世界知识产权组织
国际局

PCT

按照专利合作条约(PCT)所公布的国际申请

(51) 国际专利分类号[7]:
A61B 5/021

A1

(11) 国际公布号: WO00/62666

(43) 国际公布日: 2000年10月26日(26.10.2000)

(21) 国际申请号: PCT/CN00/00097

(22) 国际申请日: 2000年4月21日(21.04.2000)

(30) 优先权:
99105671.X 1999年4月21日(21.04.1999) CN
99208086.X 1999年4月21日(21.04.1999) CN

(71)(72) 发明人/申请人: 阚捷 (KAN, Jie) [CN/CN]; 中国宁夏回族自治区银川市宁夏医学院, Ningxia 750004 (CN)。

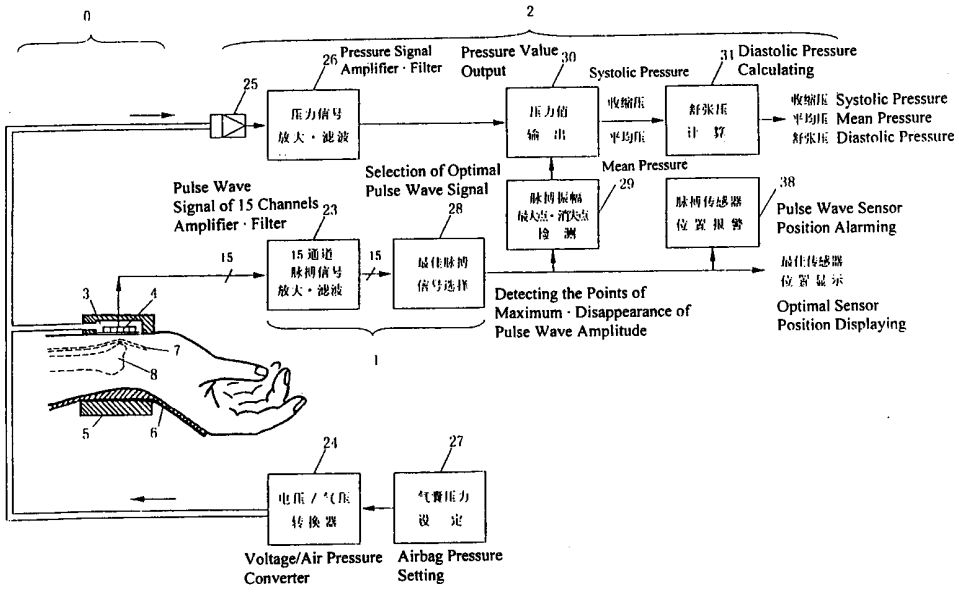
(74) 代理人: 北京三友专利代理有限责任公司(BEIJING SANYOU PATENT AGENCY CO., LTD.); 中国北京市北三环中路40号, Beijing 100088 (CN)。

(81) 指定国:
AE, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW, ARIPO专利(GH, GM, KE, LS, MW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), 欧亚专利(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), 欧洲专利(AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OAPI专利(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG)

本国际公布:
包括国际检索报告。
在修改权利要求的期限届满之前进行，在收到该修改后将重新公布。

(54) Title: A NONINVASIVE BLOOD PRESSURE MEASURING METHOD AND APPARATUS

(54) 发明名称: 无创伤测量血压的方法和装置



(57) Abstract

A method and apparatus for continuous and noninvasive blood pressure measurement. The included angle and torsion angle between dorsal surface of hand and for arm at the wrist are respectively fixed on value that is adaptable for measuring blood pressure of radial arterial, placing a pressure ballonet and an array of arterial pulse wave sensor on the skin surface of radial arterial under wrist. By the theory of volume oscillating method and volume compensation method, the blood pressure of radial arterial or/and ulnar arterial can be measured continuously or discontinuously.

(57) 摘要

一种无创伤连续测量血压的方法和装置，将手背与前臂在手腕部的夹角和转角分别固定在最适合测量桡动脉血压的角度上，至少采用一个加压囊体和一个动脉脉搏传感器压置于手腕部桡动脉处的皮肤表面上，对桡动脉加压同时检测桡动脉脉搏信号。它利用容积振动法和容积补偿法原理对桡动脉或/和尺动脉血压进行间断或连续的测量。

以 下 内 容 仅 供 参 考

在按照PCT所公布的国际申请小册子首页上所采用的PCT成员国国家代码如下：

AE	阿拉伯联合酋长国	DE	德国	KG	吉尔吉斯斯坦	PL	波兰
AG	安提瓜和巴布亚	DK	丹麦	KP	朝鲜民主主义人民共和国	PT	葡萄牙
AL	阿尔巴尼亚	DM	多米尼加	KR	韩国	RO	罗马尼亚
AM	亚美尼亚	DZ	阿尔及利亚	KZ	哈萨克斯坦	RU	俄罗斯联邦
AT	奥地利	EE	爱沙尼亚	LC	圣卢西亚	SD	苏丹
AU	澳大利亚	ES	西班牙	LI	列支敦士登	SE	瑞典
AZ	阿塞拜疆	FI	芬兰	LK	斯里兰卡	SG	新加坡
BA	波斯尼亚-黑塞哥维那	FR	法国	LR	利比里亚	SI	斯洛文尼亚
BB	巴巴多斯	GA	加蓬	LS	莱索托	SK	斯洛伐克
BE	比利时	GB	英国	LT	立陶宛	SL	塞拉里昂
BF	布基纳法索	GD	格拉纳达	LU	卢森堡	SN	塞内加尔
BG	保加利亚	GE	格鲁吉亚	LV	拉托维亚	SZ	斯威士兰
BJ	贝宁	GH	加纳	MA	摩洛哥	TD	乍得
BR	巴西	GM	冈比亚	MC	摩纳哥	TG	多哥
BY	白俄罗斯	GN	几内亚	MD	摩尔多瓦共和国	TJ	塔吉克斯坦
BZ	伯利兹	GR	希腊	MG	马达加斯加	TM	土库曼斯坦
CA	加拿大	GW	几内亚比绍	MK	前南斯拉夫马其顿共和国	TR	土耳其
CF	中非共和国	HR	克罗地亚	ML	马里	TT	特立尼达和多巴哥
CG	刚果	HU	匈牙利	MN	蒙古	TZ	坦桑尼亚
CH	瑞士	ID	印度尼西亚	MR	毛里塔尼亚	UA	乌克兰
CI	科特迪瓦	IE	爱尔兰	MW	马拉维	UG	乌干达
CM	喀麦隆	IL	以色列	MX	墨西哥	US	美国
CN	中国	IN	印度	MZ	莫桑比克	UZ	乌兹别克斯坦
CR	哥斯达黎加	IS	冰岛	NE	尼日尔	VN	越南
CU	古巴	IT	意大利	NL	荷兰	YU	南斯拉夫
CY	塞浦路斯	JP	日本	NO	挪威	ZA	南非
CZ	捷克共和国	KE	肯尼亚	NZ	新西兰	ZW	津巴布韦

无创伤测量血压的方法和装置

所属领域

本发明涉及测量血压的方法和装置，尤其涉及一种所谓容积振动法的无创伤间断测量人体动脉血压的方法和装置以及一种所谓容积补偿法的无创伤连续测量人体动脉血压的方法和装置。

背景技术

容积振动法(也称“容积示波法”)利用了当血管外压力等于血管内平均压和高于血管内收缩压时,其血管分别处于顺柔性最好的状态(该状态被称为“无载状态”)和被压扁的原理。由于动脉血管内的血压时刻都在随着心脏搏动做周期性变化(每一心动周期中的血压的最高值称为收缩压,最低值称为舒张压,平均值称为平均压),而血管的直径(容积)又在随动脉内的血压的周期性变化形成脉搏。显然,当血管外压力等于血管内平均压,即血管处于顺柔性最好的状态时脉搏的振幅最大,而当血管外压力高于血管内收缩压,即血管被压扁时脉搏消失。利用容积振动法测量动脉血压时,一般首先在被测动脉上方的皮肤表面上固定一个用于对动脉进行外部加压的气囊（或液囊）和一个用于检测动脉脉搏的光电传感器,然后使得气囊压力在一个下限低于平均压、上限高于收缩压的范围内以大约3 mmHg／秒的速度做一次线性的或阶梯性的升压或减压,同时测量整个气囊压力变化过程中的脉搏的振幅的变化。如果能保证在气囊中心下面的软组织中气囊压力被不衰减地传递到动脉外表面，而且光电传感器也仅仅检测位于这部分软组织中的动脉的脉搏,则脉搏振幅最大点和消失点时的气囊压力将分别等于动脉中的平均压和收缩压。因而利用压力传感器测出这两个时刻的气囊压力值，即可无创伤地测量出动脉中的平均压和收缩压;另外,利用测得的平均压和收缩压还可以按照经验公式，即舒张压 = (3 × 平均压 − 收缩压)／2计算出舒张压。由于每一个气囊加压或减压过程都需要一定的时间,而每一个过程只能测出一次血压值,故利用这种方法只能进行间断的血压测量。该方法与传统的无创伤间断测量血压的听诊法（也称柯氏音法）、触诊法、 发红法以及超声波多普勒法相比,分别具有能够测量平均压,避免主观判断能力差别造成的测量误差，以及装置的构造和使用简单等优点。另外,它与现在已被广泛应用于临床和家庭的压力振动法（也称示波法）相比,也具有能够准确测量而不是根据统计数据推算收缩压的优点。

容积补偿法(也称“血管无载法”) 则利用了血管外压力在任何时刻都与血管内血压相等时，血管直径将不再随血管内血压波形变化(即不再搏动)而被嵌定在其无载状态时

的直径上的原理。这种方法一般也包括一个用于对动脉进行外部加压的气囊（或液囊）和一个用于检测动脉脉搏的光电传感器，另外还具有一个用于将检测到的动脉脉搏去控制气囊压力的反馈控制系统。在利用容积补偿法连续测量血压时，首先和容积振动法一样，在一定的范围内改变气囊压力，同时测量脉搏的振幅随气囊压力的变化。当气囊压力等于动脉内的平均压、亦即使得动脉血管处于最柔软的状态、脉搏振幅呈现最大值时，接通反馈控制系统将检测到的动脉脉搏信号进行放大和相位补偿，并用它去进一步控制气囊的压力在平均压的基础上按照脉搏波形变化。一旦使得加在被测动脉血管壁外部的压力波形不仅在形状上、而且在幅值上都与该动脉内的血压的周期性变化的波形完全相同，亦即使得被测动脉血管壁的内外两侧的受力在任何时刻都达到动态平衡时，被测动脉的血管直径将不再随血管内血压波形变化而被嵌定在其无载状态时的直径上，即脉搏振幅接近为零。这时只要用压力传感器连续测出气囊的压力值，即可实现连续的血压波形和血压值的测量。由于无创伤，该方法与传统的有创伤连续测量血压的动脉内插管直接测压法相比，具有无痛苦，不会引起出血、感染、血栓形成、栓塞以及神经损伤等并发症或后遗症，以及操作被极大地简单化等优点。另外，它与近年来出现的张力法（也称反力法）相比，也具有无需校准，测量结果不易受病人体动干扰的影响等优点。

上述两种方法目前没有被用在通常用于测量血压的上臂，而一般被用在手指上来测量手指动脉血压。这主要是因为上臂部位的肱动脉位置较深，不但不易进行光电脉搏检测，而且必须对上臂进行全周或接近全周的加压才能充分地压迫肱动脉。由于有这种压迫，长时间地频繁使用容积振动法间断测量血压或者长时间地持续使用容积振动法连续测量血压，都会使得其下游的整个前臂和手部的血液循环和神经机能受到严重的影响；而手指动脉位置表浅，便于实现光电脉搏检测，同时测量时气囊加压对血液循环和神经机能的影响也较小。但大量的临床实验结果已经表明这两种方法用于手指上也存在另一个重大的问题，即由于手指动脉属于对血流阻力大的末梢小动脉，其血压与一般临床上判断病人血压是否正常时所用的所谓“全身血压”（即靠近心脏的大动脉的血压）相比，即使在正常情况下也要低 10 mmHg 左右，若在动脉硬化情况下这个差可达数十 mmHg。更重要的是由于小动脉血管壁中的平滑肌成份比大动脉血管壁中的大，而这些血管平滑肌成份极易受各种因素（比如寒冷、麻醉等）的影响产生收缩或舒张，造成小动脉中血压大幅度波动，以至于在许多场合用手指动脉测得的血压值根本不能被用来反映病人全身血压。尤其当遇到病人的循环功能很差的场合，手指动脉有时会因血管平滑肌极度收缩造成动脉内失血，以至于在手指上无法测量血压。

为了既能正确地反映人体的全身血压，又能不影响被测部位下游的血流循环，近年来，有人提出了一种把这两种方法的测量部位改到手腕部，并且将传统的全周加压气囊改为

一个小面积的局部加压气囊从而仅仅压迫手腕两根动脉（挠动脉和尺动脉）中的一根动脉的方案。这是基于两点考虑: 其一是挠动脉或尺动脉的直径远大于手指动脉的，而且它们的血管壁中的平滑肌成份少于手指动脉中的，故它们的血压比手指动脉和颞动脉的更接近人体全身血压，受各种因素的影响也要小的多。并且即使是在病人的循环功能很差的场合，在挠动脉或尺动脉上一般也总能测出脉搏，而不会出现血压测量无法进行的情况。特别是，由于手腕动脉的上述特点以及在手腕部便于操作等原因，手腕部位的挠动脉有创直接测压多年来一直被世界各国作为最常用的血压测量方法应用于手术和危重病监护，以至于手腕动脉的血压值已被临床医务人员习惯作为最可靠、最准确的人体全身血压的判据。因而把这两种方法的测量部位改到手腕部具有极高的临床使用价值。 其二是正常人在手腕处较大的动脉和静脉都在两根以上，其中两根动脉（挠动脉和尺动脉）在手掌内部被通过两个动脉弓相互连通，数根静脉在手的背部也被通过手背静脉网相互连通。这些血管之间的相互连通保证了既便使手腕部的某根动脉或／和部分静脉被长时间阻断，但另一根动脉和其他大部分的静脉仍能血流畅通时，手部的血液循环也基本上不会受到影响。因而，在手腕挠动脉和尺动脉中的一根动脉上可以长时间地利用这两种方法进行频繁或连续的血压测量。

然而, 虽然有关的研究已经表明, 在桡骨末端朝向掌侧的最高凸起点附近的桡动脉上, 利用容积振动法和容积补偿法，可以分别准确地测得平均压、收缩压或血压波形，但这些研究也发现, 要在手腕部准确测量这些血压值实际上是非常困难的。主要表现为血压测量精度对于光电传感器的位置非常敏感，即便是在桡骨末端朝向掌侧的最高凸起点处, 在相互之间仅仅相差 2 、3 mm 的不同位置上, 测得的血压值就会有很大的不同。另外，其测量精度还受一些外部因素的影响: 一是当手腕部以前臂的长轴为转动轴进行转动, 或当手根部相对于手腕做向手掌侧或手背侧的弯曲时, 都会使测得的血压值发生很大的变化。 二是在随着气囊加压, 除了气囊外壁会沿手腕半径方向向外移动以外, 气囊整体还会发生沿圆周方向向手腕掌侧中心部以及沿长轴方向向手根部的移动。这些移动都会改变气囊的容积, 而且圆周方向以及长轴方向的移动还会引起光电传感器的位移。 其中光电传感器的位移会对容积振动法和容积补偿法的测量精度都造成影响, 而气囊容积的改变则特别影响容积补偿法的精度, 甚至破坏其反馈控制系统的稳定性。另外, 长时间的连续测量后还会出现气囊固定的松动，这也明显影响容积补偿法的精度和反馈控制系统的稳定性。另一方面，这些研究还发现, 由于气囊的固定绑带也会对手腕的其它部位产生较大的压力，所以进行长时间连续测量后，位于气囊下游的手部的血流循环和神经机能仍会受到较大的影响。特别是，气囊的长时间持续压迫会造成气囊压迫部位的疼痛。

发明概述

本发明的目的是提供一种无创伤连续测量血压的方法和装置，它能利用容积振动法和容积补偿法原理很简单地、并且不受上述外部因素的影响地在手腕部正确地测量间断和连续的桡动脉或／和尺动脉血压，同时还能消除长时间连续测量对手部的血流循环和神经机的影响。

为达到上述目的，本发明采用的解决方案是：

1．至少将手根部相对于手腕部的夹角定位于最适合测量桡动脉血压的角度上，另外，最好还将手腕部相对于前臂的转角定位于最适合测量桡动脉血压的角度上。这两个角度的配合定位可保证降低桡动脉两旁的肌腱和神经的位置，使得桡动脉处于一个与其下方的桡骨距离最近的位置，有利于气囊有效地压迫桡动脉。在长时间频繁或连续测定血压时，为保证腕部测量定位，本发明还可采用一个手腕固定托来固定手腕部的转动和手根部的弯曲，以便在被测者出现体动时，加压气囊和脉搏传感器相以及手腕内部的肌腱、神经和桡骨相对于挠动脉的位置始终保持不变；

2．为了很容易地找到能够最准确地测量桡动脉血压的精确位置，在位于桡骨末端朝向掌侧的最高凸起点上方皮表上的桡动脉加压囊体的加压面积中心设置一个脉搏传感器阵列。在对囊体加减压时，由脉博传感器阵列从手腕部多个位置上测量出整个囊体压力变化过程中的桡动脉波信号，并送到最佳脉搏信号选择电路。因为离桡动脉近的传感器测得的脉搏信号振幅大，而压力传递好的位置测得的脉搏信号平均压和收缩压低，为了找到桡动脉上压力传递最好的点，这个最佳脉搏信号选择电路从阵列里平行于桡动脉排列的所有列传感器测得的所有列脉搏信号中振幅最大点处的振幅与其它列的相比为最大的一列脉搏信号中，选出一路在囊体加压过程中具有振幅最大点、以及在囊体压力高于振幅最大点所对应的压力后具有振幅开始基本上消失并且振幅开始基本不变的点，并且其振幅最大点以及基本消失点所对应的气囊压与其它路的相比为最低的脉搏信号作为最佳脉搏信号，将其用于容积振动法或容积补偿法测量桡动脉血压。为了将压力传递深度最大的囊体中心对准所选出的能够最准确地测量桡动脉血压的精确位置，在选出最佳脉搏信号后，用最直观的方式显示出测得该最佳脉搏信号的传感器位于传感器阵列的哪个位置，然后调节气囊的固定位置使测得该最佳脉搏信号的传感器位于传感器阵列的中心。另外，在进行长时间血压测量时，为了防止因被测者的体动造成测量位置的偏移，应定期自动地检查最佳传感器位置是否位于阵列的中心，如果发现偏离中心过大，应发出警告信号以便重新调整加压囊体的固定位置；

3．使手根部向小拇指侧转动的转动一个小的角度，以便使得大拇下方的手根凸起部远离桡骨末端朝向掌侧的最高凸起点而不至于妨碍采用直径较大的气囊的固定绑带在

这个部位贴紧手腕;

4．为了防止气囊加压时发生的气囊整体沿手腕长轴方向向手根部移动，有利于气囊绑带的稳固，应消除手根部与手腕部相接的部分与靠近前臂部分的直径差，同时将这部分的由于手根部向背侧弯曲而内陷的复杂形状添补成一个规则的圆柱面;

5．为了减小囊体加压时对手腕部其它部分的压力，使得囊体的固定装置以及手腕的固定装置与手腕部有尽可能大的接触面积;

6．为了避免由于长时间持续压迫一处造成的疼痛和麻木，可在桡动脉和尺动脉上分别各设一个加压囊体，从而在两根动脉上交替地进行血压测量。由于在尺动脉上难以测准血压,可以利用桡动脉血压测量结果对尺动脉血压测量结果进行校准。即求出同时或相继测得的桡动脉的平均压与测得的尺动脉脉搏振幅最大点所对应的囊体压力的差 Di,同时求出测量尺动脉压的过程中,囊体压力等于桡动脉的收缩压时的尺动脉脉搏振幅与其最大振幅的比例 Pi。这样,在后面再测量尺动脉血压时,每次将新测得的尺动脉脉搏振幅最大点所对应的囊体压力减去 Di,得出这次的平均压;同时,在体囊压力低于这次的平均压的范围内找到尺动脉脉搏振幅中与其最大振幅成比例 Pi 的点所对应的囊体压力,得出这次的收缩压。为了防止被测腕部有过大的转动改变了 Di 和 Pi,在长时间测量血压过程中，应自动定期地用同样的方法重新测定 Di 和 Pi。

附图的简要说明

图 1 是本发明的第一个实施例的总框图;

图 2 是图 1 所示的实施例中的整个腕部探测装置的示意图;

图 3 是图 2 的腕部探测装置在与手腕垂直的方向上、沿腕部探测装置中的外部加压气囊的正中所做的横断面图;

图 4 是沿图 3 的腕部探测装置上的 A－A 剖面线所做的、反映加压气囊内脉搏传感器构造的剖面图;

图 5 是利用图 2 的腕部探测装置中的手腕固定托将手腕部和手根部固定成的三个角度的示意图;

图 6 是图 1 所示的实施例测量平均压和收缩压的方法的示意图;

图 7 是本发明的第二种实施例的总框图;

图 8 是第二种实施例测量血压波形的方法的示意图;

图 9 是本发明的第三种实施例的总框图。

图 10 是本发明的第四种实施例的腕部探测装置在与手腕垂直的方向上、沿腕部探测装置中的外部加压气囊的正中所做的横断面图。

实施本发明的方式

实施例 1

本发明的实施例 1 是一种在手腕部利用容积振动法无创伤间断测量血压的方法。

首先，本实施例的测量定位方法，如图 5 所示，将手根部 17 相对于手腕部 18 的夹角固定在最适合测量桡动脉血压的角度上，使它们最好形成 100～175° 的夹角；并进一步将手腕部 18 相对于前臂 19 的转角固定在最适合测量桡动脉血压的角度上，该转角最好为 30～100° 。该两个角度的配合定位可保证降低桡动脉两旁的肌腱和神经的位置，使得桡动脉处于一个与其下方的桡骨距离最近的位置，有利于气囊有效地压迫桡动脉。

在长时间频繁或连续测定血压时，为保证腕部测量定位，如图 2 所示，本发明还可采用一个手腕固定托 6 来固定手腕部 18 的转动和手根部 17 的弯曲，以便在被测者出现体动时，加压气囊 5 和脉搏传感器阵列以及手腕内部的肌腱、神经和桡骨相对于挠动脉的位置始终保持不变；

由上述方法进行定位后，本实施例的无创伤测量血压的方法，如图 1 和图 6 所示，包括有以下步骤：

A、至少在手腕部桡骨 7 末端朝向掌侧的最高凸起点处的皮肤表面上设置一个动脉脉搏传感器阵列 4 和一个加压囊体 3，并保持传感器阵列和囊体相对于该点的位置不变；

B、此时控制加压囊体 3 压力在下限低于被测者可能的平均压、上限高于被测者可能的收缩压的范围内进行变化。在囊体 3 压力变化时，仅仅囊体 3 靠近手腕一侧的面发生仅朝向手腕、并且不产生周向张力的变形，同时不发生任何方向的位移；

C、在囊体 3 压力变化的同时，由脉搏传感器阵列 4 从手腕部多个位置上测量出整个压力变化过程中的桡动脉波信号，并送到最佳脉搏信号选择电路 28；由于离桡动脉近的传感器测得的脉搏信号振幅大，而压力传递好的位置测得的脉搏信号平均压和收缩压低，为了在桡动脉 7 上方找到压力传递最好的点，从阵列里平行于桡动脉排列的所有列传感器测得的所有列脉搏信号中振幅最大点处的振幅与其它列相比为最大的一列脉搏信号中，选出一路在囊体加压过程中具有振幅最大点、以及在囊体压力高于振幅最大点所对应的压力后具有振幅开始基本上消失并且振幅开始基本不变的点（如图 6 所示），并且其振幅最大点以及基本消失点所对应的囊体压力与其它路的相比为最低的脉搏信号作为最佳脉

搏信号。

D、将选出的最佳脉搏信号用于无创伤地测量桡动脉血压。在本实施例中，将选出的最佳脉搏信号用于容积振动法无创伤测量平均压和收缩压。

在本实施例中，动脉脉搏传感器阵列 4 最好位于加压囊体 3 的面积中心，使压力传递最好的位置测得的最佳脉搏信号的传感器位于传感器阵列 4 中心时，压力传递深度最大的加压囊体 3 的面积中心正好能对准这个压力传递最好的位置。

选出最佳脉搏信号后，用最直观的方式显示出测得最佳脉搏信号的传感器位于传感器阵列的哪个位置上。在固定囊体 3 时，根据这个显示来调节囊体 3 的位置，使得最佳传感器位置尽可能正好位于传感器阵列 4 的中心，压力传递深度最大的囊体的面积中心位于压力传递好的位置上；

本实施例在应用于长时间血压测量时，可自动地检查最佳传感器位置是否位于阵列 4 的中心，当偏离中心过大时，发出警告信号，重新调整加压囊体 3 的固定位置。

本实施例中将动脉脉搏传感器阵列 4 固定在囊体的朝向手腕的壁的内侧面，以便不影响囊体内侧壁均匀地压迫手腕表面，又能直接从桡动脉 7 探测脉搏信号。

在测量桡动脉血压时，最好还应将手根部 17 的中心线相对于手腕部 18 掌侧面的中心线向小拇指侧转动的转角固定呈 10～40° 的，使得大拇指下方的手根凸起部 20 不妨碍囊体 3 的固定绑带贴紧手腕，如图 5b 所示。

为了防止囊体 3 加压时发生的囊体 3 整体沿手腕长轴方向向手根部移动和有利于囊体固定绑带的稳固，本实施例消除手根部 17 与手腕部 18 相接部分与靠近前臂 19 部分的直径差，同时将这部分的由于手根部 17 向背侧弯曲而内陷的复杂形状添补成一个规则的圆柱面。

囊体 3 的固定装置 5 以及手腕的固定装置 6 与手腕部有尽可能大的接触面积，以尽可能减小囊体 3 加压时囊体固定装置 5 对手腕部 18 其它部分的压力。

如图 1 所示，为实现本实施例方法，本实施例所采用的装置包括三大部分，其中第一部分是一个用于对腕部桡动脉 7 进行脉搏检测和外部加压的腕部探测装置 0；第二部分是一个用于对腕部探测装置 0 测得的桡动脉脉搏信号进行最佳脉搏选择的脉搏信号处理装置 1；第三部分是一个用于供给气囊 3 压力并测量气囊压力和桡动脉脉搏从而测量桡动脉血压的供压－测量系统 2。

首先对第一部分　　腕部探测装置 0 进行说明。如图 2 和图 3 所示，在本实施例是对手腕部的挠动脉 7 进行脉搏波检测和外部加压，从而实现挠动脉的血压测量的。这个腕部探测装置 0 包括挠动脉加压气囊 3，动脉脉搏传感器 4，气囊固定绑带 5 以及手腕固定托 6 共四个部分。

面，这个气囊 3 的直径应充分地大，但过大会同时压迫到另一根尺动脉 9 和其他静脉血管，故这个直径可选为手腕直径的 1/3～3/5（例如对于成人一般可选在 30 mm 左右）。另外，为了保证这个气囊 3 在充气后不至于因膨胀而在它的壁中产生周向张力而影响对挠动脉 7 的有效压迫，这个气囊 3 的朝向内侧（手腕）的壁 10 采用可透光的、具有一定弹性的薄膜 10 做成，并使其具有向手腕一侧凸出的形状，而这个气囊 3 的沿圆周一圈的壁和朝向外侧的壁采用具有一定硬度的材料做成。

挠动脉脉搏传感器 4 是一个反射式光电传感器阵列。如图 3 所示，手腕部的内部具有复杂的非匀质构造。仅就桡动脉 7 附近而言，除了桡动脉 7 的下方有桡骨 8 以外，桡动脉两旁的软组织当中还含有数根硬度相当高、对软组织中的压力传递起阻碍作用的肌腱 11 和神经 12。按照力学原理，能够最有效地将气囊压力传递到桡动脉 7，从而精确测量桡动脉血压的部位是桡动脉 7 离表皮和桡骨 8 最近，而离两旁的肌腱 11 和神经 12 最远的点。但是在实际的手腕内部（见图 1，图 3），桡动脉 7 本身的深度、位置以及这些肌腱 11 和桡骨 8 的形状、位置都随着轴向位置的不同而不同，特别是桡骨 8 朝向掌侧的最高突起点所在的桡骨端头的横断面形状也是不规则的，而且因人而异。显然要找到上述能够精确测量桡动脉血压的最佳点必须采用传感器阵列 4 进行精细的多点测量后进行分析比较。为了便于将该传感器 4 与上述气囊 3 一起固定到手腕上，并且不影响气囊内侧壁 10 均匀地压迫手腕表面，这个传感器阵列 4 被内藏在上述气囊 3 的内部。如图 4 所示，在本实施例中，这个传感器阵列 4 由 10 个红外发光二极管 13 和 15 个光电三极管 14 构成。其中，15 个光电三极管 14 组成一个矩形阵列。这个阵列在与桡动脉 7 的走行相平行的方向上为 3 列，每列为 5 行。列与列以及行与行之间均设有间隙。另外，10 个红外发光二极管 13 距离光电三极管矩阵的 4 个边之间均设有间隙，环绕排列在矩阵的四周。这些发光二极管 13 和光电三极管 14 被固定在上述气囊 3 的用半透明薄膜做成的内侧壁 10 的内表面。固定时，应使得发光二极管 13 的发光面和光电三极管 14 的受光面朝向薄膜内侧壁 10 的内表面，并使得光电三极管阵列的中点对准薄膜内侧壁 10 的中心。另外，为了防止发光二极管 13 发出的光以及外界光线直接被光电三极管 14 接收，发光二极管 13 和光电三极管阵列之间以及整个光电传感器的周围都贴有一层伸展性好的遮光薄片 15（如黑色海棉片）。在用该光电传感器检测挠动脉 7 的脉搏时，其中的 10 个发光二极管 13 发出的红外光从不同的方位透过气囊 3 的用半透明薄膜作成的内侧壁 10 射入手腕内部。由于挠动脉 7 随其中血压的周期性变化所产生的血管容积变化会造成反射到光电三极管 14 中的光强度变化，进而使光电三极管 14 的输出电流产生变化，由此 15 个光电三极管 14 便会将从 15 个位置的挠动脉 7 的容积变化转换成 15 路挠动脉脉搏信号输出。

气囊固定绑带 5 被用来把内藏有脉搏传感器 4 的加压气囊 3 固定在上述的手腕位置

度变化,进而使光电三极管 14 的输出电流产生变化，由此 15 个光电三极管 14 便会将从 15 个位置的挠动脉 7 的容积变化转换成 15 路挠动脉脉搏信号输出。

气囊固定绑带 5 被用来把内藏有脉搏传感器 4 的加压气囊 3 固定在上述的手腕位置上。实际上，为了简化结构，本实施例把气囊 3 与绑带 5 做成了一体，即采用有一定厚度和硬度的绑带，在其朝向手腕的面的对应于气囊的位置上加工出一个直径与气囊 3 直径相同的扁平圆坑，然后把上述用薄膜做成的气囊内侧壁 10 的边缘粘合在绑带 4 的凹坑的朝向手腕的边缘上，从而利用这个用薄膜做成的气囊内侧壁 10 和绑带 5 上这个具有一定硬度的空腔构成上述的气囊 3。为了防止气囊 3 充气时气囊外壁沿手腕半径方向的移动，这个绑带 5 应由基本上不可伸缩的材料制成，而且它的两端的固定也应采用具有不可伸缩性的装置。在本实施例中，这个绑带 5 的两端被利用尼龙搭扣 16 固定在手腕固定托 6 上。同时,为了防止气囊充气时气囊 3 整体沿圆周方向的移动,这个绑带 5 在整体上(至少在以气囊为中心的从桡骨 8 背侧到尺骨掌侧的部分)都应具有一定的硬度。这是由于气囊 3 整体沿圆周方向移动的原因是手腕在横断面上呈椭圆,而对桡动脉 7 加压的气囊 3 是一个局部加压气囊,并且它正好处于两个不同曲率的弧的相接之处。这必然造成当气囊加压时,固定气囊的绑带 5 中的拉力中的周向分力在气囊两侧不平衡,使气囊 3 产生周向移动。但是这种移动的同时会伴随着绑带 5 的形状的变化,因而使绑带 5 不易变形可以阻止这种移动 。另外，这个绑带 5 的材料还应具有一定的弹性，以便当手腕在受到长时间连续压迫后直径变小时，其回弹性能还能使得它能把气囊 3 紧固在手腕上而不会发生松动。另一方面，为了保证仅由气囊 3 充分压迫被测的挠动脉 7，而尽可能地减小绑带 5 对手腕其他部分的压强，这个绑带 5 与手腕的有效接触面积应尽可能地大，为此应采用尽可能大的绑带宽度（对于一般成人最好大于 50 mm），并使得绑带 5 在与手腕部 18 和手根部 17 相接触的部分都具有于手腕部和手根部的外形相吻合的凹凸形状。

手腕固定托 6 是具有一定强度的硬质材料做成的托板，它的长度和宽度应保证覆盖整个手掌背侧、手腕背侧以及接近肘关节的前臂的背侧。 该固定托 6 具有三个作用：第一个作用是被用来将手根部 17 相对于手腕部 18 的夹角和手腕部 18 相对于前臂 19 的转角分别固定在最适合测量桡动脉血压的角度上,同时限定手腕部 18 的转动和手根部 17 的弯曲，以便以尽可能地使得被测者出现体动时，加压气囊 3 和脉搏传感器 4 以及手腕内部的肌腱 11、神经 12 和桡骨 8 相对于挠动脉 7 的位置始终保持不变。如图 5(a)和图 5(c)所示,手腕固定托 6 的形状应使得手根部 17 的背侧面与手腕部 18 的背侧面形成 100～175°的夹角,并使得手腕部 18 的掌侧面相对于前臂靠近肘关节部分 19 的掌侧面形成 30～100° 的向内的转角。保证这两个角度可以降低桡动脉 7 两旁的肌腱 11 和神经 12 的位置,并使得桡动脉 7 处于一个与其下方的桡骨 8 距离最近的位置,有利于气囊 3 有效地压迫桡

动脉 7。另外，如图 5(b)所示，固定托 6 的形状还应使手根部 17 的中心线相对于手腕部 18 掌侧面的中心线形成 10～40° 的向小拇指侧转动的转角，以使得大拇下方的手根凸起部 20 远离桡骨末端朝向掌侧的最高凸起点而不至于妨碍采用直径较大的气囊的固定绑带 5 在这个部位贴紧手腕。手腕固定托 6 的第二个作用是有利于气囊绑带 5 的稳固。考虑到气囊 3 加压时发生的气囊整体沿手腕长轴方向向手根部 17 移动的原因是由于手腕部 18 在接近前臂 19 处的直径大于接近手根部 17 处的直径，导致当气囊 3 加压时在其外侧壁上会产生朝向手根部 17 的分力所造成的，因而应如图 5(a)所示加大该托板 6 在手根部 17 背侧面与手腕部 18 背侧面相接处的厚度，以消除这部分与靠近前臂 19 部分的直径差。另外，这个部分的加厚还可以加大该托板固定手根部 17 时的强度，同时将手根部 17 与手腕部 18 相接部分的由于手根部向背侧弯曲而内陷的复杂形状添补成一个规则的圆柱面，便于较宽的气囊绑带 5 的固定。手腕固定托 6 的第三个作用是分散气囊绑带 5 对手腕背侧的压力。因而应保证它的内侧面能很好地与手腕部 18 背侧的凸凹形状相吻和，（因此，为了适应不同形状、粗细的手腕，须分别做几种固定托备用），并且为避免固定托 6 过硬造成被测者不舒适，可在固定托 6 的内侧面粘一层薄的软衬垫 21。另外，在这个手腕固定托 6 上固定有几根末端设有尼龙搭扣的小绑带 22 用于将被测者的手根部 17、手腕部 18 以及前臂 19 绑在这个手腕固定托中。

本实施例的无创伤间断挠动脉血压测量的工作原理是：

如图 1 所示，该腕部探测装置 0 的脉搏传感器阵列 4 的 15 路输出分别与脉搏信号处理装置 1 中的 15 通道脉搏信号放大·滤波电路 23 的 15 个输入端相连接，同时把该腕部探测装置 0 中挠动脉加压气囊 3 的的导气管与供压－测量系统 2 中的电压／气压转换器 24 的压力输出端以及压力传感器 25 的压力输入端相连接。压力传感器 25 的输出端接到压力信号放大电路 26。

固定腕部探测装置时，首先将被测者的手根部 17、手腕部 18 以及前臂 19 固定在腕部探测装置 0 中的手腕固定托 6 中，然后在把腕部探测装置 0 中的气囊 3 的中心对准桡骨末端朝向掌侧的最高凸起点处的桡动脉 7 后，将气囊固定绑带 4 缠绕在手腕部 18，并将固定绑带的两端利用尼龙搭扣 16 与手腕固定托 6 固定在一起。

血压连续测量开始时，供压－测量系统 2 中的气囊压力设定电路 27 开始自动地调节供给电压／气压转换器 24 的电压，使腕部探测装置 0 中的气囊 3 开始对挠动脉 7 进行外部加压，同时腕部探测装置 0 中的脉搏传感器阵列 4 从 15 个位置检测出挠动脉脉搏信号，送到脉搏信号处理装置 1 经放大·滤波后再送到其中的最佳脉搏信号选择电路 28。由于位置不同，从 15 个位置检测出挠动脉脉搏信号的振幅以及包络线形状都是相互不同的，并且可能在某些位置检测出挠动脉脉搏找不到最大点和消失点。显然，测得的脉搏信号在

后具有振幅开始基本上消失并且振幅开始基本不变的点，并且其振幅最大点以及基本消失点所对应的囊体压力与其它路的相比为最低的一路脉搏信号作为最佳脉搏信号。

被选出的最佳脉搏信号被送到振幅最大点·消失点检测电路 29。按照容积振动法的原理(图 6),这两个点出现时的气囊压力即分别等于动脉内的平均压和收缩压。所以当检测电路 29 检测到振幅最大点和消失点时,给出控制信号,使压力值输出电路 30 输出那两个时刻的气囊压力值,即测出了平均压和收缩压。然后还可以再通过舒张压计算部分 31 按照舒张压 = (3 × 平均压 - 收缩压) / 2 计算出舒张压。

另一方面,为了便于定位，被选出的最佳脉搏信号还被送去进行最佳传感器位置显示。这个显示可以在血压测量结果显示器上用最直观的方式(例如画出所用的传感器阵列)显示出测得最佳脉搏信号传感器位于传感器阵列的哪个位置上。在固定气囊 3 时，应根据这个显示来调节气囊 3 的固定位置,尽可能使得最佳传感器位置正好位于阵列的中心。在本实施例中，还设有一个脉搏传感器位置报警电路 38,如果固定气囊时或长时间血压测量过程中被测的手腕有较大的转动(虽然手腕固定托 6 能起到限制手腕部 18 相对于前臂 19 的转动的作用,但实际上手腕部还可以做一定的转动)出现最佳传感器位置偏离阵列的中心过大时，该报警电路 38 会报警提醒重新固定气囊 3。由于每次测量中都进行最佳脉搏信号选择,因此可以保证每次都在最佳点测量血压。

该实施例特别适用于需要长时间测量血压，但血压变化比较平缓（例如手术后的复苏、治疗后的恢复等）的病人的临床或家庭监护。

实施例 2

作为本发明的第二个实施例是一个在手腕部利用容积补偿法无创伤连续测量桡动脉血压的方法和装置。如图 7 所示，本实施例的测量定位以及测量方法与实施例 1 相同，其主要区别在于将选出的最佳脉搏信号用于容积补偿法无创伤连续测量挠动脉血压波形。由于容积补偿法是一种已有技术，其工作过程在后面的说明中进行详细描述。

本实施例的装置请参见图 7，其中的腕部探测装置 0 和脉搏信号处理装置 1 都可采用与实施例 1 的相同的装置;另外,手腕固定托和气囊的固定方法也与实施例 1 的相同,在此不再重复地说明。在本实施例中,与实施例 1 相比的主要区别是供压 - 测量系统 32 中的最佳脉搏信号选择电路 28 的输出端不是被用去控制压力值输出电路 30 读出气囊 3 的压力值，而是被与电压 / 气压转换器 24 的控制信号输入端连接成了一个闭环的反馈控制系统用来控制气囊 3 中的压力的变化。

在利用这种方法和装置进行连续血压测量之前,为了找到并记下被测的挠动脉 7 在无载状态时的容积，供压 - 测量系统 32 首先把工作状态开关 33 接到“开环”位置。如图

8 所示，在这个开环工作状态下，也和容积振动法一样，供压－测量系统中的气囊压力设定电路 27 自动地调节供给电压／气压转换器 24 的电压，使腕部探测装置 0 中的气囊 3 开始对挠动脉 7 进行外部加压，同时腕部探测装置 0 中的脉搏传感器阵列 4 从 15 个位置检测出挠动脉 7 的脉搏信号，经放大·滤波后送到最佳脉搏信号选择电路 28。被选出的最佳脉搏信号送到振幅最大点检测电路 34。当振幅最大点被检测到，即识别出桡动脉 7 已是在该血管无载状态容积的上下随动脉内的血压的周期性变化而搏动时，系统会使气囊压力设定电路 27 停止它对气囊 3 的压力调节，并使得一个无载容积记忆电路 35 记下这时挠动脉脉搏波形的平均值（直流成份）作为被测者挠动脉的无载状态容积 Vo。

然后，供压－测量系统 32 自动地把工作状态开关 33 接到“闭环”位置，把脉搏传感器检测到的挠动脉 7 在这个无载状态容积附近的脉搏与被无载容积记忆电路 35 记下来的无载容积 Vo 通过一个比较电路 36 相减，并逐渐增加伺服放大电路 37 的增益，将得到的差（即挠动脉脉搏波形中的搏动成份）加以放大和一定的相位补偿，并用它驱动电压／气压转换器 24 去控制气囊 3 进一步从外部对挠动脉 7 施加其波形与动脉内血压波形一样的压力。如图 8 中的闭环状态(为了清楚起见，闭环状态的各波形在时间轴上被展开)开始的部分所示，这将使得挠动脉脉搏振幅开始变小。显然，当伺服放大电路 37 的增益被调节到使气囊 3 加在挠动脉 7 外部的压力不仅在波形的形状上，而且在波形的幅值上也完全与挠动脉内部的血压波形相同，即使得挠动脉 7 血管壁的内外两侧的受力达到动态平衡时，如图 8 中的闭环状态后面的部分所示，挠动脉 7 的血管壁将不再随血管内血压的周期性变化而搏动，其血管容积将被完全嵌定在其无载状态容积 Vo 上。所以在闭环工作状态下，只要令系统在逐渐增加伺服放大电路 37 的增益的同时，找到挠动脉 7 的脉搏振幅最终趋于零的时间点，就可以肯定由此开始加压气囊 3 内的压力在任何时刻都与挠动脉 7 内的血压相等，这时用与加压气囊 3 相连的压力传感器 25 连续测量加压气囊 3 内的压力即可实现挠动脉血压波形的无创伤连续测量。

该实施例特别适用于需要长时间测量血压，并且血压变化急剧（例如麻醉、手术、急症）的病人的临床监护。

实施例 3

本发明的实施例 3 是一个对手腕桡动脉既可进行间断血压值测量、又可进行连续血压波形测量的方法和装置，如图 9 所示。本实施例的测量定位方法和最佳脉搏选择方法均与实施例 1 相同。其主要区别在于将选出的最佳脉搏信号交替地用于容积振动法无创伤测量平均压和收缩压和用于容积补偿法无创伤连续测量挠动脉血压波形。

本实施例的装置也包括一个腕部探测装置和一个供压－测量系统。腕部探测装置以

及供压－测量系统的大部分都与前面两个实施例中的相同，不同的是为了既可进行间断血压值测量、又可进行连续血压波形测量，如图 9 所示，须将第一个实施例中最佳脉搏信号选择电路以后的基于容积振动法的的供压－测量系统(即图 1 中用于控制读出气囊的压力值的部分 29, 30, 31)与第二个实施例中最佳脉搏信号选择电路以后的基于容积补偿法的供压－测量系统(即图 7 中用于控制气囊压力的变化的反馈控制系统 34, 35, 36, 37)通过一个“间断测量－连续测量”的功能选择开关 39 加以切换。由于这种切换是很简单的，在此不再赘述。

对于血压变化有时平缓、有时急剧的病人，采用本实施例可以根据病人的病情在从零到无限大的范围内自由地选择测量间隔在临床或家庭进行长时间的血压监护。

实施例 4

本发明的实施例 4 是在挠动脉 7 和尺动脉 9 两根动脉上交替地进行间断的或／和连续的血压测量。其测量定位方法和最佳脉搏选择方法与上述实施例相同，其主要的区别是在桡动脉 7 和尺动脉 9 上分别各压置一个设有脉搏传感器的加压囊体 3 和 3′，在两根动脉上交替地进行血压测量。

本实施例中，桡动脉加压囊体 3 内所设有脉搏传感器采用如上述实施例相同的传感器阵列 4。但在尺动脉加压囊体 3′内的脉搏传感器可以仅为相互并联的光电传感器，最好在尺动脉 9 加压囊体的加压范围内沿手腕的周向排列 2 个以上相互并联的光电传感器。

本实施例中，在对尺动脉 9 进行血压测量时，须利用桡动脉 7 血压测量结果作为标准对尺动脉血压测量结果进行校准。即求出测得的桡动脉 7 的平均压与测得的尺动脉 9 脉搏振幅最大点所对应的囊体压力的差 Di，同时求出测量尺动脉压的过程中，囊体 3 压力等于桡动脉 7 的收缩压时的尺动脉 9 脉搏振幅与其最大振幅的比例 Pi。这样，在后面再测量尺动脉血压时，每次将新测得的尺动脉 9 脉搏振幅最大点所对应的囊体压力减去 Di，得出这次的平均压；同时，在体囊压力低于这次的平均压的范围内找到尺动脉脉搏振幅中与其最大振幅成比例 Pi 的点所对应的囊体压力，得出这次的收缩压。

在利用桡动脉 7 血压测量结果对尺动脉 9 血压测量结果进行校准时，可将两个加压囊体 3 和 3′连通，利用容积振动法同时在桡动脉 7 和尺动脉 9 测量一次血压。

或者，在利用桡动脉 7 的血压测量结果对尺动脉 9 的血压测量结果进行校准时，也可以将桡动脉 7 血压测量和尺动脉 9 血压测量分开先后相继进行。

采用本实施例的方法进行长时间连续血压过程中，应自动定期地根据上述校准方法重新测定 Di 和 Pi；

为实现本实施例方法，本实施例所采用的装置也包括一个基本上与第一个实施例中的相同的腕部探测装置 0，只是如图 10 所示，在气囊绑带 5 上原有的桡动脉加压气囊 3 的对侧再设置一个用于对尺动脉加压的气囊 3′，其内部也设有一个脉搏传感器用于检测尺动脉脉搏。另外，它具有采用两个相互独立的上述的三个实施例当中的任何一种供压－测量装置，从而利用切换装置交替地对桡动脉和尺动脉进行间断的或连续的血压测量。

在本实施例中，桡动脉加压气囊以及其中的桡动脉脉搏传感器也都应采用与第一个实施例中相同的结构，以便同样准确地测量桡动脉血压；尺动脉加压气囊 3′可以采用与第一个实施例中相同的结构，但尺动脉脉搏传感器不一定要采用象桡动脉脉搏传感器那样复杂的光电传感器阵列。这是由于如图 3 所示，因为尺动脉 9 位置较深，且它与其上方的皮表之间存在着肌腱 11，使得气囊压力不易充分地传递到尺动脉 9，因此在手腕外部的任何位置都难以准确地测量出尺动脉的血压值。一般，在通常的气囊压力范围内，在尺动脉上可以检测出脉搏振幅的最大点，但检测不出消失点，而且其最大点对应的气囊压力总是高于动脉中的平均压。不过为了便于找到尺动脉，最好在尺动脉的大约位置上沿手腕的周向排列 2 个以上相互并联的光电传感器。显然，当采用相互并联的光电传感器时，用于尺动脉脉搏信号的放大·滤波电路也只需要 1 个通道，而且可以省略最佳脉搏选择电路。

由于对于同一个被测腕部而言，桡动脉血压和尺动脉血压基本上相同；并且如果被测腕部没有大的转动，尺动脉气囊 3′内的压力与实际传递到尺动脉 9 的压力的差也基本上是恒定的，所以在本实施例中，每次对尺动脉进行血压测量时，应利用桡动脉血压测量结果作为标准进行校准。校准时可将两个加压囊体 3 和 3′连通，利用容积振动法同时在桡动脉和尺动脉测量一次血压，然后求出测得的桡动脉的平均压与测得的尺动脉脉搏振幅最大点所对应的囊体压力的差 Di，同时求出测量尺动脉压的过程中，囊体压力等于桡动脉的收缩压时的尺动脉脉搏振幅与其最大振幅的比例 Pi。这样，在后面再测量尺动脉血压时，每次将新测得的尺动脉脉搏振幅最大点所对应的囊体压力减去 Di，得出这次的平均压；同时，在体囊压力低于这次的平均压的范围内找到尺动脉脉搏振幅中与其最大振幅成比例 Pi 的点所对应的囊体压力，得出这次的收缩压。为了防止由于被测腕部有过大的转动改变了 Di 和 Pi，在长时间连续测量血压过程中，应自动定期地用象测量开始时一样的方法重新测定 Di 和 Pi。

在本实施例中，为了简化电路，也可将对桡动脉和尺动脉进行血压测量的两个相互独立的供压－测量装置中的除了脉搏信号放大·滤波、最佳脉搏信号选择以及脉搏振幅检测部分以外的其它部分共用一个。当然也可将用于对桡动脉 7 和尺动脉 9 进行血压测量的供压－测量装置可以完全共用一个供压－测量装置，而在对桡动脉 7 和尺动脉 9 中的某一根动脉进行血压测量时，通过一个切换装置将供压－测量装置交替地与被测动脉

上的囊体管道以及脉搏信号输出端相连接。不过这样简化后，由于不能再在同一次血压测量同时获得分别两根动脉的血压测量值，故在利用桡动脉血压测量结果对尺动脉血压测量结果进行校准时，须将对桡动脉的血压测量与对尺动脉的血压测量分开先后相继进行。其校准方法与上述的类似，只是用于作为标准的桡动脉血压测量结果不是在尺动脉血压测量的同时测得的，而是与尺动脉血压测量相邻的一次血压测量的结果。

由于交替使用两根动脉可以避免长时间持续压迫一处所造成的疼痛和麻木，该方法可使频繁或连续测量血压的时间得以无限制地延长。

实施例 5

本实施例所采用的方法与上述实施例相同。

本实施例 5 的装置是把上述实施例中的供压－测量系统中的压力传感器、电压／气压转换器、甚至整个供压－测量系统与腕部探测装置做成一体。 这样可以减少测量时的连线和管道，更便于临床应用；而且,对于对于利用容积补偿法连续测量血压来说，这样做还可以大大提高压力反馈控制的速度，从而进一步提高血压波形的测量精度。

实施例 6

本发明的实施例 6 是将上述的 5 个实施例所描述的任何一种无创伤手腕血压测量装置与其它生理参数（例如心电、呼吸、体温等）的测量记录装置做成一体，构成多参数生命体征监护仪。

实施例 7

本发明的实施例 7 是将上述的 6 个实施例所描述的任何一种无创伤手腕血压测量装置与数据记录装置（例如磁带记录仪、集成电路存贮器等）相连接或做成一体并小型化，构成便携式可外出用的长时间血压监测装置。

实施例 8

本发明的实施例 8 是将上述的 7 个实施例所描述的任何一种无创伤手腕血压测量装置与有线或无线通讯装置 （例如无线电发射机、有线电话或无线电话等）相连接，构成可向医疗机构传送测量结果和获得医疗指导的远距离血压监控网络。

实施例 9

本实施例的测量定位方法、最佳脉搏选择方法以及测量方法与实施便 1 相同。

但实施例 9 的装置是在实施例 1 的基础上进行的简化改进，在本实施例中，省略了其中的手腕固定托 6。为实现本发明的正确测量定位，测量时，被测者根据本装置的使用要求，自己保持手腕部 18 和手根部 17 不动，并使得手腕部 18 相对于前臂的转角和手根部相对于手腕部的夹角保持在上述的最适合测量桡动脉血压的角度上，然后按照最佳脉搏传感器位置显示正确地缠绕固定好气囊固定绑带，以此测量出桡动脉的平均压、收缩压以及舒张压。

根据本实施例可以制成方便于家庭日常检查血压或观察高血压治疗效果、以及门诊进行体检用的简易型的手腕血压计。

上述实施例仅用于说明本发明，而非用于限定本发明。本发明还可以有多种实施和改进的方案。例如，在上述的四个实施例中，我们利用了间断测量动脉血压的容积振动法以及连续测量动脉血压的容积补偿法。其中都采用被测动脉得脉搏振幅是否达到最大作为判断被测动脉血管是否处于无载状态的判据，并采用控制气压来控制对被测动脉施加的外部压力，和采用光电传感器来检测动脉脉搏。实际上，可采用其它判据，例如脉搏波形的形状或基线高度的变化、在脉搏波形上人为叠加上去的小振动波的振幅的变化、血流速度的变化等，来判定被测动脉的无载状态；也可以采用控制液压来控制对被测动脉施加的外部压力和采用其它能够用于检测动脉脉搏的传感器来检测动脉脉搏。

权 利 要 求 书

1、一种无创伤测量血压的测量定位方法，至少采用一动脉脉搏传感器压置于手腕部桡动脉处的皮肤表面上检测桡动脉脉搏信号，其特征在于至少将手根部相对于手腕部的夹角固定在最适合测量桡动脉血压的角度上；该角度能降低肌腱的位置和使桡动脉接近于桡骨。

2、根据权利要求 1 所述的无创伤测量血压的测量定位方法，其特征在于测量桡动脉血压时，所述的手根部的背侧面与手腕部的背侧面最好形成 100～175°的夹角；

3、根据权利要求 1 所述的无创伤测量血压的测量定位方法，其特征在于测量桡动脉血压时，将手腕部相对于前臂的转角固定在最适合测量桡动脉血压的角度上；该角度能使桡动脉进一步接近于桡骨。

4、根据权利要求 3 所述的无创伤测量血压的测量定位方法，其特征在于测量桡动脉血压时，所述的手腕部相对于前臂的转角为手腕部的掌侧面相对于前臂靠近肘关节部分的掌侧面形成的向内的转角最好为 30～100°。

5. 一种采用如权利要求 1 所述的的测量定位方法的无创伤测量血压的方法，包括有如下步骤：

A、至少在手腕部桡骨末端朝向掌侧的最高凸起点处的皮肤表面上设置一个动脉脉搏传感器阵列和一个加压囊体，并保持动脉脉搏传感器阵列以及加压囊体相对于该点的位置不变；

B、此时控制加压囊体压力在下限低于被测者可能的平均压、上限高于被测者可能的收缩压的范围内进行变化；

C、在囊体压力变化的同时，由脉搏传感器阵列从手腕部多个位置上测量出整个压力变化过程中的桡动脉搏信号，并送到最佳脉搏信号选择电路；由于离桡动脉近的传感器测得的脉搏信号振幅大，而压力传递好的位置测得的脉搏信号平均压和收缩压低，为了在桡动脉上方找到压力传递最好的点，从阵列里平行于桡动脉排列的所有列传感器测得的所有列脉搏信号中振幅最大点时的振幅与其它列相比为最大的一列脉搏信号中，选出一路在囊体加压过程中具有振幅最大点、以及在囊体压力高于振幅最大点所对应的压力后具有振幅开始基本上消失并且振幅开始基本不变的点，并且其振幅最大点以及基本消失点所对应的囊体压力与其它路的相比为最低的脉搏信号作为最佳脉搏信号；

D、将选出的最佳脉搏信号用于无创伤地测量桡动脉血压。

6、根据权利要求 5 所述的一种无创伤测量血压的方法，其特征在于动脉脉搏传感器

阵列最好位于加压囊体的加压面积中心，使得当测得最佳脉搏信号的传感器位于传感器阵列中心时，压力传递深度最大的加压囊体的面积中心正好能对准这个传感器所对应的压力传递最好的位置。

7、根据权利要求 6 所述的一种无创伤测量血压的方法，其特征在于选出最佳脉搏信号后，用最直观的方式显示出测得最佳脉搏信号的传感器位于传感器阵列的哪个位置上；在固定囊体时，根据这个显示来调节囊体的固定位置，使得最佳传感器位置正好位于阵列的中心；

8、根据权利要求 7 所述的一种无创伤测量血压的方法，其特征在于在进行长时间血压测量时，可自动地检查最佳传感器位置是否位于阵列的中心，当偏离中心过大时，发出须重新调整加压囊体固定位置的警告信号。

9、 根据权利要求 5 所述的一种无创伤测量血压的方法，其特征在于最好将动脉脉搏传感器阵列固定在囊体的朝向手腕的壁的内侧面， 使其不影响囊体内侧壁均匀地压迫手腕表面。

10、根据权利要求 5 所述的一种无创伤测量血压的方法，其特征在于测量桡动脉血压时，最好还应将手根部略向小拇指侧转动，使手根部的中心线相对于手腕部掌侧面的中心线形成 10～40°的转角，大拇指下方的手根凸起部不妨碍囊体的固定绑带贴紧手腕。

11、根据权利要求 5 所述的一种无创伤测量血压的方法，其特征在于消除手根部与手腕部相接的部分与靠近前臂部分的直径差，同时将这部分的由于手根部向背侧弯曲而内陷的复杂形状添补成一个规则的圆柱面，防止囊体加压时发生的囊体整体沿手腕长轴方向向手根部移动，便于囊体的稳固。

12、根据权利要求 5 所述的一种无创伤测量血压的方法，其特征在于使囊体的固定装置以及手腕的固定装置与手腕部有尽可能大的接触面积，尽可能减小囊体加压时囊体固定装置对手腕部其它部分的压力。

13、根据权利要求 5 所述的一种无创伤测量血压的方法，其特征在于将选出的最佳脉搏信号用于容积振动法无创伤测量平均压和收缩压。

14、 根据权利要求 5 所述的一种无创伤测量血压的方法，其特征在于将选出的最佳脉搏信号用于容积补偿法无创伤连续测量挠动脉血压波形。

15、 根据权利要求 5 所述的一种无创伤测量血压的方法，其特征在于将选出的最佳脉搏信号交替地用于容积振动法无创伤测量平均压、收缩压和用于容积补偿法无创伤连续测量挠动脉血压波形。

16、 根据权利要求 5 所述的一种无创伤测量血压的方法，其特征在于可同时在桡动脉和尺动脉上分别各设置一个脉搏传感器和加压囊体，在两根动脉上交替地进行血压测

量。

17、根据权利要求 16 所述的一种无创伤测量血压的方法，其特征在于尺动脉脉搏传感器也可为相互并联的光电传感器，最好在尺动脉加压囊体的加压范围内沿垂直于尺动脉的方向上排列 2 个以上相互并联的光电传感器。

18、根据权利要求 16 所述的一种无创伤测量血压的方法，其特征在于对尺动脉进行血压测量时，可以利用桡动脉血压测量结果作为标准对尺动脉血压测量结果进行校准。

19、根据权利要求 16 所述的一种无创伤测量血压的方法，其特征在于利用桡动脉血压测量结果对尺动脉血压测量结果进行校准时，求出测得的桡动脉的平均压与测得的尺动脉脉搏振幅最大点所对应的囊体压力的差 Di，同时求出测量尺动脉压的过程中，囊体压力等于桡动脉的收缩压时的尺动脉脉搏振幅与其最大振幅的比例 Pi。这样，在后面再测量尺动脉血压时，每次将新测得的尺动脉脉搏振幅最大点所对应的囊体压力减去 Di，得出这次的平均压；同时，在体囊压力低于这次的平均压的范围内找到尺动脉脉搏振幅中与其最大振幅成比例 Pi 的点所对应的囊体压力，得出这次的收缩压。

20、根据权利要求 19 所述的一种无创伤测量血压的方法，其特征在于利用桡动脉血压测量结果对尺动脉血压测量结果进行校准时，可将两个加压囊体连通，利用容积振动法同时在桡动脉和尺动脉测量一次血压。

21、根据权利要求 19 所述的一种无创伤测量血压的方法，其特征在于利用桡动脉血压测量结果对尺动脉血压测量结果进行校准时，将桡动脉血压测量和尺动脉血压测量分开先后相继进行。

22、根据权利要求 16 或 18 或 19 所述的一种无创伤测量血压的方法，其特征在于在长时间连续血压过程中，应自动定期地进行重新测定 Di 和 Pi；

23、根据权利要求 5 所述的一种无创伤测量血压的方法，其特征在于可采用其它判据，例如脉搏波形的形状或基线高度的变化、在脉搏波形上人为叠加上去的小振动波的振幅的变化、血流速度的变化等来判定被测动脉的无载状态；也可以采用控制液压来控制对被测动脉施加的外部压力和采用其它能够用于检测动脉脉搏的传感器来检测动脉脉搏。

24、一种无创伤测量血压的腕部探测装置，至少包括有一个由一固定装置固定于手腕桡动脉和尺动脉中的一根动脉上方的皮表上的加压囊体，其特征在于至少在桡动脉加压囊体的加压部位上设有一个动脉脉搏传感器阵列。

25、根据权利要求 24 所述的无创伤测量血压的腕部探测装置，其特征于所述的加压囊体对手腕的加压面最佳呈圆形，其直径应为手腕直径的 1/3～3/5；该加压囊体的朝向手腕的内侧壁采用具有一定弹性的薄膜做成，并使其具有向手腕方向凸出的形状，而这

个囊体沿周围一圈的壁和朝向外侧的壁采用具有一定硬度的材料做成。

26、根据权利要求 24 所述的无创伤测量血压的腕部探测装置，其特征在于所述的脉搏传感器阵列中的脉搏传感器最佳是由发光器件和光电器件构成的反射式光电传感器；其最佳结构是中心部分为数个光电器件相互靠近排列成的矩形阵列，周围环绕排列发光器件；光电器件的除了朝向贴近皮肤的壁的内侧面的受光面以外的部分被用遮光材料遮盖。

27、根据权利要求 26 所述的无创伤测量血压的腕部探测装置，其特征在于所述的光电器件阵列在平行于桡动脉和垂直于桡动脉的方向上分别至少有 2 个光电器件，其中每个光电器件分别输出一路桡动脉脉搏信号。

28、根据权利要求 26 所述的无创伤测量血压的腕部探测装置，其特征在于所述的脉搏传感器阵列最佳设置于加压囊体内部的贴近皮肤的壁的内侧面，光电器件的受光面和光电器件的发光面朝向贴近皮肤的壁的内侧面，该光电器件阵列的中心对准所述的内侧面的面积中心。

29、根据权利要求 28 所述的无创伤测量血压的腕部探测装置，其特征在于该加压囊体的朝向手腕的内侧壁的薄膜至少在传感器阵列分布的部份具有可透光性。

30、根据权利要求 24 所述的无创伤测量血压的腕部探测装置，其特征在于所述的囊体固定装置最佳为一个绑带，该绑带采用具有较高硬度和一定弹性的材料制成接近手腕直径、但在对应于手腕背侧开口的环状；它在开口处的两端应采用不可伸缩的装置加以连接。

31、根据权利要求 30 所述的无创伤测量血压的腕部探测装置，其特征在于所述的固定绑带的宽度最好大于手腕的直径，而绑带与手腕部相接触的面应具有与手腕部相吻合的凹凸形状。

32、根据权利要求 30 所述的无创伤测量血压的腕部探测装置，其特征于所述的加压囊体可与固定绑带做成一体，即采用具有一定厚度的绑带，在绑带的朝向手腕的面上对应于加压囊体的位置处加工出一个与囊体直径相同的扁平圆形凹坑，将所述的采用具有一定弹性的薄膜做成的内侧壁的边缘与绑带上的凹坑的朝向手腕的边缘密封结合。

33、根据权利要求 24 所述的无创伤测量血压的腕部探测装置，其特征在于所述的固定装置最佳还应附设有手腕固定托。所述的手腕固定托是由一定强度的硬质材料做成的托板，它的长度和宽度应保证覆盖整个手掌背侧、手腕背侧以及接近肘关节的前臂的背侧，而它的形状应将手根部的背面与手腕部的背侧面形成 100° ~175° 的夹角，并将手腕部的掌侧面相对于前臂靠近肘关节部份的手掌侧面形成 30° ~100° 的向内转角，并且最好还将手根部的中心线相对于手腕部掌侧面的中心线形成 10~40° 的朝向小拇指侧的转角。

34、根据权利要求 33 所述的无创伤血压的腕部探测装置，其特征在于所述的手腕固定托在手根部背侧面与手腕部背侧面相接处的厚度被加大，消除这部分与靠近前臂部分的直径差，并将手根部与手腕部相接部分的由于手根部向背侧弯曲而内陷的复杂形状添补成一个规则的圆柱面。

35、根据权利要求 33 所述的无创伤血压的腕部探测装置，其特征在于所述的手腕固定托的内侧面与手腕部背侧表面的凸凹形状相吻合。

36、根据权利要求 33 所述的无创伤血压的腕部探测装置，其特征在于所述的手腕固定托上设有可固定手臂和手的固定装置。

37、根据权利要求 24 所述的无创伤测量血压的腕部探测装置，其特征在于所述的动脉脉搏传感器和加压囊体可以被在手腕部的桡动脉和尺动脉上方的皮表上分别各固定一个，由切换装置使两个加压囊体和动脉脉搏传感器交替地对桡动脉和尺动脉分别进行加压和脉搏信号检测。

38、根据权利要求 37 所述的一种无创伤测量血压的腕部探测装置，其特征在于所述的尺动脉脉搏传感器最好是两个以上在垂直于尺动脉的方向上相互靠近排列的光电器件，并且将这些光电器件相互并联从而输出一路尺动脉脉搏信号。

39、根据权利要求 24 所述的一种无创伤测量血压的腕部探测装置，其特征在于将该腕部探测装置用于测量血压时加压囊体所要连接的压力传感器也与囊体固定绑带做成一体。

40、一种采用如权利要求 24 至权利要求 39 中的任何一种腕部探测装置的无创伤测量血压的脉搏信号处理装置，其特征在于至少包括有一个上述的腕部探测装置，该腕部探测装置至少设有一个桡动脉脉搏传感器阵列，所述的脉搏传感器阵列所输出的多路脉搏信号被经放大和滤波后，连接到一个最佳脉搏信号选择装置。

41、根据权利要求 40 所述的无创伤测量血压的脉搏信号处理装置，其特征在于所述的最佳脉搏选择装置是从脉搏传感器阵列里平行于桡动脉排列的所有列传感器测得的所有列脉搏信号中振幅最大点时的振幅与其它列相比为最大的一列脉搏信号中，选出一路在囊体加压过程中具有振幅最大点、以及在囊体压力高于振幅最大点所对应的压力后具有振幅开始基本上消失并且振幅开始基本不变的点，并且其振幅最大点以及基本消失点所对应的囊体压与其它路的相比为最低的脉搏信号作为最佳脉搏信号。

42、根据权利要求 40 或 41 所述的无创伤测量血压的脉搏信号处理装置，其特征在于当所述的最佳脉搏信号被选择出后，控制一个最佳脉搏传感器位置显示装置，该装置采用直观的方式显示测得最佳脉搏信号的脉搏传感器在脉搏传感器阵列当中的具体位置。

43、根据权利要求 40 或 41 所述的无创伤测量血压的脉搏信号处理装置，其特征在于设有一个脉搏传感器位置警告装置，当测得最佳脉搏信号的脉搏传感器偏离脉搏传感器阵列的中心时会发出警告信号。

44、根据权利要求 40 所述的无创伤血压测量装置，其特征在于所述的最佳脉搏选择装置、最佳脉搏传感器位置显示装置以及脉搏传感器位置警告装置可以与腕部探测装置做成一体。

45、一种采用如权利要求 40 至 44 中任意一项权利要求所述的脉搏信号处理装置的无创伤血压测量装置，其特征在于至少包括有一上述腕部探测装置，该腕部探测装置至少设有一个桡动脉加压囊体和一个桡动脉脉搏传感器阵列，该脉搏传感器阵列输出的多路脉搏信号经最佳脉搏选择装置选出一路桡动脉的最佳脉搏信号，所述的桡动脉加压囊体与一个供压－测量装置的电压／压力转换器的压力输出端以及压力传感器的压力输入端相连接，最佳脉搏选择装置输出的桡动脉最佳脉搏信号与该供压－测量装置的脉搏振幅检测装置的信号输入端相连接。

46、根据权利要求 45 所述的无创伤血压测量装置，其特征在于所述的供压－测量装置可基于容积振动法间断地测量桡动脉的平均压、收缩压以及舒张压。

47、根据权利要求 45 所述的无创伤血压测量装置，其特征在于所述的供压－测量装置可基于容积补偿法连续地测量桡动脉的血压波形。

48、根据权利要求 45 所述的无创伤血压测量装置，其特征在于可利用切换装置使得所述的供压－测量装置交替地基于容积振动法和容积补偿法以分别测量桡动脉的平均压、收缩压以及舒张压或血压波形。

49、根据权利要求 45 至 48 所述的任意一种无创伤血压测量装置，其特征在于所述的腕部探测装置具有两个相互独立的动脉脉搏传感器和两个相互独立的加压囊体， 以及两个相互独立供压－测量装置，由切换装置交替地使用它们对桡动脉和尺动脉进行间断的或连续的血压测量。

50、根据权利要求 49 所述的无创伤血压测量装置，其特征在于所述的尺动脉脉搏传感器采用数个相互并连的光电器件，它们输出的一路尺动脉脉搏信号经过放大和滤波后可以直接与用于测量尺动脉血压的供压－测量装置中的脉搏振幅检测装置的信号输入端相连接。

51、根据权利要求 49 所述的无创伤血压测量装置，其特征在于可将对桡动脉和尺动脉进行血压测量的两个相互独立的供压－测量装置中的除了脉搏信号放大·滤波、最佳脉搏信号选择以及脉搏振幅检测部分以外的其它部分共用一个。

52、根据权利要求 49 至 51 所述的任意一种无创伤血压测量装置，其特征在于用于

对桡动脉和尺动脉进行血压测量的供压－测量装置可以完全共用一个供压－测量装置，而在对桡动脉和尺动脉中的某一根动脉进行血压测量时，通过一个切换装置将上述的供压－测量装置交替地与被测动脉上的加压囊体管道以及脉搏信号输出端相连接。

53、根据权利要求 49 或 50 所述的无创伤血压测量装置，其特征在于最好设置一个利用桡动脉血压测量结果对尺动脉血压测量结果进行校准的装置。

54、根据权利要求 49 所述的无创伤血压测量装置，其特征在于所述的最佳脉搏选择装置、最佳传感器位置显示装置、传感器位置警告装置以及供压－测量装置可以与腕部探测装置做成一体。

55、根据权利要求 49 或 54 所述的无创伤血压测量装置，其特征在于可将所述的无创伤血压测量装置与血压测量结果记录装置做成一体。

56、根据权利要求 49 或 54 或 55 所述的无创伤血压测量装置，其特征在于可将所述的无创伤血压测量装置与其它生理参数的测量记录装置做成一体。

57、根据权利要求 49 或 54 至 56 中所述的任意一种无创伤血压测量装置，其特征在于可将所述的无创伤血压测量装置与通讯装置相连接。

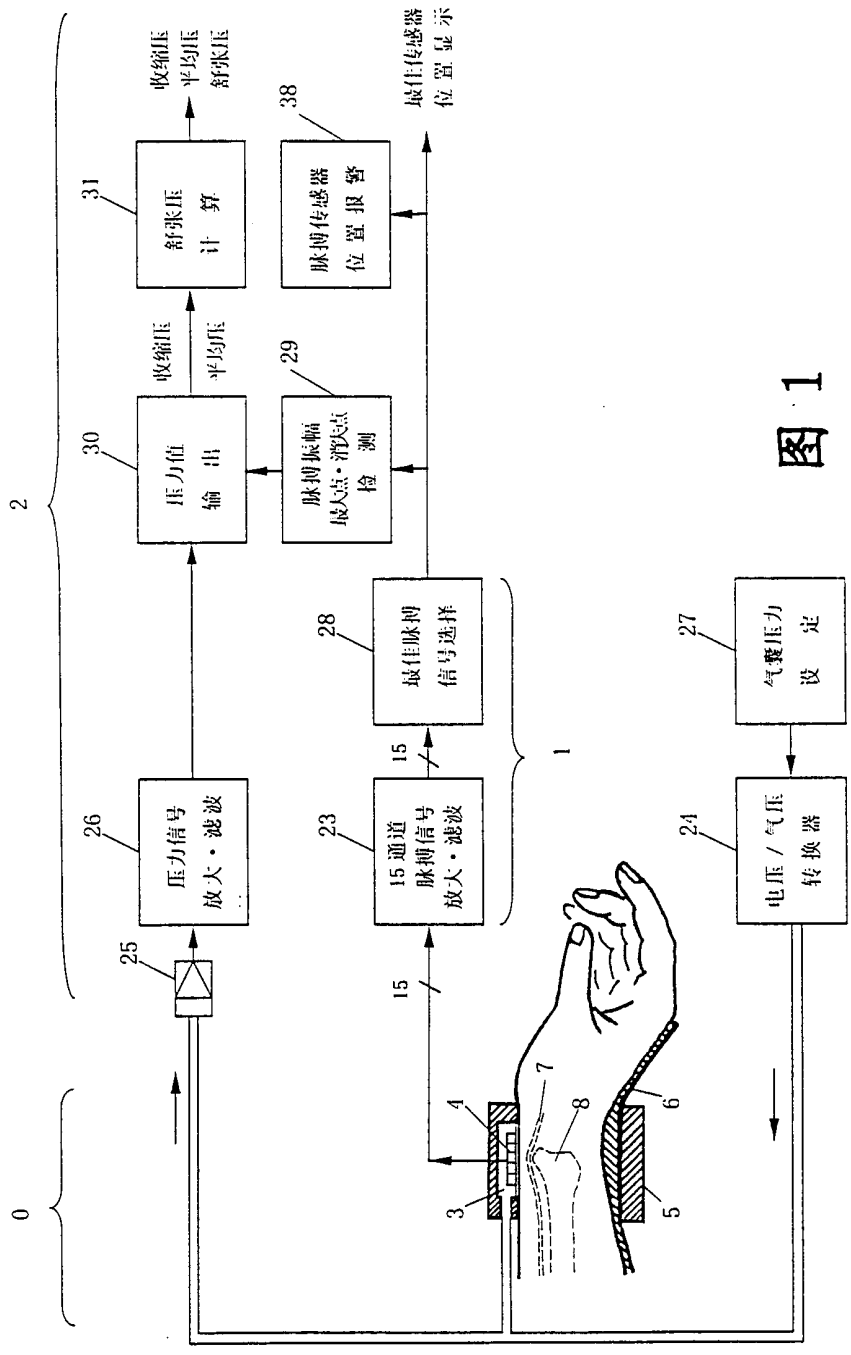

收缩压
平均压
舒张压
舒张压计算
31
38
脉搏传感器位置报警
最佳传感器位置显示
收缩压
平均压
29
30
压力值输出
脉搏振幅最大点·消失点检测
2
28
最佳脉搏信号选择
27
气囊压力设定
15
1
26
压力信号放大·滤波
23
15通道脉搏信号放大·滤波
24
电压/气压转换器
25
15
0
4
7
8
6
3
5

图 1

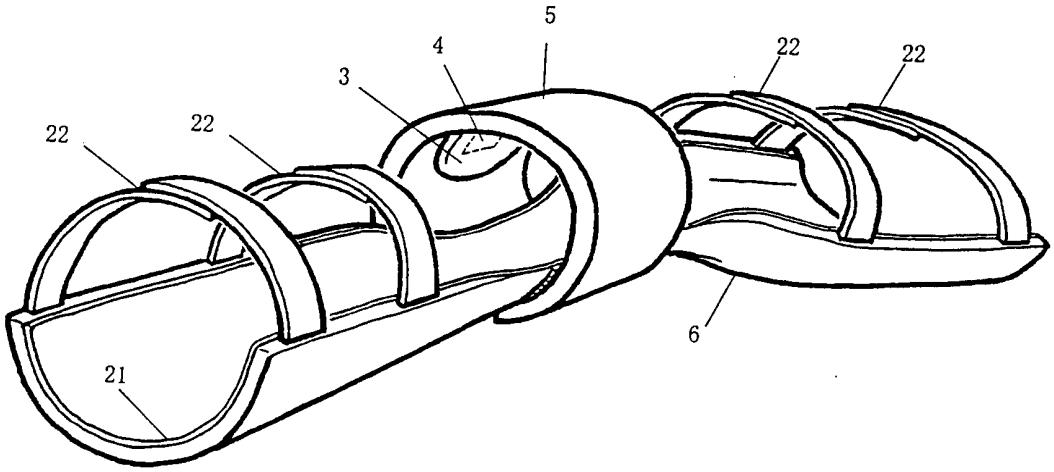


图 2

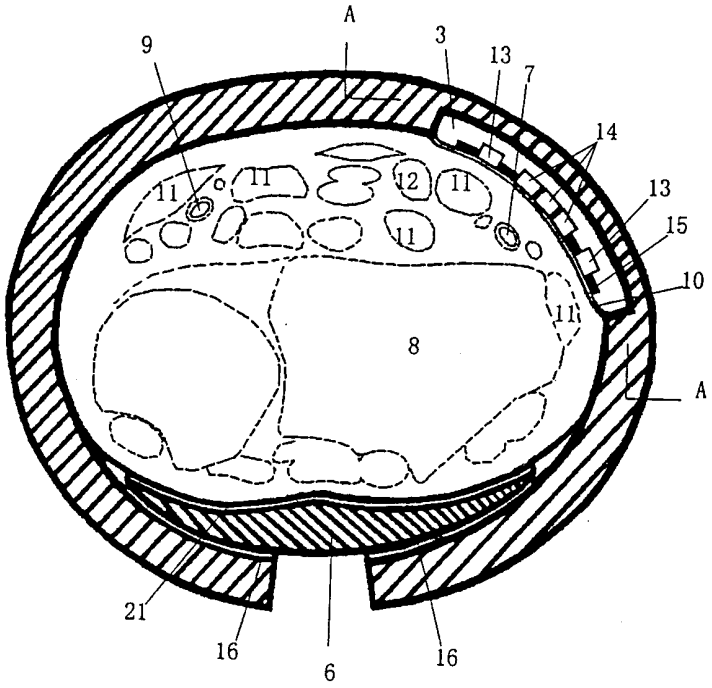


图 3

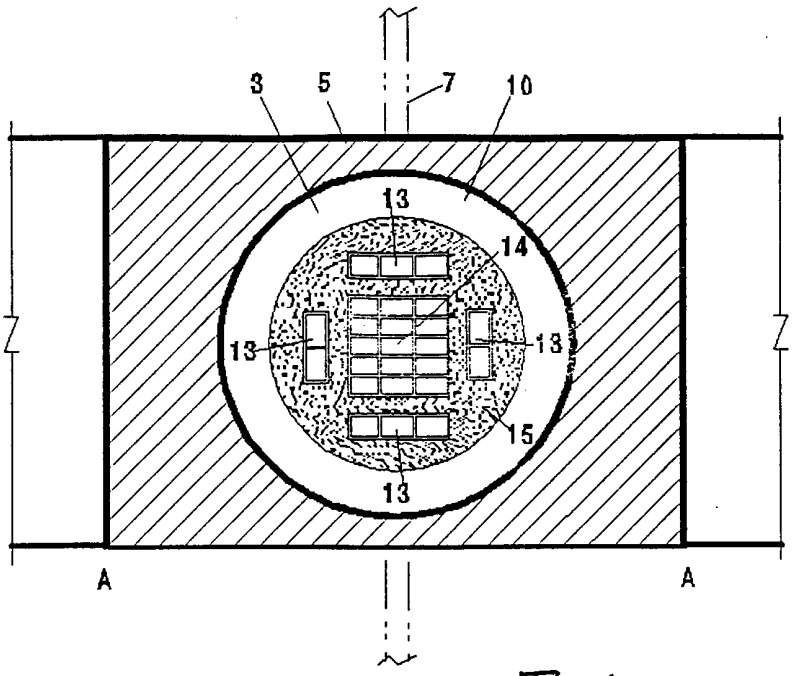

3
5
7
10
13
14
13
13
15
13
A
A

图 4

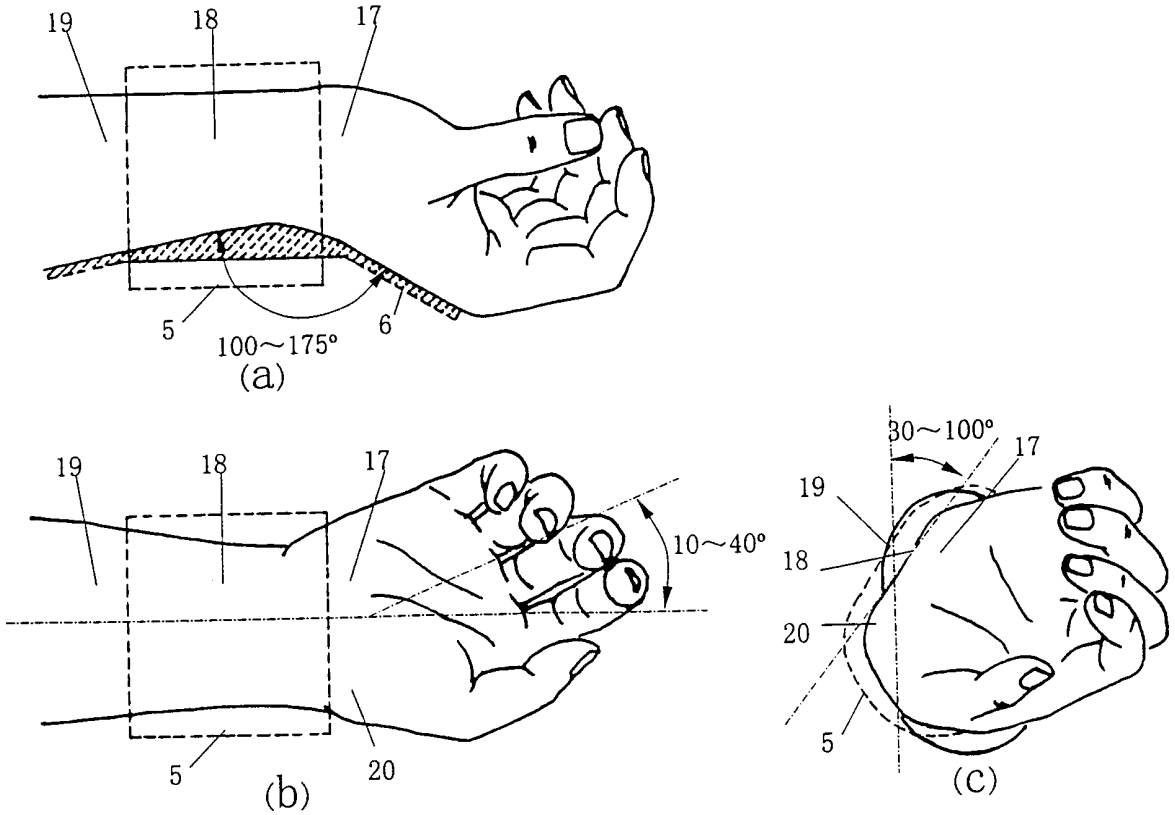

19
18
17
5
100~175°
6
(a)
19
18
17
10~40°
5
20
(b)
30~100°
17
19
18
20
5
(c)

图 5

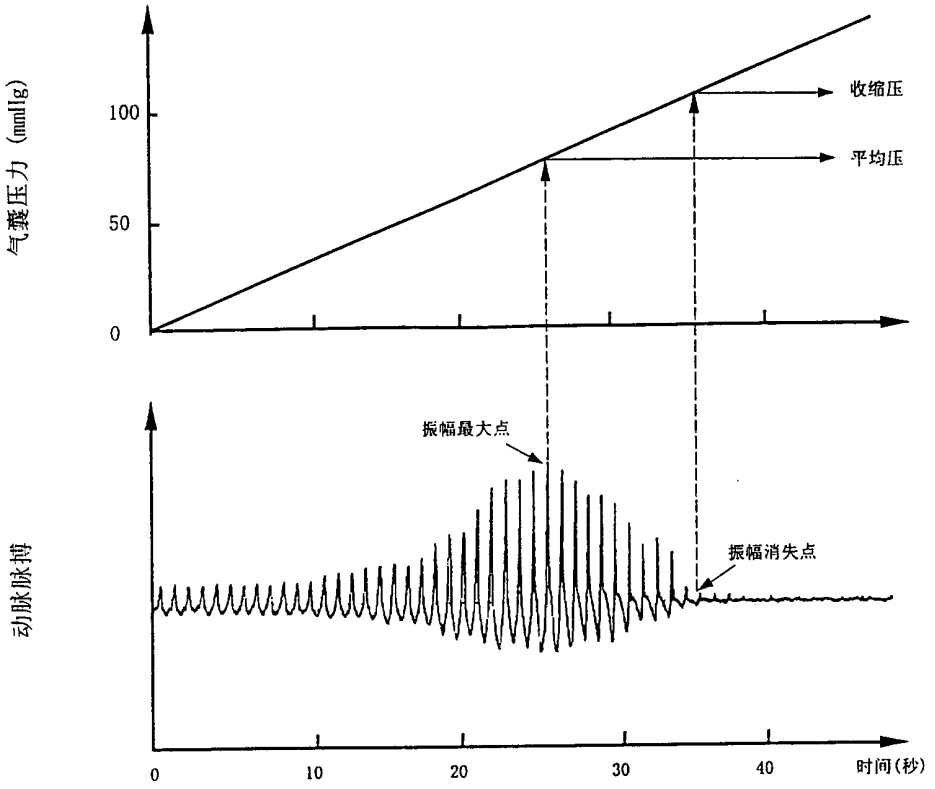

气囊压力（mmHg）
100
50
0
收缩压
平均压
振幅最大点
振幅消失点
动脉脉搏
0
10
20
30
40
时间(秒)

图 6

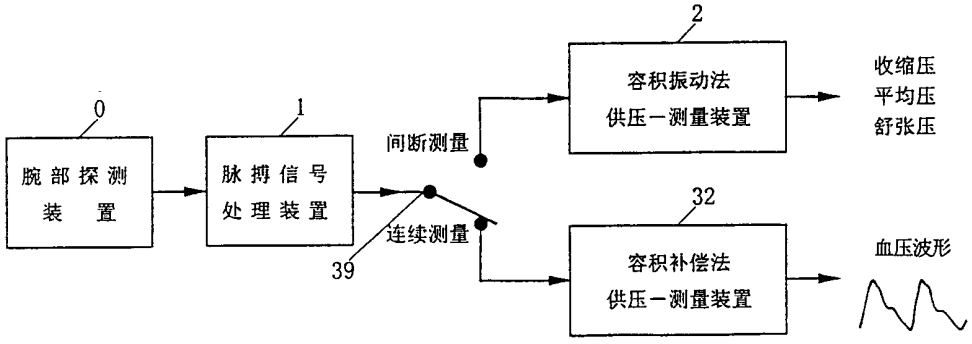

0
腕部探测装置
1
脉搏信号处理装置
间断测量
连续测量
39
2
容积振动法供压一测量装置
收缩压
平均压
舒张压
32
容积补偿法供压一测量装置
血压波形

图 10

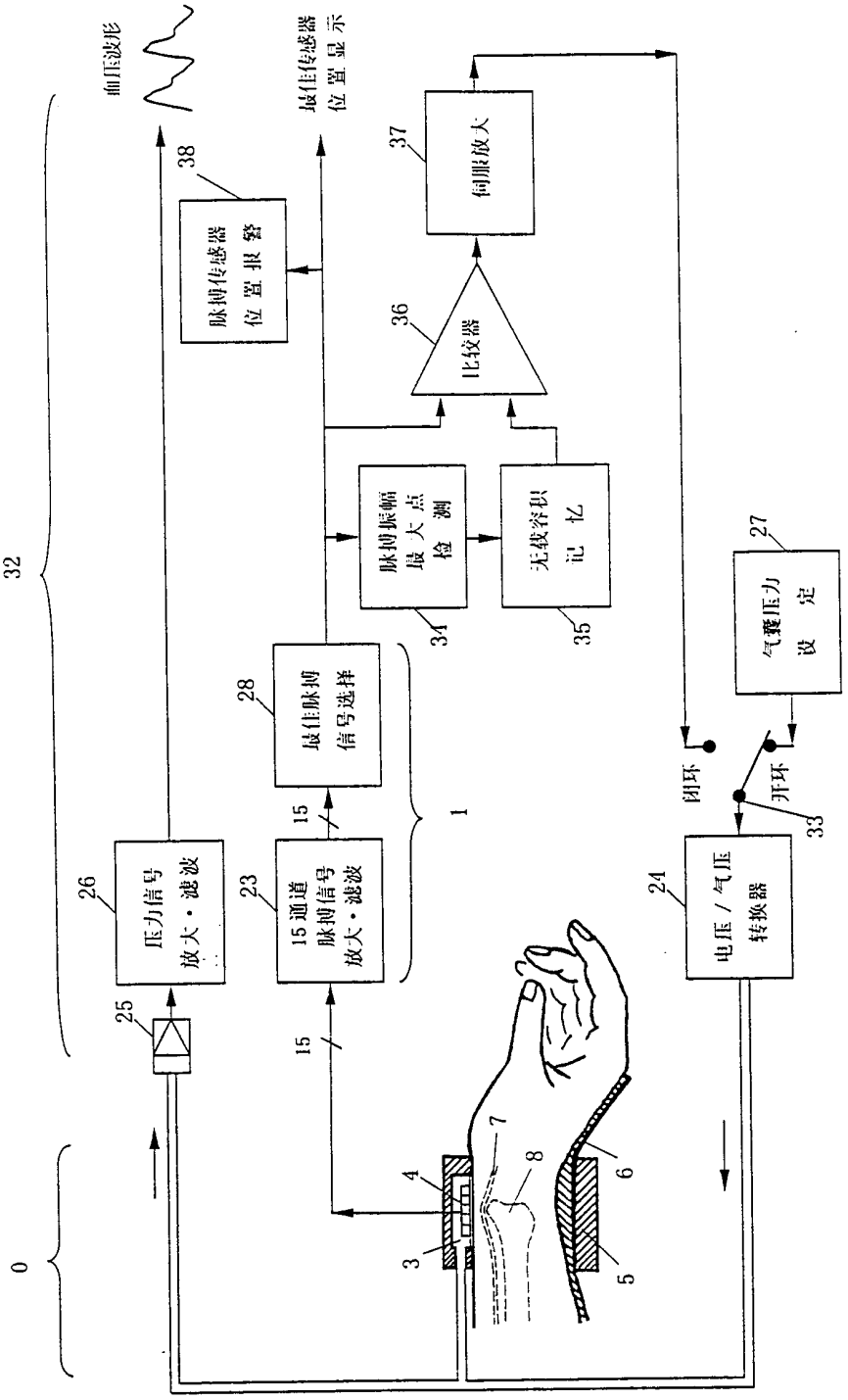

血压波形
最佳传感器位置显示
脉搏传感器位置报警
伺服放大
比较器
脉搏振幅最大点检测
无载容积记忆
最佳脉搏信号选择
压力信号放大·滤波
15通道脉搏信号放大·滤波
电压/气压转换器
气囊压力设定
闭环
开环
0
1
3
4
5
6
7
8
15
15
23
24
25
26
27
28
32
33
34
35
36
37
38

图 7

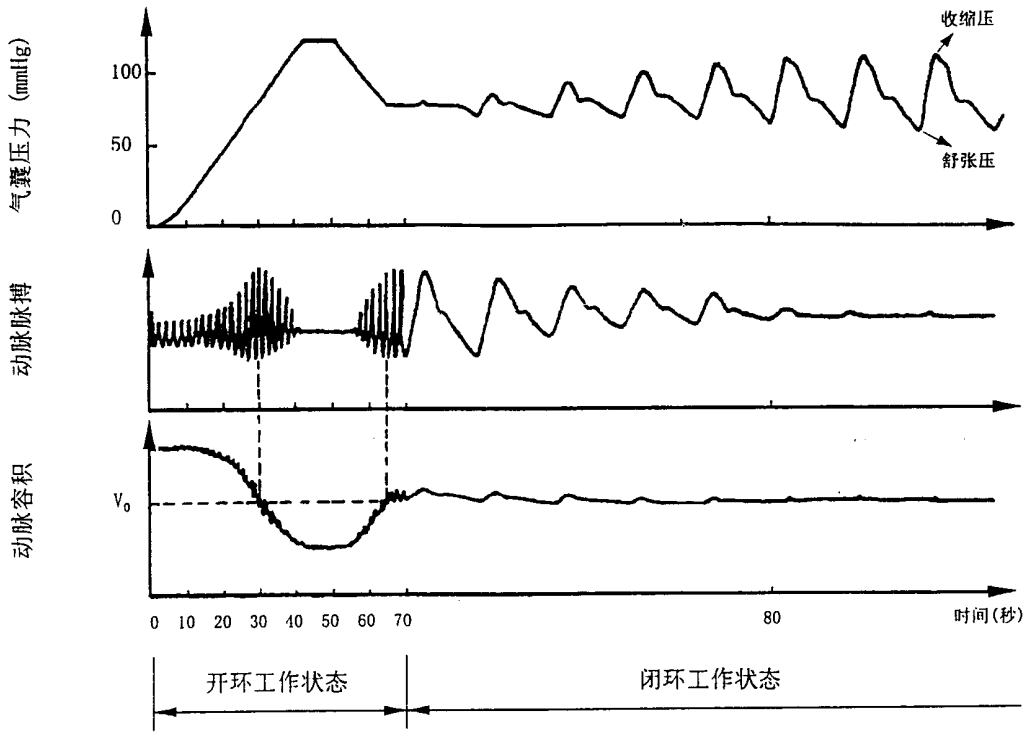

气囊压力（mmHg）
100
50
0
收缩压
舒张压
动脉脉搏
动脉容积
V_0
0 10 20 30 40 50 60 70
80
时间(秒)
开环工作状态
闭环工作状态

图 8

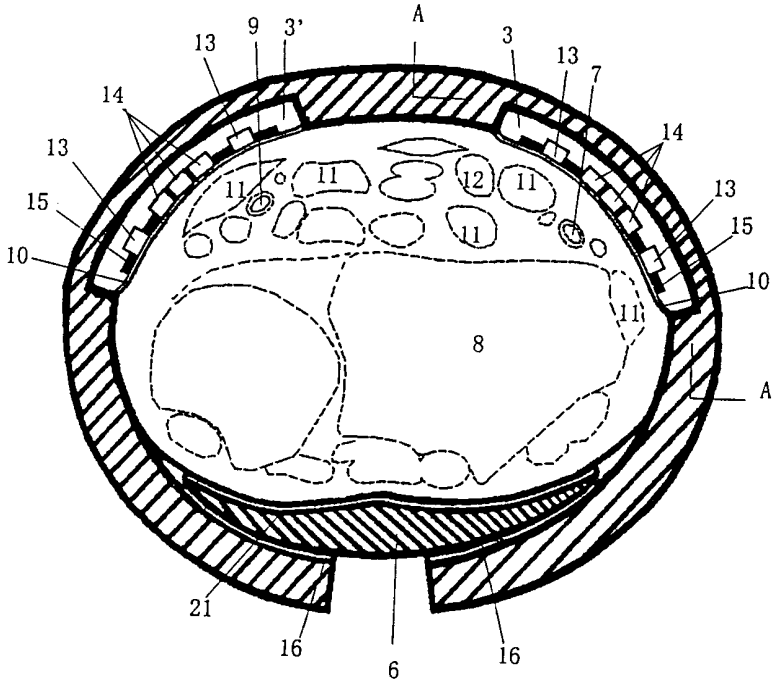

A
3
3'
9
13
14
15
10
7
12
11
8
21
16
6

图 9

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN00/00097

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC[7] A61B5/021

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC[7] A61B5/021, 5/022, 5/0225, 5/023, 5/02, 5/00. A61M5/52

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Chinese Patent

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNPAT EPODOC WPI PAJ; KEYWORDS: blood pressure, measure, noninvasive, positionging, wrist Pulse wave, sensor, transducer, bladder, bellow

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
P. X	CN2371945Y (Lu, Weiming) 05 Apr 2000 (05. 04. 00) page 7, line 11-18, figure 1-2	1-4
X	US4993422A (The Hon Group) 19 Feb 1991 (19. 02. 91) column 7, line 15-32, figure 2, 10	1-4
X	US4369774A (Frederick F .Auerbach) 25 Jan 1983 (25. 01. 83) column 2, line 36-60, figure 1-3	1-2

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim (S) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
28 Aug 2000 (28. 08. 00)	14 SEP 2000 (14. 09. 00)
Name and mailing address of the ISA/CN 6 Xitucheng Rd., Jimen Bridge, Haidian District, 100088 Beijing, China Facsimile No. 86-10-62019451	Authorized officer ZHANG XIAO Telephone No. 86-10-62093956

Form PCT/ISA /210 (second sheet) (July 1998)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN 00/ 0 0097

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US4799491A(SRI International) 24 Jan 1989 (24. 01. 89) entire document	5-9、12-15、23、24、25 30、40—43
X	US5033471A （Colin Electronics Co., Ltd ） 23 Jul 1991 (23. 07. 91) entire document	5、6、9、12-15、23、24、40、41
X	US4987900A(Colin Electronics Co., Ltd ） 29 Jan 1991 (29. 01. 91) entire document	24、25、30、40—43
X	WO9712542 A1(HON, Edward, H) 10 Apr 1997 (10. 04. 97) entire document	24
X	US5170796A(Colin Electronics Co., Ltd ） 15 Dec 1992 (15. 12. 92) entire document	5-7、9、12-14、24、25、40、42
X	US5497779A(Colin Corporation) 12 Mar 1996 (12. 03. 96) entire document	5-7、9、12-14、24、25、40、42
X	US5772601A (Colin Corporation) 30 Jun 1998 (30. 06. 98) entire document	5、6、9、24、40

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN00/00097

Box I Observations where certain claims were found unsearch able (Continuation of item 1 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☒ Claims Nos: 45-57
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a)

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

A positioning method of noninvasive blood pressure measurement (claim 1)
A method of noninvasive blood pressure measurement (claim 5)
A wrist detecting apparatus of noninvasive blood pressure measurement (claim 24)
A pulse signal processing apparatus of noninvasive blood pressure measurement (claim 40)

1. ☒ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.

2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee. this Authority did not invite payment of any additional fee.

3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant,this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were paid by the applicant.Consequently ,this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims;it is covered by claims Nos.:

Remark on protest

☐ The acditional search fees were accompanied by the applicant's protest.

☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

国际检索报告

国际申请号
PCT/CN00/00097

A. 主题的分类

IPC[7] A61B5/021

按照国际专利分类表(IPC)或者同时按照国家分类和 IPC 两种分类

B. 检索领域

检索的最低限度文献(标明分类体系和分类号)

IPC[7] A61B5/021, 5/022 , 5/0225, 5/023, 5/02, 5/00, A61M5/52

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

中国专利

在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称和，如果实际可行的，使用的检索词)

CNPAT EPODOC WPI PAJ

检索词： blood pressure ， measure，positioning，noninvasive，wrist

pulse wave , sensor, transducer, bladder, chamber, bellow

C. 相关文件

类 型*	引用文件，必要时，指明相关段落	相关的权利要求编号
P，X	CN2371945Y (陆渭明) 05.4 月.2000 (05.04.00) 说明书第 7 页 11-18 行， 图 1-2	1-4
X	US4993422A (The Hon Group) 19.2 月.1991 (19.02.91) 说明书第 7 栏 15-32 行、图 2、图 10	1-4
X	US4369774A (Frederick F. Auerbach) 25.1 月.1983 (25.01.83) 说明书第 2 栏 36-60 行、图 1-3	1-2

☒ 其余文件在 C 栏的续页中列出。 ☐ 见同族专利附件。

* 引用文件的专用类型：

"A" 明确叙述了被认为不是特别相关的一般现有技术的文件

"E" 在国际申请日的当天或之后公布的在先的申请或专利

"L" 可能引起对优先权要求的怀疑的文件，为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件

"O" 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件

"P" 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件

"T" 在申请日或优先权日之后公布的在后文件，它与申请不相抵触，但是引用它是为了理解构成发明基础的理论或原理

"X" 特别相关的文件，仅仅考虑该文件，权利要求所记载的发明就不能认为是新颖的或不能认为是有创造性

"Y" 特别相关的文件，当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时，权利要求记载的发明不具有创造性

"&" 同族专利成员的文件

国际检索实际完成的日期	国际检索报告邮寄日期
28. 8 月.2000 (28.08.00)	14. 9月 2000(14.09.00)
国际检索单位名称和邮寄地址 ISA/CN 中国北京市海淀区西土城路 6 号(100088) 传真号： 86-10-62019451	受权官员 张 潇 电话号码：86-10-62093956

国际检索报告

国际申请号
PCT/CN00/00097

C(续). 相关文件

类 型*	引用文件，必要时，指明相关段落	相关的权利要求编号
X	US4799491A(SRI International) 24. 1 月. 1989 (24. 01. 89) 全文	5-9、12-15、23、24、25、30、40-43
X	US5033471A (Colin Electronics Co., Ltd) 23. 7 月. 1991 (23. 07. 91) 全文	5、6、9、12-15、23、40、24、40、41
X	US4987900A (Colin Electronics Co., Ltd) 29. 1 月.1991 (29.01.91) 全文	24、25、30、40-43
X	WO9712542A1 (HON,Edward,H) 10. 4 月.1997 (10. 04. 97) 全文	24
X	US5170796A (Colin Electronics Co., Ltd.) 15. 12. 1992 (15. 12. 92) 全文	5-7、9、12-14 24、25、40、42
X	US5497779A (Colin Corporation) 12. 3 月. 1996 (12. 3. 96) 全文	5-7、9、12-14 24、25、40、42
X	US5772601A (Colin Corporation) 30. 6 月. 1998 (30. 6. 98) 全文	5、6、9、24、40

国际检索报告

国际申请号
PCT/CN00/00097

第I栏　关于某些权利要求不能作为检索主题的意见(接第 1 页第 1 项)

按条约 17(2)(a)对某些权利要求未作国际检索报告的理由如下：

1. ☐ 权利要求（编号）：
因为它们涉及到不要求本国际检索单位检索的主题，即：

2. ☐ 权利要求（编号）：
因为它们涉及到国际申请中不符合规定的要求的部分，以至于不能进行任何有意义的国际检索，
具体地说：

3. ☒ 权利要求（编号）：45-57
因为它们是从属权利要求，并且没有按照细则 6.4(a)第 2 句和第 3 句的要求撰写。

第II栏　关于缺乏发明单一性时的意见(接第 1 页第 2 项)

本国际检索单位在该国际申请中发现多项发明，即：

一种无创伤测量血压的测量定位方法（权利要求 1）

一种无创伤测量血压的测量方法（权利要求 5）

一种无创伤测量血压的腕部探测装置（权利要求 24）

一种无创伤测量血压的脉搏信号处理装置（权利要求 40）

1. ☒ 由于申请人按时缴纳了所要求缴纳的全部附加检索费，本国际检索报告针对全部可作检索的权利要求。

2. ☐ 由于无需付出有理由要求附加费的劳动即能对全部可检索的权利要求都进行检索，本国际检索单位未通知缴纳任何附加费。

3. ☐ 由于申请人仅按时缴纳了部分所要求缴纳的附加检索费，本国际检索报告仅涉及已缴费的那些权利要求。具体地说，是权利要求（编号）：

4. ☐ 申请人未缴纳附加检索费。因此，本国际检索报告仅涉及权利要求中首先提到的发明：
包含该发明的权利要求是（编号）：

关于异议的说明：☐ 申请人的异议书随附加检索费同时提交。
☐ 支付附加检索费时未提交异议书。