

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

**特許第3847606号**  
**(P3847606)**

(45) 発行日 平成18年11月22日(2006.11.22)

(24) 登録日 平成18年9月1日(2006.9.1)

(51) Int.Cl.

F I

**A 6 1 B 8/12 (2006.01)**

A 6 1 B 8/12

**A 6 1 B 17/34 (2006.01)**

A 6 1 B 17/34 3 1 O

**A 6 1 M 5/14 (2006.01)**

A 6 1 M 5/14 B

請求項の数 1 (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2001-345283 (P2001-345283)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成13年11月9日(2001.11.9)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2003-144436 (P2003-144436A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成15年5月20日(2003.5.20)	(74) 代理人	100058479
審査請求日	平成16年10月7日(2004.10.7)		弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100084618
			弁理士 村松 貞男
		(74) 代理人	100068814
			弁理士 坪井 淳
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100100952
			弁理士 風間 鉄也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 穿刺針

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

経内視鏡的に体腔内に挿入され、超音波内視鏡による観察下にて生体組織に穿刺される、先端に挿入軸に対して所定角度傾斜した刃面を有する穿刺針において、  
 穿刺針本体の先端近傍における外周部に、超音波画像で確認可能な挿入軸回りの刃面回転位置検出手段を設けたことを特徴とする穿刺針。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

この発明は、超音波内視鏡の鉗子チャンネルを通じて体腔内に導入し、吸引生検や注射等を行うために使用する穿刺針に関する。 10

【0002】

【従来の技術】

体腔内の患部検査診断するために超音波内視鏡により体腔内深部部分を観察しながら、穿刺針を用いて胃や十二指腸の消化管壁等より脾臓、肝臓、腎臓等の深部臓器を穿刺針にて穿刺して、体腔内組織や体液を採取する方法が行われている。使用される穿刺針としては、例えば特開平10-216134号公報に示されるような針先端が挿入軸に対して所定角度傾斜した刃面を有するものが一般的である。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、穿刺針を生体組織の刺入壁に刺入する場合、穿刺針を刺入壁に対して直角方向から刺入されることが理想である。しかし、図9(a)に示すように、体腔内に挿入した超音波内視鏡55の先端部56から突出した穿刺針57と体腔内の刺入壁58との角度は鋭角になりがちである。更に、穿刺針57の先端の刃面部57aが刺入壁58に正対している場合、刺入ができず、図9(b)に示すように、刺入壁58に沿って穿刺針57が曲がってしまうことがある。従って、穿刺針57の先端の刃面部57aが刺入壁58に対して反対方向を向いている状態で穿刺することが望ましい。

#### 【0004】

しかし、超音波内視鏡の超音波画像下で穿刺する場合、特開平11-076254号公報のように、穿刺針の針先の先端位置は確認可能であるが、針先の全周に溝を設けた構造であり、穿刺針の先端の刃面部が刺入壁に対して何処を向いているのかの判断は困難である。更に刺入壁を内視鏡観察することで最適な刃面の向きは確認可能であるが、超音波画像上でその向きに刃面を回転させることは更に困難であった。

#### 【0005】

この発明は、前記事情に着目してなされたもので、その目的とするところは、先端に傾斜した刃面を有する穿刺針を超音波内視鏡による観察下で生体組織に穿刺する場合でも、目的部位に確実に刺入できる穿刺針を提供することにある。

#### 【0006】

##### 【課題を解決するための手段】

この発明は、前記目的を達成するために、経内視鏡的に体腔内に挿入され、超音波内視鏡による観察下にて生体組織に穿刺される、先端に挿入軸に対して所定角度傾斜した刃面を有する穿刺針において、穿刺針本体の先端近傍における外周部に、超音波画像で確認可能な挿入軸回りの刃面回転位置検出手段を設けたことを特徴とする。

#### 【0007】

前記構成によれば、穿刺針を用いて、体腔内組織等を採取するには、穿刺針本体を超音波内視鏡の鉗子チャンネルに挿通させ、先端側を体腔内へ突出させる。そして、穿刺針の先端を超音波画像で確認しながら目的の部位に近づけたところで、穿刺針本体の表面の刃面回転位置検出手段により、穿刺針本体の先端位置が超音波画像下において明瞭に映出される。このように、刃面回転位置検出手段により穿刺針体の先端位置・刃面の回転位置を超音波画像下で確認することで、安全かつ確実に穿刺を行うことができる。

#### 【0008】

##### 【発明の実施の形態】

以下、この発明の各実施の形態を図面に基づいて説明する。

#### 【0009】

図1～図7は第1の実施形態を示し、図1は穿刺針を超音波内視鏡の鉗子チャンネルに挿通した状態の斜視図、図2は穿刺針の先端側の断面図、図3は穿刺針の基端側の縦断側面図、図4(a)は穿刺針の先端側の一部断面した正面図、図4(b)は穿刺針の先端側の下面図、図5(a)は図4(b)のA-A線に沿う断面図、図5(b)は図4(b)のB-B線に沿う断面図、図6(a)(b)及び図7(a)(b)は作用説明図である。

#### 【0010】

図1に示すように、超音波内視鏡用の穿刺針1は、超音波内視鏡2の図示しない鉗子チャンネルに挿通して使用される。この穿刺針1の先端側は図2に示すように、可撓性を有する密着巻きコイル4からなるシース3と、このシース3の内部に回転・進退自在に挿通され、可撓性を有する薄肉のステンレス管などからなる先端に傾斜した鋭利な刃面5a形状の穿刺針本体5と、この穿刺針本体5の内部に挿脱自在で先端が穿刺針本体5と同じように傾斜した鋭利な刃面6a形状のスタイレット6により構成されている。

#### 【0011】

シース3の先端部はチップ部材7の後端部と密着している。なお、穿刺針本体5の刃面5aは刺入壁58(図6参照)に最初に刺入する刃面先端部5bと刃面基端部5cを持つ楕円状の面になっている。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 2 】

一方、図 3 に示すように、穿刺針 1 の基端側は比較的太い中空部材からなる操作部本体 10 により構成され、この操作部本体 10 の先端側に設けられた孔部 11 にシース 3 の基端部が嵌合されている。操作部本体 10 の内部には内腔を有する通孔 12 が設けられており、また、この通孔 12 の基端側部分の内周面には、弾性部材からなるリング 13 を固定するための溝状の固定部 14 が設けられている。

## 【 0 0 1 3 】

穿刺針本体 5 の基端部はスライダ 15 に接続されており、このスライダ 15 を手動操作することにより、穿刺針本体 5 を操作部本体 10 の長手方向に進退移動させることができる。スライダ 15 の外周面には、リング 13 と先端的に嵌合する、それぞれ周回溝からなる凹部 16 と凹部 17 とが前後に離れて形成されている。

10

## 【 0 0 1 4 】

そして、前方の凹部 16 は、スライダ 15 を手元側に引いた時にリング 13 と嵌合的に係合して、穿刺針本体 5 をシース 3 内に収納された状態になる位置に形成されている。後方の凹部 17 は、穿刺針本体 5 がシース 3 から最も突き出した状態において、リング 13 と嵌合的に係合する位置に形成されている。つまり、これらの構成により穿刺針本体 5 の最大突出量を制するストッパ手段が形成される。また、凹部 17 より基端側のスライダ 15 の外周面には穿刺針本体 5 を回転させるための回転つまみ部 18 が形成されている。

## 【 0 0 1 5 】

スライダ 15 の内部には穿刺針本体 5 の内部と連通する中空孔 20 が形成されており、また、スライダ 15 の基端部には内面がテーパ状の接続口 21 が形成されている。このテーパ状の接続口 21 は、つまみ 22 に設けられたテーパ状の凸部 23 と着脱自在に接続され、また、凸部 23 はスタイレット 6 の基端部と連結されている。つまり、つまみ 22 と一体となってスタイレット 6 が中空孔 20 及び穿刺針本体 5 の内部に挿通されることになる。また、接続口 21 には図示しない注射筒などが接続可能になっている。

20

## 【 0 0 1 6 】

ところで、穿刺針本体 5 は超音波内視鏡から送波される超音波を反射することにより超音波画像下に映出されるが、この発明では穿刺針本体 5 を明瞭に映出させるために図 4 に示すように、穿刺針本体 5 の先端の刃面基端部 5c 側表面全周に刃面回転位置検出手段としての第 1 超音波散乱手段 30 を、また、第 1 超音波散乱手段 30 の基端側に穿刺針本体 5 の刃面基端部 5c 側方向のみに刃面回転位置検出手段としての第 2 超音波散乱手段 31 が設けられている。

30

## 【 0 0 1 7 】

これら超音波散乱手段 30, 31 は、図 5 に示すように、複数のエンハンス部 40 で構成されている。更にこのエンハンス部 40 は、穿刺針本体 5 の表面の一部である円筒状の突起部 41 を残してその周囲を切り欠いた円環状溝 42 で構成されている。

## 【 0 0 1 8 】

次に、第 1 の実施形態の作用について説明する。

## 【 0 0 1 9 】

超音波内視鏡用の穿刺針 1 を用いて、体腔内組織等を採取するには、まず、穿刺針本体 5 をシース 3 の内部に引き込んだ状態で、穿刺針 1 を超音波内視鏡 2 の図示しない鉗子チャンネルに挿通させ、図 6 (a) に示すように先端側を体腔内へ突出させる。そして、シース 3 の先端を超音波画像で確認しながら目的の部位に近づけたところでスライダ 15 を手動操作して穿刺針本体 5 をシース 3 より僅かに突出させる。このとき、穿刺針本体 5 の表面には第 1 超音波散乱手段 30 により、図 6 (b) に示すように、穿刺針本体 5 の先端位置が超音波画像下において明瞭に映出される。

40

## 【 0 0 2 0 】

更に、図 7 (a) に示すように、穿刺針本体 5 をシース 3 より突出させた後、回転つまみ部 18 を回転させると、刺入壁 58 に対して穿刺針本体 5 の刃面が反対方向になった位置で、図 7 (b) に示すように、第 2 超音波散乱手段 31 が超音波画像下において明瞭に映

50

出される。なお、第 1 超音波散乱手段 30 は、回転つまみ部 18 を回転させても超音波画像下で穿刺針本体 5 の先端位置が確認できる。このように、第 1・第 2 超音波散乱手段 30・31 により穿刺針本体 5 の先端位置・刃面の回転位置を超音波画像下で確認することで、安全かつ確実に穿刺を行うことができる。

【0021】

穿刺針本体 5 が目的位置まで到達したら、つまみ 22 と共にスタイレット 6 を引抜き、その後、接続口 21 に図示しない注射筒等を接続して体腔内組織の吸引を行う。この吸引により穿刺針本体 5 内へ体腔内組織が入り込み、深部組織部位の生検が達成される。

【0022】

本実施形態によれば、穿刺針本体 5 の先端近傍外周上の刃面基端部 5c 側方向にのみ第 2 超音波散乱手段 31 を設けているため、回転つまみ部 18 で穿刺針本体 5 を回転させることにより、刺入壁に対する刃面回転方向の向きを超音波画像上で確認できる。よって、確実な穿刺手技を行うことができる。

【0023】

また、穿刺針本体 5 の第 2 超音波散乱手段 31 の先端側に全周に渡って第 1 超音波散乱手段 30 を設けているため、穿刺針本体 5 の先端位置が超音波画像上で確認でき、安全な穿刺手技を行うことができる。

【0024】

本発明は、上記実施形態にのみ限定されるものではない。

【0025】

例えば、超音波散乱手段としては穿刺針本体 5 の表面を粗くしたサンドブラストや、マイクロバブルを混入させたコーティング等超音波画像で確認可能な手段ならば何でも良い。第 2 超音波散乱手段 31 としては刃面中心線を中心とし、針外周方向に 60°以下の部分に超音波散乱手段を設けることが望ましい(図 5(b)参照)。

【0026】

また、本実施形態では針先の先端位置を示す第 1 超音波散乱手段の基端側に刃面の回転位置を示す第 2 超音波散乱手段の両方を設けているが、これらの位置関係は逆であっても良い。また、第 1 超音波散乱手段の軸方向位置に第 2 超音波散乱手段のみを設けることで、針先先端位置と刃面回転位置を兼用させることも可能である。

【0027】

図 8 は第 2 の実施形態を示し、(a) は穿刺針の先端側の一部断面した正面図、(b) は図 8(a) の C-C 線に沿う断面図、(c) は図 8(a) の D-D 線に沿う断面図、(d) は図 8(a) の E-E 線に沿う断面図、(e) は図 8(a) の F-F 線に沿う断面図である。

【0028】

図 8(a) に示すように、穿刺針本体 50 先端の刃面基端部 50c 側表面全周に第 1 超音波散乱手段 51、それより基端側かつ穿刺針本体 50 の刃面基端部 50c 側方向のみに第 2 超音波散乱手段 52 を第 1 の実施形態と同様に設けているが、この第 2 超音波散乱手段 52 より基端側かつ刃面基端部 50c 側方向より 90°回転させた方向のみに第 3 超音波散乱手段 53、更に基端側かつ刃面基端部 50c 側方向より -90°回転させた方向のみに第 4 超音波散乱手段 54 を設けている。

【0029】

第 2 の実施形態の作用は、第 1 の実施形態とほぼ同様であるが、回転つまみ部 18 を回転させることにより超音波画像のエンハンスされる位置によって、穿刺針本体 50 の刃面回転方向位置として、刃面基端部 50c 側位置及びそれより  $\pm 90^\circ$  回転させた位置(3 方向)が確認可能であり、更に超音波画像上でエンハンスされない位置に穿刺針本体 50 を回転させることによって、刃面先端部側位置方向が確認可能である。

【0030】

本実施形態によれば、第 1 の実施形態と違い、刃面の回転方向が複数方向視認可能であるため、刺入壁の形状により最も穿刺が簡単な刃面方向を選択できる。よって、穿刺手技の

10

20

30

40

50

確実性が更に向上する。

【 0 0 3 1 】

前記各実施の形態によれば、次のような構成が得られる。

【 0 0 3 2 】

( 付記 1 ) 経内視鏡的に体腔内に挿入され、超音波内視鏡による観察下にて生体組織に穿刺される、先端に挿入軸に対して所定角度傾斜した刃面を有する穿刺針において、穿刺針本体の先端近傍における外周部に、超音波画像で確認可能な挿入軸回りの刃面回転位置検出手段を設けたことを特徴とする穿刺針。

【 0 0 3 3 】

( 付記 2 ) 前記刃面回転位置検出手段として、穿刺針刃面の基端部側方向にのみ、超音波散乱手段を設けたことを特徴とする付記 1 記載の穿刺針。 10

【 0 0 3 4 】

( 付記 3 ) 前記刃面回転位置検出手段として、穿刺針刃面の基端部側方向を基点として、基端部側方向から所定角度異なる複数の超音波散乱手段を挿入軸方向に重なることなく設けたことを特徴とする付記 1 記載の穿刺針。

【 0 0 3 5 】

( 付記 4 ) 前記刃面回転位置検出手段の先端側、または基端側に針の全周に亘って超音波散乱手段を設けたことを特徴とする付記 1 または 2 または 3 記載の穿刺針。

【 0 0 3 6 】

【 発明の効果 】

以上説明したように、この発明によれば、穿刺針本体の先端近傍における外周部に、超音波画像で確認可能な刃面回転位置検出手段を設けることにより、先端に傾斜した刃面を有する穿刺針を超音波内視鏡による観察下で生体組織に穿刺する場合でも、目的部位に確実に刺入できるという効果がある。 20

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 この発明の第 1 の実施形態を示し、穿刺針を超音波内視鏡の鉗子チャンネルに挿通した状態の斜視図。

【 図 2 】 同実施形態の穿刺針の先端側の断面図。

【 図 3 】 同実施形態の穿刺針の基端側の縦断側面図。

【 図 4 】 同実施形態を示し、( a ) は穿刺針の先端側の一部断面した正面図、( b ) は穿刺針の先端側の下面図。 30

【 図 5 】 同実施形態を示し、( a ) は図 4 ( b ) の A - A 線に沿う断面図、( b ) は図 4 ( b ) の B - B 線に沿う断面図。

【 図 6 】 同実施形態を示し、( a ) ( b ) は作用説明図。

【 図 7 】 同実施形態を示し、( a ) ( b ) は作用説明図。

【 図 8 】 この発明の第 2 の実施形態を示し、( a ) は穿刺針の先端側の一部断面した正面図、( b ) は図 8 ( a ) の C - C 線に沿う断面図、( c ) は図 8 ( a ) の D - D 線に沿う断面図、( d ) は図 8 ( a ) の E - E 線に沿う断面図、( e ) は図 8 ( a ) の F - F 線に沿う断面図。

【 図 9 】 ( a ) ( b ) は従来の穿刺針による刺入壁への穿刺状態を示す作用説明図。 40

【 符号の説明 】

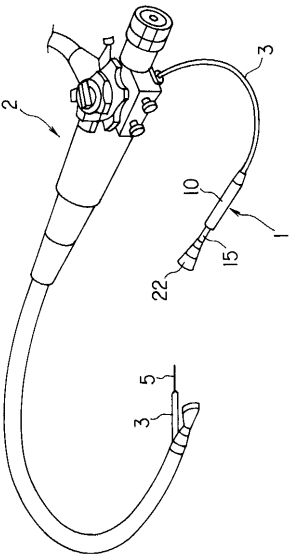
1 ... 穿刺針

5 ... 穿刺針本体

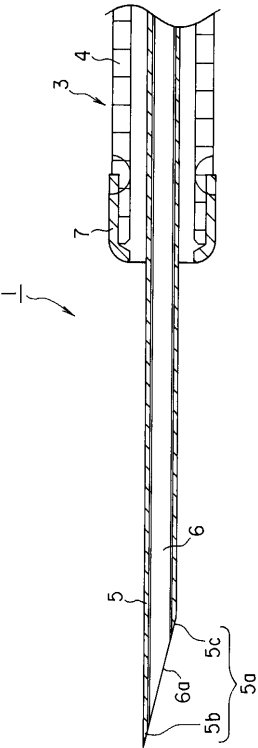
6 a ... 刃面

3 0 , 3 1 ... 超音波散乱手段

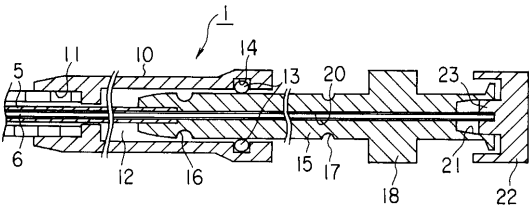
【 図 1 】



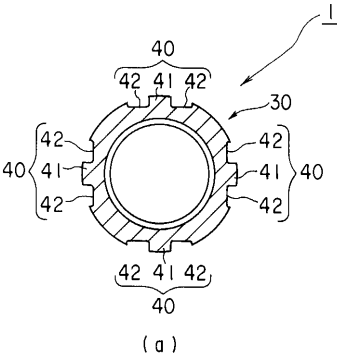
【 図 2 】



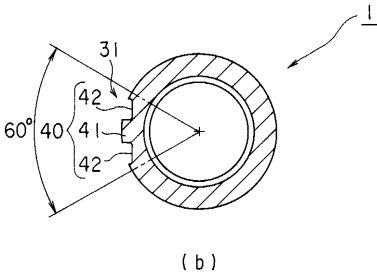
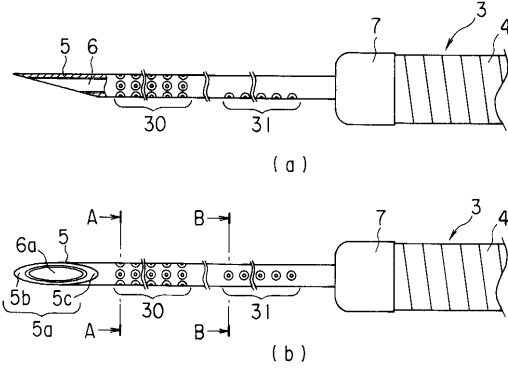
【 図 3 】



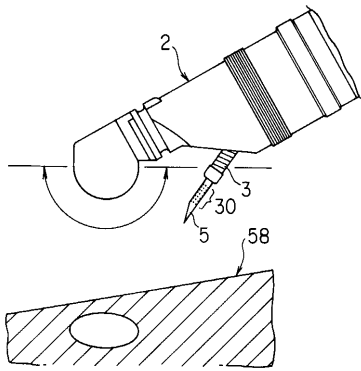
【 図 5 】



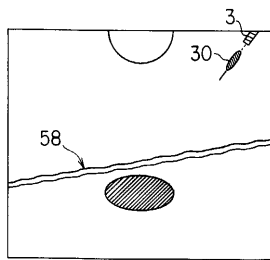
【 図 4 】



【図 6】

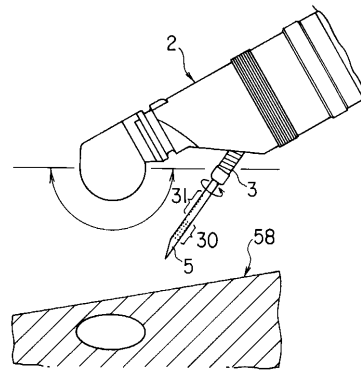


(a)

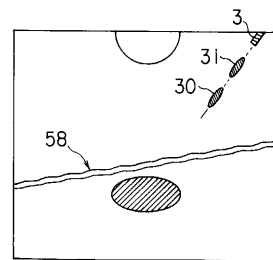


(b)

【図 7】

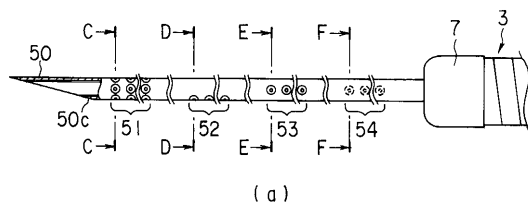


(a)

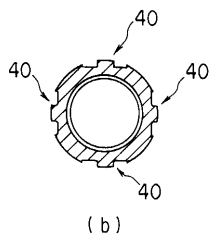


(b)

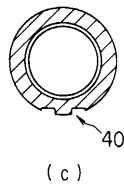
【図 8】



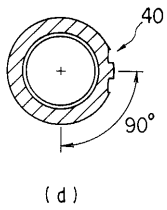
(a)



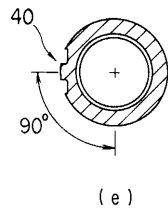
(b)



(c)

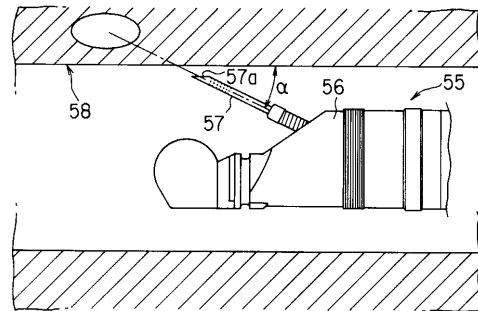


(d)

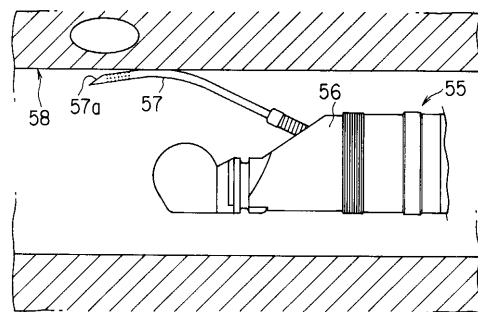


(e)

【図 9】



(a)



(b)

---

フロントページの続き

(72)発明者 雑賀 和也

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4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)  
特開平10-216134(JP,A)  
特開平04-002337(JP,A)  
特開平10-014858(JP,A)  
特開平10-248793(JP,A)  
特開平11-128233(JP,A)  
特開平11-033028(JP,A)  
国際公開第96/27329(WO,A1)  
米国特許第6053870(US,A)  
米国特許第5048530(US,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00-8/15



专利名称(译)	穿刺针		
公开(公告)号	<a href="#">JP3847606B2</a>	公开(公告)日	2006-11-22
申请号	JP2001345283	申请日	2001-11-09
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工業株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	雑賀和也		
发明人	雑賀 和也		
IPC分类号	A61B8/12 A61B17/34 A61M5/14		
FI分类号	A61B8/12 A61B17/34.310 A61M5/14.B A61B17/34.510 A61M5/32.540		
F-TERM分类号	4C060/FF35 4C060/FF38 4C060/JJ12 4C060/MM24 4C066/AA01 4C066/BB01 4C066/FF05 4C066/GG20 4C066/KK02 4C066/KK04 4C066/KK11 4C066/LL30 4C066/QQ79 4C160/FF47 4C160/FF54 4C160/FF56 4C160/MM32 4C160/NN03 4C160/NN13 4C160/NN16 4C301/EE13 4C301/EE19 4C301/FF04 4C301/FF20 4C301/GD08 4C601/EE11 4C601/EE16 4C601/FE01 4C601/FE03 4C601/FF03 4C601/FF05 4C601/FF06 4C601/GA17 4C601/GA19 4C601/GA21 4C601/GA26 4C601/GA27		
代理人(译)	坪井淳 河野 哲		
其他公开文献	JP2003144436A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供可以正面穿刺生物组织的客观部分的穿刺针。解决方案：该穿刺针1通过内窥镜插入体腔中以在超声内窥镜观察下穿刺生物体组织，其尖端面具有相对于插入轴线以预定角度倾斜的切割边缘面。在这种情况下，在穿刺针主体5的尖端附近的外周部分设置有超声波散射装置30,31，该超声波散射装置30,31用作切割边缘面围绕插入轴线的旋转位置的检测装置，其可通过超声波图像确认。

