

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5769026号
(P5769026)

(45) 発行日 平成27年8月26日 (2015. 8. 26)

(24) 登録日 平成27年7月3日 (2015. 7. 3)

(51) Int. Cl.		F I	
A 6 1 B	8/14	(2006. 01)	A 6 1 B 8/14
A 6 1 B	10/02	(2006. 01)	A 6 1 B 10/02 3 0 0 A
A 6 1 B	17/34	(2006. 01)	A 6 1 B 17/34
A 6 1 M	5/158	(2006. 01)	A 6 1 M 5/158 5 0 0 F

請求項の数 16 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2011-543638 (P2011-543638)
(86) (22) 出願日	平成21年12月22日 (2009. 12. 22)
(65) 公表番号	特表2012-513833 (P2012-513833A)
(43) 公表日	平成24年6月21日 (2012. 6. 21)
(86) 国際出願番号	PCT/US2009/069183
(87) 国際公開番号	W02010/078151
(87) 国際公開日	平成22年7月8日 (2010. 7. 8)
審査請求日	平成24年10月25日 (2012. 10. 25)
(31) 優先権主張番号	61/141, 473
(32) 優先日	平成20年12月30日 (2008. 12. 30)
(33) 優先権主張国	米国 (US)
(31) 優先権主張番号	12/639, 573
(32) 優先日	平成21年12月16日 (2009. 12. 16)
(33) 優先権主張国	米国 (US)

(73) 特許権者	506275450
	ボストン サイエントフィック サイム ド、 インコーポレイテッド アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01 760, ナティック, ワン ボストン サイエントフィック プレイス
(74) 代理人	100078282
	弁理士 山本 秀策
(74) 代理人	100062409
	弁理士 安村 高明
(74) 代理人	100113413
	弁理士 森下 夏樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 針用のエコー発生強化

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

表面を備える針であって、

該表面は、該表面内に形成される複数の第1の超音波反射凹部を有し、該複数の第1の凹部は、介在セクションによって相互から分離されて、該針の長さ方向の少なくとも一部分に沿って分布し、該複数の第1の凹部のそれぞれは、該針の長手方向軸に沿って延在し、該複数の第1の凹部のそれぞれは、第1の端部における急勾配のスロープと第2の端部における浅いスロープとの間で長手方向に変動する曲率を有する曲面を含み、該第1の端部のそれぞれにおいて、該急勾配のスロープは、該針の該長手方向軸に対して実質的に垂直に延在するように緩やかに変化し、該複数の第1の凹部のそれぞれは、トラフを含み、

該複数の第1の凹部のそれぞれの該トラフにおける該複数の第1の凹部のそれぞれの表面は、該針の該長手方向軸に最も近くまで接近し、

該複数の第1の凹部のそれぞれの該トラフは、該複数の第1の凹部のそれぞれの第1の端部に向かってオフセットされている、針。

【請求項 2】

前記針は、長手方向本体を通って延在する管腔を含む、請求項 1 に記載の針。

【請求項 3】

前記針の遠位端に位置する先端をさらに備え、該先端は、該針の前記長手方向軸に対して角度を付けて形成され、該針によって貫通される身体組織をその中に受容するように構成される、請求項 2 に記載の針。

【請求項 4】

前記複数の第 1 の凹部のそれぞれは、前記針の全円周の周囲に延在する、請求項 1 に記載の針。

【請求項 5】

前記複数の第 1 の凹部のそれぞれは、前記針の円周の一部分の周囲のみに延在する、請求項 1 に記載の針。

【請求項 6】

前記複数の第 1 の凹部のそれぞれの前記第 1 の端部は、該第 1 の凹部の遠位端にある、請求項 1 に記載の針。

【請求項 7】

複数の第 2 の超音波反射凹部をさらに備え、該複数の第 2 の超音波反射凹部は、前記介在セクションによって相互から分離されて、前記針の前記長さの少なくともさらなる部分に沿って分布し、該複数の第 2 の凹部のそれぞれは、第 1 の端部と第 2 の端部との間の曲面に沿って延在し、該複数の第 2 の凹部のそれぞれは、トラフを含み、該複数の第 2 の凹部のそれぞれの該トラフにおける該複数の第 2 の凹部のそれぞれの表面は、該針の長手方向軸に最も近くまで接近し、

該複数の第 2 の凹部のそれぞれの該トラフは、該複数の第 2 の凹部のそれぞれの第 2 の端部に向かってオフセットされている、請求項 1 に記載の針。

【請求項 8】

前記複数の第 2 の凹部のそれぞれの前記第 2 の端部は、該第 2 の凹部の近位端にある、請求項 7 に記載の針。

【請求項 9】

前記介在セクションの長さは、前記針に沿って変化する、請求項 7 に記載の針。

【請求項 10】

前記介在セクションは、長さが実質的に等しい、請求項 1 に記載の針。

【請求項 11】

複数の第 3 の超音波反射凹部をさらに備え、該複数の第 3 の超音波反射凹部は、前記介在セクションによって相互から分離されて、前記針の前記長さの少なくともさらなる部分に沿って分布し、該複数の第 3 の凹部のそれぞれは、第 1 の端部と第 2 の端部との間の曲面に沿って延在し、該複数の第 3 の凹部のそれぞれは、トラフを含み、該複数の第 3 の凹部のそれぞれの該トラフにおける該複数の第 3 の凹部のそれぞれの表面が、該針の長手方向軸に最も近くまで接近し、該複数の第 3 の凹部のそれぞれの該トラフは、該複数の第 3 の凹部のそれぞれの該第 1 の端部と第 2 の端部との間の実質的に中心にある、請求項 1 に記載の針。

【請求項 12】

前記第 1 および第 3 の凹部は、前記針の前記長さに沿って交互に並ぶ、請求項 11 に記載の針。

【請求項 13】

前記針の長手方向本体は、ステンレス鋼およびタングステンのうちの 1 つで形成される、請求項 1 に記載の針。

【請求項 14】

前記針の少なくとも一部分を被覆するコーティングをさらに備え、コーティング層の材料は、身体組織の音響インピーダンスと実質的に一致するように選択される音響インピーダンスを有し、該身体組織の内側で該針が使用される、請求項 1 に記載の針。

【請求項 15】

前記コーティング層の材料を通る音の速度は、前記身体組織を通る音の速度よりも実質的に小さく、該身体組織の内側で前記針が使用される、請求項 14 に記載の針。

【請求項 16】

表面を備える医療装置であって、

該表面は、該表面内に形成される複数の第 1 の超音波反射凹部を有し、該第 1 の凹部は

10

20

30

40

50

、介在セクションによって相互から分離されて、該装置の長さ方向の少なくとも一部分に沿って分布し、該複数の第1の凹部のそれぞれは、該装置の長手方向軸に沿って延在し、
該複数の第1の凹部のそれぞれは、第1の端部における急勾配のスロープと第2の端部
における浅いスロープとの間で長手方向に変動する曲率を有する曲面を含み、該第1の端部
のそれぞれにおいて、該急勾配のスロープは、該装置の該長手方向軸に対して実質的に垂
直に延在するように緩やかに変化し、該複数の第1の凹部のそれぞれは、トラフを含み、
該複数の第1の凹部のそれぞれの該トラフにおける該複数の第1の凹部のそれぞれの表
面は、該装置の該長手方向軸に最も近くまで接近し、
該複数の第1の凹部のそれぞれの該トラフは、該複数の第1の凹部のそれぞれの第1の
端部に向かってオフセットされている、医療装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

優先権主張

本願は、2008年12月30日に出願された米国仮出願第61/141,473号(発明の名称「Echogenic Enhancement for a Needle」)に対する優先権を主張する。上記仮出願の明細書が本明細書において参照により援用される。

【背景技術】

20

【0002】

針生検は、疾病を診断および病期分類するための一般的な手技である。これらの手技は、手技を実施する医師が、標的および周辺の組織構造に対する針の位置を視覚化できるようにするために、しばしば、超音波誘導の下で行われる。したがって、針のエコー輝度(すなわち、超音波下での針の可視性)は、しばしば、手技の成功に影響を与える。エコー輝度は、針の寸法、針の音響インピーダンスと周辺の組織の音響インピーダンスとの間の差、変換器に対する針の角度、使用される超音波エネルギーの周波数、および処理アルゴリズムの種々の特性に影響され得る。

【0003】

針の外面の機械的処理またはエコー発生コーティングを含む、針のエコー発生特性の改善の試みにおいて、種々の技術が開発されてきた。しかしながら、針の軸および/または円周の周囲に沿って繰り返される不連続形状の作成を伴う現在の機械的処理は、形成するのが困難である。他の機械的処理には、針の周囲への円周溝またはらせんの形成を含む。しかしながら、これらの溝は、わずかに異なる離間および/または異なる周波数が、エコー発生性能に重大な悪影響を及ぼし得るというように、1つの角度および1つの周波数に対してのみ調整される。エコー発生コーティングの適用は、装置の複雑性を増加させ、上述の機械的処理と比較して、これらのコーティングされた装置の性能を必ずしも高めない。さらに、これらのコーティングのエコー発生特性は、経時的に減衰し得る。

30

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

40

【0004】

本発明は、その中に形成される複数の第1の超音波反射凹部を伴う表面を備える、針を対象とし、第1の凹部は、介在セクションによって相互から分離されて、針の長さの少なくとも一部分に沿って分布し、第1の凹部のそれぞれは、第1の凹部のそれぞれの表面が、第1の凹部のそれぞれの第1の端部に向かってオフセットされている針の長手方向軸に最も密接に接近する、トラフを伴う介在セクションのうちの対応するものに隣接する、第1の端部と第2の端部との間の曲面に沿って延在する。

本発明は、例えば、以下を提供する。

(項目1)

表面を備える針であって、

50

該表面は、該表面内に形成される複数の第 1 の超音波反射凹部を有し、該第 1 の凹部は、介在セクションによって相互から分離されて、該針の長さ方向の少なくとも一部分に沿って分布し、該第 1 の凹部のそれぞれは、トラフを有する該介在セクションの対応する端部に隣接する第 1 の端部と第 2 の端部との間の局面に沿って延在し、該トラフにおいて、該第 1 の凹部のそれぞれの表面が、該第 1 の凹部のそれぞれの第 1 の端部に向かってオフセットされている該針の長手方向軸に最も密接に接近する、針。

(項目 2)

長手方向本体は、該長手方向本体を通して延在する管腔を含む、項目 1 に記載の針。

(項目 3)

上記長手方向本体の遠位端に位置する先端をさらに備え、該先端は、上記針の上記長手方向軸に対して角度を付けて形成され、該針によって貫通される身体組織をその中に受容するように構成される、項目 2 に記載の針。

10

(項目 4)

上記第 1 の凹部のそれぞれは、上記針の全円周の周囲に延在する、項目 1 に記載の針。

(項目 5)

上記第 1 の凹部のそれぞれは、上記針の円周の一部分の周囲のみに延在する、項目 1 に記載の針。

(項目 6)

上記第 1 の凹部のそれぞれの上記第 1 の端部は、該第 1 の凹部の遠位端にある、項目 1 に記載の針。

20

(項目 7)

複数の第 2 の超音波反射凹部をさらに備え、該複数の第 2 の超音波反射凹部は、上記介在セクションによって相互から分離されて、上記針の長さの少なくとも一部分に沿って分布し、該第 2 の凹部のそれぞれは、トラフを有する該介在セクションの対応する端部に隣接する第 1 の端部と第 2 の端部との間の局面に沿って延在し、該トラフにおいて、該第 2 の凹部のそれぞれの表面が、該第 2 の凹部のそれぞれの第 2 の端部に向かってオフセットされている該針の長手方向軸に最も密接に接近する、項目 1 に記載の針。

(項目 8)

上記第 2 の凹部のそれぞれの上記第 2 の端部は、該第 2 の凹部の近位端にある、項目 7 に記載の針。

30

(項目 9)

上記介在セクションの長さは、上記針に沿って変化する、項目 7 に記載の針。

(項目 10)

上記介在セクションは、長さが実質的に等しい、項目 1 に記載の針。

(項目 11)

複数の第 3 の超音波反射凹部をさらに備え、該複数の第 3 の超音波反射凹部は、上記介在セクションによって相互から分離されて、上記針の長さの少なくとも一部分に沿って分布し、該第 3 の凹部のそれぞれは、トラフを有する該介在セクションの対応する端部に隣接する第 1 の端部と第 2 の端部との間の局面に沿って延在し、該トラフにおいて、該第 2 の凹部のそれぞれの表面が、該第 2 の凹部のそれぞれの該第 1 の端部と第 2 の端部との間の実質的に中心にある、該針の長手方向軸に最も密接に接近する、項目 1 に記載の針。

40

(項目 12)

上記第 1 および第 3 の凹部は、上記針の上記長さに沿って交互に並ぶ、項目 11 に記載の針。

(項目 13)

上記針の長手方向本体は、ステンレス鋼およびタングステンのうちの 1 つで形成される、項目 1 に記載の針。

(項目 14)

上記針の少なくとも一部分を被覆するコーティングをさらに備え、コーティング層の材料は、身体組織の音響インピーダンスと実質的に一致するように選択される音響インピー

50

ダンスを有し、該身体組織の内側で該針が使用される、項目 1 に記載の針。

(項目 1 5)

上記コーティング層の材料を通る音の速度は、上記身体組織を通る音の速度よりも実質的に小さく、該身体組織の内側で上記針が使用される、項目 1 4 に記載の針。

(項目 1 6)

表面を備える医療装置であって、

該表面は、該表面内に形成される複数の第 1 の超音波反射凹部を有し、該第 1 の凹部は、介在セクションによって相互から分離されて、該装置の長さ方向の少なくとも一部分に沿って分布し、該第 1 の凹部のそれぞれは、トラフを有する該介在セクションの対応する端部に隣接する第 1 の端部と第 2 の端部との間の局面に沿って延在し、該トラフにおいて、該第 1 の凹部のそれぞれの表面が、該第 1 の凹部のそれぞれの第 1 の端部に向かってオフセットされている該装置の長手方向軸に最も密接に接近する、医療装置。

10

【図面の簡単な説明】

【0005】

【図 1】 図 1 は、本発明の例示的な実施形態に係る、針の斜視図を示す。

【図 2】 図 2 は、図 1 の例示的な実施形態に係る、針の長さに沿って凹部を伴う、針の拡大部分側面図を示す。

【図 3】 図 3 は、本発明のさらなる実施形態に係る、種々の形状の凹部を伴う、針の拡大部分側面図を示す。

【図 4】 図 4 は、本発明の別の実施形態に係る、種々の形状の凹部および空間を伴う、針の拡大部分側面図を示す。

20

【図 5】 図 5 は、本発明のさらなる実施形態に係る、針の長さに沿って凹部およびコーティング層を伴う、針の拡大部分側面図を示す。

【発明を実施するための形態】

【0006】

以下の説明および添付の図面を参照することによってさらに理解され得る本発明は、超音波誘導下で生検を行うための装置に関する。本発明の例示的な実施形態は、針が向上された超音波可視性を有し、変換器に対する種々の角度で針が可視のままであることを可能にするような針の外面上のパターンを対象とする。例示的な実施形態は、針として記載されるが、装置は、超音波誘導下で見られ得る、任意の医療装置のものであってもよいことが、当業者に理解されるであろう。また、超音波が電磁エネルギーであるため、可視性を向上させる、本明細書に記載されるパターンはまた、例えば、光等の他のエネルギー源と共に使用されてもよいことも、当業者に理解されるであろう。

30

【0007】

図 1 に示されるように、本発明の例示的な実施形態に係る、針 100 は、遠位端 120 と近位端 122 との間に延在する、長手方向本体 118 を備える。針 100 の外面 104 は、その上に到来する音波を散乱させ、反射して変換器に向けて戻すことによって、超音波誘導下での針 100 の可視性を向上させるように、針 100 の長さの少なくとも一部分に沿って形成される、複数の凹部 106 を含む。針 100 は、当業者によって理解されるように、一般に、針 100 の遠位端 120 の遠位先端 110 内の開口まで、それを通して延在する、標的組織を採集するための管腔 102 を備える。図 1 に示されるように、先端 110 は、針 100 の最遠位面が、針 100 内の管腔 102 の断面積より大きい、管腔 102 への開口面積を伴って、針 100 の長手方向軸に対してある角度に沿って延在するように、長手方向本体 118 の長手方向軸に対してある角度で針 100 を切断することによって形成されてもよい。

40

【0008】

当業者によって理解され得るように、針 100 は、針 100 が対象とする手技によって標的とされる組織を貫通するのに十分に剛性の任意の生体適合性材料で形成されてもよい。例えば、針 100 は、針のエコー輝度を向上させるように、ステンレス鋼またはタングステンで形成されてもよい。当業者によって理解され得るように、タングステンは、ステ

50

ンレス鋼より大きい音響インピーダンスを有し、針100と周辺の組織との間の音響インピーダンスの差を増加させ、それによってエコー輝度を向上させる。しかしながら、材料が生体適合性であり、かつ、それを通して針が配置される組織と比較される際に、エコー輝度における可視の差を提供する限り、任意の種々の材料が針100を形成するために使用されてもよいことが、当該技術分野において理解されるであろう。

【0009】

図2の拡大側面図に示されるように、凹部106は、変換器が、針100に対する種々の位置に定置されてもよいように、広範囲の角度にわたり、受信される音波を直接反射するように成形される。つまり、凹部106の形状は、この放射線が、反射して放射線が発生する装置に戻るように、広範囲の到来角度にわたり、その面の少なくとも一部分を到来超音波放射線と実質的に垂直に提示するように選択される。したがって、凹部106の表面は、隣接する凹部106の間の空間108に接する第1の端部分から延在する急勾配部分112から、針100の長手方向軸とほぼ垂直に、凹部106が急勾配部分112ほど急勾配ではない角度で凹部106の第2の端部分に延在する浅部分116に変化するトラフ114まで及ぶ。つまり、急勾配部分112のそれぞれの深さが浅部分116の深さにより等しくなるにつれて、トラフ114は、凹部106の第2の端部より第1の端部に近くなる。したがって、第1の端部で、急勾配部分112の表面は、長手方向軸と平行な平面に向かってわずかに傾斜する、針100の長手方向軸と垂直な平面に近接する。したがって、針100の長手方向軸に対して、 0° をわずかに超える角度から 90° に近い角度の範囲内のいずれかの角度で位置付けられる変換器からの音波の少なくとも一部分は、波の正面と実質的に垂直な凹部106の一部分に衝突し、波を変換器に直接送り戻す。急勾配部分112は、波を、針100とほぼ平行(0° に近い)に向けて反射して変換器に戻すように位置付けられ、一方、浅部分は、波を、針100の長手方向軸と実質的に垂直(90° に近い)に反射して変換器に戻すように配向され、一方、これらの位置の間の緩やかな変化は、これらの極端な角度の間の任意の角度で針100上に激突する超音波放射線を反射して変換器に戻すように配向される表面を提供する。変換器が針100の遠位端120の近位に位置付けられる場合、急勾配部分112は、広範囲の針-変換器角度にわたって音波を反射するように、近位を向いてもよいことが、当業者によって理解されるであろう。

【0010】

好ましい実施形態では、各凹部106は、針100の全円周の周囲に延在する。しかしながら、凹部106は、針100の円周の一部分の周囲にのみ延在してもよく、または針100の外面104上のスロットとして構成されてもよいことが、当業者によって理解されるであろう。針100の長さに沿って実質的に平らな空間108が、隣接する凹部106の各対の間に位置する。図1および図2に示される実施形態では、凹部106は、各空間108の長さが等しくなるように、実質的に均等に離間している。しかしながら、各空間108の長さはまた、針100の長さに沿って変化してもよいことが、当業者によって理解されるであろう。針100は、実質的に円筒形であるように記載されるが、針100は、外面104の周辺の少なくとも一部分の周囲に複数の凹部106を含む限り、種々の形状をとってもよいことが、当業者によって理解されるであろう。

【0011】

また、針100の特徴は、上述されるように、超音波誘導下で見られる他の医療装置に含まれてもよいことが、当業者によって理解されるであろう。例えば、別の実施形態では、針の長さの一部分に沿って摺動可能であってもよいシースは、凹部106によって針100上に形成されるパターンと実質的に同様のパターンを含んでもよい。別の実施形態では、非標的組織が管腔に入るのを防止するための、針の管腔を通して摺動可能なスタイルットが、凹部106によって針100上に形成されるパターンと実質的に同様のパターンを伴って形成されてもよい。

【0012】

本発明の別の実施形態に係る、針200は、針200の凹部206の全てが同一の形状

10

20

30

40

50

ではないことを除き、上述される針100と実質的に同一である。例えば、凹部206は、それぞれが、エネルギーを急勾配部分212からより効率的に反射して、針200と実質的に平行に配向される変換器に戻すように配向される、急勾配部分212を含む、複数の第1の凹部206aを含み、一方、複数の第2の凹部206bのそれぞれは、針200の長手方向軸に対してより急な角度（針200に対して90°に近い角度）で配向される変換器に、エネルギーをより効率的に反射するように配向される、浅い腕部214として成形される。図3に示される針200の実施形態では、第1の凹部206aのそれぞれは、針200の長さに沿って実質的に平らな空間208によって分離される、一对の第2の凹部206bの間に位置する。針100に関して上述されるように、針200の空間208は、寸法が実質的に等しい。しかしながら、図4に示されるように、種々の凹部206a、206bは、様々な寸法の空間208によって分離されてもよいことが、当業者によって理解されるであろう。また、空間208の異なる寸法は、異なる角度での音波に対する応答をさらに調整し得ることも、当業者によって理解されるであろう。さらに、当業者は、凹部206の3つ以上の形状が針200に含まれてもよいことを理解するであろう。例えば、複数の第1の凹部は、針200の長手方向軸に対して0~30°の角度を付けたプローブから供給されるエネルギーを、より効率的に反射するように配向されてもよく、一方、複数の第2の凹部は、長手方向軸に対して30~60°の角度を付けたプローブから供給されるエネルギーを効率的に反射するように配向され、複数の第3の凹部は、長手方向軸に対して60~90°の角度を付けたプローブから供給されるエネルギーを効率的に反射するように配向される。

10

20

【0013】

図5に示される、本発明のさらなる実施形態では、上述される針100および200のいずれかに実質的に類似してもよい、針300はさらに、複数の凹部306を被覆する、コーティング層316を備える。図5は、針100と同様に、単一の形状の凹部306を含む針300を示すが、コーティング層316は、種々の凹部形状および間隔を伴う、任意の上述される針の実施形態上に含まれてもよいことが、当業者によって理解されるであろう。コーティング層316は、その内側に針300が配置される身体組織と同様の音響インピーダンスを有するが、より遅い、それを通る音伝送速度を伴う、材料で形成されてもよい。組織およびコーティング層316を通る音伝送速度のこの差は、音波を針300に向かって屈折させ、それらの衝突角度を急にし、反射して変換器に戻される音響エネルギーの量を改善する。使用されてもよいコーティング層の例は、PTFEであり、これは、より遅い音の速度を有し、結果として音波を屈折させる。また、コーティング316の深さは、到来音波とコーティング316の表面318から離れる反射音波との間の建設的干渉を最適化し、かつ相殺的干渉を最小限にするように変化してもよい。

30

【0014】

本発明の実施形態は、上述されるように、単純なツールを使用して、容易に製造され得る。例えば、凹部106は、輪郭が凹部106の所望の形状と一致する突起を伴うツールを使用して、針100内に形成されてもよい。当業者によって理解され得るように、ツールは、針100の長手方向本体118内に凹部106を形成するように、突起が外面104に接触している状態で、針100の円周または円周の一部の周囲で回転されてもよい。代替として、ツールを針100の周囲で回転させる代わりに、ツールが静止したままの状態の間、突起が針100の外面104に接触するように、針100が、針の長手方向軸を中心に回転されてもよい。複数の凹部106は、上述されるように、単に、空間108の所望の距離だけ、ツールを針100の長手方向軸に沿って移動させ、または針100を長手方向軸に沿って移動させ、ツールもしくは針100を回転させることによって形成されてもよい。これは、所望の数の凹部106が形成されるまで繰り返されてもよい。代替として、ツールは、1回の動作で、または減少された回数動作で、所望の数の凹部106を形成するように、複数の突起を含んでもよい。例えば、針200等の針を形成するためのツールは、第1の凹部206aの所望の形状に対応する形状を有する、第1の突起を含んでもよく、一方、第2の突起は、第2の凹部206bの所望の形状に対応する形状を有

40

50

する等である。

【0015】

代替として、凹部106、206、306によって形成されるパターンは、針100、200、および300の外面の少なくとも一部分の周囲に適用される、環状または他の同様の要素の形態で、それぞれ、針100、200、300に適用されてもよい。別の実施形態では、凹部106、206、306を用いて針を掘削して、針100、200、および300上に所望のパターンを形成するために、プレス機が使用されてもよい。別の実施形態では、凹部106、206は、レーザマイクロ機械加工によって、またはEDMプロセスを使用することによって形成されてもよい。しかしながら、針100、200、300に任意の凹部106、206、306を形成するために、任意の種々の方法が使用されてもよいことが、当業者によって理解されるであろう。当業者によって理解され得るように、いったん凹部306が任意の上述の方法によって形成されると、針300は、任意の既知の技術を使用して、コーティング306を形成するように、所望の厚さの選択される材料でコーティングされてもよい。

10

【0016】

本発明の趣旨または範囲から逸脱することなく、本発明の構造および方法論に種々の修正および変形を行うことができることが、当業者に明らかであろう。したがって、本発明は、本発明の修正物および変形物を、それらが添付の特許請求の範囲および均等物の範囲内であるという条件で、網羅することが意図される。

【図1】

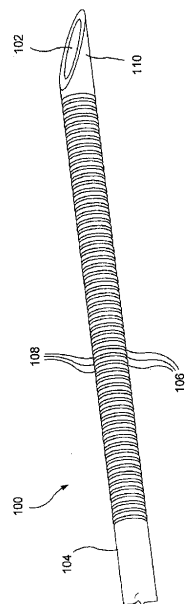


FIG. 1

【図2】

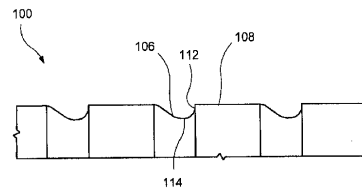


FIG. 2

【図3】

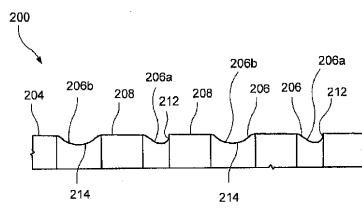


FIG. 3

【図4】

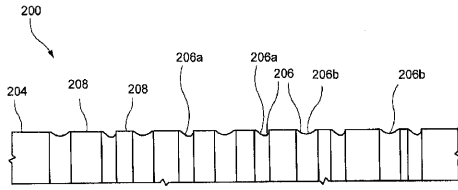


FIG. 4

【図5】

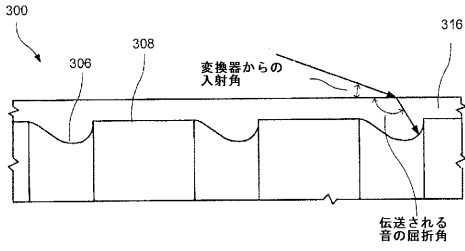


FIG. 5

フロントページの続き

(72)発明者 ライアン, ショーン

アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01568, アップトン, ローレル レーン 4

審査官 樋熊 政一

(56)参考文献 米国特許出願公開第2008/0097213(US, A1)

米国特許第05490521(US, A)

米国特許第06053870(US, A)

特開平03-228748(JP, A)

実開昭63-093940(JP, U)

米国特許第04401124(US, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

A61B 10/02

专利名称(译)	增强针的回声生成		
公开(公告)号	JP5769026B2	公开(公告)日	2015-08-26
申请号	JP2011543638	申请日	2009-12-22
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学西美德公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科学Saimudo公司		
当前申请(专利权)人(译)	波士顿科学Saimudo公司		
[标]发明人	ライアンシヨーン		
发明人	ライアン, シヨーン		
IPC分类号	A61B8/14 A61B10/02 A61B17/34 A61M5/158		
CPC分类号	A61B10/0233 A61B17/3403 A61B2017/3413 A61B2090/3925		
FI分类号	A61B8/14 A61B10/02.300.A A61B17/34 A61M5/158.500.F		
代理人(译)	夏木森下		
审查员(译)	棕熊正和		
优先权	61/141473 2008-12-30 US 12/639573 2009-12-16 US		
其他公开文献	JP2012513833A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

针 (100,200,300) 包括其中形成有多个第一超声波反射凹槽 (106,206 , -306) 的表面。第一凹槽通过中间段 (108,208,308) 彼此分开并且沿针的至少一部分长度分布。各第一凹部, 每个第一凹部的表面, 最紧密接近其朝向每个所述第一凹部, 槽的第一端偏移针的纵向轴线相邻于与插入部的对应的一个, 弯曲的Mashimashi沿着第一端和第二端之间延伸它有。

(21) 出願番号	特願2011-543638 (P2011-543638)	(73) 特許権者	508275450
(86) (22) 出願日	平成21年12月22日 (2009.12.22)		
(65) 公表番号	特表2012-513833 (P2012-513833A)		
(43) 公表日	平成24年6月21日 (2012.6.21)		
(86) 国際出願番号	PCT/US2009/069183		
(87) 国際公開番号	W02010/078151		
(87) 国際公開日	平成22年7月8日 (2010.7.8)	(74) 代理人	100078282
審査請求日	平成24年10月25日 (2012.10.25)		弁理士 山本 秀策
(31) 優先権主張番号	61/141,473	(74) 代理人	100062409
(32) 優先日	平成20年12月30日 (2008.12.30)		弁理士 安村 高明
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100113413
(31) 優先権主張番号	12/639,573		弁理士 森下 夏樹
(32) 優先日	平成21年12月16日 (2009.12.16)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		