

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5153974号
(P5153974)

(45) 発行日 平成25年2月27日 (2013. 2. 27)

(24) 登録日 平成24年12月14日 (2012. 12. 14)

(51) Int. Cl.	F I		
A 6 1 M 27/00 (2006. 01)	A 6 1 M 27/00		
A 6 1 F 13/00 (2006. 01)	A 6 1 F 13/00	3 O 1 C	
A 6 1 M 1/00 (2006. 01)	A 6 1 F 13/00	3 O 1 J	
	A 6 1 M 1/00	5 1 O	

請求項の数 9 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2000-610537 (P2000-610537)	(73) 特許権者	501394620
(86) (22) 出願日	平成12年4月7日 (2000. 4. 7)		ケーシーアイ ライセンシング インコーポレイテッド
(65) 公表番号	特表2003-521962 (P2003-521962A)		アメリカ合衆国 テキサス州 78265-9508, サンアントニオ, ピーオーボックス 659508
(43) 公表日	平成15年7月22日 (2003. 7. 22)	(74) 代理人	100075177
(86) 国際出願番号	PCT/US2000/009258		弁理士 小野 尚純
(87) 国際公開番号	W02000/061206	(74) 代理人	100113217
(87) 国際公開日	平成12年10月19日 (2000. 10. 19)		弁理士 奥貫 佐知子
審査請求日	平成18年8月10日 (2006. 8. 10)	(72) 発明者	リナ, シーザー ゼット,
審査番号	不服2009-24970 (P2009-24970/J1)		アメリカ合衆国, テキサス州 78148, ユニバーサルシティ, イソップレーン 8511
審査請求日	平成21年11月30日 (2009. 11. 30)		
(31) 優先権主張番号	60/128, 567		
(32) 優先日	平成11年4月9日 (1999. 4. 9)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 創傷部治療装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

哺乳類の創傷部の治癒を促進するための治療装置であって、創傷部上又はその内部に導入されるようになっている液透過性の多孔性パッドと、多孔性パッドを創傷部に固定すると共に創傷部と多孔性パッドのまわりを気密シールする非透過性滅菌布カバーと、排出チューブを介して多孔性パッドに接続され、負圧により創傷部から吸引された体液を収集するための真空キャニスターと、ホースを介してキャニスターに接続されており、創傷部に加えられる負圧を発生する吸引ポンプと、キャニスターとポンプとの間に挟まれた少なくとも一個のフィルターとを備えたものに於いて、

前記多孔性パッドは、少なくとも1つの部分的な外側表面部と内側本体部を有する多孔体からなり、前記外側表面部は体液を透過させるに十分な大きさであるが100 μm未満の微孔径からなる第1孔群を有して創傷部表面に生体親和性良好な状態で接触するよう形成され、前記内側本体部は真空吸引に好都合な孔径寸法のより大きい第2孔群を有し、且つ、前記パッドは外側表面部が創傷部に隣接した状態で保持されるように前記滅菌布カバーにより固定されていることを特徴とする治療装置。

【請求項 2】

前記多孔性パッドが前記排出チューブが嵌合される細長い孔を有する請求項1記載の治療装置。

【請求項 3】

前記多孔性パッドがポリウレタン発泡体とポリエーテル発泡体からなる群から選択され

た材料から製造されている請求項1記載の治療装置。

【請求項4】

前記滅菌布カバーがエラストマー材料から製造されている請求項1記載の治療装置。

【請求項5】

前記多孔性パッドに接触する抗菌剤を更に含む請求項1記載の治療装置。

【請求項6】

前記多孔性パッドが、創傷部内に無害な化学物質をスプレーし、該化学物質を発泡させ、前記創傷部の寸法に一致させることにより形成されたものである請求項1記載の治療装置。

【請求項7】

前記多孔性パッドを液体コーティング材料内に入れることにより前記第1孔群を形成した請求項1記載の治療装置。

【請求項8】

少なくとも1つの部分的な外側表面部と内側本体部を有する多孔体からなり、前記外側表面部は、体液を透過させるに十分な大きさであるが100 μ m未満の微孔径第1孔群を有すると共に材料変性により生体親和性が高められて前記創傷部表面と接触するように形成されており、前記内側本体部は真空吸引に好都合なより孔径の大きい第2孔群を有し、且つ、前記外側表面部が創傷部に隣接した状態で、然も、前記パッドと創傷部が気密シールされた状態に非透過性の滅菌布カバーにより創傷部内部又はその上に固定されることを特徴とする哺乳類の創傷部の治癒を促進するために用いられる多孔性創傷部パッド。

【請求項9】

前記創傷部内に無害な化学物質をスプレーし、前記化学物質を発泡させ、前記創傷部の寸法に一致させることにより形成された請求項8記載の多孔性創傷部パッド。

【発明の詳細な説明】

【0001】

(関連出願)

本発明は1999年4月9日に出願された米国仮特許出願第60/128,567号の出願に基づく、米国特許法第119条第e項による利益を請求するものである。

【0002】

(発明の分野)

本発明は、創傷部の治療に関し、より詳細には、使い捨て創傷部体液キャニスターと、創傷の治癒を促進するために創傷部の組織と生体に適合性がある、創傷部の組織には付着しない、多孔性のパッドとを備えた、コンパクトな内蔵型の、創傷部を閉じるための装置に関するが、本発明はこれだけに限定されるものではない。

【0003】

(背景情報)

創傷部を閉鎖するには、創傷部が閉じるまでこの創傷部に隣接する上皮および皮下組織を創傷部の中心に向けて移動させなければならない。不幸なことに、大きい創傷部または感染した創傷部では閉鎖は困難である。かかる創傷部では、うっ血ゾーン(すなわち組織の局所的な腫れが組織への血流を制限する領域)が創傷部の表面近くに形成される。十分な血流がない場合、創傷部を囲む上皮および皮下組織は酸素や栄養素を受け入れる量が少なくなるだけでなく、バクテリアの感染を防止できる能力も低下するので、創傷部が自然に閉じる能力が低下する。かかる創傷は何年間もの間、医療従事者にとって問題となっていた。

【0004】

開いた創傷部を閉じるための最も一般的な技術は、縫合糸またはステープルを使用する方法であった。かかる機械的な閉鎖技術は広く実施されており、有効であることが多いが、創傷部に隣接する皮膚組織に張力を与えるという主な欠点がある。すなわち縫合糸またはステープルを使用して閉鎖を行うのに必要な引っ張り力により、縫合糸またはステープル挿入点に極めて大きい局所的な応力が加えられる。かかる応力は一般にこれらポイントに

10

20

30

40

50

おける組織の破裂を生じさせ、最終的に創傷部の裂開を生じさせ、更に組織が失われることもある。

【0005】

更に、感染に起因し、ステープリングまたは縫合による閉鎖部が予測できない程度に固くなったり、炎症が生じるような創傷部もある。縫合またはステープリングにより治療できない創傷部は一般に長期の入院を必要とし、付き添い人のコストが高くつき、大きな手術、例えば周辺組織の移植が必要となる。ステープルまたは縫合系によって容易に治療できない創傷部の例として、大きく、深く、開いた創傷部、床擦れ潰瘍、慢性骨髄炎から生じる潰瘍、移植部の創傷および後に全深度火傷となるような部分深度火傷が挙げられる。これら状況において、皮膚移植を使用する結果、バクテリアおよびその他の不純物を封入できる。

10

【0006】

上記問題は、国際公開公報第W093/09727号に記載されており、この国際特許出願は創傷部に向かう上皮および皮下組織の移動を促進するのに十分な面積にわたって創傷部に連続的な負圧を加えることにより、創傷部の排出のための方法を解決案として提案している。上記国際特許出願第W093/09727号はこの種の治療の臨床的な検討事項を詳細に述べているが、ここに記載されている装置は所定の実用上の欠点を有する。

【0007】

上記従来文献に記載されている装置の1つの問題は、一人の患者から別の患者への感染の広がり、または治療中の患者の再感染を防止するための手段が開示されていないことである。創傷部排出装置内のパッドは負圧の空気流を加えている間にパッドを通してバクテリアが真空チューブおよびキャニスター内に侵入するだけでなく、空気流を加えていない時に、患者内に侵入するバクテリアの移動を制限するよう、抗菌剤、例えばネオスポリンによって創傷部排出装置内のパッドを変更できる。

20

【0008】

目的は、(a)パッドを生体に適合性のある材料から製造し、および(b)肉芽組織がパッド内に移動しないよう、十分小さい孔径のパッドとすることにある。肉芽組織はコラーゲン、フィブロネクチンおよび小食細胞、繊維芽細胞および治療を助ける新生血管を運ぶヒアルロン酸のマトリックスである。この目的は、(a)組織と適合性のある滑らかな表面を有し、(b)成長因子が含浸された表面を有し、(c)パッド表面に分子状の移植体を有し、および/または(d)抗菌性であるパッドを使用することによって達成できる。

30

【0009】

創傷部排出装置で利用されるパッドは、真空に適合性のある部分および治療組織に適合性のある部分を設けるといふ最終目標を有するいくつかの異なる手段によって形成できる。多孔性材料を形成するために、発泡体を吹き込み成形できることが従来技術では知られているが、本発明の場合のように、治療組織に適合性があり、かつ真空および負圧空気流に適合性があり、生体に適合性のある多孔性のパッドを形成するよう、創傷部の空洞に発泡体を吹き込むことができることは、従来技術では開示されていない。また、従来技術では手術用滅菌布、例えばテフロンまたはナイロンは治療をする組織に適合性があるので、有効であることが判っているが、従来技術では本発明のように多孔性パッドと組み合わせて多孔性の手術用滅菌布を使用することは開示されていない。また従来技術では、パッドの潤滑性を増し、および/または孔径を小さくするために、コーティング材料としてハイドロマーのような生体に適合性のある物質を使用できることが判っているが、従来技術は本発明で使用されているようにパッドをコーティングするのに、かかる物質を使用することは開示していない。また従来技術では、バクテリアの成長を抑制するために抗菌剤を使用できることが判っているが、従来技術は本発明のパッドと組み合わせて、かかる抗菌剤を使用することは開示していない。

40

【0010】

(発明の概要)

本発明の主な目的は、周辺の皮膚に応力を加えることなく、創傷部を閉じる創傷部閉鎖装

50

置を提供することにある。

【0011】

本発明の別の目的は、国際公開公報第W093/09727号に開示されている技術と同様な技術を提供することにある。

【0012】

本発明の更に別の目的は、創傷閉鎖装置を汚染から保護するために取り外し自在かつ使い捨て可能な創傷部体液収集キャニスターを含む創傷部閉鎖装置を提供することにある。

【0013】

本発明の更に別の目的は、内部での皮膚の再成長を防止するよう、約100ミクロン以下の孔径を有するスムーズな外側表面を備えた多孔性パッドを使用する創傷部閉鎖装置を提供することにある。

【0014】

本発明の別の目的は、組織と適合性のある潤滑表面を有し、成長因子が含浸された表面を有し、分子状の移植された表面および/または抗菌性である創傷部閉鎖装置と共に使用できる多孔性パッドを提供することある。

【0015】

本発明によれば、哺乳類の創傷部の治癒を促進するための治療装置であって、創傷部上又はその内部に導入されるようになっている液透過性の多孔性パッドと、多孔性パッドを創傷部に固定すると共に創傷部と多孔性パッドのまわりを気密シールする非透過性滅菌布カパーと、排出チューブを介して多孔性パッドに接続され、負圧により創傷部から吸引された体液を収集するための真空キャニスターと、ホースを介してキャニスターに接続されており、創傷部に加えられる負圧を発生する吸引ポンプと、キャニスターとポンプとの間に挟まれた少なくとも一個のフィルターとを備えたものに於いて、

前記多孔性パッドは、少なくとも1つの部分的な外側表面部と内側本体部を有する多孔体からなり、前記外側表面部は体液を透過させるに十分な大きさであるが100μm未満の微孔径からなる第1孔群を有して創傷部表面に生体親和性良好な状態で接触するよう形成され、前記内側本体部は真空吸引に好都合な孔径寸法のより大きい第2孔群を有し、且つ、前記パッドは外側表面部が創傷部に隣接した状態で保持されるように前記滅菌布カパーにより固定されていることを特徴とする治療装置が提供される。

本発明の治療装置に於いては、前記多孔性パッドは前記排出チューブが嵌合される細長い孔を有することが好ましい。

又、前記多孔性パッドがポリウレタン発泡体とポリエーテル発泡体からなる群から選択された材料から製造されていることが好ましい。

又、前記滅菌布カパーがエラストマー材料から製造されていることが好ましい。

更に、本発明の治療装置に於いては、前記多孔性パッドに接触する抗菌剤を更に含むことが好ましい。

前記多孔性パッドは、創傷部内に無害な化学物質をスプレーし、該化学物質を発泡させ、前記創傷部の寸法に一致させることにより形成されてもよい。

又、本発明の治療装置に於いては、前記多孔性パッドは、パッドを液体コーティング材料内に入れることにより前記第1孔群を形成したものであって良い。

本発明によれば、又、少なくとも1つの部分的な外側表面部と内側本体部を有する多孔体からなり、前記外側表面部は、体液を透過させるに十分な大きさであるが100μm未満の微孔径第1孔群を有すると共に材料変性により生体親和性が高められて前記創傷部表面と接触するよう形成されており、前記内側本体部は真空吸引に好都合なより孔径の大きい第2孔群を有し、且つ、前記外側表面部が創傷部に隣接した状態で、然も、前記パッドと創傷部が気密シールされた状態に非透過性の滅菌布カパーにより創傷部内部又はその上に固定されることを特徴とする哺乳類の創傷部の治癒を促進するために用いられる多孔性創傷部パッドが提供される。

前記パッドは、前記創傷部内に無害な化学物質をスプレーし、前記化学物質を発泡させ

、前記創傷部の寸法に一致させることにより形成されたものであってよい。

【0016】

(好ましい実施例の詳細な説明)

図1および2に示すように、前方ハウジング11および後方ハウジング12は、適当な手段、ネジまたは締結具を使って共に接続され、小型でコンパクトな、容易に携帯できるキャリング用ケースを有する創傷閉鎖用真空ポンプ10を提供している。従って、前方ハウジング11と後方ハウジング12とは共に接続され、ハンドル13を形成しており、このハンドル13は創傷閉鎖装置10を容易に携帯できるようにしている。特に本明細書の記載から明らかである場合を除き、この真空ポンプ10の携帯ケースはW I P Oの意匠第DM/032185号に実質的に記載され、示されているものである。

10

【0017】

前方ハウジング11は電源スイッチ15を含み、この電源スイッチ15はユーザーが創傷閉鎖装置10への給電を制御できるように、オン位置とオフ位置との間で移動自在となっている。創傷閉鎖装置10のプログラムを組むことができるように、前方ハウジング11にはキーパッド16と液晶ディスプレイ(LCD)17が取り付けられている。チャンバ18は一体的に形成された内側の側壁100および101と、頂部壁102と、底部壁103と、後方壁104とによって構成されている。側壁100は標準取り付けハードウェア(図示せず)により前方ハウジング11の内部に垂れ下がった状態に取り付けられている。図3~5に示されている創傷部体液収集キャニスター19はチャンバ18内に収納されている。側壁100および101の各々は、それぞれキー29および30を含み、これらキーはチャンバ18内での創傷部体液収集キャニスター19の整合を助ける。更に、前方ハウジング11はチャンバ18内に創傷部体液収集キャニスター18を固定するためのラッチ26を含む。

20

【0018】

後方ハウジング12はリセス110内でこのハウジングに枢着されたアーム14を含む。アーム14と、後方ハウジング12の反対側に取り付けられた対応するアームは、それらのリセス内からこれらアームが所定の角度で創傷部閉鎖装置10を支持する位置まで枢動する。アーム14およびそれに対応するアームは創傷部閉鎖装置10を傾斜して支持し、ユーザーがキーパッド16に容易にアクセスできるようにしている。アーム14と、それに対応するアームは、病院のベッドのフットボードから装置10を吊り下げできるように使用することもできる。

30

【0019】

キャニスター19は図3~6に示されるような形状となっている。図3~6に示されるように、キャニスター19は側壁20および21と、頂部壁23と、底部壁24と、後方壁23と、前方壁25とを含み、これらの壁は創傷部から出される血液とその他体液を収納するための長方形のチャンバを構成している。側壁20および21はキー通路23および31をそれぞれ含み、チャンバ18内にキャニスター19を容易に整合するよう、これらキー通路にはキー29および30のうちのそれぞれの1つが嵌合される。更にキー通路27はチャンバ18内にキャニスター19を締結するためのラッチ26が嵌合されるリセス28を含む。

40

【0020】

キャニスター19の前方壁25は、この壁から延びる高くなった部分32を含み、キャニスター19内の創傷部体液のレベルをユーザーが決定できるようにするウィンドーを設けている。従って、この高くなった部分32はキャニスター19内の創傷部の体液のレベルを目で決定できるように、透明となっている。この高くなった部分32は側壁110および111と、頂部壁112と、底部壁113と、前方面114とを含み、これらの壁と面はキャニスター19のうちの側壁20および21、頂部壁23、底部壁24、後方壁22および前方壁25によって構成されたチャンバに開口するチャンバを構成している。高くなった部分32の前方面114は、キャニスター19内の創傷部体液の容積の境界を定める目盛りを含み、更に高くなった部分32の側壁110および111はキャニスター19

50

をチャンバ18に挿入したり、チャンバから取り外す際にユーザーがグリップする表面を設ける畝を含む。

【0021】

高くなった部分32はキャニスター19内の創傷部体液のレベルを決定できるように透明となっているが、側壁20および21、後方壁22、頂部壁23、底部壁24および前方壁25は、単に半透明となるように不透明となっている。別の態様では、フィルタ46を囲むキャニスター19の部分も透明でよい。これによってユーザーがフィルタ46の汚染の兆候を目でチェックできるようになっている。この好ましい実施例では、キャニスター19の側壁20および21、後方壁22、頂部壁23、底部壁24および前方壁25および高くなった部分32はプラスチック材料から製造されている。

10

【0022】

キャニスター19は入口35を含み、この入口35は高くなった部分32の頂部壁112と一体に形成されている。入口35は形状が円筒形であり、創傷部の体液をキャニスター19に移すことができるように、キャニスター19の内部と連通している。この好ましい実施例では、入口35もプラスチック材料から製造されている。

【0023】

キャニスター19内に吸引された体液がキャップ59に直接飛び散り、これによって出口44をマスクし、マスクすることを防止したり、キャニスター19内での泡立ちを減少させるために、入口35は盲の内端部を有する。入口35は排出体液がキャニスター19の高くされたハンドル部分32内に下方にそらされるよう、スロット35Aを有する。このハンドル部分32は壁25内の1つ以上の孔を通してキャニスター19の主要部分と連通していてもよい。キャニスター19が満杯となったことを検出するのに容量型検出デバイスが使用されている場合には、泡立ちによって誤った表示がされることがあるので、泡立ちを防止することが望ましい。例えば内壁を泡立ち防止剤でコーティングすることにより、キャニスター19へ泡立ち防止材料、例えばシリコンをキャニスター19に加えてもよい。また、排出体液が動かないようにするために、ゲル形成材料、例えば改質スターチのポリアクリルアミドを含ませることも有利である。このことは、装置は傾きやすい場合に特に有効である。

20

【0024】

創傷部の体液、すなわち排出液はパッド36およびホース37ならびに38を介して入口35を通過してキャニスター19へ送られる。好ましい実施例では真空チューブ37に隣接するパッド36の部分(すなわち内側部分または表面)は、連続気泡ポリウレタンまたはポリエーテル発泡体から製造される。創傷部の空洞216に接触するパッド36の外側表面は、孔径が100ミクロン以下である場合、真空チューブ37に隣接する内側部分または表面と同じ材料から構成できる。パッド36内に切開部を形成し、ホース37の端部を挿入することによってホース37はパッド36内に挿入される。次に、このホース37は適当な手段、例えば接着剤またはフランジを使ってパッド36内に固定できる。好ましくは多孔性パッド36はチューブ37に締め込まれた排出チューブ37のための細長い孔を有することが好ましい。これらホース37および38は医療用ブレードのPVCチューブから製造することが好ましい。ホース37は接着剤または溶接などの適当な手段を使って入口35内に取り付けられる。ホース37および38はルーエルロックコネクタ39および40(または公知のクイック取り外しタイプのカップリングのような均等物)をそれぞれ含み、これらコネクタはホース37と38とを連通できるように共に取り付けられる。更にホース37および38はピンチクランプ41および42をそれぞれ含み、これらクランプは創傷部体液の流れを防止するよう、それぞれのホース37または38をシールできるようになっている。多孔性パッド36はコネクタおよびクランプと共に無菌コンテナにパッケージすることが好ましい。クランプはパッケージされると、開状態となる。

30

40

【0025】

創傷部の体液をキャニスター19に送るには、創傷部の上にパッド36を固定しなければならない。パッド36はカバー43を使って創傷部の上に固定される。カバー43はブラ

50

スチック材料から製造され、人の皮膚に付着する側に接着剤を含む。創傷部カバー 43 は周辺または全面に感圧性接着剤、例えばアクリル系接着剤が塗布された 1 枚のエラストマー材料を含む、手術用滅菌布材料であることが好ましい。創傷部カバー 43 は真空ポンプ 84 の間欠動作中の創傷部領域における圧力変化に適合しなければならないので、創傷部カバー 43 のエラストマー特性、すなわちゴム特性は重要である。創傷部カバー 43 は例えば接着表面を保護するよう、ポリテン製の取り外し自在なバックリングシートを備えたポリウレタン膜であることが好ましい。

【0026】

パッド 36 が吸引される時の透過性を良好にするには、真空チューブ 37 に隣接する多孔性パッド 36 の内側表面または表面が高度に網目状となっていることが好ましい。

10

しかしながら、治療中の組織がパッド 36 と架橋するのを防止しながら、パッド 36 を吸引空気流が流れることができるように、創傷部に隣接するパッド 36 の外側表面は滑らかで、かつ約 100 ミクロンの孔径を有する。この孔径の上限の範囲は正確には判っていないが、100 ミクロン～1000 ミクロン(1mm)の大きさである。孔径の下限は 1 ミクロン程度に小さくてよい孔を、空気および体液が流れることができるのに十分な大きさであればよい。

【0027】

好ましい仕様を有する外側表面を含む創傷部体液排出装置 10 と共に使用するためのパッド 36 を調製するには、いくつかの異なる方法がある。1つの方法は、約 100 ミクロン以下の孔径を有する微細孔(図示せず)から全体が構成された材料から多孔性パッド 36 を製造するか、または創傷部の空洞に挿入すべき部分が、後に説明するように約 100 ミクロン以下の孔径の微細コアを含むように、パッド 36 を吹き込み成形することである。1つの微細孔は約 100 ミクロン以下のパッド 36 内の開口部である。

20

【0028】

図 11 および 12 を参照すると、パッド 36 を形成する第 2 の方法は、創傷部内部に挿入すべきパッド 36 の部分を液体コーティング材料内に浸漬し、このコーティング材料を乾燥させてパッド 36 内に進入させ、充填剤として作用させ、パッドの孔 205 の孔径を約 100 ミクロン以下に小さくすることである。この方法は、創傷部の空洞 216 内に挿入すべき、以下、微細孔 207 と称す、約 100 ミクロン以下の孔径を有するスムーズな外側表面を有効に形成する。内側表面は真空チューブ 37 と、より高い真空に適合性がある、100 ミクロンより大きい孔 205 を有することができる。

30

【0029】

図 11 には、溶液 201 に浸漬されている多孔性創傷パッドが示されている。図 11 は、頂部 203 と、底部 204 と、側面 206 とを有する多孔性創傷パッド 36 を示す。多孔性創傷パッド 36 の孔 205 は、真空に適合性のあるサイズである。多孔性創傷パッド 36 の側面 206 には真空チューブ 37 が示されている。パッド 36 は平らなトレイ 202 に保持された液体コーティング材料 201、例えば液状の親水性発泡溶液内に、約 1mm の深さに浸漬され、このコーティング材料は、硬化すると充填剤として作用し、約 100 ミクロン以下の孔径の微細孔 207 を有するスムーズな微細孔層 211 を形成する。これによって、治療中の組織表面と妥協することなく、パッド 36 を負圧の空気および体液が通過して流れることができるようになっている。パッド 36 のコーティングは、乾燥のための十分な時間が得られるように創傷部空洞 216 内に挿入する直前に行ってもよいし、また製造中にパッド 36 をコーティングしてもよい。更に、あるタイプの創傷部に対してはバクテリアが付着するのを困難にし、よってパッド 36 を通ってバクテリアが移動するのを防止するような、改善されたパッド表面を形成するように、液状液体コーティング材料 201 と抗菌剤、例えばネオスポリンとを混合しなければならないこともある。パッド 36 にコーティングを添加することは創傷部空洞 216 に順応するように、パッド 36 をトリムする能力を阻害するものではない。

40

【0030】

図 12 は、(チューブが挿入された)一方の表面の多孔度が異なっている多孔性創傷パッ

50

ド36の横断面を示す。このように、多孔度を変えるのは、頂部203、底部204および側面206を有する多孔性パッド36を図11で説明したように、液体コーティング材料201に浸漬した結果、得られる。このパッド36は真空中に適合性のある孔205を有する上方の多孔性の層212と、約100ミクロン以下の孔径を有する、治療に適合した孔207を有するスムーズな微細孔層211とを含む。孔径を約100ミクロン以下としたことにより、組織は微細孔層211内には成長できない。また、液体コーティング201を(a)ネオスポリンのような抗菌剤で改質し、パッド36を通過するバクテリアの移動を抑制するか、または(b)成長因子で含浸するか、または分子状移植体とした、組織に適合性のある潤滑性表面を形成することができる。

【0031】

図13を参照すると、最適なパッドの外側表面を形成する別の方法は、100ミクロンよりも大きい孔径を有し得る孔205を有する多孔性パッド36を取り出し、熱源208により、創傷部の空洞216内に設置すべき側で、そのパッド36を加熱し、スムーズなテクスチャーを維持しながら約100ミクロン以下まで孔径を収縮または熔融することである。図13において、熱源によって熔融されている多孔性創傷パッドの一面が示されている。ホットプレート208上には頂部203、底部204および側面206を有し、真空中に適合性のある孔径の孔205を含むパッド36が示されている。このホットプレート208は標準的な電流アダプタ209とプラグ210とを有する。図解のために、ホットプレート208が使用されているが、任意の熱源を使用することができる。この熱源208は約100ミクロン以下の治療に適合性のある微細孔207を有するスムーズな微細孔層211を形成するように、パッド36の表面を部分的に熔融するためにのみ必要である。

【0032】

図17および18を参照すると、真空中に適合性のある孔205を有するパッド36を取り出し、約100ミクロン以下の孔径の孔207を含み、スムーズである多孔性ソック213内にパッド36を挿入することにより、約100ミクロン以下のスムーズな外側表面を有する多孔性パッド36を製造できる。次に、ソックでカバーされたパッド36を(図には示されていない)創傷部空洞内に挿入する。図17は多孔性ソック213内に位置する多孔性創傷パッド36を示し、頂部203、底部204および側面206を有するパッド30は、パッド36を通るように負圧の空気を送るのに使用するための真空中に適合性のある孔205および真空チューブ307を有する。多孔性ソック213は約100ミクロン以下の径の治療に適合性のある孔207を含み、創傷部空洞216に挿入する前に多孔性創傷部パッド36に載せられるカバーとして働く。パッド36のトリミングが必要な場合、パッドを創傷部空洞216に挿入する前の、ソック213にパッド36を挿入する以前に、このトリミングを行うことができる。

【0033】

特に図18を参照すると、図17に示されている技術の変形として、創傷部空洞216内に挿入すべきパッド36の面だけにスムーズな多孔性膜219を取り付ける。この膜219は約100ミクロン以下の径の孔を含む。この多孔性ソック213または膜219はテフロン、レーヨンまたは同様な材料で構成できる。粒子化組織の成長を促進させるために、従来の滅菌布に対してはニット製のレーヨン膜が使用されることが多い。膜219は、成長因子が含浸され、抗菌性の、組織に適合性のある潤滑表面を形成できる。図18では取り外し可能な膜219を有する多孔性創傷部パッド36が示されている。頂部203、底部204および側面206を備え、真空中に適合性のある孔205を有するパッド36は、創傷部空洞216の吸引のためにパッド36を通して負圧の空気を送るために使用される真空チューブ37を含む。取り外し可能な膜材料219、例えばテフロンまたはレーヨンは、100ミクロン以下の径の、治療に適合性のある微細孔207を含む。創傷部空洞216内に挿入すべきパッド36の部分のまわりに、この膜材料219を設けることができる。この膜219は接着剤のような生体に適合性のある手段によってパッド36上の所定位置に保持できる。

【0034】

図14～16を参照すると、パッド36を製造する別の方法として、創傷部空洞216内に直接無害な化学物質215をスプレーする方法がある。この化学物質215は直接創傷部216内に進入すると、創傷部空洞216の形状に硬化する。治療中の組織と隣接するパッド36の表面がスムーズとなり、約100ミクロン以下の径の孔を有するように、これによってパッド36が形成される。創傷部空洞216内に挿入する前に、無菌環境で化学物質(図示せず)をスプレーすることもできる。外側の無菌表面にパッド36が形成されると、これを放置し、発泡体状の物質となるように若干硬化させ、創傷部に順応するように創傷部空洞216内に押圧する。これら環境で使用される化学物質をスプレーし、約100ミクロン以下の径を有する孔を含む、平滑な外側表面を有するパッド36を製造する。

10

【0035】

図14Aは、創傷部内にスプレーされる化学物質の横断面を示す。コンテナ(図示せず)のスプレーノズル218から無害な化学物質215がスプレーされる。この化学物質は身体214の創傷部空洞216内にスプレーされる際に、化学物質215からガスが押し出され、これによって化学物質215が液相から固体の多孔性相に膨張し、創傷部空洞216の形状に順応する(パッド36とチューブ37とのアセンブリ上に創傷部カバー43が置かれている状態の、パッド36の凝固を示す、図15を参照)よう、この化学物質215は加圧されている。凝固が生じる前の化学物質215のスプレー中は、空洞216内に真空チューブ37を挿入すべきである(図14B参照)。形成されるこの多孔性パッド36(図16参照)は、真空チューブ37に隣接して、同じように真空に適合性があるだけ

20

【0036】

パッド36のタイプはこのパッドを使用する創傷部のタイプに基づき、変わり得る。更に、創傷部のタイプは、ネオスポリンのような抗菌剤をパッド3全体に使用するのか、または局所的な抗菌効果を示すよう、創傷部に接触する表面で使用するのかを決定する。

【0037】

使用に際し、多孔性パッド36は空洞216をブリッジするのではなく、空洞216の表面に接触するように、創傷部の空洞216内にパッド36をパックするよう、創傷部のエッジに正確に対応するサイズに多孔性パッド36をカットする。図10に示されるように、空洞216は広く、組織が骨212までほとんど、または全くカバーできないことがあり得る。このことは、図10に略図で示されている。図10は創傷部の空洞216内にパックされた多孔性パッド36を示す創傷部を通る横断面図である。創傷部の空洞216のリセス内にパッド36を強固にパックすることが重要である。この多孔性パックする36の中心で排出チューブ37が終端しており、多孔性パックする36の上を手術用滅菌布43が延びており、この布は創傷部の周辺の無傷の皮膚に付着している。滅菌布43の空気の漏れを防止するよう、チューブ37のまわりに強く付着している。次に、周辺の皮膚および排出チューブ37のまわりに創傷部カバー43を付着し、創傷部のまわりを気密シールする。

30

【0038】

図2、4、および6に示されるように、キャニスター19はポート45の上に取り付けられた出口44を含み、創傷部体液をキャニスター19に創傷部閉鎖装置10が吸引できるようにしている。出口44は円筒形状であり、端部壁34によって相互に接続された外側壁33と内側壁50によってバック壁22の一体的部品として形成されている。一部が内側壁50、更に一部がフィルタキャップ49によって構成された通路52は、キャニスター19を内側と外側との間の出口44に対する実際の導管となっている。ポート45の上に出出口44が位置するように、リセス18内にキャニスター19を設けることによって、キャニスター19は真空ポンプ84に結合される。この真空ポンプ84はキャニスター19内に真空圧を発生するよう、キャニスター19から空気を吸引する。この真空圧はホース37および38を通して創傷場所へ伝えられ、よってシステム10を治療用に使用でき

40

50

るようにするだけでなく、創傷部の体液の排出も促進する。こうしてパッド36およびホース37および38を通して、キャニスター19内に任意の創傷部排出体液が吸引される。

【0039】

出口44はキャニスター19の頂部壁23の近くに位置し、真空ポンプ84の効率的な動作を保証している。すなわち真空ポンプ84は、まずキャニスター19内に含まれる創傷部体液を空気ですぐ泡立たせる必要がない時に、キャニスター19からほとんどの空気を除く。従って、出口44はキャニスター19の頂部の近くに位置した状態で、真空ポンプ84はキャニスター19から直接空気を除き、キャニスター19の最終充填中にしか、空気は創傷部体液を泡立たないはずである。好ましくは後述するように、この装置は新しいキャニスター19を設置できるように、排出体液のレベルが入口チューブまたは出口チューブのいずれかに達する前に作動できる検出および警告手段を含むことが好ましい。

10

【0040】

創傷部閉鎖装置10を使って創傷部から体液を除く際の主な安全性の問題は、創傷部の体液によって真空ポンプ84が汚染されないようにすることである。従って、創傷部体液がキャニスター19内に留まり、真空ポンプ84内に流入しないように、出口44への創傷部体液の流れをブロックするように、フィルタキャリア48およびフィルタキャップ49を利用して出口44の上にフィルタ46が取り付けられている。好ましい実施例では、フィルタ46はバクテリアバリアとなる0.2ミクロンの疎水性膜フィルタであるが、適当な場合には他のフィルタに置換してもよい。

20

【0041】

図7に示されるように、フィルタキャリア48はリップ54が一体的に形成された面53を含む。この面53は内部に形成された溝56を含み、一方、リップ54はその内部にブレース55を支持している。面53の溝56内にはフィルタ46が嵌合されており、このフィルタ46はリップ54のブレース55によってフィルタキャリア48内に支持されている。製造公差に適合し、フィルタキャップ49による液密シールを保証するように、フィルタキャリア48の周辺リセス内にはリング53Aが取り付けられている。

【0042】

図6および8に示されるように、フィルタキャップ49は円筒形部分57および58を含み、これら円筒形部分は出口44の通路52内にフィルタキャリア48を保持するよう、（両者の間に広がる環状部57'と）一体的に形成されている。通路52の上にフィルタ46を取り付けるには、まず上記のようにフィルタキャリア48内にフィルタ46を取り付ける。次に、面53がフィルタキャップ49の環状部57'に当接し、出口44の環状リップ50'内にフィルタキャリア48のリップ54が位置するよう、フィルタキャップ49内にフィルタキャリア48を位置決めする。従って、出口44上にフィルタキャップ49の円筒形部分57が取り付けられると、フィルタキャリア48の前方面53およびフィルタ46の外側エッジは環状部57'に当接し、通路52内にフィルタ46を固定する。フィルタキャップ49は適当な手段、例えば接着剤または溶接により出口44に取り付けられる。フィルタキャップ49の頂部に位置する開口部51を除き、このフィルタキャップ49は完全にシールされる。開口部51は出口44の通路52を介してポート45と

30

40

【0043】

図2および6に示されるように、ポート45は、そのまわりにリング59が取り付けられており、ポート45と出口44の内側壁50との間を気密シールしている。ポート45は適当な手段、ナット60および61を使ってチャンバ18の後方壁104に取り付けられており、更に適当な手段、例えば真空ポンプ84にポート45を結合するためのクランプを使ってポート45の後方にホース62が取り付けられている。

【0044】

チャンバ18の後方壁104を通過してスイッチ63が突出しており、このスイッチはキャ

50

ニスター 19 がチャンバ 18 内に正しく、かつ安全に位置することを表示する信号を発生する。好ましい実施例では、スイッチ 63 は常開プッシュボタンスイッチであり、適当な手段、例えばブラケットを使ってチャンバ 18 の後部壁 104 に取り付けられている。キャニスター 19 がチャンバ 18 内に正しく位置決めされると、キャニスターの後方壁 22 はスイッチ 63 のヘッドを押し、スイッチ 63 を閉じるので、このスイッチはキャニスター 19 がチャンバ 18 内に正しく位置していることを表示する信号を発生する。

【0045】

チャンバ 18 の外側で側壁 101 に充填センサ 64 が隣接する。この充填センサ 64 はキャニスター 19 が創傷部の組織片によって満たされたことを示す信号を発生する。この好ましい実施例では、充填センサ 64 は適当な手段、例えばブラケットまたは適当な接着材
10
料を使ってチャンバ 18 の側壁 101 に取り付けられた容量型センサである。充填センサ 64 は容量測定を行うポイントを測定する検出プロフィール 64A を有する。創傷部の体液が検出プロフィール 64A の位置に対応するキャニスター 19 のレベルに到達すると、充填センサ 64 から見たキャニスター 19 内の容量が変化し、この結果、検出プロフィールが位置するレベルまでキャニスター 19 が創傷部の体液によって満たされていることを示す信号を充填センサ 64 が出力する。壁 101 の後方のこの検出プロフィールの位置は、スペースと容積と間の有用性のバランスを最適にするように変えることができる（図 6A 参照）。

【0046】

図 2A に示されるように、ラッチ 26 は一般にラッチピン 65 と、ハンドル 66 と、ラッチガイドスリーブ 68A と、スプリング 67 とを含む。ラッチピン 65 は近接端部 65A と、遠方端部 65B とを含む。ラッチガイドスリーブ 68A は、前方ハウジング 11 の内側表面に当接し、ナット 68B によって前方ハウジング 11 の外側の面から所定位置に強固に保持されている。ハンドル 66 はラッチピン 65 の近接端部 65A に螺合されており、ナット 69A によって所定位置にロックされている。好ましい実施例では、ナット 69A および 68B 上のカバー 68 は、ハンドル 66 が当接する表面となっているので、本明細書で後に理解できるように、端部 65B が過度にチャンバ 18 に進入するのを防止している。カバー 68 はナット 69B および 68B の美的な密閉体ともなっている。既に述べたような側壁 100（チャンバ 18）の吊り下げ取り付けは、側方の遠方正面ハウジング 11 にて側壁 100 がラッチガイドスリーブ 68A に当接するようになっている。更に、
20
30
このような配置により、ラッチピン 65 の遠方端 65B はスプリング 67（一部が切り欠かれて示されている）の力によりチャンバ 18 内に突出している。このスプリング 67 はラッチピンガイド 68A の軸方向ボア内のラッチピン 65 のまわりの円周方向に位置している。スプリング 67 はラッチピン 65 の遠方端 65B と、ラッチピンガイド 68A の軸方向ボア内の環状体との間で力を発生する。ラッチピン 65 の端部 65B はラッチピンガイド 68A の遠方端内の横方向スロットに嵌合されており、ユーザーがハンドル 66 を軸方向に引くと、端部 65B と、この端部 65B に対する別のリセスとが回転整合するようになっている。ラッチ 26 はキャニスター 19 がチャンバ 18 内に固定された状態となることを保証するように作動する。ラッチ 26 の端部 65B は、キー 29 を通ってチャンバ 18 に突出するポイント内で終端している。キャニスター 19 をチャンバ 18 内に設置する間、キャニスター 19 のキー通路 27 はキー 29 内にラッチピンのポイント 65B を押圧する。しかしながら、一旦キャニスター 19 がチャンバ 18 内に正しく位置決めされると、リセス 28 はラッチピンの端部 65B の下方に位置し、よってスプリング 67 はラッチピン 65 のポイント 65B をリセス 28 内に押圧し、キャニスター 19 がチャンバ 18 から外れるのを防止する。チャンバ 18 からのキャニスター 19 の取り外しはハンドル 66 を握り、リセス 28 からラッチピン 65 のポイント 65B を引くことによって行われる。ラッチピン 65 のポイントがもはやリセス 28 内にはない状態で、高くされた部分 32 を使ってチャンバ 18 からキャニスター 19 を引き出すことができる。
40

【0047】

図 9 に示されるように、創傷部閉鎖装置 10 は制御システム 70 に給電するよう、標準的
50

な交流の115/120ボルトの電源(例えばソケット)にプラグインすることが好ましい。当業者に容易に判るように、電源コードを変え、DC電源71内のトランスのタップを正しく配線し直すことにより、別の実施例(図示していないが、同様である)を交流の220ボルトの電源に容易に適合することができる。制御システム70への給電は標準的なプッシュボタンのオン/オフスイッチである電源スイッチ15によって制御する。電源スイッチ15が押されている場合、DC電源71は交流の115/120ボルトの信号を受信し、この信号をファン74およびモータ84が使用するための直流の12ボルトの信号に変換する。従来の電圧レギュレータ96は他の直流部品16、17、63、64、72、75および82の各々が使用するための+5Vに電圧を降圧する。電圧レギュレータ96はキーパッド16、LCD17、スイッチ63、充填センサ64、マイクロコントローラ72、トランスジューサ75および傾きセンサ82に接続されており、これらの各々に直流の+5V信号を供給するようになっている。マイクロコントローラ72はファン74およびポンプモータ83に対する直流の12Vの給電を制御するよう、固体リレー(MOSFET)97および98にそれぞれリンクされている。

10

【0048】

図1に示されるように、ユーザーは一旦電源スイッチ15を押し、キーパッド16およびLCD17を使って創傷部閉鎖装置10に対する作動パラメータを選択する。電源初期化時に、LCD17が矢印ボタン76上の単語「NO」および矢印ボタン77上の単語「YES」と共にフレーズ「NEW PATIENT(新しい患者)」をディスプレイするように、創傷部閉鎖装置10はあらかじめ選択された作動パラメータを記憶する。ユーザーがNOと答えるために矢印ボタン76を押すと、創傷部閉鎖装置10は先に選択したパラメータで作動する。NOと答えた後にユーザーはオン/オフボタン78を押し、創傷部閉鎖装置10の作動を開始する。

20

【0049】

逆にユーザーが新しい患者を示すよう、矢印ボタン77を押すと、創傷部閉鎖装置10はデフォルト値に基づき作動するか、またはユーザーが作動パラメータを選択できるようにする。デフォルトパラメータで作動するには、ユーザーは矢印ボタン77を押した後に、オン/オフボタン78を押し、矢印ボタン77を押した後にオプションボタン79を押す。

30

【0050】

オプションボタン79を押すと、LCD17は利用できる真空ポンプ圧力のスペクトルおよびバーグラフによって現在ディスプレイされている真空ポンプの圧力の数値表示をディスプレイする。ユーザーは矢印ボタン76および77を使って真空ポンプ圧力を変更する。矢印ボタン76を押すと、真空ポンプの圧力が低下するが、一方、矢印ボタン77を押すと、真空ポンプの圧力が高くなる。所望する真空ポンプ圧力を選択した後に、ユーザーはオプションボタン79を押し、選択された真空ポンプの圧力を制御する。

【0051】

選択された真空ポンプの圧力が一旦セーブされると、LCD17はユーザーに利用できるポンプの作動時間をディスプレイする。ユーザーは連続的にポンピングをするか、または間欠的にポンピングするかのプログラムを創傷部閉鎖装置10に組むことができる。従って、LCD17は矢印ボタン76bの上に単語「CONTINUOUS(連続)」および矢印ボタン77の上に単語「INTERMITTENT(間欠)」をディスプレイする。ユーザーは矢印ボタン76を押し、次に真空ポンプ84を附勢するためのオン/オフボタン78を押し、連続動作を選択する。この連続モードでは、創傷部閉鎖装置10はオン/オフボタン78が再び押されるまで、真空ポンプ84を連続的に作動させる。

40

【0052】

ユーザーが間欠動作を選択するために矢印ボタン77を押すと、LCD17は真空ポンプ84の最短オン時間および最長オン時間を示すバーグラフをディスプレイする。このLCD17は現在バーグラフによってディスプレイされている位相「ON TIME」および数値もディスプレイする。ユーザーが矢印ボタン76を押すと、真空ポンプ84のオン時

50

間は短くなり、矢印ボタン77を押すと、真空ポンプ84のオン時間は長くなる。所望するオン時間を選択した後に、ユーザーは選択されたオン時間の値をセーブするようにオプションのボタン79を押す。

【0053】

次にLCD17は現在バーグラフが示している位相「OFF TIME」および数値と共に真空ポンプ84に対するオフ時間を示す第2のバーグラフをディスプレイする。再び、矢印ボタン76および77を押すと、真空ポンプ84のオフ時間がそれぞれ長くなったり短くなったりする。オフ時間を選択した後にユーザーはオプションボタン79、次にオン/オフボタン78を押し、選択したパラメータを使って創傷部閉鎖装置10を作動させる。

10

【0054】

キーパッド16は創傷部閉鎖装置10の現在選択されている作動パラメータをシーケンシャルにユーザーがディスプレイさせるようにできる設定ボタン80を含む。キーパッド16は更にユーザーが創傷部閉鎖装置10の不適切な作動状態に反応して音響アラームを除勢できるようにする遅延ボタン81も含む。この遅延ボタン81は問題を解決している間にアラームを聞く必要がなくなるように、ユーザーがアラームを消音できるようにするものである。

【0055】

遅延ボタン81が押されてから15分間（遅延時間）中に生じる新しいアラーム条件は、音響アラームによっては表示されない。しかしながら、遅延時間中でも適当な場合にはポンプは停止される。

20

【0056】

再び図9を参照すると、マイクロコントローラ72は10ビットのアナログ-デジタル(A/D)コンバータを備えたマルチポートマイクロプロセッサであり、このマイクロプロセッサは創傷部閉鎖装置10を制御中にマイクロコントローラ72に命令を与えるプログラムを記憶する、関連するメモリを有する。ユーザーが選択した作動パラメータを受信し、記憶し、更にオン/オフボタン78の押圧に起因するオン信号を受信した後に、マイクロコントローラ72はポンプモータ83を付勢し、次にこのポンプモータ83は真空ポンプ84をドライブし、キャニスター19からの空気の排出を開始する。

【0057】

真空ポンプ84が作動するにつれ、ポンプはキャニスター19の内部からキャニスター19の出口44およびポート45を介し、ホース62へ空気を吸引する。ホース62はT型コネクター91を介し、フィルタ85およびトランスジューサ75に接続している。フィルタ85はフィルタ46と同様であるので、創傷部の体液が真空ポンプ84を汚染しないように保証する。フィルタ85はT型コネクター88を介し、ポンプ85に連通しており、T型コネクタの1つのアームはブリードバルブ86に接続されている。ブリードバルブ86は大気に連通しており、マイクロコントローラ72が真空ポンプ84を停止させたのちに、真空ポンプ84によってライン62内に発生する圧力を解放するようになっている。ブリードバルブ86は250mHgを越える過度の加圧を防止すること、および極めて低い圧力設定時に真空ポンプ84の不安定な動作を防止することを除き、真空ポンプ84がキャニスター19から空気を吸引する際に、真空ポンプ84によって得られる真空圧力のレベルに一般に影響を与えないように十分小さくなっている。

30

40

【0058】

好ましい実施例では、ブリードバルブ86に対しては直径が0.5mmのオリフィスが特に好ましい。バルブ86はポンプモータ83が停止された時に（約15秒の時間にわたって）負圧を徐々に解放できるようにするので、バルブ86またはその均等物は負圧を間欠的に加えることができるようにするために、特に重要である。開口部86のブロックが生じた場合に、この開口部86の詰まりを除くのを容易にするよう、ブリードバルブ86はハウジング11の外側に位置している。ステンレススチールを機械加工したブリードバルブ86には開口部が設けられている。流量制御オリフィスも別の手段として使用できる。

50

【 0 0 5 9 】

ライン 6 2 もこのラインをライン 9 2 に接続するための T 型コネクタ 9 1 を含む。このライン 9 2 は、ライン 6 2 内の圧力変化に対するダンパーとして働くタンク 9 4 に接続されている。トランスジューサ 7 5 と T 型コネクタ 9 1 との間にあるライン 9 3 内の制限器 8 9 によって容易にされるこのようなダンピング効果により、トランスジューサ 7 5 によって測定される圧力は実際の創傷場所の圧力の正確な表示となる。トランスジューサ 7 5 はタンク 9 4 の圧力を測定し、その圧力を示す電気信号を発生するよう、ライン 9 4 を介してライン 6 2 と連通している。このトランスジューサ 7 5 はその圧力信号をマイクロコントローラ 7 2 へ出力する。

【 0 0 6 0 】

マイクロコントローラ 7 2 は圧力信号を使ってポンプモータ 8 3 の速度を制御する。既に述べたように、ユーザーは創傷部閉鎖装置 1 0 を動作させるための真空ポンプデフォルト圧力または所望する真空ポンプ圧力のいずれかを選択する。トランスジューサ 7 5 からの創傷部圧力信号を受信した後に、マイクロコントローラ 7 2 は創傷部の圧力とユーザーの選択した圧力とを比較する。創傷部の圧力がユーザーの選択した真空ポンプ圧力よりも高ければ、マイクロコントローラ 7 2 はポンプモータの速度を低くし、真空ポンプの圧力、よって創傷部の圧力を低下する。逆に創傷部の圧力がユーザーの選択した真空ポンプの圧力よりも低ければ、マイクロコントローラ 7 2 はポンプモータ 8 3 の速度を速くし、この結果、創傷部に加えられる真空圧力を高める。

【 0 0 6 1 】

マイクロコントローラ 7 2 はポンプモータ 8 3 が受信する電圧の大きさを変えることによってポンプモータ 8 3 を制御する。すなわちマイクロコントローラ 7 2 は直流電源 7 1 からの直流電源の 1 2 V 信号を受信し、ポンプモータ 8 4 へ直流の 0 V ~ 1 2 V までの電圧を出力し、ユーザーが選択した真空ポンプ圧力値に従ってそのスピードを制御する。従って、マイクロコントローラ 7 2 はフィードバックを使って創傷部がユーザーの選択した真空ポンプ圧力を受けるとして保証する。5 分間の時間後、目標圧力に達しない場合、マイクロコントローラ 7 2 はモータ 8 3 を除勢し、可聴アラームの音を発生する。更に、フィードバック信号は最大真空ポンプ圧力を越えないように防止する。トランスジューサ 7 5 が測定する創傷部の圧力が最大安全真空ポンプ圧力を越えた場合、マイクロコントローラ 7 2 はポンプモータ 8 3 を除勢し、アラーム 9 5 を付勢し、故障が生じたとの信号を発生する。

【 0 0 6 2 】

創傷部閉鎖装置 1 0 は創傷部閉鎖装置 1 0 が作動している間にポンプモータ 8 3 およびプリント回路 (P C) 基板 2 0 0 を冷却するためのファン 7 4 を含む。好ましい実施例では、マイクロコントローラ 7 2 は電力を供給しながら、給電中は常に作動するようにファン 7 4 を制御する。しかしながら、別の実施例では、マイクロコントローラ 7 2 はモータ 8 3 に対してしか連動しないように、ファン 7 4 を制御する。その理由は、モータ 8 3 が作動中の場合、ファン 7 4 だけを作動させればよいからである。かかる別の実施例では、モータ 8 3 が作動している限り、マイクロコントローラ 7 2 はファン 7 4 を作動させる。しかしながら、マイクロコントローラ 7 2 がポンプモータ 8 3 を除勢すると、マイクロコントローラ 7 2 はファン 7 4 も除勢する。

【 0 0 6 3 】

制御システム 7 0 は充填センサ 6 4 を含む。この充填センサ 6 4 はキャニスター 1 9 が創傷部の体液によって完全に満たされたことを表示する信号をマイクロコントローラ 7 2 へ発生する。充填センサ 6 4 からの信号を受信すると、マイクロコントローラ 7 2 はポンプモータ 8 3 およびファン 7 4 を除勢し、アラーム 9 5 を付勢して、キャニスター 1 9 を交換しなければならないことをユーザーに警告する

【 0 0 6 4 】

制御システム 7 0 はキャニスターが正しく設置されていない場合にユーザーが創傷部閉鎖装置 1 0 を作動できないようにするスイッチ 6 3 を含む。キャニスター 1 が正しく設置さ

10

20

30

40

50

れていない場合、スイッチ 63 は開状態のままであり、よってマイクロコントローラ 72 へ信号を出力しない。マイクロコントローラ 72 がスイッチ 63 からの信号を受信せず、チャンバ 18 内にキャニスターがないと表示すれば、マイクロコントローラはユーザーがオン/オフボタン 78 を押した後もポンプモータ 83 に給電しない。更にマイクロコントローラ 72 は、アラーム 95 を附勢し、キャニスターが正しく設置されていないか、またはチャンバ 81 内に不適切に設定されていることを警告する。マイクロコントローラ 72 はチャンバ 18 内にキャニスターが正しく設置されたことを示す信号を発するように、スイッチ 63 が押された場合にしか、ポンプモータ 84 を作動させない。

【0065】

制御システム 70 は創傷部閉鎖装置 10 が過度に傾いた場合に、この装置 10 の作動を防止するための傾きセンサ 82 を含む。作動中、創傷部閉鎖装置 10 が過度に傾くと、創傷部の体液の除去効率が低下し、更により重要なことに、真空ポンプ 83 が汚染されるか、または創傷部体液が漏れることがある。従って、創傷部閉鎖装置 10 がその軸線のうちの任意の軸線に沿って所定の角度（この好ましい実施例では約 45 度）を越えて傾斜した場合、傾斜センサ 82 はマイクロコントローラ 72 へ信号を出力する。これにตอบสนองし、マイクロコントローラ 72 はポンプモータ 83 を除勢し、アラーム 90 を附勢し、ユーザーに過度に傾斜している状態を警告する。この好ましい実施例では、傾斜センサ 82 は任意の標準的な水銀スイッチで実現できる。傾斜アラームが即座に作動しないように、回路内に所定の遅延回路（例えば 30 秒の回路）を組み込んでよい。

【0066】

以上で特定の実施例を参照し、本発明について説明したが、この説明は限定的なものと解すべきではない。当業者が本発明の説明を参照すれば、本明細書に開示した実施例の種々の変形例だけでなく、本発明の別の実施例が明らかとなる。従って、特許請求の範囲は本発明の範囲内に入り得るかかの変形例をカバーするものである。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明の要旨に従って製造された創傷部閉鎖装置の真空ポンプユニットを示す斜視図である。

【図 2】 図 1 の真空ポンプユニットを示す、右側平面図である。

【図 2A】 図からガイド（またはキー）29 を除き、サジタル横断面における図 2 のラッチ 26 の部分を示すよう一部を切り欠いた、ラッチ 26 の部分の詳細図である。

【図 3】 図 1 の真空ポンプユニットと組み合わせて使用するための、創傷部排出液収集キャニスターを示す斜視図である。

【図 4】 図 3 の創傷部排出液収集キャニスターを示す、後方平面図である。

【図 5】 創傷部カバーパッドに対する創傷部排出液収集キャニスターの接続を示す斜視図である。

【図 6】 図 1 の真空ポンプをハウジング内の図 3 の創傷部排出液収集キャニスターの接続を示す、一部を横断面図とした前方平面図である。

【図 6A】 キャニスターを除いた、図 6 に示された装置の部分図である。

【図 7】 創傷部排出液収集キャニスターのフィルタキャリアを示す斜視図である。

【図 8】 創傷部排出液収集キャニスターのフィルタキャップを示す頂部平面図である。

【図 9】 本発明の要旨に従って製造された創傷部閉鎖装置のための制御システムを示す略図である。

【図 10】 所定位置の創傷部パッドを示す、創傷部を通る断面図である。

【図 11】 溶液内に浸漬されている多孔性創傷部パッドの図である。

【図 12】 （チューブが挿入されている）2 つの側で多孔度が変化している、多孔性創傷部パッドの図である。

【図 13】 熱源によって溶融された多孔性創傷部パッドの側面図である。

【図 14A】 化学物質が創傷部内にスプレーされている横断面図である。

【図 14B】 （チューブが挿入されている）創傷部内に化学物質がスプレーされている横断面図である。

10

20

30

40

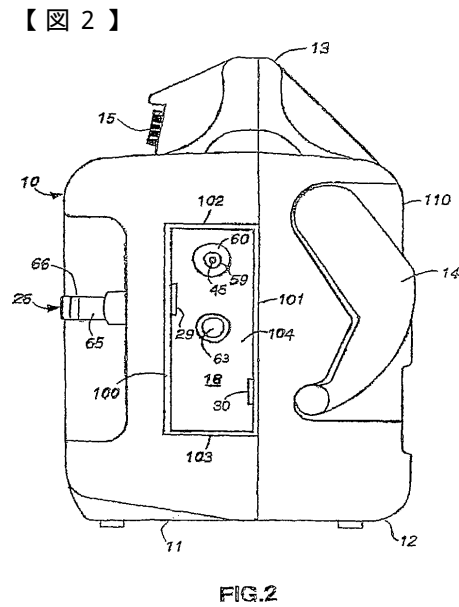
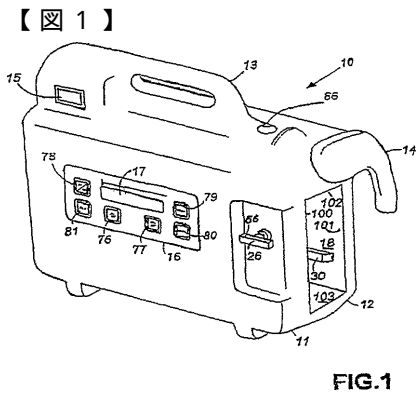
50

【図15】 (チューブが挿入されている) 化学物質のスプレーが完了している創傷部の横断面図である。

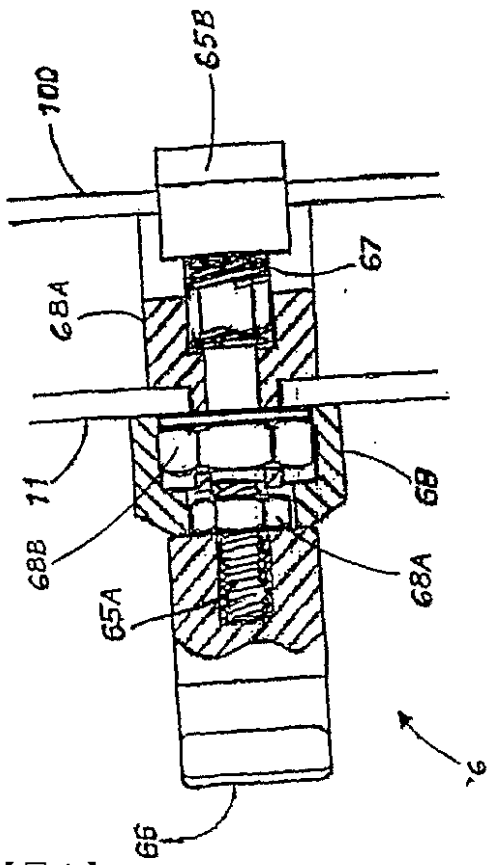
【図16】 (チューブが挿入されている) 創傷部の輪郭にスプレーされた化学物質が硬化している、創傷部の横断面図である。

【図17】 (チューブが挿入されている) 多孔性創傷部パッドのまわりにラップされた多孔性ソックの図である。

【図18】 (チューブが挿入されている) 除去可能な微細孔層を有する、多孔性創傷部パッドの図である。



【 図 2 A 】



【 図 4 】

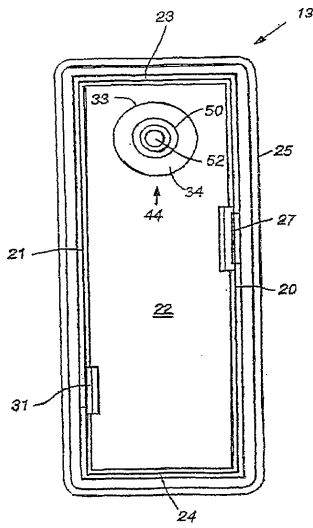


FIG.4

【 図 3 】

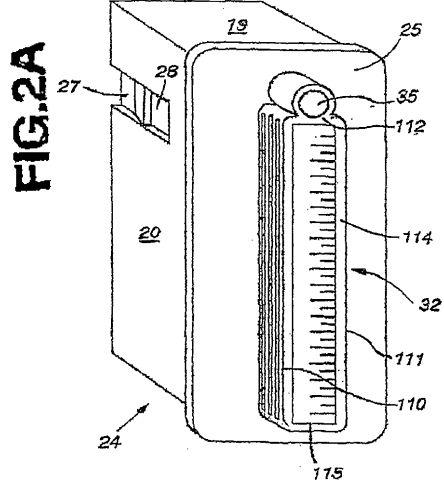


FIG.3

【 図 5 】

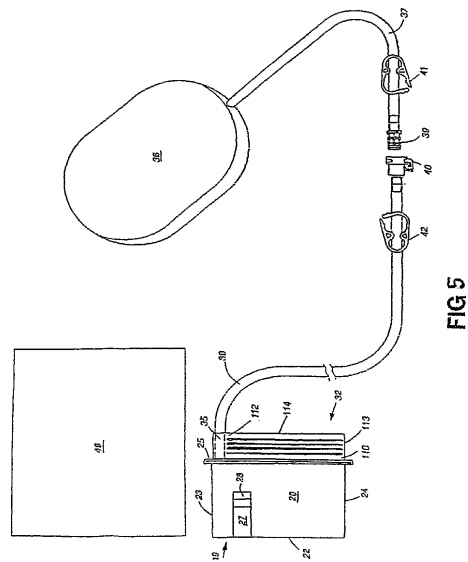
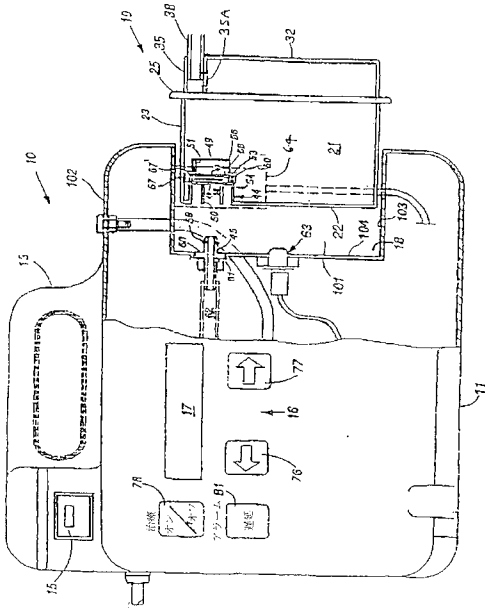
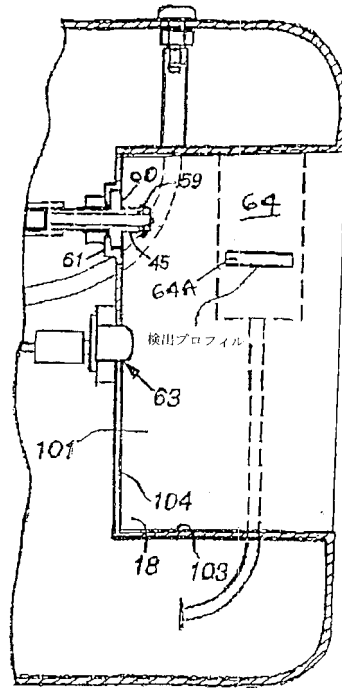


FIG 5

【図6】



【図6A】



【図7】

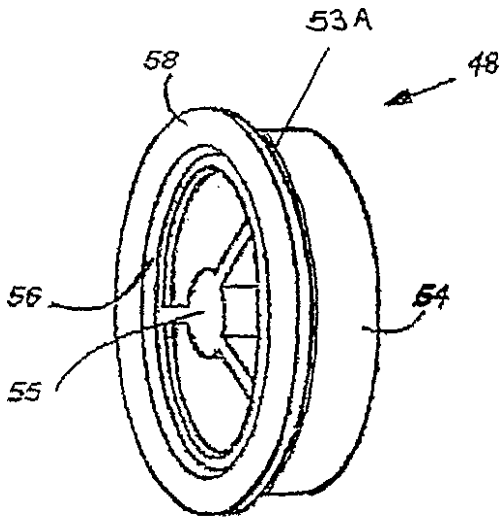


FIG.7

【図8】

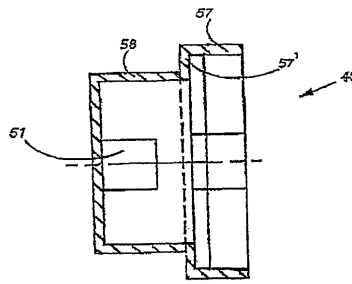
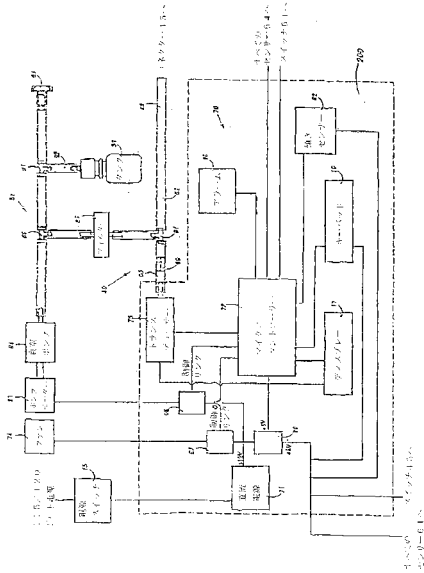
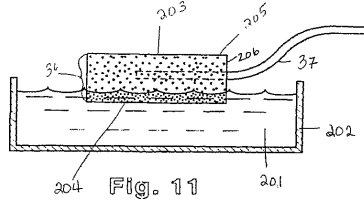


FIG.8

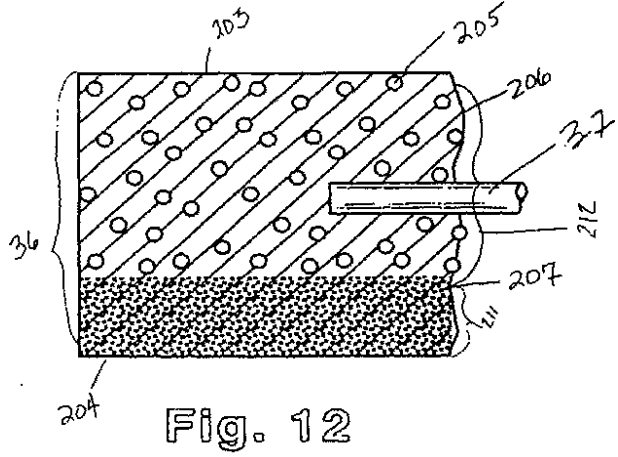
【 図 9 】



【 図 11 】



【 図 12 】



【 図 10 】

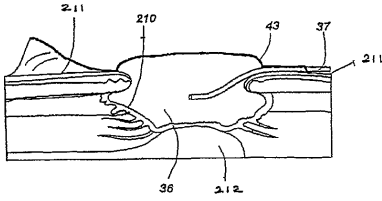


FIG.10

【 図 13 】

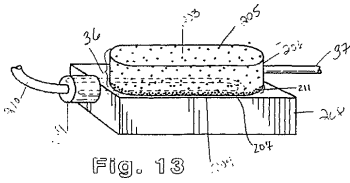


Fig. 13

【 図 15 】

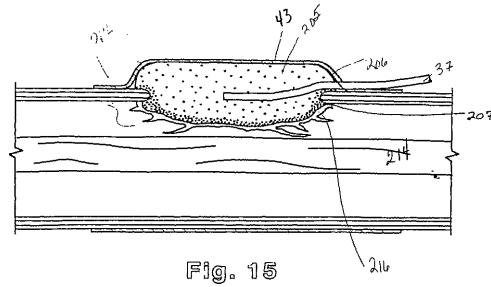


Fig. 15

【 図 14 A 】

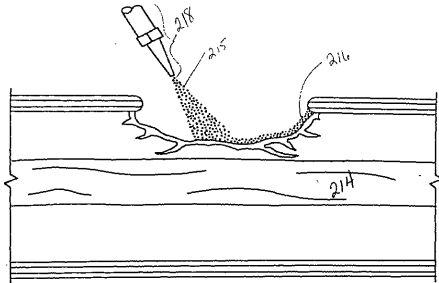


Fig. 14A

【 図 16 】

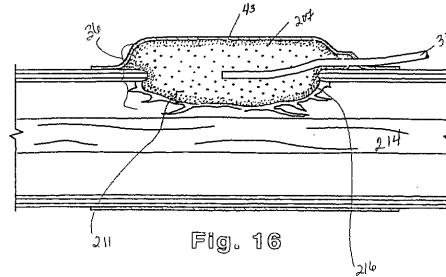


Fig. 16

【 図 14 B 】

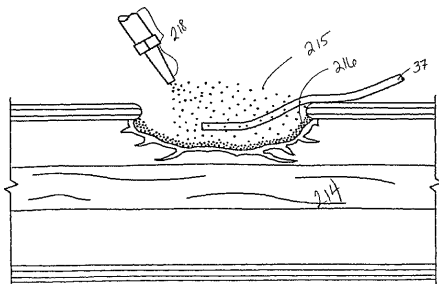


Fig. 14B

【 図 17 】

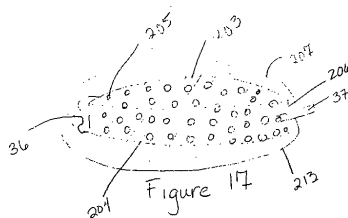



Figure 17

【 18】

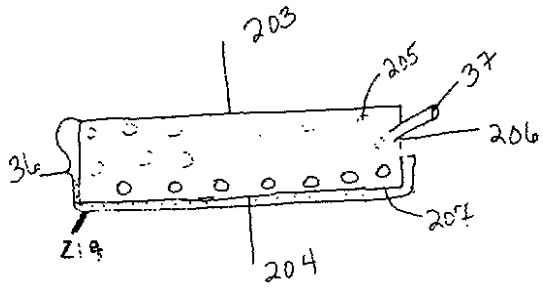


Figure 18

フロントページの続き

(72)発明者 ジョンソン, ロイス

アメリカ合衆国 テキサス州 78148 ユニバーサルシティ, リムディル 114

(72)発明者 ヒートン, ケース

英国, ドーセット州, ビーエッチ 14 オーキュージー パークストン, ヘリテッジ ロード
33

合議体

審判長 高木 彰

審判官 高田 元樹

審判官 山口 直

(56)参考文献 特表平10-504484(JP, A)

特開平7-16256(JP, A)

特開昭63-183055(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61M27/00

A61F13/00

A61M1/00