

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4671249号
(P4671249)

(45) 発行日 平成23年4月13日 (2011. 4. 13)

(24) 登録日 平成23年1月28日 (2011. 1. 28)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 M 27/00 (2006. 01)

A 6 1 M 27/00

A 6 1 B 17/00 (2006. 01)

A 6 1 B 17/00 3 1 0

請求項の数 10 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2009-528355 (P2009-528355)
 (86) (22) 出願日 平成19年9月19日 (2007. 9. 19)
 (65) 公表番号 特表2010-504113 (P2010-504113A)
 (43) 公表日 平成22年2月12日 (2010. 2. 12)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2007/020375
 (87) 国際公開番号 W02008/036361
 (87) 国際公開日 平成20年3月27日 (2008. 3. 27)
 審査請求日 平成21年9月30日 (2009. 9. 30)
 (31) 優先権主張番号 60/845, 993
 (32) 優先日 平成18年9月19日 (2006. 9. 19)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 60/849, 138
 (32) 優先日 平成18年10月2日 (2006. 10. 2)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 508268713
 ケーシーアイ ライセンシング インコー
 ポレイテッド
 アメリカ合衆国 テキサス州 7 8 2 6 5
 - 9 5 0 8, サンアントニオ, ビー. オー
 . ボックス 6 5 9 5 0 8, リーガルデパ
 ートメントーインテレクチュアルプロパテ
 イー
 (74) 代理人 100096024
 弁理士 柏原 三枝子
 (74) 代理人 100125520
 弁理士 高橋 剛一
 (74) 代理人 100155310
 弁理士 柴田 雅仁

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ブロッケージ除去及び二重ゾーン圧力保護能力を有する減圧治療システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

減圧治療システムにおいて：

組織部位に流体連通する減圧源と；

前記減圧源に接続され、当該減圧源における源圧力を測定する検知デバイスと；

前記検知デバイスに接続され、前記減の圧力と、所望の組織部位圧力との間の差圧を決定するように構成された処理ユニットであって、前記減圧源に更に接続されて当該減圧源によって適用される減の圧力を調整して、前記差圧が、(a) 前記減圧源と前記組織部位との間にブロッケージが存在する場合は第 1 の最大差圧を、(b) 前記減圧源と前記組織部位との間にブロッケージが存在しない場合は第 2 の最大差圧を超えないようにする処理

ユニットと；

を具備、
前記第 2 の最大差圧が、前記第 1 の最大差圧より大きいことを特徴とする減圧治療システム。

【請求項 2】

請求項 1 に記載のシステムが更に：

前記組織部位と前記減圧源との間に流体連通されたキャニスタを具備、

前記検知デバイスが、当該キャニスタにおける減の圧力を測定して、前記減圧源圧力出力に近づけることを特徴とする減圧治療システム。

【請求項 3】

10

20

請求項 1 に記載のシステムにおいて、前記第 1 の最大差圧が約 5 0 m m H gであることを特徴とする減圧治療システム。

【請求項 4】

請求項 1 に記載のシステムにおいて、前記第 2 の最大差圧が約 1 0 0 m m H gであることを特徴とする減圧治療システム。

【請求項 5】

請求項 1 に記載のシステムにおいて：

ブロックが存在する場合、前記処理ユニットが更に、前記第 1 の差圧の限度内において前記源圧力を上げて、当該ブロックを除去することを特徴とする減圧治療システム。

10

【請求項 6】

請求項 5 に記載のシステムが更に：

前記処理ユニットに接続され、前記第 1 の最大差圧に届いた後もブロックが除去できないときにユーザに警告するアラームデバイスを具えることを特徴とする減圧治療システム。

【請求項 7】

請求項 1 に記載のシステムにおいて、前記処理ユニットが更に、前記源圧力を前記第 1 及び第 2 の最大差圧の一方の限度内において変更して、前記組織部位における圧力を前記所望の組織部位圧力に届かせるように構成されていることを特徴とする減圧治療システム。

20

【請求項 8】

請求項 1 に記載のシステムにおいて、前記処理ユニットが更に、前記源圧力を変更して、前記組織部位における圧力の変化をモニタすることによってブロックの存在を確認するように構成されていることを特徴とする減圧治療システム。

【請求項 9】

請求項 8 に記載のシステムにおいて、前記処理ユニットが、前記源圧力を変化させることによって、前記組織部位における圧力に直接的に対応する変化が生じない場合にブロックが存在すると決定することを特徴とする減圧治療システム。

【請求項 10】

請求項 1 に記載のシステムが更に、第 2 の検知デバイスを具え、当該第 2 の検知デバイスが、前記組織部位をモニタして、前記組織部位における圧力が前記所望の組織部位圧力に届くかどうかを決定することを特徴とする減圧治療システム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般的に組織治療装置に関し、特に、ブロック除去と二重ゾーン圧力保護能力を有する減圧治療システムに関する。

【背景技術】

【0002】

臨床研究及び診療は、組織部位に近接させた減圧が、当該組織部位における新組織の成長を増加させ促進させることを示している。この現象は様々に応用されているが、ある特別な減圧の適用は、創傷の治療に関連するものである。この治療（医学会では、よく、「負圧創傷治療」、「減圧治療」、あるいは「真空治療」などと呼ばれる）は、上皮組織及び皮下組織の移動、改善された血流、創傷部位における組織の微細な変形を含む、様々な利点を提供する。これらの利点は、相伴って、肉芽組織をより発達させ、治癒にかかる時間をより早めることになる。

40

【0003】

減圧は創部のケアに大きな利点をもたらし、組織の成長の促進を表わす事実があるが、組織へのダメージと過剰な出血の可能性を防止するためには、組織部位に適用する減圧量を制御しなければならない。減圧治療を提供するシステム中にブロックが発達するの

50

は共通の事象である。これらのブロックageに対処する通常の方法は、負圧の追加適用である。この負圧の追加適用は、これらの装置の安全な使用に危険を引きおこす原因を与えることがある。減圧の適用をバランスさせることができる負圧治療システム及び方法を組織に適用する必要がある、この組織にダメージを与えることがある減圧の過剰な適用を防止する必要がある。

【発明の概要】

【0004】

組織治療システムによって与えられる圧力を制御することにおける問題は、本発明のシステムと方法によって解決する。一の実施例では、組織部位に流体連通させた減圧源を具える減圧治療システムが提供されている。検知デバイスがこの減圧源に接続して、減圧源における源圧力を測定する。処理ユニットが、この検知デバイスに接続されており、源圧力と所望の組織部位圧力間の差圧を測定するように構成されている。この処理ユニットは、さらに減圧源と接続されており、減圧源によって適用される源圧力を調整する。この圧力は、差圧が、(a)ブロックageが減圧減と組織部位の間に存在する場合の第1の最大差圧と、(b)減圧源と組織部位との間にブロックageが存在しない場合の第2の最大差圧を超えないように調整される。

10

【0005】

本発明の別の実施例によれば、組織部位の治療方法が提供されている。この方法は、減圧源を用いて治療部位に減圧を提供するステップを具える。源圧力は、減圧源でモニタされており、減圧力と所望の組織部位の圧力間の差圧が決定される。減圧源と組織部位との間にブロックageが存在する場合は、この差圧は、第1の最大差圧に制限される。減圧源と組織部位との間にブロックageが存在しない場合は、この差圧は、第2の最大差圧に制限される。

20

【0006】

本発明の更なる別の実施例では、減圧治療システムは、組織部位に減圧を適用する手段と、この減圧を適用する手段における源圧力をモニタする手段を具える。このシステムは更に、源圧力と所望の組織部位圧力間の差圧を決定する手段を具える。減圧源と組織部位との間にブロックageが存在する場合に、この差圧を第1の最大差圧に制限する手段が設けられている。このシステムは、更に、減圧源と組織部位との間にブロックageが存在しない場合に、前記第1の最大差圧より高い第2の最大差圧にこの差圧を制限する手段を具える。

30

【0007】

本発明のその他の目的、特徴、及び利点は、図面および以下に述べる詳細な説明を参照して、明らかになるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は、本発明による減圧治療ユニットを有する減圧治療システムの概略を示す図である。

【図2】図2は、図1の減圧治療ユニットのブロック図である。

【図3】図3は、本発明の実施例による組織部位の例示的な治療方法を示すフローチャートである。

40

【発明を実施するための形態】

【0009】

好適な実施例の以下の詳細な説明において、本明細書の一部をなす添付の図面が参照されており、本発明を実施することができる特に好適な実施例が図を用いて説明されている。これらの実施例は、当業者が本発明を実施するのに十分に詳細に記載されており、その他の実施例を用いることができ、本発明の精神と範囲から離れることなく、論理的、構造的、機械的、電気的、及び化学的変更を行うことができると解される。当業者が本発明を実施するのに不要な細部を回避するために、この説明は当業者に公知のある種情報を省くことができる。従って、以下の詳細な説明は、限定の意味とするべきではなく、本発明の

50

範囲は特許請求の範囲によってのみ定義される。

【0010】

ここで用いられている「減圧」の用語は、一般的に、治療を行っている組織部位における周囲圧力より低い圧力を意味する。ほとんどの場合、この減圧は患者が位置している大気圧より低くなる。「真空」及び「負圧」の用語は、組織部位に適用された圧力を記載するのに使用することができるが、組織部位に適用される実際の圧力は、完全な真空に通常関連する圧力より有意に低くても良い。この用語と整合して、減圧あるいは真空圧力における増加は、絶対圧力の相対的減少を意味するが、減圧あるいは真空圧力における減少は、全体圧力の相対的増加を意味する。

【0011】

ここで用いられている「組織部位」の用語は、いずれかの組織上あるいは組織内に位置する創傷あるいは欠陥を意味し、限定するものではないが、骨組織、脂肪組織、筋肉組織、皮膚組織、脈管組織、結合組織、軟骨、腱、あるいは人体を含む。「組織部位」の用語は、更に、必ずしも傷ついていない、あるいは欠陥ではないが、更に組織の成長を追加する、あるいは促進することが望ましい組織の領域を意味する。例えば、減圧組織治療は、採取して別の組織部位へ移植することができる追加の組織が成長する組織領域で用いることができる。

【0012】

図1を参照すると、本発明の実施例による減圧治療システム100を提供して、患者の組織部位102に減圧を送出する。減圧治療システム100は、導管108によってキャニスタ112に流体連通している減圧源104を具える。キャニスタ112は、マニフォールドアダプタ120に導管116によって流体連通しており、このアダプタは、分散マニフォールド124に流体連通している。分散マニフォールド124は、組織部位102に接触して配置されている。ドレープ128が、分散マニフォールド124の上に配置されており、好ましくは、組織部位102の周辺を囲む組織にシールされている。マニフォールドアダプタ120は、好ましくはドレープ128を介して突出しており、ドレープ128はマニフォールドアダプタ120に対して密封されている。ドレープ128は、不透水性あるいは半浸透性材料で作って、組織部位102における減圧維持を補助することができる。

【0013】

分散マニフォールド124は、主として、減圧を組織部位102に分散させる役割を果たしており、浸出液や、その他の流体を、組織部位102における微細欠陥を含む組織部位102から離してチャネリングし、ドレープ128を支持して減圧が維持されるスペースを作る。実際、分散マニフォールド124は、通常、網状のポリウレタンフォームあるいはポリビニルアルコールフォームなどの、開放気泡フォームである。この開放気泡フォームは、組織部位102に適したサイズであり、組織102に接触させて配置され、組織が成長を開始して、組織部位102が小さくなると、より小片のフォームと定期的に交換する。開放気泡フォームの頻繁な交換は、フォームのセル内への組織の成長を最小限にするために必要である。開放気泡フォームが一般的に使用されているが、分散特性を提供することができるガーゼやその他の材料を含め、多くの代替材料を交換可能な分散マニフォールドとして使用することができる。同様に、非交換可能な生体適合性材料を分散マニフォールドとして使用することもでき、組織部位102において適所に維持することができる。多くの場合、これらの生体適合性材料は、新しい組織成長の足場として作用し、生体吸収性であれば、治療中あるいは治療後に患者の身体に吸収される。

【0014】

減圧治療システム100は、更に、組織部位に接続した第1の検知デバイス132を具え、組織部位102における圧力を測定する。第2の検知デバイス136が減圧源104に接続されて、減圧源104における源圧力を測定する。第1及び第2の検知デバイス132、136は、圧力センサ、あるいは流体（すなわち、液体あるいはガス）の圧力を測定できるその他のタイプのセンサであってもよい。第1及び第2の検知デバイス132、1

10

20

30

40

50

36は、データの収集、解析、調整、あるいは転送を補助する処理ユニット（図示せず）を具備しても良い。検知デバイス132、136及び減圧測定システム100の流体成分間の物理的な接続は、使用する検知デバイス132、136のタイプによって異なる。同様に、各検知デバイス132、136が減圧治療システム100の流体成分に接続されている物理的位置は、所望の圧力、あるいは、その近似が測定されているのであれば、変化する。第1の検知デバイス132は、マニフォールドアダプタ120近傍の導管116に物理的に接続された状態で図1に記載されている。これは、一つの可能な構造であるが、別の実施例では、第1の検知デバイス132が圧力センサであり、導管116の測定ルーメンを介してドレープ128の下スペースへ流体連通されている。導管116に複数ルーメンを設けることによって（減圧の送達用に少なくとも一つ、および、組織部位の圧力の測定用に少なくとも一つ）、第1の検出デバイス132を組織部位102から遠隔に位置させることができる。第1の検出デバイス132は、第1の検知デバイス132によって検出される組織部位の圧力が、組織部位102が露出している圧力に実質的に近い限り、様々な位置に配置することができる。

10

【0015】

第2の検知デバイス136に関して、第2の検知デバイス136は、導管108（図1に示す）、あるいはキャニスタ112に連結して、減圧源104によって出力される減圧に対応する源圧力を測定することができる。代替的に、第2の検知デバイス136は、減圧源104の出力ポートに接続するように配置して、減圧源104によって作られている真空圧の量を直接測定する。

20

【0016】

図1および図2を参照すると、減圧源104とキャニスタ112は、減圧治療ユニット140内に含まれていても良く、この上に装填されていてもよい。治療ユニット140は、第1及び第2の検知デバイス132、136、並びにソフトウェア214を実行する処理ユニット210を含むものであっても良い。処理ユニット210は、同じタイプあるいは異なるタイプの一またはそれ以上のプロセッサで構成することができる。例えば、処理ユニット210は、一又はそれ以上のプロセッサ、ロジック、アナログ部品、あるいは、組織部位に迫おける流体圧などの情報を含む信号を受信できるその他の電子部品を具備しても良い。

【0017】

処理ユニット210は、さらに、(i)データ及びソフトウェアコードを保存するメモリ218、(ii)バルブや、検知デバイスなどのその他のデバイス及びシステムと、無線で、有線で、あるいはメモリ入力デバイス（図示せず）を介して、通信するための入力/出力(I/O)ユニット222、(iii)一またはそれ以上のファイルを有するデータベースなどの一またはそれ以上のデータ保存場所228a-228n（集合的に228）を格納できるストレージユニット226、(iv)タッチセンサ式、またはタッチセンサ式でない電子ディスプレイ232、及び(v)音響、視覚あるいはその他の信号を用いて減圧治療ユニット140のユーザに信号を発信できるアラーム236、と接続することができる。ソフトウェア214は、他のデバイス（例、電子ディスプレイ232）とそれぞれインターフェースを形成し、減圧治療の管理及び観察を行うことができる。

30

40

【0018】

処理ユニット210は、第1及び第2の検知デバイス132、136と接続されており、減圧源104による減圧の適用を制御する。操作中に、組織部位102に送達する目的圧力が指示される（好ましくは、医師あるいはその他の資格のある医療スタッフによって）。この目的圧力は組織部位102がさらされる「所望の」減圧である。この所望の組織部位圧力は、組織部位から組織部位にかけて変化するが、一般的に、組織部位を作っている組織のタイプ、傷または創傷（もしあれば）のタイプ、患者の医学的状態、及び主治医の好みに基づいて選択される。所望の組織部位圧力が選択された後、減圧源104が動作して、創傷における所望の組織部位圧力を実行する。多くの場合、減圧源104と組織部位102との間に圧力ロスがあるため、減圧源104は、所望の組織部位圧力より高い減圧

50

(すなわち、より低い絶対圧力)で操作される必要がある。更に、導管内の浸出物及びその他の流体の上部圧力の結果、組織部位 102 における真空圧が減少する。図 1 では、組織部位 102 上方のキャニスタ 112 の高さ H が、導管 116 中の流体によって組織部位 102 に当てられる上部圧力の量を決める。水より密度の低い浸出物及び流体については、1 フィートの流体によってかかる上部圧力は約 25 mmHg である。組織部位から排出されたいくつかの流体は、水より重いあるいはより粘性が高いため、組織部位 102 における圧力ロスにより顕著な効果を有する。

【0019】

導管内の流体の重量によって生じる潜在的ロスの例として、特定の組織部位に対する上述の目的圧力は、-125 mmHg である。キャニスタ 112 が組織部位の上方 4 フィートに位置しており、キャニスタ 112 と組織部位 102 との間の導管 116 が完全に流体で満たされていれば、この流体によってかかる上部圧力を、ほぼ 100 mmHg にすることができる。この特別な例は、組織部位が、足などの患者の下肢に位置し、キャニスタ 112 が患者の頭部近辺あるいは上方に装着されていれば(例えば、患者が車椅子に乗っている場合の IV ポールの上)、非常に一般的である。導管 116 内の流体の上部圧力がほぼ 100 mmHg であれば、組織部位の圧力を -125 mmHg にするには、約 -225 mmHg の減圧源圧力が適用される必要がある。

【0020】

組織部位の圧力(源圧力に対する)を低減することができるもう一つの要因は、組織部位 102 と減圧源 104 間の導管ブロックage である。減圧源 104 によって供給される圧力(すなわち源圧力)と所望の組織部位の圧力 102 との間の差圧をモニタすることは重要である。なぜなら、この差圧がブロックage によって少なくとも部分的に生じる可能性があるからである。ブロックage が存在すると、なるべく早くそのブロックage を取り除くことが重要であることは明らかである。ブロックage は、上述の目的圧力の適用を阻害し、その結果治療の遅延が生じて治療が遅くなる。一方、導管に更なる圧力をあててブロックage を除く試みは、ブロックage に係る差圧が大きすぎる場合は、危険な場合がある。高い減圧(組織部位に対して)の存在下でブロックage を除くと、この高い減圧がほぼ瞬間的に組織部位に通じる。組織部位におけるこの追加の減圧の急激な開始が、組織にダメージを与え、過剰な出血が生じることがある。

【0021】

ここに記載した減圧治療システム 100 は、正常な状態(ブロックage がない状態)で高い上部圧力に打ち勝つ能力を提供する一方で、高い負圧によって生じる組織部位 102 への害に対する保護を提供する。システム 100 は、「デュアルゾーン」アプローチを用いている。このアプローチでは、源圧力と所望の組織部位圧力との間の圧力差をモニタして、これをブロックage が存在するかどうかに応じて二つの最大差圧のうちの一方と比較する。より具体的には、組織部位 102 の所望の組織部位圧力が満足のゆくものでない場合、減圧源 104 における源圧力が上がり、第 2 の検知デバイス 136 によってモニタされる。源圧力が上昇し続けるにつれて、源圧力と所望の組織部位圧力間の差圧が決定される。この差圧は、第 2 の検知デバイス 136 からデータを受信した後、処理ユニット 210 によって計算することができる。この差圧が第 1 の最大差圧を超えない限り、減圧治療システム 100 は、組織部位 102 において所望の組織部位圧力を実現しようと試みる。第 1 の検知デバイス 132 は、組織部位 102 をモニタし続けて、組織部位 102 における圧力が所望の組織部位圧力に届くかどうかを測定する。

【0022】

減圧源は、源圧力を無制限に上げ続けることはできない。むしろ、源圧力は、減の圧力と所望の組織部位圧力との間の差圧に基づいて制限されている。最初の「安全」あるいは「グリーンゾーン」操作では、この差圧は、第 1 の最大差圧を超えてはならない。ブロックage を突如取り除くことによって源圧力が創傷部位に直接的に当てられることがわかっている。従って、絶対的な源圧力を、所望の組織部位の圧力以上の安全な差圧に制限することが必要である。臨床実務は、約 50 mmHg が安全な差圧量であることを示しており

10

20

30

40

50

、一の実施例では、第１の最大差圧が、約 50 mmHg に設定されている。より具体的には、ほとんどの組織部位に対して、減圧の約 50 mmHg の突然の変化は、組織部位に害を与えないであろう。多くの「ブロックage」がある状態では、50 mmHg あるいはこれより小さい差圧で、このブロックageを除去するのに十分である。しかしながら、ブロックageがこの量の差圧で除去されない場合、減圧治療システム 100 は、単にブロックageを除去するために減圧を更に上げることはしない。代わりに、処理ユニット 210 は、ブロックageを示すアラーム状態をアラーム 236 に通信して、グリーンゾーンのパラメータ内の減圧（すなわち、約 50 mmHg を超えない差圧）を適用し続ける。

【0023】

差圧が第１の最大差圧（すなわち、約 50 mmHg）に届き、目的圧力が組織部位の圧力を超えていたら、ブロックageテストを実行する。減圧源 104 における源圧力の変化によって、組織部位の圧力に直接的に対応する変化が生じない場合は、組織部位 102 と減圧源 104 との間にブロックageが存在する。第１の検知デバイス 132 によって示すように、直接的に対応する変化が組織部位 102 に生じる場合、ブロックageは存在しない。

【0024】

ブロックageテストによってブロックageが存在しないことがわかり、組織部位圧力が所望の組織部位圧力と同じでない場合は、組織部位に追加圧力が突然生じるリスクがないので源圧力を、安全に上げることができる。この「レッドゾーン」動作中は、差圧が第２の最大差圧を超えてはならない。一の実施例では、第２の最大差圧が約 100 mmHg である。レッドゾーン動作パラメータは、減圧治療システム 100 が減圧源 104 と組織部位 102 との間にブロックageが存在しないことを確認した場合に、提供される。この動作モードは、特に、源圧力が繰り返して上昇しているにもかかわらず、組織部位の過剰な流体上部圧力が組織部位圧力を所望の組織部位圧力より低くした場合に有用である。

【0025】

第１の最大差圧が 50 mmHg であり、第２の最大差圧は 100 mmHg であることが好ましいが、これらの圧力値は、治療を受ける特定の組織部位と個々の医学的考察に応じて変えることができる。上述の圧力保護システムは、「デュアルゾーン」システムであるが、２つ以上の圧力パラメータを有するマルチゾーンシステムを用いて、更なる保護を提供できることは明らかである。

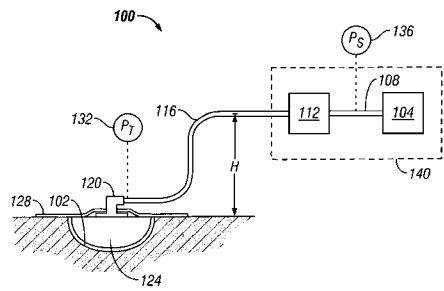
【0026】

図 3 を参照すると、本発明の実施例による組織部位を治療する方法 300 は、減圧源 304 における源圧力をモニタするステップと、組織部位 308 における組織部位圧力をモニタするステップと、源圧力と所望の組織部位圧力間の差圧を決定するステップと、を具える。減圧源と組織部位との間にブロックageが存在する場合は、ステップ 316 において差圧が第１の最大差圧に制限される。減圧源と組織部位との間にブロックageが存在しない場合は、ステップ 320 において差圧が第２の最大差圧に制限される。

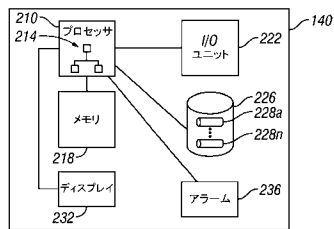
【0027】

上述の記載から、有意な利点を有する発明が提供されていることは明らかである。本発明はいくつかの形式が示されているだけであるが、限定ではなく、本発明の精神から外れることなく様々な変更、及び変形が可能である。

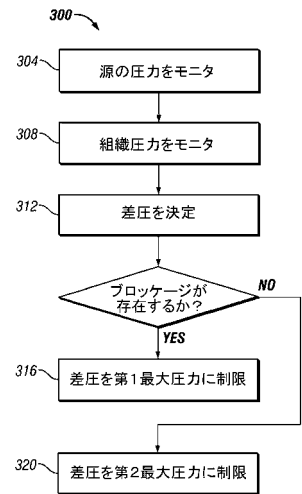
【図 1】



【図 2】



【図 3】



フロントページの続き

- (31)優先権主張番号 11/903,165
(32)優先日 平成19年9月19日(2007.9.19)
(33)優先権主張国 米国(US)

早期審査対象出願

- (72)発明者 ケルヒ, ランドール, ピー.
アメリカ合衆国 テキサス州 7 8 2 5 6, サンアントニオ, ペンステモントレイル 4 1 5
(72)発明者 ツェン, シヤオル
アメリカ合衆国 テキサス州 7 8 2 3 0, サンアントニオ, ソングハイツドライブ 4 0 0 6
(72)発明者 エドガー, ルーベン, ウォルター, ジュニア
アメリカ合衆国 テキサス州 7 8 2 5 1, サンアントニオ, オークフェンスストリート 8 4 0
3
(72)発明者 ジャエブ, ジョナサン, ポール
アメリカ合衆国 テキサス州 7 8 0 0 6, ベルネ, ランチレーン 2 7 6 5 1
(72)発明者 ローホーン, トーマス, ポール
アメリカ合衆国 テキサス州 7 8 2 4 5, サンアントニオ, デンススター 1 1 6 0 3
(72)発明者 イングラム, シヤノン, シー.
アメリカ合衆国 テキサス州 7 8 1 6 3, プルベルデ, ブライドルゲートドライブ 3 0 1 5 5

審査官 平瀬 知明

- (56)参考文献 特開2002-527146(JP, A)
特開2005-500141(JP, A)
特開2009-504246(JP, A)
米国特許第6648862(US, B2)
米国特許第4698060(US, A)
米国特許第4569674(US, A)
米国特許出願公開第2007/0078444(US, A1)
米国特許出願公開第2006/0229531(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61M 27/00
A61B 17/00
A61F 13/00