

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-200155

(P2008-200155A)

(43) 公開日 平成20年9月4日(2008.9.4)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 8/00 (2006.01)	A61B 8/00	4C601
H04R 17/00 (2006.01)	H04R 17/00 332	5D019
H04R 3/00 (2006.01)	H04R 3/00 330	
H04R 1/34 (2006.01)	H04R 1/34 330A	

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2007-37285 (P2007-37285)
 (22) 出願日 平成19年2月19日 (2007.2.19)

(71) 出願人 000232483
 日本電波工業株式会社
 東京都渋谷区笹塚一丁目50番1号 笹塚
 NAビル
 (72) 発明者 梅田 和治
 埼玉県狭山市大字上広瀬1275番地の2
 日本電波工業
 株式会社狭山事業所内
 (72) 発明者 志村 孚城
 東京都町田市鶴川4-29-44
 (72) 発明者 石黒 崇
 神奈川県平塚市北金目1693 コーポ柳
 川2号室

最終頁に続く

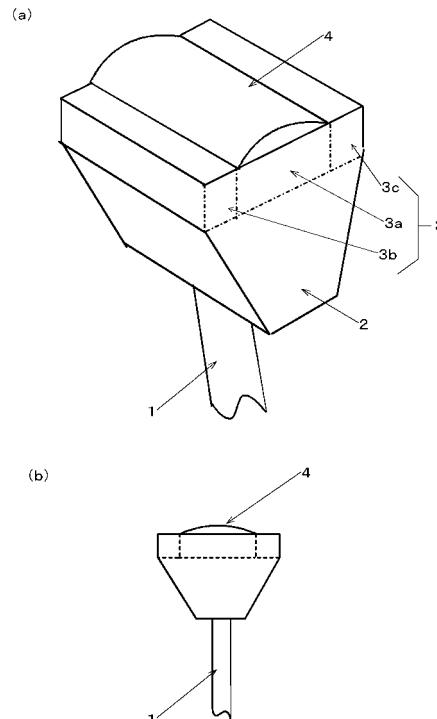
(54) 【発明の名称】 超音波探触子

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 圧電素子群の短軸方向と表在血管の幅との中心を一致させて、高精度の血管径を測定できる超音波探触子を提供する。

【解決手段】 血管方向に対して長さ方向が直交する複数の圧電素子からなる圧電素子群を有し、前記圧電素子群からの送受波によって前記血管の径を測定する超音波探触子において、前記血管方向に沿った前記圧電素子群の両側に、前記血管からの反射波を受信する補助圧電素子を配置した構成とする。また、前記圧電素子群の各圧電素子は一端側から複数個ずつが遅延回路を経てリニア駆動され、前記圧電素子群の送受波面側には短軸方向に極率を有する音響レンズが設けられた構成とする。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

血管方向に対して長さ方向が直交する複数の圧電素子からなる圧電素子群を有し、前記圧電素子群からの送受波によって前記血管の径を測定する超音波探触子において、前記血管方向に沿った前記圧電素子群の両側に、前記血管からの反射波を受信する補助圧電素子を配置したことを特徴とする超音波探触子。

【請求項 2】

前記圧電素子群の各圧電素子は一端側から複数個ずつが遅延回路を経てリニア駆動される請求項 1 の超音波探触子。

【請求項 3】

前記圧電素子群の送受波面側には短軸方向に極率を有する音響レンズが設けられた請求項 1 の超音波探触子。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は体表面の血管（表在血管）の径を測定する超音波探触子を技術分野とし、特に位置精度を確実にして高精度の血管径を測定する超音波探触子に関する。

【背景技術】

【0002】

（従来技術の一例）

第 6 図及び第 7 図は一従来例を説明する超音波探触子の図である。但し、第 6 図（a）は概略の外観図、同図（b）は短軸方向の同側面図、第 7 図（a b）は探触子本体の長軸方向の断面図、同図（c）は同短軸方向の断面図である。

【0003】

超音波探触子はリニア型とし、同軸ケーブル 1 が背面側から導出した容器本体 2 に探触子本体 3 を収容し、送受波面側に音響レンズ 4 を露出してなる。探触子本体 3 は短冊状とした複数の圧電素子 5 からなる圧電素子群 5 A をパッキング材 6 上に並べてなる。パッキング材 6 は図示しない基台上に固着される。

【0004】

圧電素子群 5 A は圧電素子 5 の幅方向に並べられ、それぞれ両主面に図示しない励振電極を有する。送受波面側となる上面側の励振電極は共通接続されてアース面とし、音響整合層 7 が形成される。なお、圧電素子 5 の幅方向が圧電素子群 5 A の長軸方向、長さ方向が短軸方向となる。

【0005】

また、圧電素子群 5 A とパッキング材 6 との界面からは、例えば図示しないフレキシブル基板によって、上下面の励振電極が導出される。フレキシブル基板は同軸ケーブル 1 に接続し、同軸ケーブル 1 は図示しない診断装置本体に接続する。なお、符号 1 3 は樹脂等の充填材である。

【0006】

このようなものでは、例えば第 8 図（a b）に示したように、生体 8 における表在血管 9 の血流方向（血管方向）に圧電素子 5 の長さ方向（圧電素子群 5 A の短軸方向）を直交させて配置する。通常では、送受波面と生体 8 の表面との間に液状の超音波媒質 10 を塗布する。そして、圧電素子群 5 A の例えば一端側から順にパルスを印加し、各圧電素子 5 の直下となる表在血管 9 に超音波 P を送出する。

【0007】

そして、直下となる表在血管 9 の上下面での界面 A B からの反射波を受信することによって、血管径（A - B）が計測される。通常では、圧電素子群 5 A の一端側から複数個（例えば 5 個）ずつに、遅延回路 11 を経たパルスを印加する。遅延回路は各 5 素子中の中央の遅延量を最も大きくし、両端側を最小とする。これにより、長軸方向は電子的なりニア走査によって、短軸方向は音響レンズ 4 によって超音波が収束し、エネルギー効率が高

10

20

30

40

50

まる。

【特許文献1】特開2002-325296号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

(従来技術の問題点)

しかしながら、上記構成の超音波探触子では、圧電素子群5Aの短軸方向の中心と表在血管の幅の中心が第9図に示したように一致しない場合は、超音波Pが表在血管9を二等分する中心線上から外れるため、表在血管の正確な直径を測定できない問題があった。

【0009】

10

(発明の目的)

本発明は、圧電素子群の短軸方向と表在血管の幅との中心を一致させて、高精度の血管径を測定できる超音波探触子を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明は、特許請求の範囲(請求項1)に示したように、血管方向に対して長さ方向が直交する複数の圧電素子からなる圧電素子群を有し、前記圧電素子群からの送受波によって前記血管の径を測定する超音波探触子において、前記血管方向に沿った前記圧電素子群の両側に、前記血管からの反射波を受信する補助圧電素子を配置した構成とする。

【発明の効果】

20

【0011】

このような構成であれば、圧電素子群の短軸方向と血管の幅との中心とが一致している場合は、両側の補助圧電素子を受信する血管からの反射波は同量となる。これに対し、圧電素子群の短軸方向と血管方向の幅との中心とが一致していない場合は、両側の補助圧電素子を受信する血管からの反射波は異なる量となる。したがって、両側の補助圧電素子を受信する反射波の量をモニタリングすることによって、圧電素子群の短軸方向の中心を血管の幅の中心に一致させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

第1図は本発明の一実施形態を説明する図で、同図(a)は超音波探触子の概略の外観図、同図(b)は短軸方向の同側面図である。なお、前従来例と同一部分には同番号を付与してその説明は簡略又は省略する。

30

【0013】

超音波探触子は、前述したように、背面から同軸ケーブル1の導出した容器本体2に探触子本体3が収容され、送受波面側の短軸方向の中央領域に音響レンズ4を露出する。ここでの探触子本体3は、第1~第探触子本体3(a b c)からなる。第1探触子本体3aは前述した複数の圧電素子5を配列した圧電素子群5Aがパッキング材6上に固着されてリニア型とし、音響整合層7及び音響レンズ4を送受波面側に有する。

【0014】

第2及び第3探触子本体は圧電素子群5Aの長軸方向に沿った両側に設けられた補助圧電素子12からなる。補助圧電素子12は例えば第1探触子本体3aの圧電素子群5の長軸方向に一致した長さとし、パッキング材6上に固着されて送受波面側に音響整合層7を有する。そして、音響整合層7が例えば図示しない保護膜を形成されて送受波面側に露出する。パッキング材6は図示しない基台上に固着される。そして、補助圧電素子12の両主面の図示しない励振電極は同軸ケーブル1に図示しない導線等によって電氣的に接続して導出される。

40

【0015】

このようなものでは、第3図に示したように、前述同様、表在血管9の血流方向(血管方向)に圧電素子群5A(第1探触子本体3a)の長軸方向を一致させて、圧電素子群5Aの送受波面を当接させる。そして、圧電素子群5Aから表在血管9に対して超音波Pを

50

送出する。この場合、圧電素子群 5 A の長軸方向の中心が表在血管 9 の中心と一致している場合は「第 4 図 (a)」、表在血管 9 からの反射波 E (1、2) は左右対称となる。したがって、圧電素子群 5 A の両側での補助圧電素子 1 2 で受信する反射波 E (1、2) は同量となる。

【 0 0 1 6 】

また、圧電素子群 5 A の長軸方向の中心が表在血管 9 の中心と一致していない場合は「第 4 図 (b)」、表在血管 9 からの反射波 E (1、2) は左右で非対称となる。したがって、圧電素子群 5 A の両側での補助圧電素子 1 2 で受信する反射波 E (1、2) は異なる量となる。図の場合は反射波 E 2 の量が E 1 よりも多くなる。

【 0 0 1 7 】

これらのことから、例えば超音波探触子のケースに発光ダイオードを設け、反射波が同量の場合は緑色として、これに基き、血管径を測定する。また、反射波が異なる量の場合は赤色として、これに基き、緑色となるまで圧電素子群 5 A を移動する。勿論、左寄りの場合は赤色、右寄りの場合は黄色とすることもできる。これらによって、緑色になるまで超音波探触子の位置を調整して測定することによって、高精度の血管径を測定できる。

【 0 0 1 8 】

(他の事項)

上記実施例では、探触子本体 3 は、リニア型の圧電素子群 5 A からなる探触子本体 3 a と、両側の補助圧電素子 1 2 からなる探触子本体 3 (b c) との独立体から形成したが、例えば第 5 図に示したようにしてもよい。すなわち、同一のバッキング材 6 上に、第 1 探触子本体 3 a となる圧電素子群 5 A と、第 2 及び第 3 探触子本体 3 (b c) としての複数の圧電素子 1 2 a からなる補助圧電素子 1 2 とを一体的に形成することもできる。なお、電極導出等は例えば特許文献 1 に示される技術によって達成できる。

【 0 0 1 9 】

これらの場合、図示しない圧電板をバッキング材 6 上に固着して音響整合層を含めて縦横に切断することによって一体的に形成できるので、生産性を高める。また、圧電素子群 5 A の圧電素子 5 に対応して個々の補助圧電素子 1 2 a を配置する。したがって、リニア駆動時の圧電素子 5 に対応した (隣接した) 補助圧電素子 1 2 a からのみ反射波を受信することによって精度を高められる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 0 】

【 図 1 】本発明の一実施形態を説明する図で、同図 (a) は超音波探触子の概略の外観図、同図 (b) は短軸方向の同側面図である。

【 図 2 】本発明の一実施形態を説明する第 2 及び第 3 探触子本体の長軸方向の正面図である。

【 図 3 】本発明の一実施形態を説明する超音波探触子の生体 (表在血管) に対する平面配置図である。

【 図 4 】本発明の一実施形態を説明する超音波探触子の生体に対する短軸方向の断面図である。

【 図 5 】本発明の他の実施形態を説明する図で、同図 (a) は超音波探触子の平面図、同図 (b) は短軸方向の断面図である。

【 図 6 】従来例を説明する図で、同図 (a) は超音波探触子の概略の外観図、同図 (b) は短軸方向の同側面図である。

【 図 7 】従来例を説明する図で、同図 (a b) は超音波探触子の長軸方向の断面図、同図 (b) は短軸方向の断面図である。

【 図 8 】従来例を説明する図で、同図 (a) は超音波探触子の生体に対する平面配置図、同図 (a b) は短軸方向の断面図である。

【 図 9 】従来例を説明する図で、超音波探触子の生体に対する短軸方向の断面図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 2 1 】

10

20

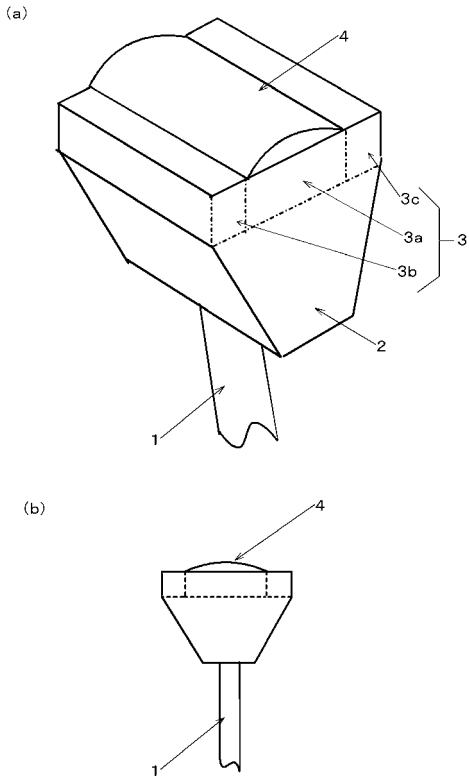
30

40

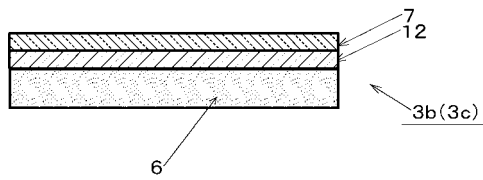
50

1 同軸ケーブル、2 ケース、3 探触子本体、4 音響レンズ、5 圧電素子、5 A 圧電素子群、6 パッキング材、7 音響整合層、8 生体、9 表在血管、10 超音波媒質、11 遅延回路、12 補助圧電素子、13 充填材。

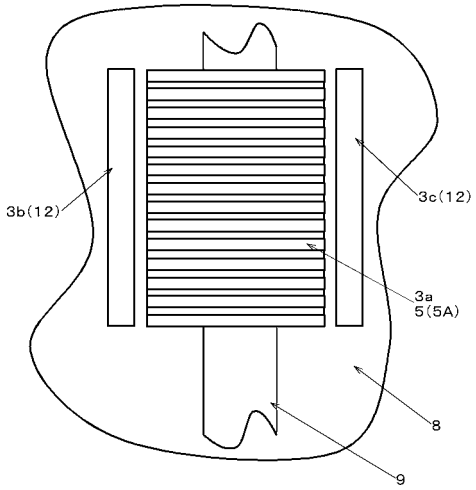
【図1】



【図2】

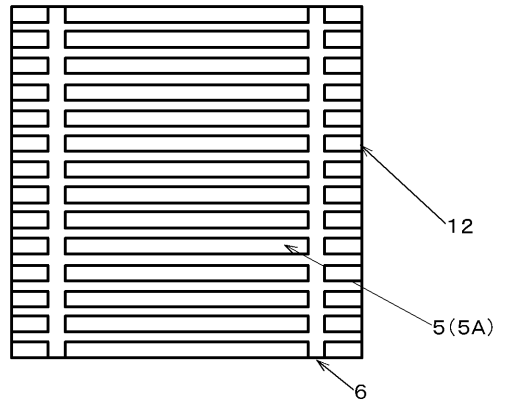


【 図 3 】

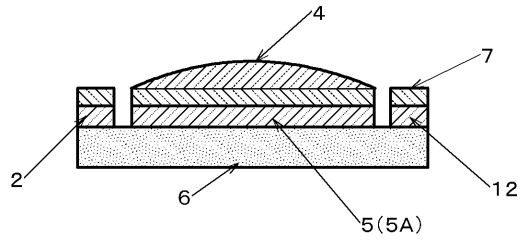


【 図 5 】

(a)

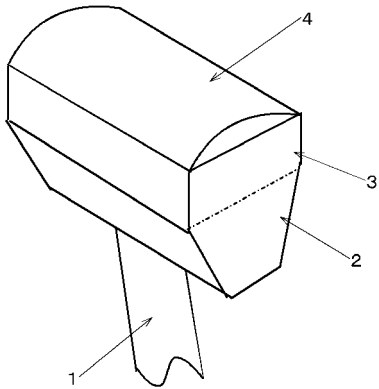


(b)

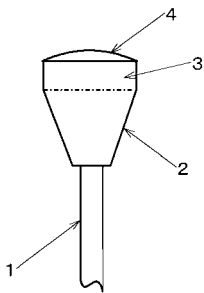


【 図 6 】

(a)

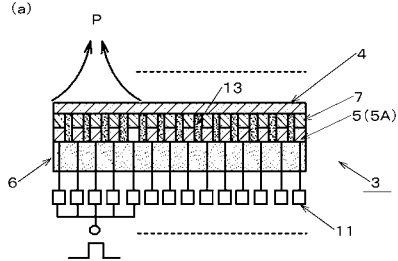


(b)

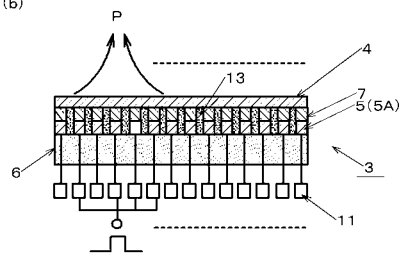


【 図 7 】

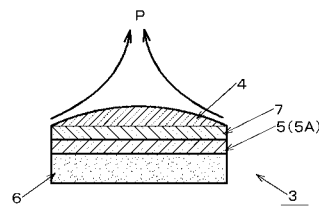
(a)



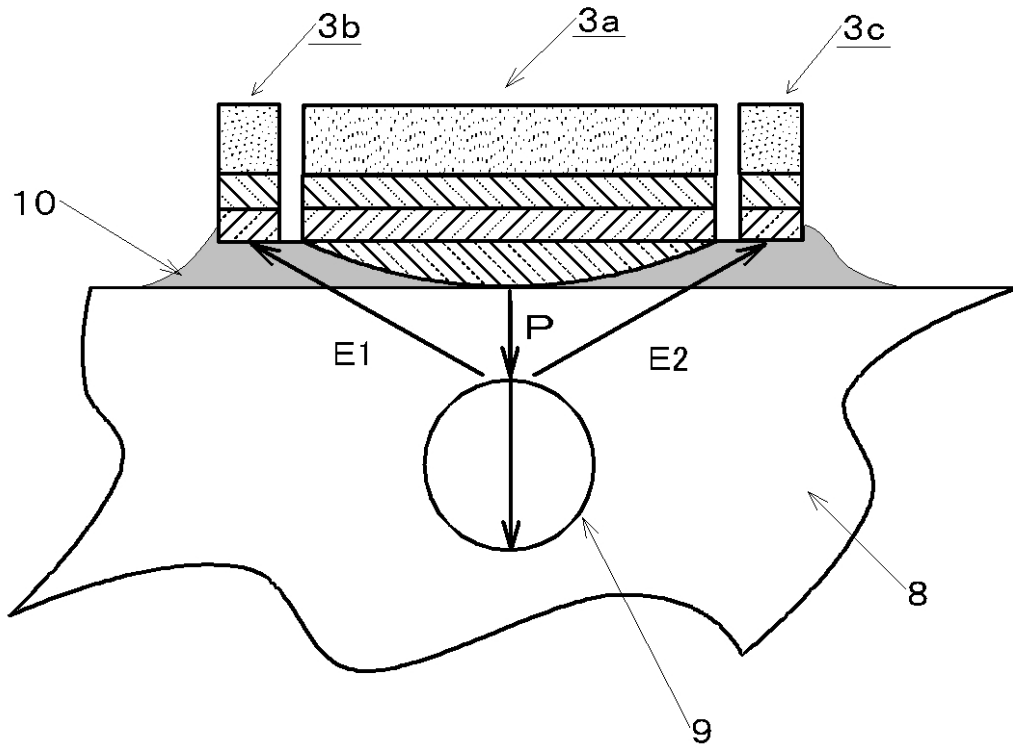
(b)



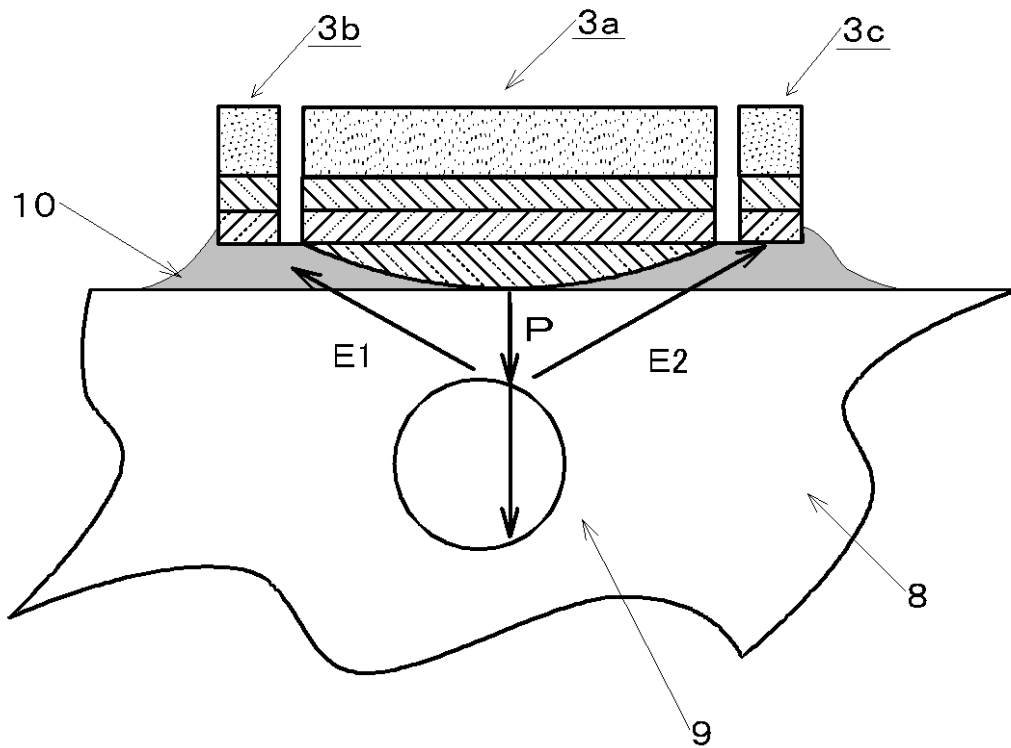
(c)



【図4】
(a)

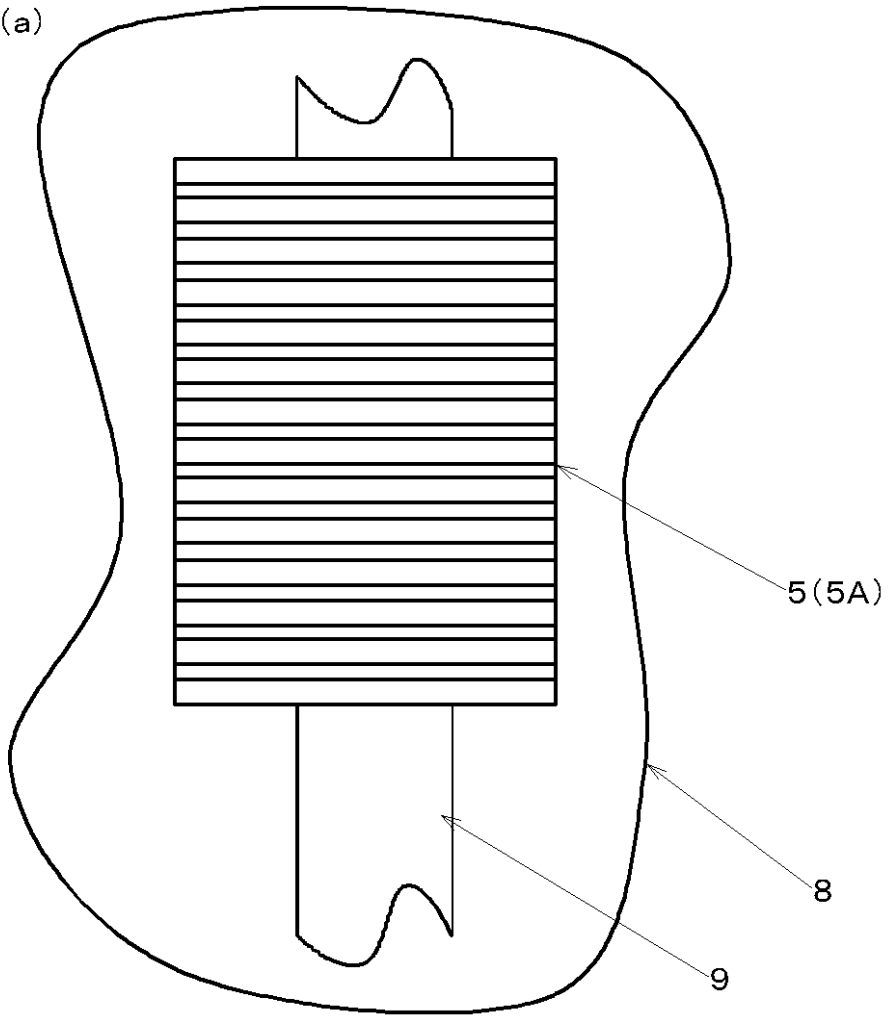


(b)

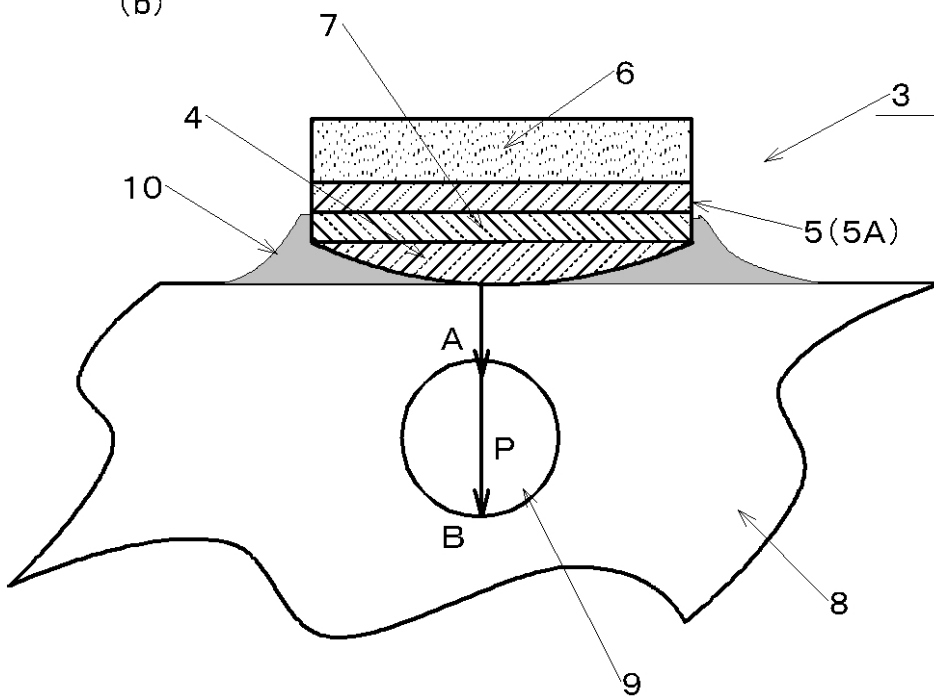


【図 8】

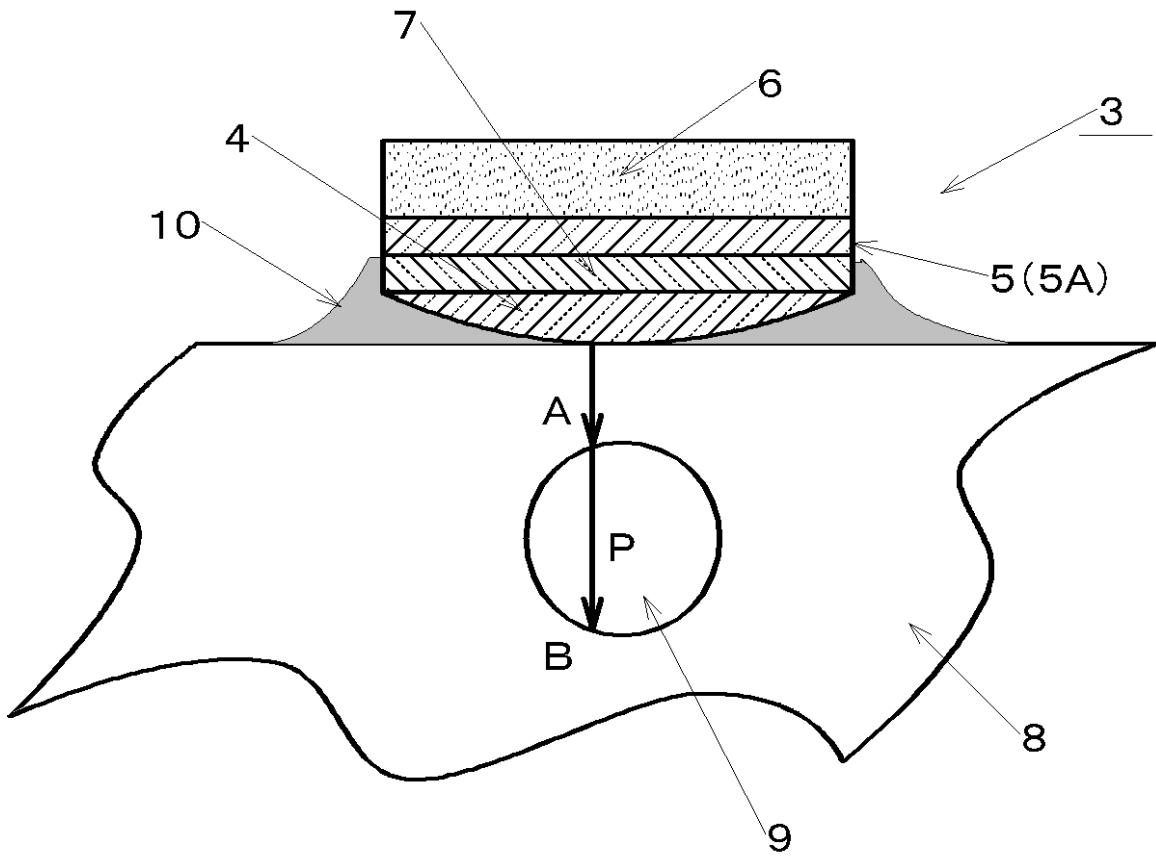
(a)



(b)



【図9】



フロントページの続き

(72)発明者 佐々木 秀人

愛知県名古屋市昭和区福江二丁目9番33号

株式会社ユネクス内

Fターム(参考) 4C601 DD01 EE09 EE11 GA01 GB04 JB36 KK02
5D019 AA21 AA22 BB19 EE06 FF04 GG03

专利名称(译)	超声波探触子		
公开(公告)号	JP2008200155A	公开(公告)日	2008-09-04
申请号	JP2007037285	申请日	2007-02-19
[标]申请(专利权)人(译)	日本电波工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	NDK		
[标]发明人	梅田和治 志村孚城 石黒崇 佐々木秀人		
发明人	梅田 和治 志村 孚城 石黒 崇 佐々木 秀人		
IPC分类号	A61B8/00 H04R17/00 H04R3/00 H04R1/34		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.332 H04R3/00.330 H04R1/34.330.A		
F-TERM分类号	4C601/DD01 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/GA01 4C601/GB04 4C601/JB36 4C601/KK02 5D019/AA21 5D019/AA22 5D019/BB19 5D019/EE06 5D019/FF04 5D019/GG03		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波探头，其能够通过使压电元件组的短轴方向的中心与表层血管的宽度匹配来高精度地测量血管直径。一种超声波探测器，其具有压电元件组，该压电元件组包括多个压电元件，所述多个压电元件的长度方向与血管方向正交，并且通过发送和接收来自压电元件组的波来测量血管的直径。在压电元件组的沿着血管方向的两侧配置有用于接收来自血管的反射波的辅助压电元件。压电元件组的多个压电元件通过延迟电路从一端侧被线性驱动，并且在压电元件组的发射/接收表面侧上设置有在短轴方向上具有极轴的声透镜。配置。[选型图]图1

