

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3890013号
(P3890013)

(45) 発行日 平成19年3月7日(2007.3.7)

(24) 登録日 平成18年12月8日(2006.12.8)

(51) Int.CI.

F 1

A 6 1 B 8/12 (2006.01)
A 6 1 M 5/14 (2006.01)A 6 1 B 8/12
A 6 1 M 5/14

B

請求項の数 2 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2002-354289 (P2002-354289)
 (22) 出願日 平成14年12月5日 (2002.12.5)
 (65) 公開番号 特開2004-181095 (P2004-181095A)
 (43) 公開日 平成16年7月2日 (2004.7.2)
 審査請求日 平成16年12月9日 (2004.12.9)

前置審査

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 市川 祐介
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパス光学工業株式会社内

審査官 後藤 順也

(56) 参考文献 特開平11-076254 (JP, A)
 米国特許第05759154 (U.S., A)
 特表平04-500614 (JP, A)
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波用穿刺針

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波内視鏡の処置具挿通チャネルに挿通されるシース内を挿通して体腔内組織に穿刺される針管を具備する超音波用穿刺針において、

前記針管の先端部において、先端方向に向けて細径化するように形成された鋭利な形状を呈する刃付加部と、

前記針管の先端部に形成された前記刃付加部の背面側の領域であって、当該刃付加部の後端部より当該針管の先端にかけての領域を含む刃付加部背面部に形成された、円環形状を呈する複数の円環状溝と、

を備え、

前記複数の円環状溝は、当該針管の先端部において予め前記刃付加部が形成された後に、前記針管の先端部に形成された前記刃付加部背面部において、当該円環状態溝の溝部が前記刃付加部に掛からない領域に形成されたものであることを特徴とする超音波用穿刺針。

【請求項2】

前記複数の円環状溝は、前記針管先端部に対して、レーザー加工または放電加工により形成されたものであることを特徴とする請求項1に記載の超音波用穿刺針。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、体腔内に導入して吸引生検や注射等を行うために使用する超音波用穿刺針に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来より、体腔内の患部を検査診断するため、超音波内視鏡により体腔内を観察しながら、穿刺針を用いて胃や十二指腸の消化管壁等から、脾臓、肝臓、腎臓等の深部臓器の目的部位に穿刺針を穿刺して、体腔内組織や体液を採取していた。

【0003】

この手技では、穿刺針の穿刺量が浅すぎたり、深すぎたりすると、針先が目的部位に到達しないので所望の位置での体腔内組織や体液の採取等を行えなくなる。そして、従来の超音波用穿刺針では、この穿刺針の表面において反射された超音波によって得られる針管の超音波画像が超音波観察画像上に描出されず、針先と目的部位との位置関係及び距離に関する情報を正確に得ることができなかった。これは、穿刺針の外径寸法が1mmにも満たないものであり、この穿刺針の表面からの超音波の反射エコーが十分なものではなく、つまり超音波に対する造影性が低いので、超音波観察画像上に明瞭な穿刺針の画像が描出されないためである。

【0004】

この不具合を解消するため、本出願人は特願2001-398130号において、図8(a)に示すように針管30の先端部表面31所定位置に複数の円環状の溝32を千鳥配列で設け、垂直方向及び垂直方向以外から入射した超音波を入射した方向に多く反射させて、超音波観察画像上に針管画像を明瞭に描出されるようにした超音波用穿刺針を提案している。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、前記特願2001-398130号の超音波用穿刺針では、図8(b)に示すように前記針管30を超音波内視鏡34の図示しない処置具挿通チャンネルから突出させて刃付加部33aが超音波振動子35の走査面35a側を向いている場合には超音波観察画像上に針管先端33cと刃付加部端部33dとが映し出されることが検証されているが、図8(c)に示すように前記針管30を超音波内視鏡34の図示しない処置具挿通チャンネルから突出させて刃付加部背面33bが超音波振動子35の走査面35a側を向いていた場合には、図8(d)に示すように超音波観察画像36上に、破線で示すような抜け部37を、刃付加部33の先端側を表す幅狭な刃面先端側画像33aと円環状の溝32を有する先端部表面31を表す針管先端部表面画像31aとの間に有する針管画像30aとなって描出される。

【0006】

そして、このような針管画像30aが超音波観察画像36上に描出される針管30を体腔壁近傍の微小な病変に対して穿刺する場合には、針管30の突出量がわずかであること及び体腔壁がハイエコーで描出されることが原因で、前記抜け部37に加えて前記刃面先端側画像33aの認識が不能になって、穿刺位置の把握を容易に行えなくなるという不具合が発生する。

【0007】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、超音波観察画像上に抜け部の減少した針管画像を描出させて、目的部位への穿刺を確実に行える超音波用穿刺針を提供することを目的にしている。

【0008】

【課題を解決するための手段】

本発明の第1の超音波用穿刺針は、超音波内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿通されるシース内を挿通して体腔内組織に穿刺される針管を具備する超音波用穿刺針において、前記針管の先端部において、先端方向に向けて細径化するように形成された鋭利な形状を呈する刃付加部と、前記針管の先端部に形成された前記刃付加部の背面側の領域であつて、

10

20

30

40

50

当該刃付加部の後端部より当該針管の先端にかけての領域を含む刃付加部背面部に形成された、円環形状を呈する複数の円環状溝と、を備え、前記複数の円環状溝は、当該針管の先端部において予め前記刃付加部が形成された後に、前記針管の先端部に形成された前記刃付加部背面部において、当該円環状態溝の溝部が前記刃付加部に掛からない領域に形成されたものであることを特徴とする。

【0009】

また、本発明の第2の超音波用穿刺針は、第1の超音波用穿刺針において、前記複数の円環状溝は、前記針管先端部に対して、レーザー加工または放電加工により形成されたものであることを特徴とする。

【0010】

これらの構成によれば、内視鏡から突出する針管の向きと超音波振動子の走査面との位置関係にかかわらず、針管の先端側から所定範囲に設けた円環状の溝に、針管の略垂直方向及び垂直方向以外から入射した超音波が、入射した方向に多く反射して、超音波観察画像上に針管の先端側から所定範囲までの針管画像が表示される。

【0011】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

図1ないし図7は本発明の一実施形態に係り、図1は超音波用穿刺針を説明する図、図2は針管先端部を説明する図、図3は円環溝の配列状態を模式的に説明する展開図、図4は図2(a)のA-A線断面図、図5は超音波内視鏡から超音波用穿刺針の針管を突出させた一例を説明する図、図6は超音波内視鏡から超音波用穿刺針の針管を突出させた他の例を説明する図、図7は超音波内視鏡から超音波用穿刺針の針管を突出させた別の例を説明する図である。

【0012】

なお、図2(a)は針管先端部の側面図、図2(b)は針管先端部の上面図、図2(c)は針管先端部の下面図、図5(a)は超音波振動子の走査面に針管の刃付加部背面側が対向した状態を示す図、図5(b)は図5(a)の突出状態のときの超音波画像を示す図、図6(a)は超音波振動子の走査面に針管の側面が対向した状態を示す図、図6(b)は図6(a)の突出状態のときの超音波画像を示す図、図7(a)は超音波振動子の走査面に針管の刃付加部側が対向した状態を示す図、図7(b)は図7(a)の突出状態のときの超音波画像を示す図である。

【0013】

図1に示すように本実施形態の超音波用穿刺針1は、例えば内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿入されるシース2と、このシース2の基端部に配置された把持部を兼ねる操作部6と、この操作部6を介して前記シース2内に進退自在に挿通配置されて先端部に鋭利な形状に形成した刃付加部3a等を有する穿刺部を備え、その基端側に管部を設けた細長で薄肉の例えばステンレスパイプで形成された針管3とで主に構成されている。

なお、前記針管3の貫通孔内に先端が鋭利な形状のスタイルット4を挿脱自在に配置するようにしてよい。

【0014】

図2ないし図4を参照して針管3の先端部について説明する。

図2(a)ないし図3に示すように前記針管3の先端近傍から所定範囲の穿刺部である管状部3bの先端部表面には、超音波を反射させる、いわゆる超音波反射手段となる円環状の溝である円環溝5,...,5が複数、設けてある。これら円環溝5,...,5は、前記刃付加部3aを傷つけることなく、例えば先端側で前記刃付加部3aの背面に位置する刃付加部背面3c所定位置から放射状に広がるように複数、千鳥配列に加工パターンを設定制御したYAGレーザー或いは放電加工によって、管状部3bに高密度に形成される。

【0015】

図4に示すように前記円環溝5は、浅い角度からの超音波の入射等に対して、反射エコーをより多く得られるように、略直線状の面部5cを円環溝5の底部及び側部に設けた断面

10

20

30

40

50

形状に形成してある。これら円環溝 5 , … , 5 は、具体的には例えば YAG レーザーから出力されるレーザー光のスポット径を 0 . 1 mm に設定し、このレーザー光の照射位置と前記針管 3 の配置位置とをそれぞれ制御して、図 3 及び図 4 に示すように所定の径寸法の凸部 5 a を残こし、その凸部 5 a の周囲に所定幅寸法 (w) の溝 5 b を形成して形作られていく。

【 0 0 1 6 】

図 5 ないし図 7 を参照して上述のように構成した超音波用穿刺針 1 の針管 3 を超音波内視鏡の処置具挿通チャンネルから突出させたときの作用を説明する。

まず、針管 3 を超音波内視鏡 9 の図示しない処置具挿通チャンネルから突出させて超音波振動子 9 a の超音波走査範囲内に配置させたとき、図 5 (a) に示すようにこの針管 3 の刃付加部背面 3 c 側が前記超音波振動子 9 a 方に向いた場合、前記超音波振動子 9 a の走査面 9 b に対して前記図 2 (b) の上面図に示すように管状部 3 b に設けられている円環溝 5 , … , 5 のうち最後方側の円環溝 5 から最先端の第 1 円環溝 5 d までが対向した状態になる。

【 0 0 1 7 】

のことによって、図 5 (b) に示すように超音波観察画像 10 A 上には、超音波が刃付加部 3 a の先端で反射して得られる針管先端画像 11 と、超音波が針管 3 の刃付加部背面 3 c で先端近傍から所定範囲まで設けた円環溝 5 , … , 5 で反射して得られる管状部 3 b を示す針管先端部表面画像 12 とを有する針管画像 13 a が描出される。

【 0 0 1 8 】

前記針管画像 13 a は、円環溝 5 , … , 5 を設けた管状部 3 b から針管先端までの略全体を示す超音波画像であるが、前記針管先端画像 11 と前記針管先端部表面画像 12 との間には厳密には抜け部 14 が認められる。この抜け部 14 は、前記図 2 (b) の上面図に示す針管先端と最先端に位置する第 1 円環溝 5 d との間によって形成される部分を示すものであるが、破線で示す従来の針管 3 0 をとらえた針管画像 3 0 a の長さ寸法 L で示す抜け部 3 7 に比べて極端に幅狭になっている。

【 0 0 1 9 】

次に、図 6 (a) に示すように前記針管 3 の刃付加部 3 a の一側面が前記超音波振動子 9 a 方向を向いて突出した場合、このとき、前記超音波振動子 9 a の走査面 9 b に対して前記図 2 (a) の側面図に示すように管状部 3 b に設けられている円環溝 5 , … , 5 のうち最先端の第 1 円環溝 5 d の側部までが対向した状態になる。即ち、前記走査面 9 b に対する円環溝 5 , … , 5 の対向位置構成は多少異なるが、前記図 5 (a) と略同様に最後方側の円環溝 5 から最先端の第 1 円環溝 5 d までが対向した状態になる。

【 0 0 2 0 】

したがって、図 6 (b) に示すように超音波観察画像 10 B 上には、前記図 5 (b) に示したと略同様に、前記針管先端画像 11 及び前記針管先端部表面画像 12 と前記抜け部 14 とで構成された針管画像 13 a が描出される。

【 0 0 2 1 】

次いで、図 7 (a) に示すように前記針管 3 の刃付加部 3 a が前記超音波振動子 9 a 方向を向いて突出した場合、このときには、前記超音波振動子 9 a の走査面 9 b に対して前記図 2 (c) の下面図に示すように貫通孔を有して傾斜面からなる刃付加部 3 a 、この刃付加部 3 a の中途部に設けられている刃中途円環溝 5 e 、及び刃付加部 3 a の基端側より後方に位置する円環溝 5 , … , 5 が配列されている管状部 3 b とが対向した状態になる。

【 0 0 2 2 】

のことによって、図 7 (b) に示すように超音波観察画像 10 C 上には、超音波が刃付加部 3 a の先端で反射して得られる針管先端画像 11 と、刃付加部 3 a の刃付加部後端部 3 d に反射して得られる刃後端部画像 15 と、刃付加部後方側に複数設けられている円環溝 5 で反射して得られる針管先端部表面画像 12 a とを有する針管画像 13 b が描出される。

【 0 0 2 3 】

10

20

30

40

50

この針管画像 13 b は、円環溝 5 , … , 5 を設けた管状部 3 b から針管先端までの略全体を示す超音波画像であるが、前記針管先端画像 11 と前記刃後端部画像 15 及びこの刃後端部画像 15 と前記針管先端部表面画像 12 との間に抜け部 14 a 、 14 b が認められる。

【 0 0 2 4 】

前記抜け部 14 a は、前記図 2 (c) の下面図に示す先端と刃付加部後端部 3 d との間によって形成されるものであり、前記抜け部 14 b は前記図 2 (c) の下面図に示す前記刃付加部後端部 3 d と刃後方円環溝 5 f との間によって形成されるものである。この形態にあっても、図 8 に示す従来の針管 30 をとらえた針管画像 30 a の長さ寸法 L で示す抜け部 37 に比べて幅狭になっている。

10

【 0 0 2 5 】

このように、針管の先端近傍から所定範囲に渡って放射状でかつ千鳥配列で高密度に円環溝を設けることによって、超音波振動子から出射された超音波の反射エコーを超音波振動子により多く反射させて、大きな抜け部のない、明瞭な針管画像を超音波観察画像上に描出させることができる。

【 0 0 2 6 】

また、円環溝を刃付加部を傷つけることなく、所定配列状態で高密度に形成したことによって、針管の刺入性を低下させることなく穿刺することができる。

【 0 0 2 7 】

これらのことによって、体腔壁近傍の微小な病変に対して穿刺する場合にも、針管と目的部位との位置関係及び距離の測定を精度良く行って、確実な穿刺を行える。

20

【 0 0 2 8 】

なお、本発明は、以上述べた実施形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【 0 0 2 9 】

[付記]

以上詳述したような本発明の上記実施形態によれば、以下の如き構成を得ることができる。

【 0 0 3 0 】

(1) 超音波内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿通されるシースと、このシース内を挿通して体腔内組織に穿刺される先端部表面に千鳥配列で複数の円環状の溝を設けた針管とを具備する超音波用穿刺針において、

30

前記針管の先端部表面に設ける複数の円環状の溝を、針管先端近傍から所定範囲に渡って設けた超音波用穿刺針。

【 0 0 3 1 】

(2) 前記複数の円環状の溝を、針管先端から放射状に広がるように配列した付記 1 に記載の超音波用穿刺針。

【 0 0 3 2 】

(3) 前記複数の円環状の溝を、レーザー加工又は放電加工で設けた付記 1 記載の超音波用穿刺針。

40

【 0 0 3 3 】

(4) 前記レーザー加工又は放電加工で複数の円環状の溝を形成するとき、前記針管を構成する刃付加部に、円環状の溝が掛からないように形成位置を設定した付記 3 記載の超音波用穿刺針。

【 0 0 3 4 】

(5) 体腔内組織を穿刺する先端部表面に複数の溝を設けた針管を具備し、超音波内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿通して使用される超音波用穿刺針において、

前記針管の先端部表面に設ける複数の溝を針管先端の刃付加部背面側から所定範囲に渡って設けた超音波用穿刺針。

【 0 0 3 5 】

50

(6) 前記複数の溝を、針管先端から放射状に広がるように配列した付記5に記載の超音波用穿刺針。

【0036】

(7) 前記複数の溝の形成位置を、刃付加部に掛からない位置に設定した付記5又は付記6に記載の超音波用穿刺針。

【0037】

(8) 前記複数の溝を、レーザー加工又は放電加工で円環状に形成した付記5ないし付記7のいずれかに記載の超音波用穿刺針。

【0038】

(9) 超音波内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿通されて体腔内組織に穿刺される、表面に複数の超音波反射手段を有する超音波用穿刺針において、
前記超音波穿刺針は、その先端から適宜長にわたって形成された穿刺部と、前記穿刺部の後端から管状に形成された管部とらなり、前記穿刺部は刃付加部と、前記管部の延長から形成される管状部とからなる。

【0039】

ここで、前記超音波反射手段は、前記管状部に形成される。

【0040】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、超音波観察画像上に抜け部が減少した針管画像を描出させて、目的部位への穿刺を確実に行える超音波用穿刺針を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】超音波用穿刺針を説明する図

【図2】針管先端部を説明する図

【図3】円環溝の配列状態を説明する模式的に説明する展開図

【図4】図2(a)のA-A線断面図

【図5】超音波内視鏡から超音波用穿刺針の針管を突出させた一例を説明する図

【図6】超音波内視鏡から超音波用穿刺針の針管を突出させた他の例を説明する図

【図7】超音波内視鏡から超音波用穿刺針の針管を突出させた別の例を説明する図

【図8】従来の針管の構成及び作用を説明する図

【符号の説明】

1 ... 超音波用穿刺針

2 ... シース

3 ... 針管

3 a ... 刃付加部

3 b ... 先端部表面 刃付加部背面

3 d ... 刃付加部後端部

5 ... 円環溝

5 d ... 第1円環溝

5 e ... 刃中途円環溝

5 f ... 刃後方円環溝

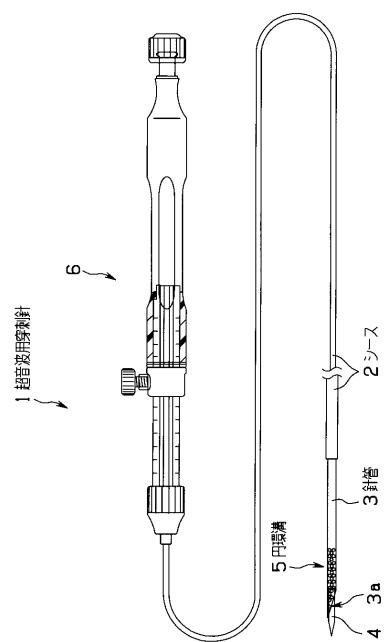
10

20

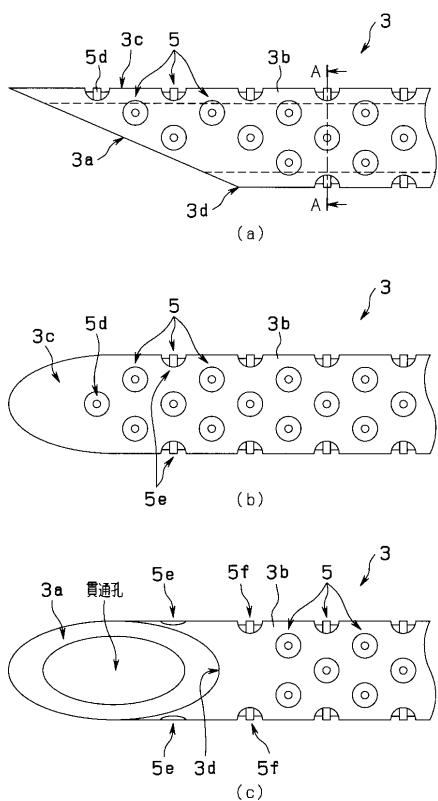
30

40

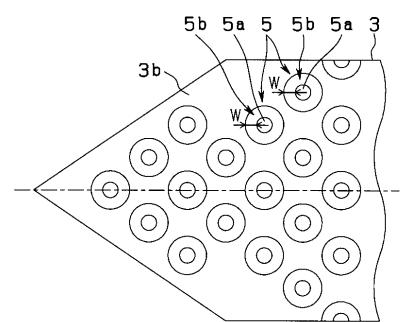
【図1】



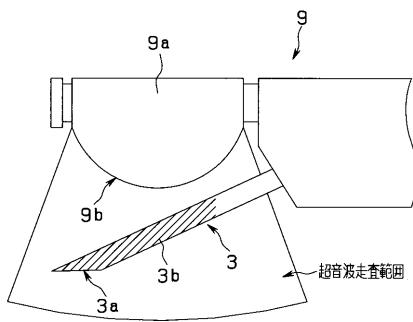
【図2】



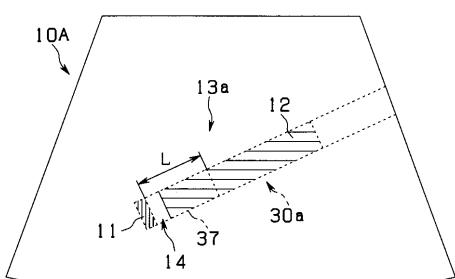
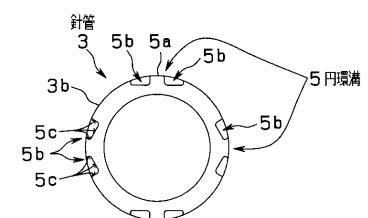
【図3】



【図5】

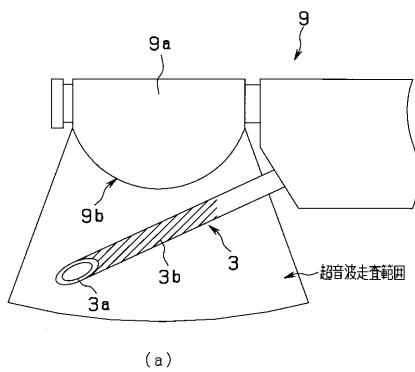


【図4】



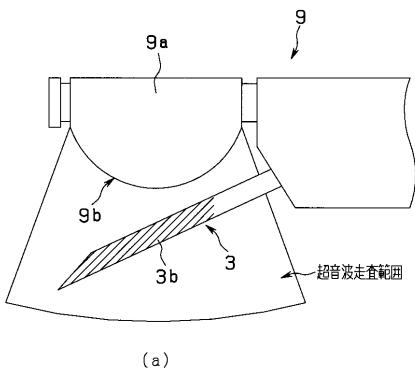
(b)

【図6】

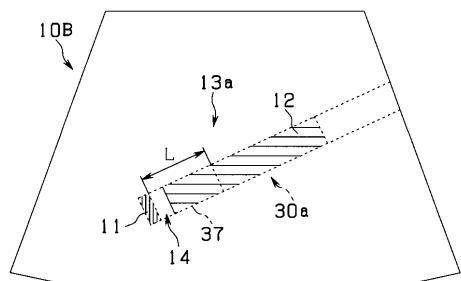


(a)

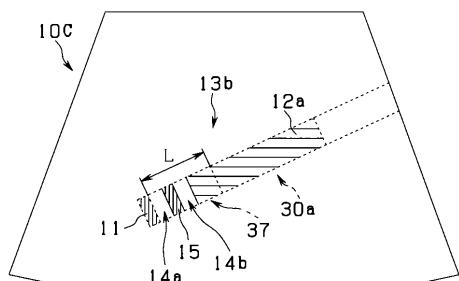
【図7】



(a)

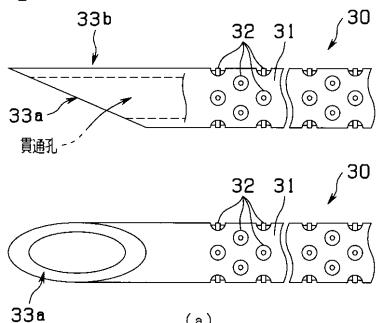


(b)

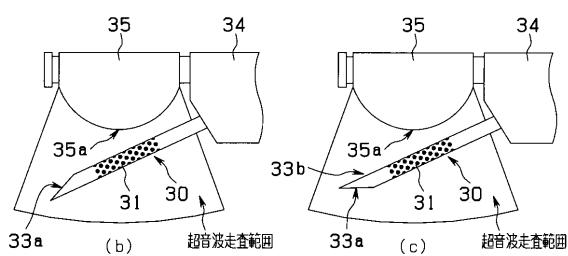


(b)

【図8】

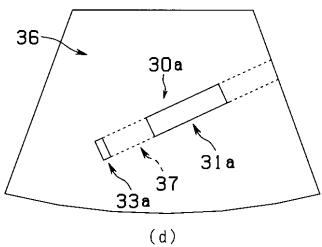


(a)



(b)

(c)



(d)

フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超音波用穿刺针		
公开(公告)号	JP3890013B2	公开(公告)日	2007-03-07
申请号	JP2002354289	申请日	2002-12-05
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	市川祐介		
发明人	市川 祐介		
IPC分类号	A61B8/12 A61M5/14 A61B8/08 A61B10/00 A61B10/02 A61B17/34 A61B19/00		
CPC分类号	A61B10/0233 A61B8/0833 A61B8/0841 A61B2017/3413 A61B2090/378 A61B2090/3925		
FI分类号	A61B8/12 A61M5/14.B A61M5/14.540 A61M5/46		
F-TERM分类号	4C066/AA01 4C066/BB01 4C066/CC01 4C066/DD08 4C066/FF02 4C066/FF04 4C066/KK01 4C066/KK02 4C066/KK04 4C066/QQ79 4C301/EE06 4C301/EE12 4C301/FF04 4C301/FF20 4C601/EE03 4C601/EE10 4C601/FE01 4C601/FF03 4C601/FF05 4C601/FF06		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2004181095A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过在超声波观察图像上描绘具有减小的切口部分的针管图像，提供能够可靠地对目标部位进行穿刺的超声波穿刺针。解决方案：在管状部分3b中，在距离针管3的尖端附近的预定范围内设置多个环形槽5，…，5，它们是用于反射超声波的环形槽。这些环形槽5，…，5在管状部分3b中从管尖端径向高密度地形成，而不会通过YAG激光或放电加工来损坏叶片安装部分3a，同时设置和控制加工图案。环形槽5形成截面形状，其中基本上直的表面部分5c设置在环形槽5的底部和侧部上，使得产生更多的反射回波以防止来自浅角度等的超声波入射。这样就可以获得。.The

