위로의 감압 분배가 가능하도록 하고, 유체의 배출이 가능하도록 하기 위하여, 상기 제 1 내지 제 3 유동 채널(234, 236, 238)은, 세척 유체(irrigation fluid), 약물, 항미생물제(antimicrobials), 항균제 antibacterials), 항바이러스제 및 성장 인자와 같은 유체를 상기 조직 부위(221)로 전달하도록 사용될 수 있다.

[0076] 상기 조직 부위(221)로의 감압 적용은 새로운 조직 성장을 유도할 수 있다. 새로운 조직 성장을 촉진시키는 일부 메커니즘은 조직의 마이크로 변형, 상피 이동 및 개선된 혈류량을 포함한다. 이러한 요소들은, 새로운 조직 성장을 야기하는 조직 부위에서의 새살 성장을 증가시키는데 공헌한다. 감압 조직 치료의 제공의 설명은 종종 조직 부위로의 감압을 "delivering(전달하는 것)"을 언급되는데, 감압의 전달은 조직 부위(221)와 감압 소스(219) 사이의 압력 차이를 발생시키는 것을 포함하는 것으로 종래 기술 분야에서 통상의 지식을 가지는 자에게 명백하게 이해될 수 있다. 이러한 압력 차이(조직 부위 보다 감압 소스에서의 압력이 작음)는 상기 조직 부위(221)로부터 상기 감압 소스(219)로 초기 유체 유동을 발생시킨다. 상기 조직 부위(221)의 압력이 상기 감압 소스(219)의 압력과 동일하거나 유사하게 되면, 상기 압력 소스(219)와의 유체적인 연결과 상기 멤브레인(224)의 밀폐 기능에 의해서, 상기 조직 부위에서 감압이 유지될 수 있다.

[0077] 감압 영향하에서 새로운 조직이 형성될 때, 새로운 조직은 상기 스캐폴드(233) 쪽으로 성장될 수 있다. 상기 스캐폴드(233)로 선택된 물질은 바람직하게, 새로운 조직 성장을 도우며 촉진한다. 상기 스캐폴드는 감압 조직 치료 수행 후에 상기 조직 부위에서 남아있을 것이므로, 상기 새로운 조직이 상기 스캐폴드를 가능한 많이 관통하는 것이 바람직하다. 감압 영향 하에서, 2일 동안 새로운 조직이 스캐폴드의 두께의 1mm 넘게 관통할 수 있는 것이 관찰되었다. 일부 양태에서 스캐폴드(233)의 두께는 약 1 내지 4mm 이기 때문에, 제 2 및 제 3 층(225, 227)을 상기 감압 전달 장치(213)에서 제거하고, 제 1 내지 제 3 층을 포함하는 새로운 드레싱을 가지는 층으로 교체하는 것이 바람직할 수 있다. 다시 말하면, 새로운 스캐폴드(233)는, 제 2 및 제 3 층의 제거후에 이전의 스캐폴드(233)의 상측에 놓일 수 있다. 감압 전달 장치의 오직 일부를 제거하고 스캐폴드를 남겨두는 것에 의해서, 새로운 조직이 이미 투과된 이전에 삽입된 스캐폴드(233) 위에 새로운 스캐폴드(233)를 쌓음으로써, 점진적으로 조직 부위에서의 새로운 조직 성장이 추가될 수 있게 된다.

[0078] 상기 제 1 층(223)으로부터 상기 제 2 및 제 3 층(225, 227)의 방출은, 방출 물질(235)의 존재에 의해서 단순화된다. 감압의 적용 및 조직 부위로부터의 유체 제거 중에, 상기 방출 물질(235)은 바람직하게 고체 상태로 존재하게 되어, 상기 복수의 제 2 유동 채널이 열린 상태가 유지되도록 한다. 물 또는 다른 유체의 흡수 후에 상기 방출 물질은 액체 또는 겔 상태로 변화되거나 용해되므로, 상기 감압 전달 장치(213)로의 감압의 적용 중에 이러한 변화는 상당히 감소된다. 감압은 상기 감압 전달 장치의 압축을 야기하며 이는, 상기 제 1 내지 제 3 유동 채널(234, 236, 238)을 통과하는 유체에 노출되는 방출 물질의 표면 영역을 감소시킨다. 방출 물질(235)에 의한 유체의 흡수는 감압 전달이 중지할 때까지 최소화된다.

[0079] 감압의 적용 중에, 방출 물질은 바람직하게 상기 제 1 층과 제 3 층 사이의 접촉을 최소화시키거나 방지시킨다. 상기 스캐폴드(233)로의 새로운 조직 성장은 상기 스캐폴드와 매니폴드의 분리 및 방출 물질 자체에 의해서 스캐폴드(233)로의 성장으로부터 방해된다. 매니폴드(237)로의 조직 성장이 계속 일어나는 동안 상기 성장은 최소화되며, 매니폴드(237)의 제거 과정에서 환자의 고통을 줄여준다.

[0080] 선택된 특정 시간 동안 감압이 적용된 후에, 방출 물질은, 상기 감압 전달 장치(213)가 물, 식염수 또는 다른 유체를 흡수하는 것에 의해서 수화될 수 있다. 선택적으로, 상기 감압 전달 장치(213)는, 조직 부위로부터 나온 신체 상의 유체가 상기 방출 물질을 수화시킬 때까지 그대로 있을 수 있다. 만약, 방출 물질(235)이 히드로겔 형성 물질인 경우, 방출 물질(235)은 겔 같은 상태로 변화되거나 수화될 때까지 전형적으로 팽창한다. 이는 상기 스캐폴드(233)로부터 매니폴드(237)의 용이한 제거가 가능하도록 한다. 매니폴드(237)의 제거 후에 남아있는 히드로겔 형성 물질(또는 히드로겔)은 수작업에 의해서 제거되거나 추가적인 유체의 도입으로 용해될 수 있다. 선택적으로 만약, 방출 물질이 수용성 폴리머인 경우, 상기 수용성 폴리머는 물 또는 다른 유체를 흡수할 때, 용해될 것이고, 이에 따라 상기 제 1 층(223)으로부터 상기 제 3 층(227)을 방출할 것이다.

[0081] 도 7을 참조하면, 본 발명의 일 양태에 따른 조직 부위에서의 조직 성장을 촉진시키는 방법(711)이 개시된다. 상기 방법(711)은, 조직 부위에 접촉하도록 멀티 층 감압 전달 장치를 배치시키는 단계(715)를 포함한다. 상기 감압 전달 장치는 스캐폴드, 방출 물질 및 매니폴드를 포함한다. 단계 719에서, 상기 장치는 상기 스캐폴드가 상기 조직 부위에 접촉하도록 정렬된다. 단계 723에서, 상기 감압은 상기 매니폴드 및 스캐폴드를 통

여 상기 조직 부위에 가해진다.

[0082] 도 8을 참조하면, 본 발명의 일 양태에 따른 조직 부위에서의 조직 성장을 촉진시키는 방법(811)이 개시된다. 상기 방법(811)은, 스캐폴드를 조직 부위에 접촉시키고 방출 물질을 스캐폴드에 접촉시키며 매니폴드를 방출 물질에 접촉되도록 배치시키는 단계(815)를 포함한다. 단계 819에서, 새로운 조직 성장은 상기 매니폴드 및 상기 스캐폴드를 통하여 조직 부위로 감압을 가하는 것에 의해서 상기 조직 부위에서 촉진된다.

[0083] 도 9를 참조하면, 본 발명의 일 양태에 따른 조직 부위에서의 새로운 조직 성장을 촉진시키는 조직 성장 키트(911)는 스캐폴드(913)와, 방출 물질(915)과, 분배 매니폴드(917)를 포함한다. 상기 스캐폴드(913)는 제 1 부분 및 제 2 부분을 포함하고, 상기 제 1 부분은 상기 조직 부위에 접촉한다. 상기 스캐폴드(913)는, 도 2 및 도 3에서 이미 설명된 스캐폴드(233)와 유사하다. 상기 방출 물질(915)은 상기 스캐폴드(913)의 제 2 부분에 접촉하며, 도 2 및 도 3에서 이미 설명된 방출 물질(235)과 유사하다. 상기 분배 매니폴드(917)는 상기 스캐폴드(913)를 통하여 조직 부위로 감압을 전달하기 위하여 상기 방출 물질(915)에 접촉한다. 상기 분배 매니폴드(917)는 도 2 및 도 3에서 이미 설명된 매니폴드(237)와 유사하다. 상기 조직 성장 키트(911)는 스캐폴드(913), 방출 물질(915) 및 분배 매니폴드(917)의 사용 전에 이들을 수용하는 컨테이너(921)을 더 포함할 수 있다. 상기 컨테이너(921)는 유연한 백(bag), 상자(box), 또는 상기 스캐폴드(913), 방출 물질(915) 및 분배 매니폴드(917)를 저장하기에 적당한 어떠한 컨테이너가 사용될 수 있다.

[0084] 본원에 개시된 멀티 층 감압 전달 장치가, 조직 부위로 감압 조직 치료를 제공하기 위하여, 감압 전달 소스와 연계되어 사용되는 반면, 상기 감압 전달 장치는 감압 적용 없이 진보된 조직 드레싱으로 사용될 수 있다. 동일한 물질, 상대적인 위치 및 상기 층 들 간의 연결성은 상기 진보된 조직 드레싱에 사용될 수 있다. 여기에 개시된 감압 전달 장치와 유사하게 상기 진보된 조직 드레싱은, 새로운 조직의 성장을 촉진하고 수용하는 제 1 층과, 상기 조직 부위로부터 유체의 제거를 돋는 제 3 층과, 선택된 시간에서 상기 제 1 층으로부터 제 3 층의 제거를 용이하게 하는 제 2 층을 포함할 수 있다. 상기 진보된 조직 드레싱의 제 1 층은 매니폴드를 가지는 대신에, 상처에서 스며나오는 유체를 저장하거나 수용하는 유체 저장소를 포함하는 것으로 고려될 수 있다. 여기서 적절한 분배 매니폴드 물질로 설명된 물질은 상기 제 3 층의 저장에 적합한 물질이다. 상기 저장소의 유일한 필요조건은, 조직 부위에 존재하는 또는 조직 부위에서 생성된 유체를 저장할 수 있는 물질로부터 만들어지는 것이다.

[0085] 본 발명의 시스템과 방법은 조직 성장과 환자의 치료와 관련하여 설명되었지만, 감압 조직 치료를 적용하는 이러한 시스템 및 방법은 조직 성장 및 치료를 촉진시키는 것이 요구되는 살아있는 생물에 사용될 수 있는 것으로 인식될 수 있다. 유사하게, 본 발명의 시스템 및 방법들은, 제한적이지 않은 뼈 조직, 지방 조직, 근육 조직, 피부 조직, 관 조직, 결합 조직, 연골 조직, 힘줄 또는 인대를 포함하는 어떠한 조직에도 사용될 수 있다. 여기에서는 조직의 치료가 감압 조직 치료의 하나의 초점으로 설명되었지만, 감압 조직 치료는, 병이 없거나, 결점 또는 손상이 없는 조직에서의 조직 성장을 발생시키는데 사용될 수 있다. 예를 들면, 이식을 위한 조직 부위에서의 추가적인 조직 성장을 위하여 감압 조직 치료가 적용될 수 있다. 성장된 조직은 병들거나 손상된 조직을 대체하기 위하여 다른 조직 부위에 이식되거나, 선택적으로 성장된 조직이 다른 환자에 이식될 수 있다.

[0086] 중요한 장점들을 갖는 발명이 제공된다는 것은 앞서 말한 것으로부터 명백하다. 본 발명이 단지 몇 개의 형태에서 보여진다 하더라도, 본 발명을 제한하지는 않지만, 본 발명의 사상으로부터 벗어나지 않는 범위 내에서 다양한 변화들 및 변형 들이 가능하다.

도면의 간단한 설명

[0020] 도 1은 본 발명의 일 양태에 따른 상처 드레싱이 조직 부위에 적용되었을 때의 상처 드레싱의 부분 절개 사시도를 보여준다.

[0021] 도 2는 본 발명의 일 양태에 따른, 조직 접촉 층과 방출 층과 매니폴드 층을 가지는 감압 전달 장치를 포함하는 감압 전달 시스템의 단면도를 보여준다.

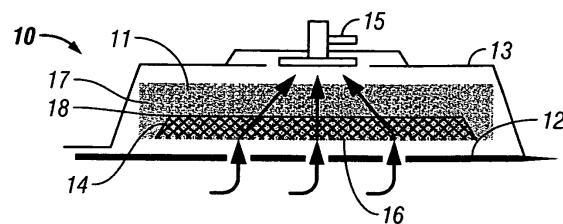
[0022] 도 3은 본 발명의 일 양태에 따른, 조직 접촉 층과 방출 층과 매니폴드 층을 가지는 감압 전달 장치를 포함하는 감압 전달 시스템의 단면도를 보여준다.

[0023] 도 4는 도 2 및 도 3에서 4-4를 따라 절개한 방출 층의 일 양태에 따른 상면도를 보여준다.

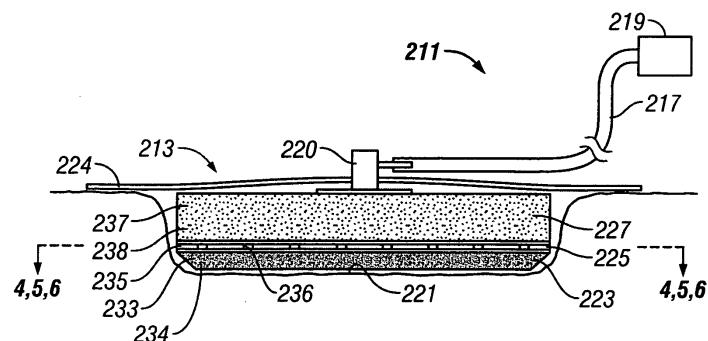
- [0024] 도 5는 도 2 및 도 3에서 5-5를 따라 절개한 방출 층의 다른 양태에 따른 상면도를 보여준다.
- [0025] 도 6은 도 2 및 도 3에서 6-6을 따라 절개한 방출 층의 또 다른 양태에 따른 상면도를 보여준다.
- [0026] 도 7은 본 발명의 일 양태에 따른 조직 부위에서의 새로 조직 성장을 촉진시키는 방법을 보여준다.
- [0027] 도 8은 본 발명의 다른 양태에 따른 조직 부위에서의 새로 조직 성장을 촉진시키는 방법을 보여준다.
- [0028] 도 9는 본 발명의 일 양태에 따른 조직 성장 키트의 정면도를 보여준다.

도면

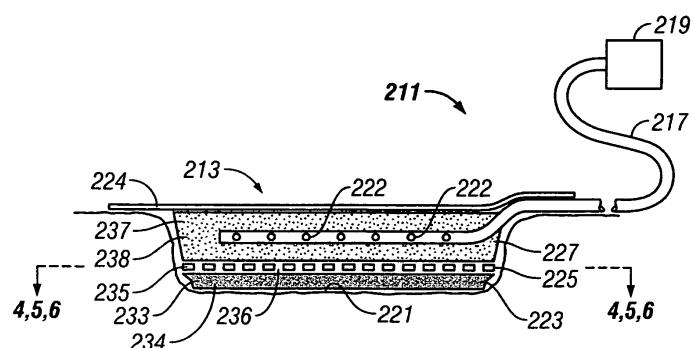
도면1



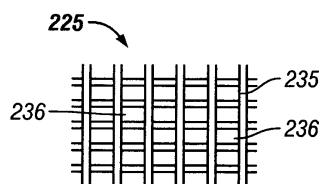
도면2



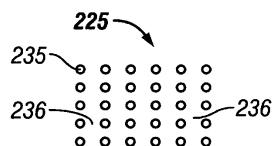
도면3



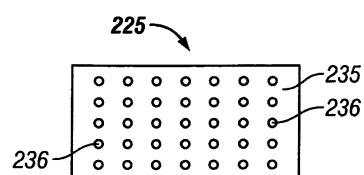
도면4



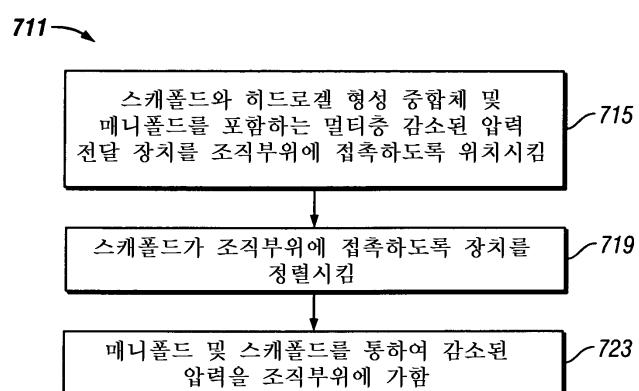
도면5



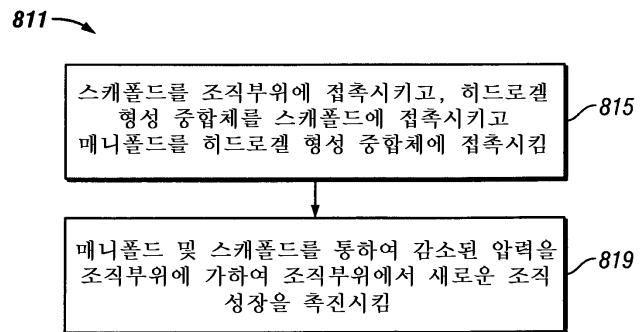
도면6



도면7



도면8



도면9

