

[12] 发明专利说明书

[21] ZL 专利号 92112993.9

[45]授权公告日 2002年8月14日

[11]授权公告号 CN 1088988C

[22]申请日 1992.11.12

[21]申请号 92112993.9

[30]优先权

[32]1991.12.5 [33]US [31]804,264

[73]专利权人 奥托伯克矫形外科工业产业管理两合公

地址 联邦德国杜德施塔特

[72]发明人 凯尔文·B·詹姆斯

审查员 邱绛雯

[74]专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事
务所

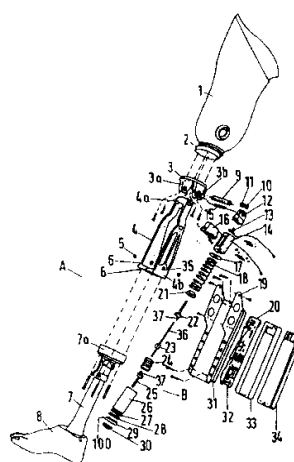
代理人 张祖昌

权利要求书3页 说明书26页 附图页数26页

[54]发明名称 膝上假肢和控制膝上假肢的膝关节的方法

[57]摘要

本发明涉及一种膝上假肢,使用液压阻尼器被动地调节人造膝 关节的角速度或转动。微处理机从装在假肢上的应变和膝角度传感 器收到的信息识别常见的步态模型,微处理机启动调节阻尼器阀门 组件的电动机,在步态的各过渡点作出反应。阀门组件能同时地,可 变地和独立地阻尼膝关节在弯曲和伸展之一或两者之中的 运动。因此改进了对膝动作的控制,所以改进了步态。另外还可执行下台阶和 坐下等独特的程序。



权 利 要 求 书

1. 一种膝上假肢 (AKP)，具有上、下腿部分 (1, 7)、一个将上、下腿部分连接起来的膝关节 (3, 9)、一个用于阻尼膝关节 (3, 9) 的弯曲和伸展转动中的每一种的线性的液压阻尼器 (B) 和用于调节阻尼器 (B) 以改变在弯曲和伸展中对膝关节的阻尼的致动装置，

其特征在于：电子传感装置 (6, 13) 用于测量膝上假肢和下腿部分上的应力并发送其指示信号，程序计算机装置用于接收从所述传感装置发出的信号，并将其与存储的临界值进行比较，所述临界值是预定过渡点的指示，选择所述过渡点用于调整弯曲和伸展阻尼中的至少一种，当接收到的信号值与存储的临界值一致时，使致动装置 (23) 改变阻尼。

2. 如权利要求 1 所述的膝上假肢，其特征在于：所述阻尼器 (B) 可在枢轴上转动地连接于腿部分 (3, 7)，由监测下腿部的应力的装置构成的电子传感装置 (6, 13) 监测使用者身体的重心相对于膝上假肢的脚 (8) 的位置并发出指示该位置的信号。

3. 如权利要求 1 所述的膝上假肢，其特征在于：程序计算机装置适于改变膝关节在弯曲和伸展之一或两者中的转动速率。

4. 按照权利要求 1 所述的膝上假肢，其特征在于：所述储存的临界值是从由膝角度和使用者身体重心相对于膝上假肢的脚的位置的绝对值和导数值，距上一过渡点的期间以及在运动过程中将来的可能状态所组成的组中选择的。

5. 按照权利要求 1 所述的膝上假肢，其特征在于所述阻尼装置具有：

一对容纳液压油的封闭腔（119）；

连接于上、下腿部分（3，7）并形成连接上述腔（119）的两条通道（116，120）的装置，用于当上、下腿部分（3，7）移向一起时使液压油从一个腔（119）通过一条通道流向另一腔，而当上、下腿部分（3，7）分开时使液压油通过另一条通道；以及

用于调节通过每条通道（116，120）的液压油流量的装置；

所述致动装置（23）适于调整调节装置（24）以改变对膝关节的阻尼。

6. 按照权利要求 1 所述的膝上假肢，其特征在于：所述阻尼装置（B）具有：

一个中空封闭缸（26），它具有两个端壁和一侧壁以形成一个容纳液压油的缸腔（119），每个端壁形成一个杆孔；

一圆筒形中空活塞（24），位于缸腔（119）中并适于在缸腔中纵向滑动，所述活塞（24）具有穿过所述杆孔与缸（26）密封接合的轴向杆（22）；

所述活塞（24）在其两端之间装有一外周密封环（115），所述密封环（115）与缸侧壁为密封关系，所述活塞（24）由两端壁和一侧壁（123）形成，所述活塞（24）具有穿过密封环（115）上方的壁（123）的第一孔（116）和穿过密封环（115）下方的壁（123）的第二孔（120）；

一个第一单向止回阀（118）控制第一孔（116），以便使液压油能够从缸的腔（119）的第一端进入活塞腔（117）；

一个第二单向止回阀（121）控制第二孔（120），以便使液压油能够从缸的腔（119）的第二端进入活塞腔（117）；

穿过临近第一端的活塞侧壁（123），在密封环（115）一侧的第一对完全相对的孔（122）；

穿过临近第二端的活塞侧壁（123），在密封环（115）另一侧的第二对完全相对的孔（124）；以及

阀门装置（23），用于逐渐地减小或增大第一对完全相对的孔（122）的液压油流动的有效面积，并且独立地逐渐减小和增大第二对完全相对的孔（124）的液压油流动的有效面积。

7. 控制具有膝关节、下腿和踝节部的膝上假肢的膝关节的方法，该方法具有以下步骤：

在计算机存储器中存储下腿部分的应变和膝角度的临界值，这些临界值是沿水平面步行的一步的过程中始发阶段，身体重心相对于踝节部的前位阶段及摆动阶段的膝关节弯曲的指示；

连续测量在使用假肢中下腿部分应变和膝角度，并产生与其相应的电子信号；

将上述信号与储存的临界值进行比较，当信号与临界值基本一致时，按照需要自动改变膝关节在弯曲和伸展之一或两者中的转动速率。

说明书

膝上假肢和控制膝上假肢的膝关节的方法

本发明涉及控制高于膝关节的假肢(以下简称膝上假肢)中膝关节转动的系统。该系统采用一个微处理机,响应于假肢上传感器产生的应变和膝角度测值,通过与液压阻尼器配合工作的阀门组件的操作来控制液压阻尼器,从而被动地阻尼或抵抗人造膝关节的转动。

如前所述,本发明用于高于膝被截肢者使用的人造假肢。

目前市场上约有 50 种不同的膝上假肢装置。其中多种假肢具有:

- 装入和接合使用者的残肢的承窝;
- 刚性地连接于承窝的膝托架;
- 从膝托架向下延伸且通过水平轴枢轴式连接于膝托架的一框架,所述膝托架,轴和框架一起构成了人造膝关节;
- 连接于所述框架底部的一支架和人造脚;以及
- 控制膝关节的装置,在一步的始发阶段锁紧膝关节防止膝关节在负荷作用下弯曲,而在一步的摆动阶段则释放膝关节。

生物的或自然的膝关节是由肌肉的动作提供动力的。肌肉具有两要素,其一是收缩时产生的主动力,其二是可变的劲度。在假肢中

模拟肌肉的收缩已证明是不可行的，这是由于重量和体积的限制。因此，有关的研究工作一直集中于向膝关节中使用劲度。这一般涉及膝关节在下述两种模式间的转换：锁紧或自由转动。

近年来，研究人员已经找到改进控制人造膝关节动作的方法，用以改进步态并能够使被截肢者更好地处理某些独特的动作，如下台阶或降低到坐姿。

与此相关的专利有法国专利第 2623086—A 号。该专利公开了一种安装在膝关节和脚之间框架上的应变传感器，用来测量负荷。从传感器发出的电子信号传送到监控负荷测量的微处理机。当负荷信号指示一步的摆动阶段正在结束，负荷正在施加到腿上时，微处理机使一电动机或电磁铁锁紧膝关节。当始发阶段完成时，微处理机指示致动器释放膝关节，因此，膝关节可在摆动阶段自由摆动。

另一件相关的现有技术文件是俄国专利第 SU1333—333—A 号。该专利中使用了在膝铰合部上的传感器测量膝角度，按照膝角度测值，有关装置锁紧或释放膝铰合部。

另一种有关的现有技术装置称为 *Henschke Mauch S—N—S* 系统，用于控制膝上假肢。该系统中装有线性液压阻尼器，在一步的始发阶段，以一种阻尼率阻止膝关节的转动。该阻尼率可以手动调节。当膝关节充分伸展时，阻尼器处于非阻止模式。换言之，该系统缺乏阻尼的自动变化，只有两种状态，也就是说，在始发阶段对弯曲有高阻力，而在摆动阶段可自由转动。

如果将膝关节看成是一种简单的铰接,那么,则可能发生两个分开的动作。在弯曲时,膝关节转动,使腿的上、下两部分相互移近。在伸展时,膝关节反向转动,腿的两部分分开,腿伸直。为使人造膝关节更相似的模拟生物膝关节,在弯曲和伸展两种模式中必须单独地和可变地施加控制和劲度。例如,在一步的始发(即重量支承)阶段的开始最好允许膝少量弯曲,然后锁紧膝防止进一步向下弯曲,而随着腿由于身体的动作而伸直,同时释放膝以便伸展。因此在这个动作的后一阶段中,膝关节被改变以便在弯曲中被锁紧,同时在伸展中被松释。

就本申请人所知,在现有技术中从未有一种人造膝关节机构,可以独立地,同时地和自动可变地控制弯曲和伸展。

如果能够设计出这样一种机构的话,那么,对膝关节的动作就可实行更为复杂的控制。

本发明的目的是提供上述那样的机构,然后将其装入一种改进的全假肢中。

本发明涉及一种装在假肢上的计算机控制系统,适用于在膝上假肢(AKP)中对膝关节转动提供改进的控制,膝上假肢具有由膝关节接合的上、下腿部,所述下腿部上有一只脚。一般来说,该系统具有:

——可以对膝关节弯曲和伸展转动进行单独的和可变的阻尼或抵抗的一线性液压阻尼器;

——用于测量膝上假肢膝角度和下腿部应变并发出指示信号的电子传感装置(膝角度指示上、下腿部之间的夹角,下腿应变指示使用者身体的重心相对于膝上假肢脚部的位置);

——致动装置,如伺服电动机,用于调整阻尼器以改变在弯曲和伸展两者至少之一时对膝关节转动的阻力;以及

——程序计算机,用于接收从传感装置发出的信号,根据所述信号连续地建立在重复运动过程中膝上假肢的状态并根据需要驱动致动装置以改变阻尼从而模拟膝的动作。更具体来说,计算机最好适于通过信号与储存的临界值相比较而完成上述工作,储存的临界值是在运动过程中膝上假肢状态之间预定的过渡点的指示,当接收到的信号值与储存的值相关联时,则使致动装置按照需要改变阻尼器的阻力,因而使膝上假肢的膝关节动作基本上模拟自然膝的动作。

应该注意的是,本发明涉及在每次弯曲和伸展中膝上假肢膝关节动作阻尼的独立的变化。本说明书中“阻尼”的意思是抵抗膝关节的转动。这种抵抗可以是基本完全的,也就是说,在弯曲和伸展两者或两者之一时基本防止膝关节转动。这种抵抗也可是部分的,也就是说,在弯曲和伸展两者或两者之一时,限制膝关节的转动速率。或者,这种抵抗也可以是不存在的,也就是说,在弯曲和伸展两者或两者之一时,膝关节自由转动。换言之,阻尼器适于在弯曲和伸展两者或两者之一时控制膝关节的转动速率。

为了实现上述双向阻尼,本申请人已研制出一种内装活塞和活

塞控制装置的新颖的阻尼器。更具体来说,这种可变的,线性的液压
尼器具有:

——一个中空封闭液压缸,具有圆柱形中空活塞,活塞可在液压
缸室内纵向滑动;

——活塞最好具有从其两端延伸的轴向活塞杆,活塞杆从缸端
壁的密封孔中伸出。活塞在其两端之间载有外周密封环,用于密封住
缸的侧壁;

——与活塞第一端壁有关的第一孔和止回阀组件,使液压油从
液压缸腔的第一端进入活塞腔;

——与活塞第二端壁有关的第二孔和止回阀组件,使液压油从
液压缸腔的第二端进入活塞腔;

——在密封环一侧,穿过邻近活塞第一端的活塞侧壁的第一对完
全相对的孔;

——在密封环另一侧,穿过邻近活塞第二端的活塞侧壁的第二
对完全相对的孔;

——每个第一对孔最好与活塞该侧的第二对孔周向偏置;

——每个孔的形状最好是缝状的。

——一阀门最好伸入液压缸腔和活塞腔,适于逐渐减少或增加
液压油流动的第一(或弯曲)孔的有效面积并独立地逐渐减少或增加
第二(或伸展)孔的面积;

——上述阀门最好具有与缸轴平行的伸入活塞腔的可转动的

轴,所述轴载有一对径向突出,完全相对的突起部,当轴转动时,每一个突起部进一步适于逐步覆盖或打开邻近的弯曲孔或伸展孔,从而独立地且同时地控制通过弯曲孔或伸展孔的流通面积。

在使用中,一根活塞杆连接于膝上假肢的一部分,而液压缸的远端则连接于假肢的另一部分。为了描述的目的,这里假定,阻尼活塞的上推杆枢轴式地连接于膝上假肢的上腿部分,而液压缸的下端则枢轴式地连接于下腿部分。因此,在弯曲过程中,阻尼器将收缩,因而活塞将由身体负荷在液压缸中被向下驱动。在伸展过程中,阻尼器伸长,活塞被身体的动作向上拉。

在阻尼器工作时:

——如果阀门所处位置使假肢能够弯曲,如果活塞受迫向下,从而使缸腔下端的液压油增压,那么,液压油则通过下部的止回阀和伸展孔(如果通)向上流入活塞腔,并将通过上部弯曲孔离开活塞腔——液体不会通过伸展孔(如未覆盖)离开活塞腔,这是因为在缸腔下端和活塞腔之间没有显著液压油压差;

——如果阀门的位置使假肢能够伸展,如果活塞被向上拉,从而使缸腔上端中的液压油增压,那么,液压油将通过上部止回阀和伸展孔(如果通)向下流入活塞腔,并将通过下部伸展孔离开活塞腔——同样,液压油不会通过弯曲孔离开活塞腔,这是因为在缸腔上端和活塞腔之间没有显著的液压油压差。

应该注意的是,阻尼器的设计具有如下特征:

——阀门可以调整以改变孔截面，因此，也改变了液压油流动速率，从而同时改变在弯曲或伸展中膝关节转动的阻力，从而可实现同时在双向上的阻尼变化；

——由于孔是完全相对地成对设置，所以在重负荷下，阀门不会被压在活塞壁的一侧上，因而也不会被卡住或难于活动，因此，可以使用小的马达和轴来控制阻尼器，这有助于使装置紧凑，减轻重量；

——由于阻尼器是液压的，因而磨损带来的影响不大，阻尼性能保持稳定，因此使用者可习惯于它的动作，并增加对其工作的信心。人们也许会说，液压油的温度可能改变，这会影响性能的一致性，但是使用航空液压油，大大减小了这种影响。

按照本发明的一个方面，阻尼器具有；

——一对封闭的腔(例如液压缸腔的两端)；

——连接于腿的两部分并构成两条通道(例如由止回阀组件，活塞腔和一对孔组成的通道)的装置(例如，活塞和液压缸)，当腿的两部分移向一起时，用于将液压油通过通道之一从腔的一端送至另一端，而当腿的两部分分开时则是通过另一条通道完成的；以及

——用于调节通过每条通道的液压油流的装置(例如，阀门和孔组件)。

按照本发明的另一方面，本发明利用了腿的动作的重复性。例如，如果在水平平面上步行，膝角度和下腿部应变测值的模型每步之间都不会发生显著的变化。通过监测两组信号和定时，计算机软件

可以测出膝上假肢的阶段或状态,并能够开始弯曲和伸展能力的适当变化。如果偏离于有规律的模型,如在摆动过程中,拌动了膝上假肢的趾部,那么,计算机软件可检测出这种变化,并开始修正的动作。

本发明的系统包括在水平步行情况下控制膝上假肢的方法,该方法可描述如下:

——在计算机存储器中储存下腿部应变和膝角度的临界值,这些值是在始发阶段膝弯曲的指示。也是在摆动阶段,在沿水平平面一步的全过程中身体重心相对于踝节部或脚的预先定位的指示;

——在使用膝上假肢的过程中连续测出下腿部分应力和膝角度,并产生与其相应的电子信号;

——将上述信号与储存的临界值比较,当信号基本与临界值相关联时,驱动改变膝关节在弯曲和伸展至少两者之一中的转动速率的装置,以便使膝关节大约在始发阶段开始时能够弯曲,锁住膝关节抵抗转动而在始发阶段的中部使其能够伸展,并且当其趋近摆动阶段时释放膝关节,从而基本上模拟自然膝的动作,以及

——反复重复上述过程。

本发明的膝关节系统综合了传感装置,具有能够同时地且独立地控制弯曲和伸展的阻尼器以及以重复动作的概况为基础的软件,因而这种膝关节系统的特点是严密受控的,可预言的反应。这使使用者取得对系统的信心,然后该系统则显示较长的,更有节奏的步态。无论步态的快、慢,软件都可以做出类似的反应。而且软件可精

细调节,更适应于特定的使用者,或者可被改变以改进膝上假肢的工作。另外,本发明的系统也适于在非水平步行如下台阶和坐下的动作过程中控制膝关节。

综上所述,可以看出本发明采用了程序计算机装置,用于接收从传感装置发出的信号,在运动的过程中根据这些信号连续建立膝上假肢的状态,并驱动致动装置以改变阻尼从而基本上模拟自然膝的动作。更具体来说,程序计算机装置适于将发出的信号与储存的,指示膝上假肢反复运动状态间的过渡点的临界值相比较,当信号基本上与临界值相关联时,改变在弯曲和伸展之一或两者中膝关节转动的速率。所储存的临界值最好从由膝角度和使用者身体重心相对于膝上假肢的脚的位置的绝对值和派生值,离开上一过渡点的期间以及在运动过程中将来可能的状态所构成的组中选择。

可以认为本发明是对被截肢者的运动作出反应从而改进步态的一种机器。被截肢者要对这种机器有信心以充分利用机器的性能,这一点是很必要的。保证机器的这种反应在步行中一步一步是可以再现的,这有助于培养使用者的信心。

为了取得上述的一致和可再现的反应,本发明利用在正常步行中假肢的可再现的机理。如前所述,在每一步的过程中,膝部都经过一种一步一步之间基本相同的运动模型。由被截肢者体重形成的在膝上假肢的框架上的应变,以及膝关节的角度变化也是可以再现的。

信号的重复性是本发明成功的重要因素。这使假肢可以具有稳定一致的人/机相互作用。假肢是由被截肢者使用以便执行不同任务的一种工具。如果这种工具的性能是可以预知的和可以再现的,那么,使用者就可获得信心。

由于每步中上述反应同时且以相同的方式出现,因而被截肢者可培养对这种机器的信任感,并能够连续、顺利地步行。

总之,本发明的工作原理是,每一步可划分成若干阶段或状态,机器可以对每一阶段作出反应,从而改进步态。每步的上述划分可以下述方式完成:首先从假肢获得信息,以电子电路调制这些信息,用软件对其进行分析,然后独立地和同时地改变对膝关节弯曲和伸展转动的阻力而执行机器的反应。

现对照以下附图对本发明进行详细描述:

图 1 是表示本发明系统中信息流动的框图;

图 2 是霍尔效应传感器的简化立体图,该霍尔效应传感器用于产生指示膝角度的信号;

图 3 是膝角度传感器输出对膝关节转动的曲线图;

图 4 是假肢分解立体图;

图 4a 是假肢组装后的立体图;

图 5 是应变传感器输出对假肢上应变或负荷的曲线图;

图 6 是表示水平步行状态的图,示出适当的状态条件;

图 6a 是表示水平步行状态的图,示了各状态与腿的动作,活塞

位置和阀门位置的对应关系；

图 7 是表示水平步行时与各状态有关的膝角度和应变(踝节部弯矩或负荷)信号之间关系的曲线图；

图 7a 是表示下台阶状态的图,表示各状态与腿的动作,活塞位置和阀门位置的对应关系；

图 8 是表示坐下时各状态的图,适出适当的条件；

图 8a 是表示坐下时各状态的图,示出各状态与腿的动作,活塞位置和阀门位置的对应关系；

图 9 是表示在坐下时与各状态有关的膝角度和应变信号之间关系的曲线图；

图 10 是表示下台阶各状态的图,示出适当的条件；

图 11 是表示下台阶时与各状态有关的膝角度和应变信号之间关系的曲线图；

图 12 是表示各种动作方式时各种状态和条件的综合图；

图 12a 是与图 12 对应的综合图,表示各种身体动作；

图 13 和 14 是简化侧剖视图,表示弯曲和伸展方式中的活塞和缸；

图 15 是活塞内部结构的简化端视图；

图 16—24 与图 15 相似,表示在各个位置时的阀门；

图 25 是液压缸和活塞的侧剖视图；

图 26 是系统的总回路图；

图 27 是通信电路图；

图 28 是微处理机芯片图；

图 29 是载于微处理机芯片上的数字转换器模拟用的电压基准和调节器；

图 30 是霍尔效应传感器的调节电子电路图；

图 31 是应变传感器的调节电子电路图；

图 32 是低电池检测调节电子装电路；

图 33 是软件程序方框图；

图 34 是每 20 毫秒启动的中断使用例行程序；

图 35 是位于框架底部应变仪的立体图。

现对照图 4 和 4a, 假肢 A 具有抽吸承窝 1, 承窝 1 是定做的以便紧密与被截肢者的残肢相配合并靠抽吸真空依附在残肢上。调节板 2 安装在承窝 1 的底部。膝支架 3 通过螺钉固定在调节板 2 上。膝支架 3 具有带孔的轴支承 3a, 3b 分别用于放入, 支承并安装膝关节主轴 9 和阻尼器轴 15。框架 4 在其上端具有轴承 4a, 通过主轴 9 可转动地安装于膝支架 3, 主轴 9 穿过轴承 4a。因此, 框架 4 可自由地在固定的主轴 9 上转动或摆动。框架 4 下端形成一矩形座 4b, 用于装入矩形块 7a, 矩形块 7a 夹紧于脚支柱 7 的上端。螺钉将矩形块 7a 固定在框架的矩形座 4b 上。脚 8 固定在支柱 7 的下端。

为了在阻尼器轴 15 上转动, 设有上部轴承座 12。阻尼器轴 15 位于膝关节主轴 9 之后, 因此, 当膝支架 3 转动或摆动时, 轴 15 和上

部轴承座 12 沿相对于轴 9 的弧运动。

为监测膝角度或膝关节的转动,设有如图 2 所示的霍尔效应传感器 13。所使用的传感器 13 在 *Sprague Electronics* 公司有售,型号为 *UGN-3503U*。这种传感器 13 具有环形磁铁 11,通过环形磁铁保持件 10 固定在膝支架 3 的静止的阻尼器轴 15 上。传感器 13 还具有霍尔效应传感件 13a,位于可转动的上部轴承座 12 中,面对环形磁铁 11。由于膝关节开始转动,轴承座 12 绕阻尼器轴 15 运动,传感件 13a 相对于环形磁铁 11 运动。

传感件 13a 的电压输出取决于其正前方的磁通密度(北或南极)。因此,随着膝关节的转动,传感件的电压输出发生变化。从线性霍尔效应传感器发出的信号被放大以产生膝关节充分伸展的 0.5 伏电压和膝关节完全弯曲的 4.5 伏电压。电路中还包括增益调节和补偿控制。换言之,当膝关节伸直时,传感件 13a 的信号最弱,随着膝弯曲,信号增强。图 3 表示放大后典型的与膝角度有关的传感器电压输出。

通过测量框架 4 上的应变可确定脚 8 上的受力。使用北卡罗来纳州 *Micro Measurement Group Inc* 公司生产的箔应变仪 6 (型号: *CEA-06-062UW-350*) 可完成上述工作。使用 4 个应变仪 6,框架 4 前、后各 2 个,位于框架孔 101 和框架 4 底部之间,以便测出脚 8 的踵部负荷和趾部负荷,并求出其差值。换言之,这种应变测量可以提供使用者身体重心相对于膝上假肢的脚是否位于前部、中

间或后部位置的指示。四个应变仪接成惠斯顿电桥形式以产生与应变成正比例变化的电信号。惠斯顿电桥结构是测定应变仪电阻变化的标准布置。电桥的输出经差动放大器 126 放大以便当踵部充分负荷时产生 0.5 伏电压,而当趾部充分负荷时产生 4.5 伏电压。在趾部和踵部无负荷或负荷相似则产生 2.5 伏电压。电路中还包括增益调节和补偿调节。图 6 表示当信号放大后,与脚部负荷有关的典型的电桥电压输出。应当注意的是,随着踵部加载负荷信号减小,而随着趾部加载负荷信号增大。

伺服电机支架 14 固定在轴承座 12 的底部。伺服电动机安装在支架 14 之内。所使用的电动机可从 Airtronic 有限公司得到,型号为 94737。

一个上部弹簧保持件 17 安装在伺服电动机支架 14 的底部,其作用下文将要描述。

阻尼器 B 位于伺服电动机支架 14 和框架 4 的底部之间。

阻尼器 B 珍有一中空的液压缸 26,其外部有螺纹。一个下部弹簧安装环 27 旋在缸 26 的外表面上,其作用下文将要描述。一个下部轴承安装环 29 出旋在缸 26 的外表面下端。环 29 有径向延伸的螺孔 100,螺孔 100 垂直于环 29 的轴线,与下部轴承销 5 配合,销 5 穿过孔 101 旋入框架 4 的底部。因此,缸 26 的底部通过将销 5 旋入环 29 上的孔 100 的方式可摆动地连接于框架 4 的底部。旋在缸 26 外表面上的锁环 28 拧紧在环 29 上以便将其定位。

下盖 30 配合在缸 26 的下端并封闭住缸孔。下盖 30 由卡环 103 固定在位。下盖 30 外周载有 O 形环 104 以便密封住缸 26 的侧壁 105。下盖 30 上有通孔 106, 一个 O 形环 107 装在孔 106 内, 密封住活塞 24 的推杆 25 的外周。

缸 26 上端具有上盖 21, 上盖 21 配合在缸孔 102 中并由卡环 108 固定在位。上盖外周也装有 O 形环 109, 密封住缸 26 的侧壁 105。上盖 21 上有通孔 110, 一个 O 形环 111 安装在孔 110 中, 密封住活塞 24 的推杆 22 的外周。

中空的圆筒形活塞 24 位于缸孔 102 中。活塞 24 具有端部开口的鼓 112, 鼓 112 具有旋入的上、下端盖 113, 114。推杆 22 从上端盖 113 向上伸, 穿过缸的上盖 21 上的密封孔 110, 并固定在伺服电动机支架 14 上。从上面的描述可以看出, 轴承座 12, 伺服电动机支架 14 和推杆 22 构成连接于阻尼器轴 15 和支架板 3 的一零件系。因此, 当承窝 1 绕主轴 9 摆动时, 转动就转变成推杆 22 和活塞 24 的直线运动。

管状弹簧 18 与缸 26 同轴地在上部弹簧 17 和下部弹簧安装环 27 之间延伸, 以便有助于组件增加步态的摆动阶段中膝伸展的速率。这有助于增加步速。

图 13 和 14 中所示的活塞 24 和缸 26 为简化形式, 在弯曲和伸展中的液流由箭头表示。

缸 26 是一封闭的或密封的装置, 内有液压油。活塞 24 外周装有

密封环 115, 用于密封住缸 26 的侧壁 105。

活塞 24 的上盖 113 有通入活塞腔 117 的孔 116。一个弹簧负载的单向止回阀 118 控制孔 116 并使加压液压油能够从缸腔 119 的上端向下流入活塞腔 117。

活塞 24 的下盖 114 具有通入活塞腔 117 的孔 120。一个弹簧负载的单向止回阀 121 控制孔 120 并使加压液压油能够从缸腔 119 的下端向上流入活塞腔 117。

所使用的止回阀从康涅狄格州的 Lee 公司得到, 型号为 CK-FA2506205A。

第一对完全相对的弯曲孔 122 在高于活塞密封环 115 的一点上穿过活塞侧壁 123。第二对完全相对的伸展孔 124 在低于活塞密封环 115 的一点上穿过活塞侧壁 123。

根据上面的描述并参阅图 13, 当体重向下作用在推杆 22 和活塞 24 上时, 由于弯曲孔打开, 液压油可以从缸腔 119 的下端穿过下部止回阀 121 向上流入活塞腔 117, 通过弯曲孔 122 流出活塞腔并流入缸腔 119 的上端。因此, 只要弯曲孔 122 是打开的, 活塞 24 就可以向下移动, 阻尼器收缩, 且膝关节弯曲。如果弯曲孔 122 只是部分打开, 则对膝的弯曲转动有阻尼或称有阻力。如果弯曲孔 122 被封闭, 就防止了活塞 24 向下运动, 膝关节锁紧而不能弯曲。

与上述情况相似, 参阅图 14, 当推杆 22 和活塞被向上拉动, 由于伸展孔 124 打开, 加压液压油就可从缸腔 119 的上端通过上部止

回阀 118 流入活塞腔 117, 通过伸展孔 124 流出活塞腔并流入缸腔 119 的下端。因此, 只要伸展孔是打开的, 活塞 24 就可以向上运动, 阻尼器 B 伸展, 膝关节也伸展。如果伸展孔 124 只是部分打开, 则对膝的伸展有阻尼或称阻力。如果孔 124 被封闭, 则防止了活塞向上运动, 膝关节基本被锁紧不能伸展。

如前所述, 对通过孔的液压油流的限制减少了通过中空的活塞的液压油流量, 因而控制了活塞运动的速率。

液压油流动速率由可调转动阀 23 控制。阀 23 在图 4, 4b 和 16—24 中画出。阀 23 具有一根轴或杆 36, 杆 36 上装有一对凸台 125。杆 36 轴向延伸并在中央伸入活塞腔 117。杆 36 继续向上穿过推杆 22 中的孔 126, 并可驱动地连接于支架 14 中的伺服电动机 16。

凸台 125 从杆 36 上径向伸出, 基本密封住活塞侧壁 123 的内表面, 每个凸台适于垂向伸过活塞 24 一侧的上部弯曲孔 122 和下部伸展孔 124。

在活塞 24 每侧的有关孔 122, 124 在周向上是偏置的, 如图 16—24 所示。换言之, 下部伸展孔 124 大约在上部伸展孔 122 结束处开始。孔 122, 124 是窄长的水平缝。它们一般为 0.25 英寸长, 0.02 英寸宽。

因此, 随着阀门的凸台在转动行程中移过孔时, 孔的打开面积会逐渐减少并随后逐渐增加。当然, 这就影响了通过活塞腔 117 的液压油流动速率, 并决定了对由膝关节进行的转动的有关阻尼或阻力。

由于有关的那对上部和下部孔周向偏置,所以弯曲和伸展孔的打开和闭合具有连续性和独立性。

换言之,如图 16—24 所示,在活塞一侧的有关的那对弯曲和伸展孔:

- 可以独立地逐渐打开或闭合,或者
- 每个都可以独立地完全打开或闭合;或者
- 一个可以完全闭合而另一个可逐渐闭合;或者
- 两个都完全闭合。

而且所有上述动作都可由单一的电动机和阀完成,因此,有助于使结构紧凑,减轻重量。

内部阀门 23 的转动由控制微处理机 32 的软件决定,微处理机 32 则控制伺服电动机 16。

假肢的每一步或运动已被划分成阶段(状态),这取决于对传来的传感器信号和已有临界值的比较。内部阀门 23 的位置信号储存在微处理机的存储器中。由于状态的每种变化,内部阀门 23 的位置改变,因此实现对膝关节的不同的控制。例如,对照图 6a,1 号状态,即始发阶段的初始部分,调整阀门 23 使液压油可以从弯曲孔 122 逸出,因此由于被截肢者的体重,膝关节可以弯曲。程序计算机监测膝角度的增加,当其达到指示膝关节已弯到开始 2 号状态的储存的临界值时,内部阀门 23 的位置则改变以完全限制弯曲孔 122 的液压油流,而使液压油流通过伸展孔 124。这就阻止了膝关节进一步弯曲,

而使其可以伸展。

以上例子说明,取决于膝关节的转动方向被截肢者可以获得不同的控制参数(即锁紧在弯曲位置和允许伸展)。液压油通过独立的,为膝关节运动的两种方向中的每一种而设置的孔。因此,弯曲和伸展孔相互独立地受到限制,那么,对于每个方向来说,位置运动的速率控制可以是不同的。

图 16—24 表示内部阀门 23 的若干不连续的位置。事实上,在任何位置上内部阀门 23 的定位都可以在 0—100 度之间调整,因此实际上可以得到无限的膝关节阻尼范围。这对于下台阶等活动中调整腿是很需要的,因为在这些活动中,下降的速率必须求助于被截肢者。

所使用的微处理机 32 可从 *Motorola* 半导体有限公司得到,型号为 XC68HC811 E2 FN。这是一种 8 位微处理机,存储器 2K,8 个模拟数字转换器,8 数字输入。芯片大约 1"×1",无需任何辅助芯片,因此可以装入假肢 A 中很小的外壳中。

膝角度和负荷传感器信号经放大后,直接输入微处理机 32。膝角度和负荷信号调整所使用的放大器 126,127 可以从 *Texas Instruments* 公司得到,型号分别为 TLC272 和 TLC274。

如图所示,放大器 126,127 和微处理机 32 安装在电路板 20 上,并与电池 34(*Motorola* SNN4038A)和电池夹 33 一起封装在壳体 19 内,壳体 19 则固定在框架 4 上。

软件在程序方框图和附录中陈述。

由于在从一步到另一步的每步的过程中，传感器信息的相似性，有可能测定每步中过渡点上两信号的每一个信号的大小。这些过渡点是重要的时刻，此时应改变膝关节的阻尼以便使被截肢者能够步行。通过储存在存储器中预定的临界值与假肢 A 传来的实际信号的比较，并当这些过渡点出现时循环通过这些过渡点，这样就可以由微处理机 32 检测出这些过渡点。只要被截肢者按预计那样继续产生信号，微处理机就能够保持对循环的控制。

由于过种软件的工作，液压阻尼器 B 可以在每个过渡点出现时调节到一个在装配过程中预定的新的位置。

因此，这种系统可以在每步过程中测定假肢 A 的位置并对膝关节施加适当的阻尼。另外，可以检测出被截肢者是否正在水平地面上步行，下台阶，坐下或者已迂到一种危险的情况，如假肢的趾部在摆动阶段踢碰到地面。

水平地面情况：

图 6A 描述了这种情况。每个编号的圆圈称为状态。微处理机总是以开始走步的 1 号状态开始。由于被截肢者的重量作用在假肢 A 上，膝关节开始弯曲。这增加了膝角度信号，该信号连续地与预定调定的临界值相比较，当等于或超过临界值时，微处理机循环进入 2 号状态。在过渡点液压阻尼器的设定值被改变到预定的值以便在 1 号状态时使膝可以弯曲，在 2 号状态时锁紧使膝不能弯曲。

在1号状态过程中,阻尼器的功能是抵抗膝的弯曲,同时使膝能够伸展,在2号状态过程中则锁住膝的弯曲,同时允许但是抵抗膝的伸展。值得注意的是,弯曲阻尼已从一种阻尼调整变为锁紧调整,这与膝伸展的阻尼调整无关。这种设计使被截肢者在2号状态中,即使在膝弯曲仍被锁住时,也能够伸直膝关节。

当被截肢者行走时需要阻尼调整以便控制膝伸展的速率。如果选择了自由伸展调整,那么,膝会急速伸直,使被截肢者的步态明显的不正常。

在正常步态模型中踵部触地和膝伸直后的膝的初始弯曲称为“膝的反弹”。

液压阻尼器如何发挥作用的精确说明如图6A中每个编号圆圈旁的图示。

图6和7表示比较中所使用的规则,以及一步中所预期的传感器的实际输出值。纵观每步的过程可见,随着图7中膝角度信号的增大而发生从1号状态到2号状态的过渡。

图中可见在过渡到2号状态后不久,膝关节才停止弯曲。这种时间滞后是阻尼器发生变化所需要的。

随着被截肢者在一步中的行进,下一重要的阶段是摆动阶段(脚8离地的那段时间)。连续监测负荷信号并将其与预定值比较可以检测出正在进行的摆动阶段。

随着被截肢者重心移过脚,重量作用在趾部。一旦负荷信号等于

或超过预定的临界值,负荷信号增大就使微处理机转变到3号状态,指令阻尼器释放膝关节,因此,使被截肢者准备好时即可开始摆动阶段。

整个摆动阶段都由微处理机跟踪控制。在摆动阶段的开始随着膝关节弯曲,当膝信号增大超过预先设定的临界值时即过渡到4号状态。

在4号状态之后即忽略应变和负荷信号,微处理机监测膝角度的第一次变化,这种变化是膝转动速度和方向的指示。在摆动中当膝关节达到最大弯曲时,膝角度的变化为零,当检测到这一情况时即转换到5号状态。应当注意的是,在状态3号至5号的整个过程中,对阻尼器的指令是相同的,即,自由弯曲和自由伸展,这就可使摆动阶段得以完成。

当膝角度信号减少至预先设定的临界值,即指示膝关节已经伸展回到伸直位置,这样就检测出摆动阶段的完成。微处理机则转换到1号状态,只要被截肢者继续在水平地面上步行,上述整个过程将重复进行。

膝角度和应变信息使微处理机循环经过1—2—3—4—5—1号状态(见图6和7)。在摆动阶段当假肢的趾部接触到障碍物时,模型就不同了,变成1—2—3—4—5—6—1。在5号状态后,微处理机监测膝角度变化信号,如果首次变化变正值,指示膝不再伸展,而正在弯曲(即障碍物阻断了膝伸展的正常速度)则转换到第6号状态。在

6号状态过程中,阻尼器受指示锁住膝关节的弯曲。在水平步行图中有附加的状态变化。环行是无需弯曲膝关节的摆动阶段完成的。这一点是以下述方式完成的。以一弧线侧向摆腿以抬离地面而不是弯曲膝关节。在摆动阶段不弯曲膝关节,这样做处理机的转换为1—2—3和停止。这个问题是这样克服的:测量微处理机在3号状态的时间,如果在预定的时间中膝关节没有弯曲,则不管有无输入信号微处理机都返回1号状态。

坐下方式

在日常生活中,被截肢者往往要坐下几次,每次坐一定时间。此时假肢的膝关节应该处于未锁住状态,以便使被截肢者将腿放在任何需要的位置。例如,他也许希望将假肢弯曲把脚放在椅下,或者呈直角以便坐直,或者处于部分弯曲位置以便坐在小汽车中。这种定位工作是通过用手或用另一只脚操纵假肢来实现的。

训练被截肢者做一定的动作以指令微处理机完成坐下的动作。图8A和8表示坐下的各状态的循环。图9表示在典型的坐下的各状态的循环。图9表示在典型的坐下运动中信号的变化。开始时微处理机处于1号状态。被截肢者后倾以增加假肢踵部的负荷并开始弯曲膝关节。当膝信号超过一预定的临界值时(见图9的状态变化),微处理机从1号状态转换到2号状态。

在踵部的负荷使负荷信号减小于预定的临界值,微处理机转换至7号状态。一旦微处理机转换至7号状态,一定时器起动并测量在

踵部存在负荷的时间。1/3秒之后，微处理机转换至8号状态，指令阻尼器使膝关节可以弯曲。被截肢者将重量支承在假肢上并以一受控的速率坐到椅子上。时间测量又开始进行，3/4秒后微处理机转换至9号状态，这指令阻尼器使膝关节可自由弯曲和伸展，这就使被截肢者操纵腿以便舒服地处于坐姿。微处理机将保持处于9号状态，直至膝关节伸展到直位，因此使膝角度信号减小至临界值，在该临界值微处理机转换至1号状态。

下台阶：

被截肢者下台阶的通常方法是只用其好腿使其身体重心下降每一台阶直到其假肢接触下一台阶。然后再用其好腿重复上述运动。根本不用其假肢，下台阶是一次一个台阶。

较灵活的被截肢者使用第二种方法，用普通的“一步接一步 *step over step*”方法，但是这样做时，由于其体重使膝弯曲，膝的下降是不受控的。

本发明提供一种方法，首先检测被截肢者即将下降一步，然后提供一种受控的下降速率。

为了开始下台阶，微处理机必须从使用者接受适当的信号，将假肢的踵部放在台阶边缘并施加重量即可做到这一点。与水平步行相似，第一个状态变化是随着膝开始弯曲而从1号状态转换到2号状态(见上文)。此时，负荷信号减小(踵部负荷)，微处理机转换至7号状态，然后当负荷达到预定临界值时转换至10号状态(见图10和

11)。

应当注意的是,由使用者作用在踵部的重量决定微处理机是否停止在7号状态(检测“坐下”)或者继续转换至10号状态(检测“下台阶”)。使用者经过训练以施加适当的重量来正确地指令微处理机。

当微处理机转换到10号状态时,定时器启动。只要用户保持这种负荷1/2秒,微处理机将转换至11号状态。在11号状态中,阻尼器接受指令抵抗膝关节的弯曲而允许伸展。这种阻尼状态类似于门的液压控制装置。门摆动的速率由缸内液压油控制。对于人造膝关节来说,这种阻尼方式是根据用户的希望而预先设定的。有些人喜欢以低速率下台阶,而有些人则愿意较快地下台阶。

当完成一步下台阶时,用户用其另一脚下第二个台阶。在这段时间里,微处理机等待人造膝关节在摆动阶段进行伸展。伸展运动使膝信号减小至预先设定的值,微处理机转换至2号状态。阻尼器接受指令锁住弯曲而允许伸展。使用者又将踵部放在下一台阶上并重复每一步的程序7—10—11—12。应当注意的是,微处理机在每一步后并不返回到1号状态。这是由于在下一步之前缺乏腿的完全伸展。

一旦下完台阶时,膝关节伸展至直位,微处理机当膝角度减少至预先设定的临界值时转换到1号状态。此时又可在下台阶,坐下和水平步行之间进行选择。

图12表示所有组合在一起的状态。在每一步开始时,软件检测被截肢者是否行进在水平地面(1—2—3—4—5—1号状态),正在

坐下(1-2-7-8-9-1)还是在下台阶(1-2-7-10-11-12)。

被截肢者无需按任何按钮,或转动任何手柄来指示微处理机改变功能以适应不同的地形。取决于被截肢者的运动,检测是实时自动进行的。

状态图的附加特征是电池寿命节省器。如果在1,2或9号状态被截肢者停止运动超过3秒,则微处理机停止向控制电动机供电并进入关闭状态。

低电池警告信号装置向使用者发出需要更换电池的信号。万一电池完全耗尽,阻尼器接受指令在功率完全丧失前抵抗弯曲并允许自由伸展。这使被截肢者仍可将重量支承在假肢上而不发生膝关节的过度弯曲,直到在假肢中更换上充好电的电池。由于弯曲受到抵抗,在此期间摆动阶段必须靠环行动作完成。

附件:本发明使用的软件

说明书附图

图.1

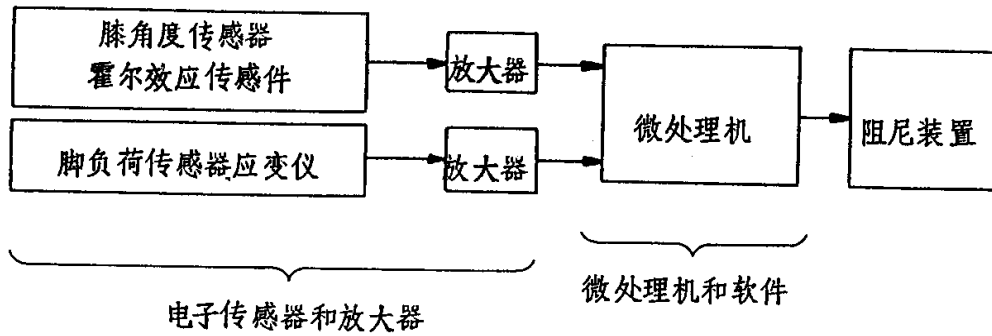


图2

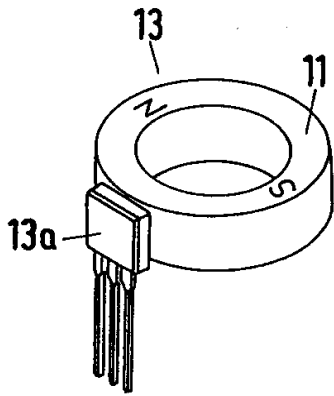


图.3

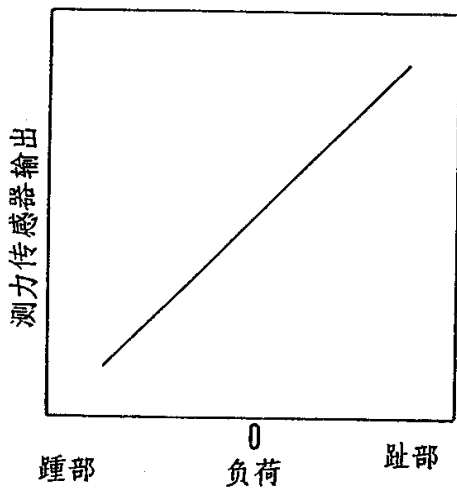
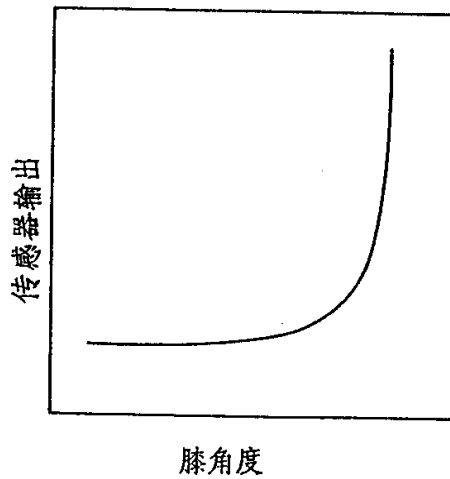


图5

图. 4

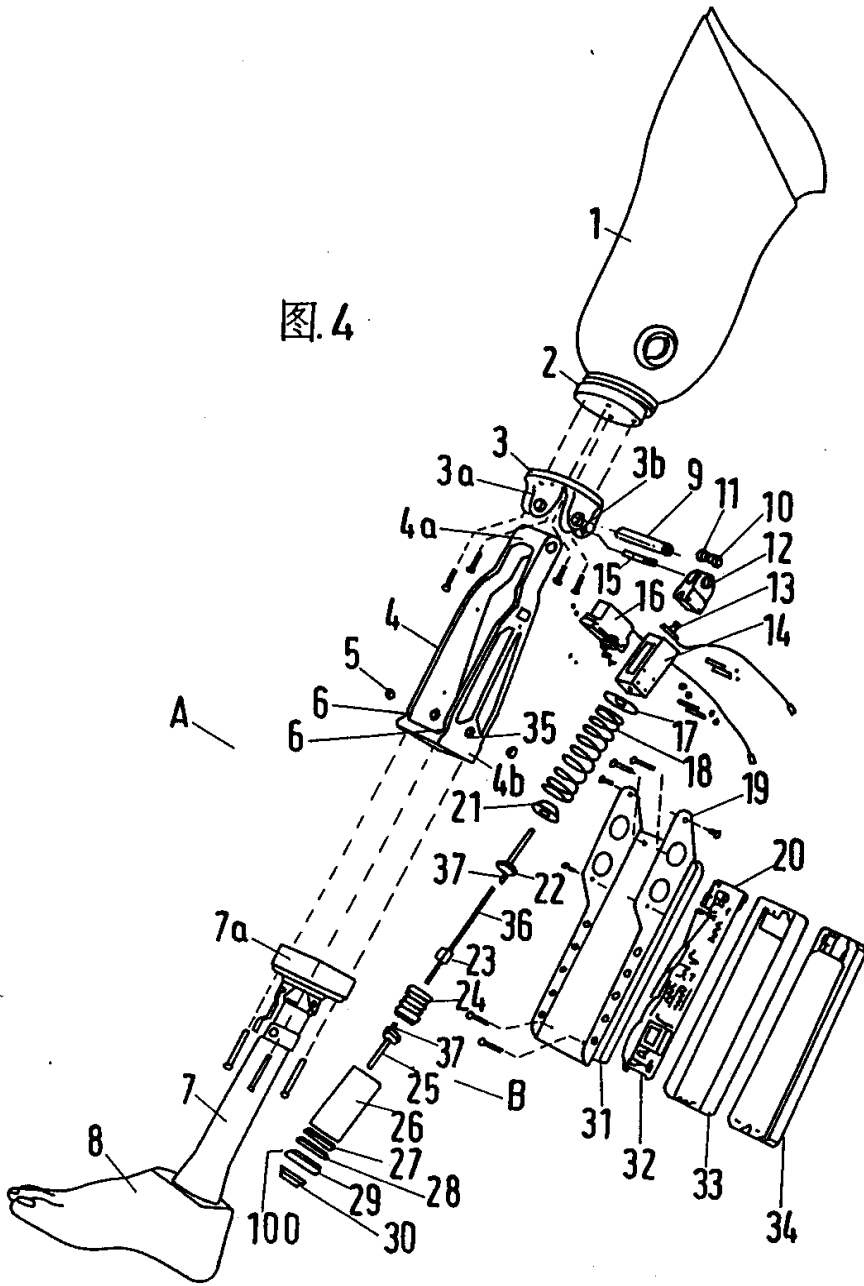


图.4a

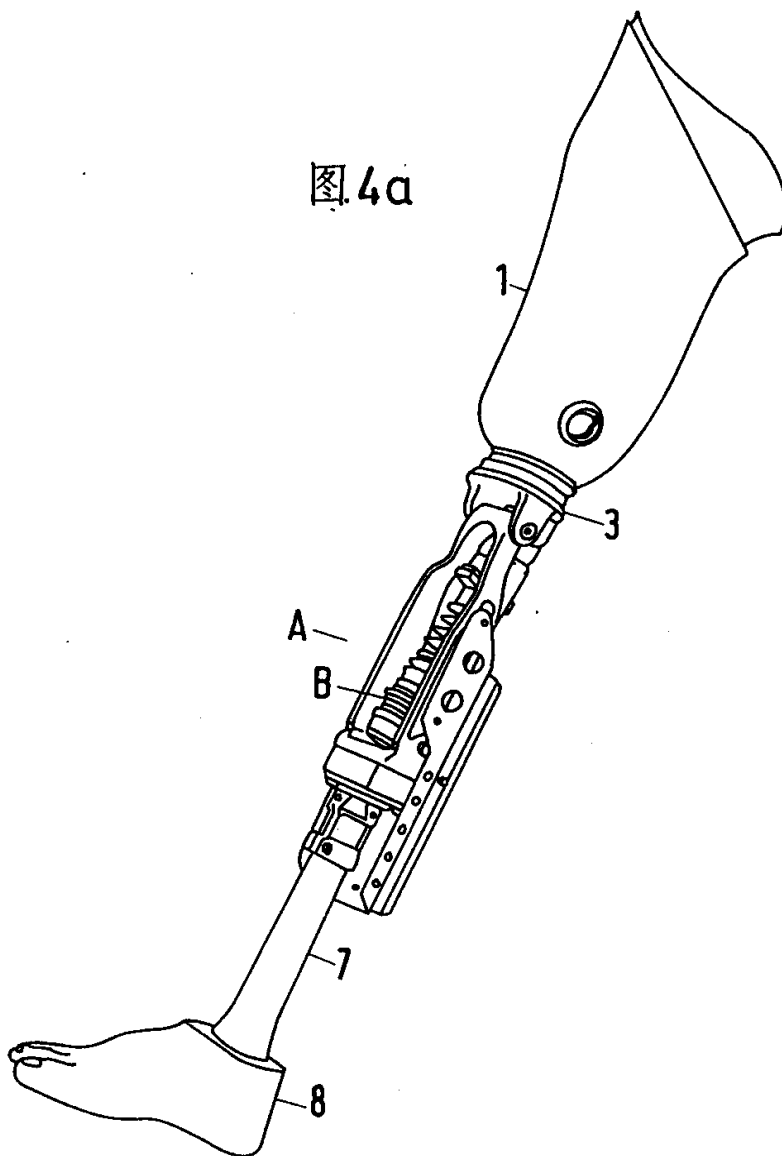


图.6

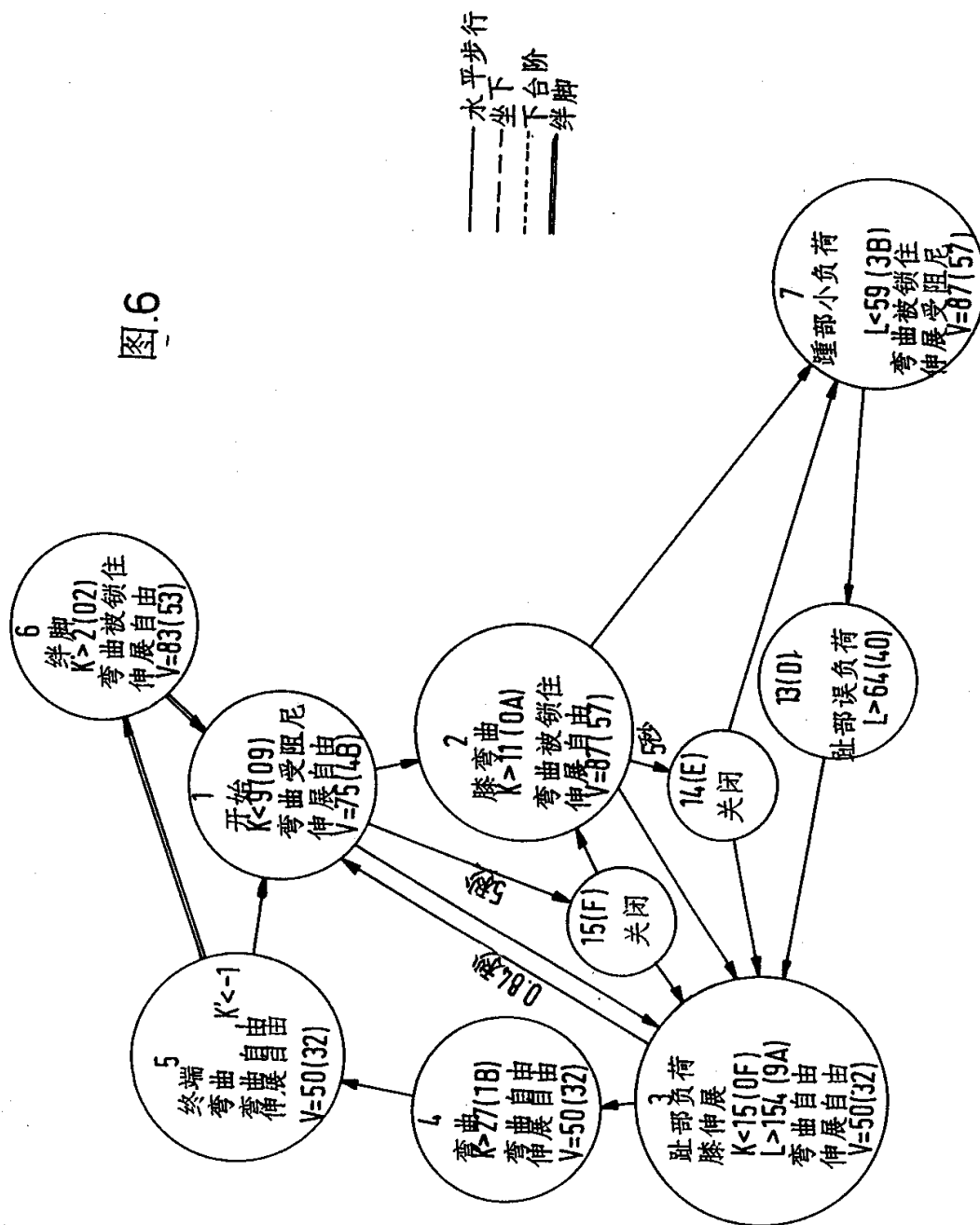


图6a

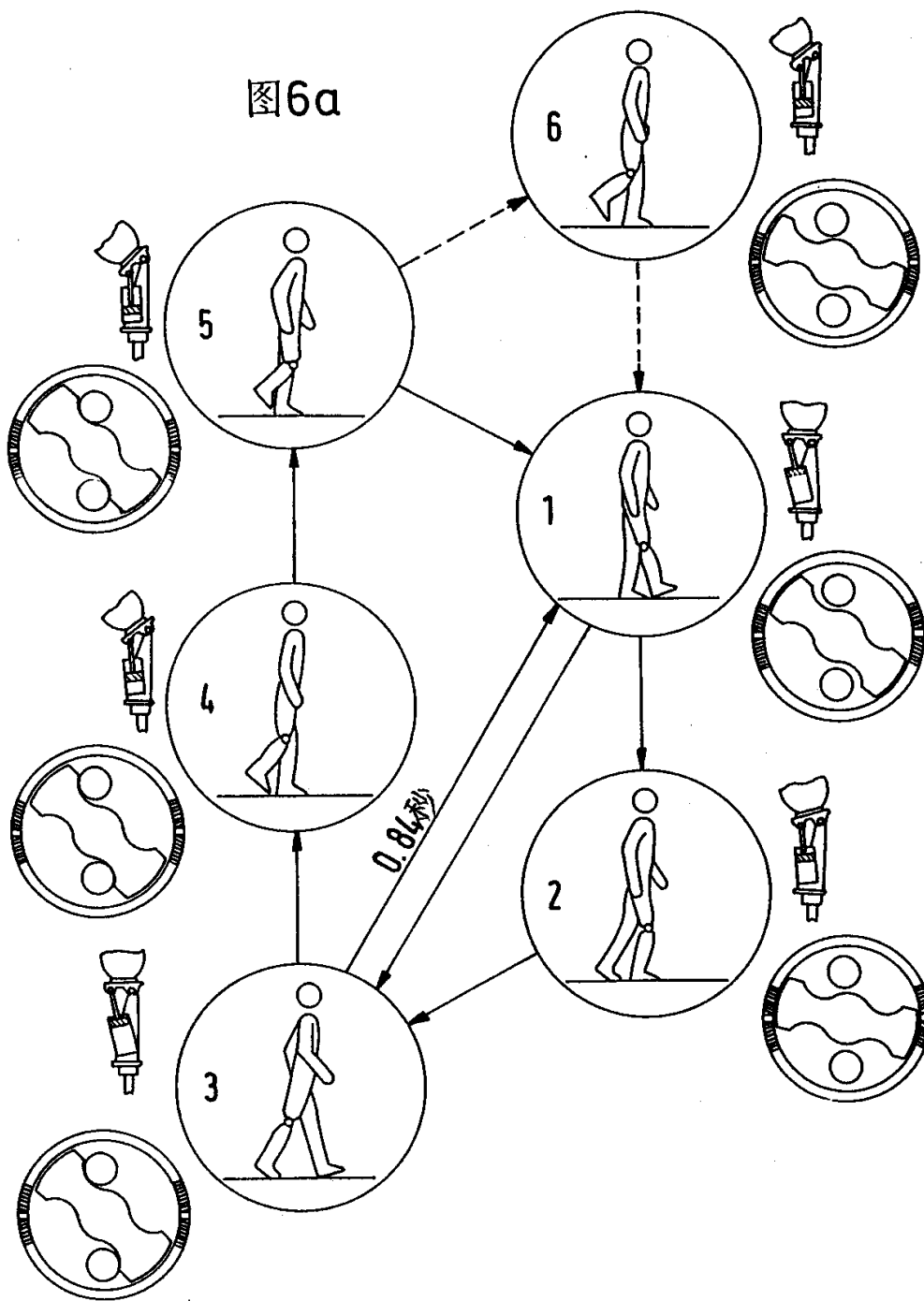


图.7

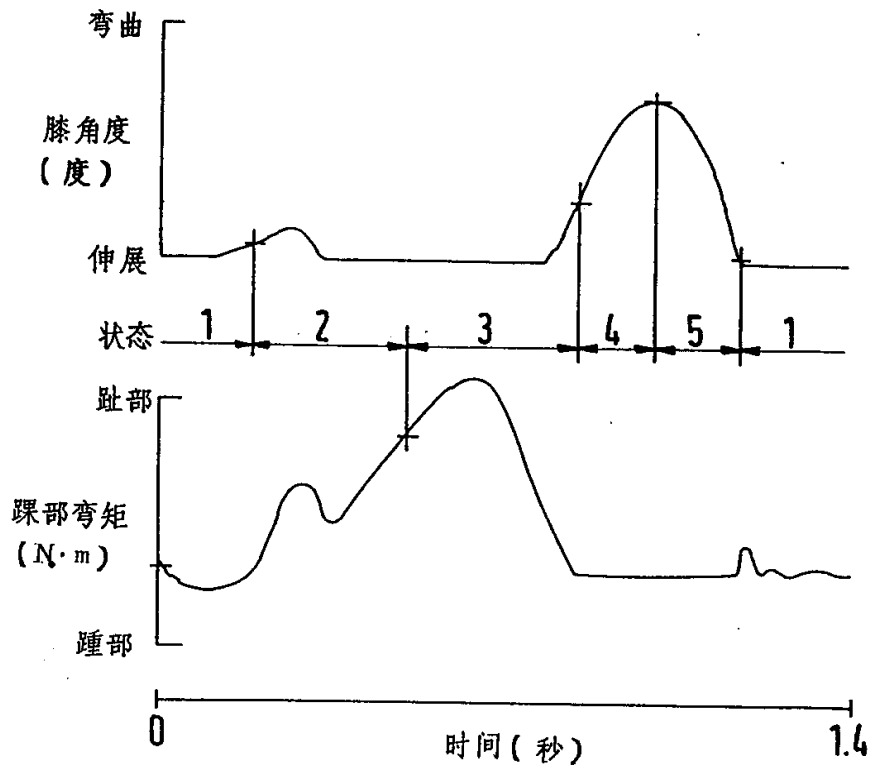
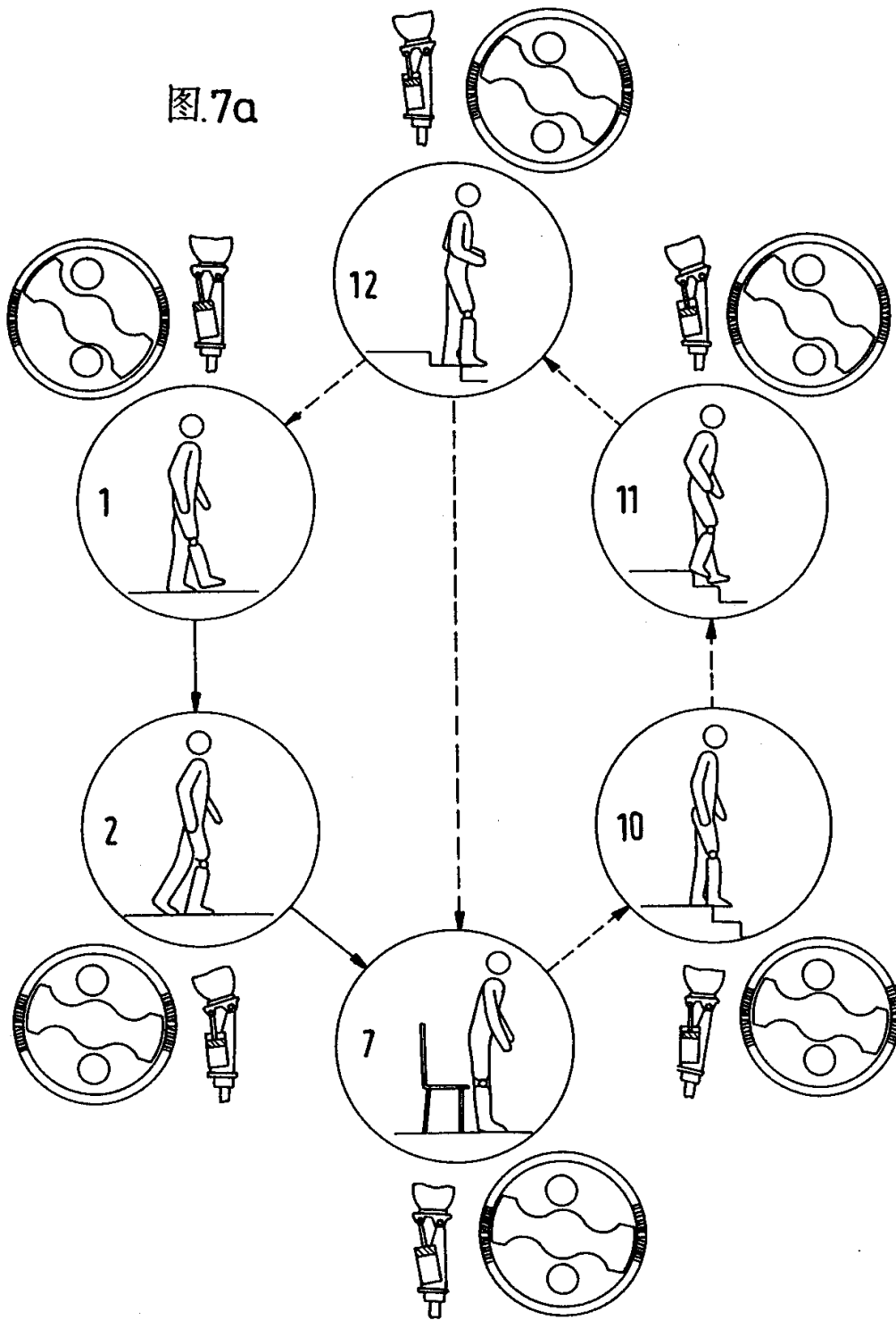


图.7a



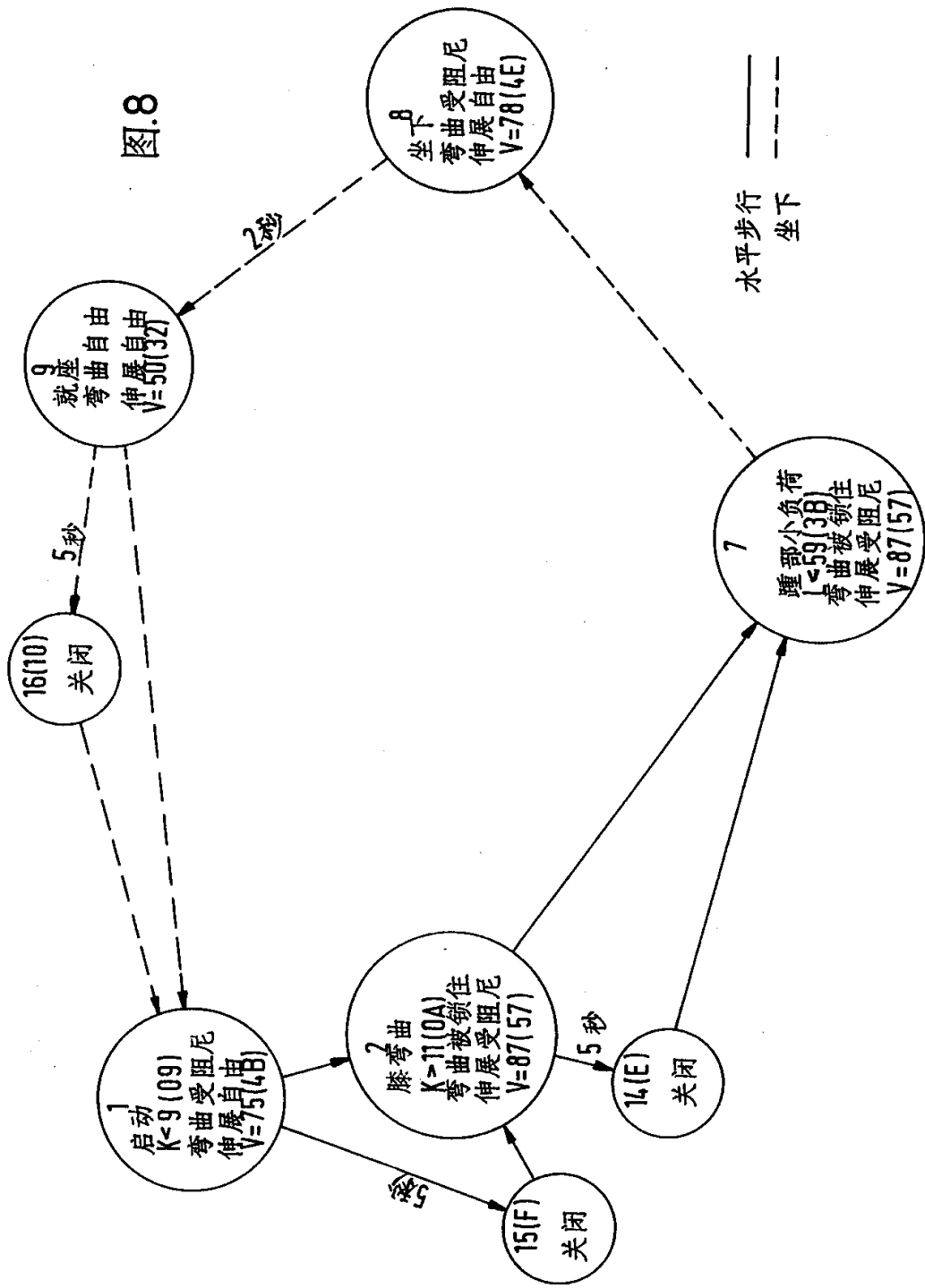


图.8a

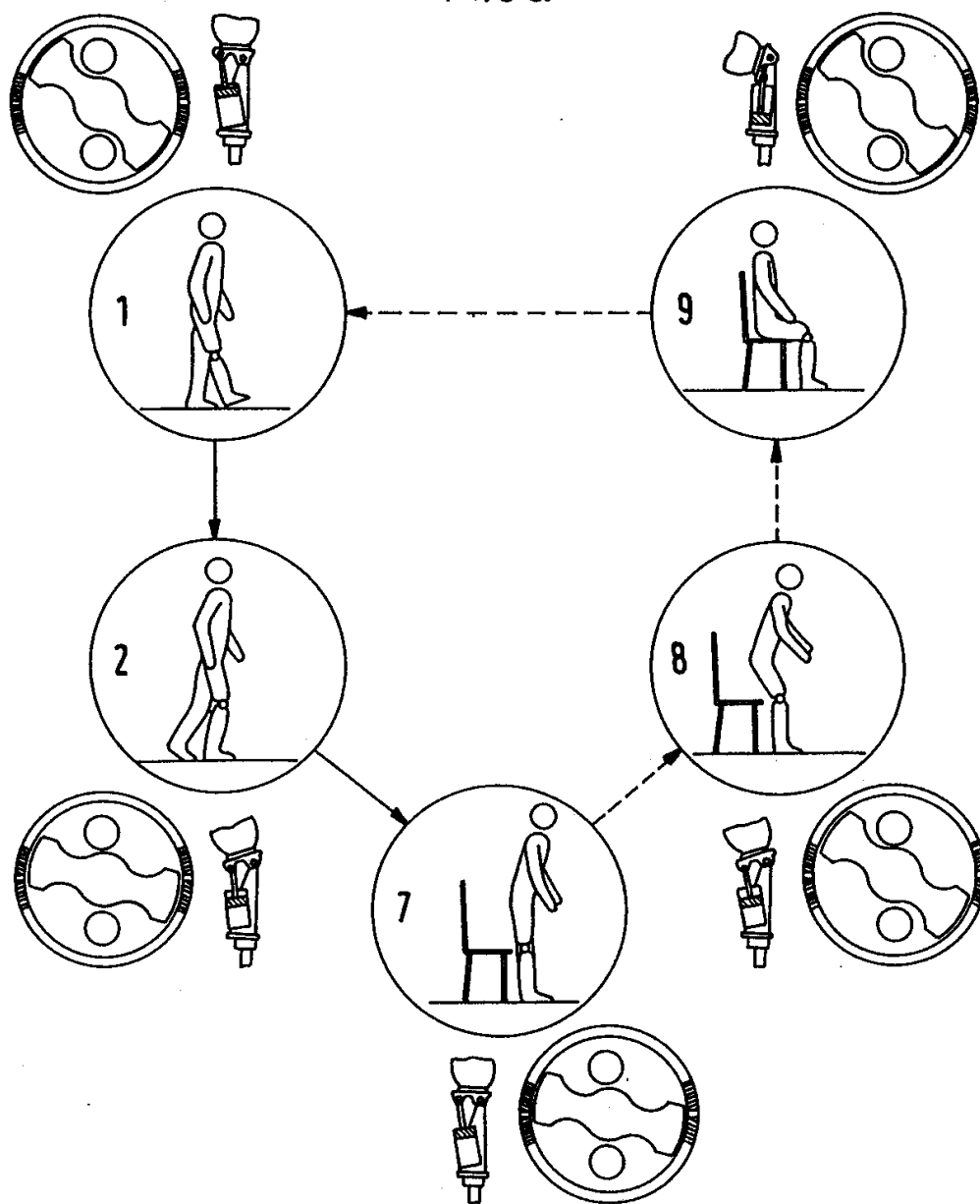


图.9

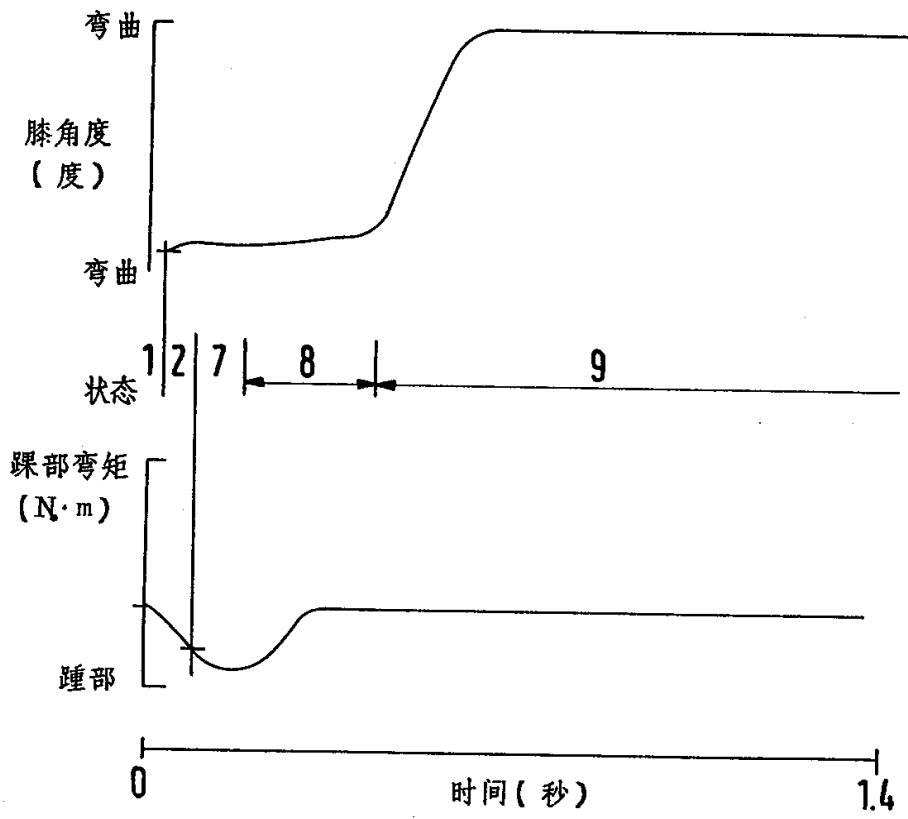
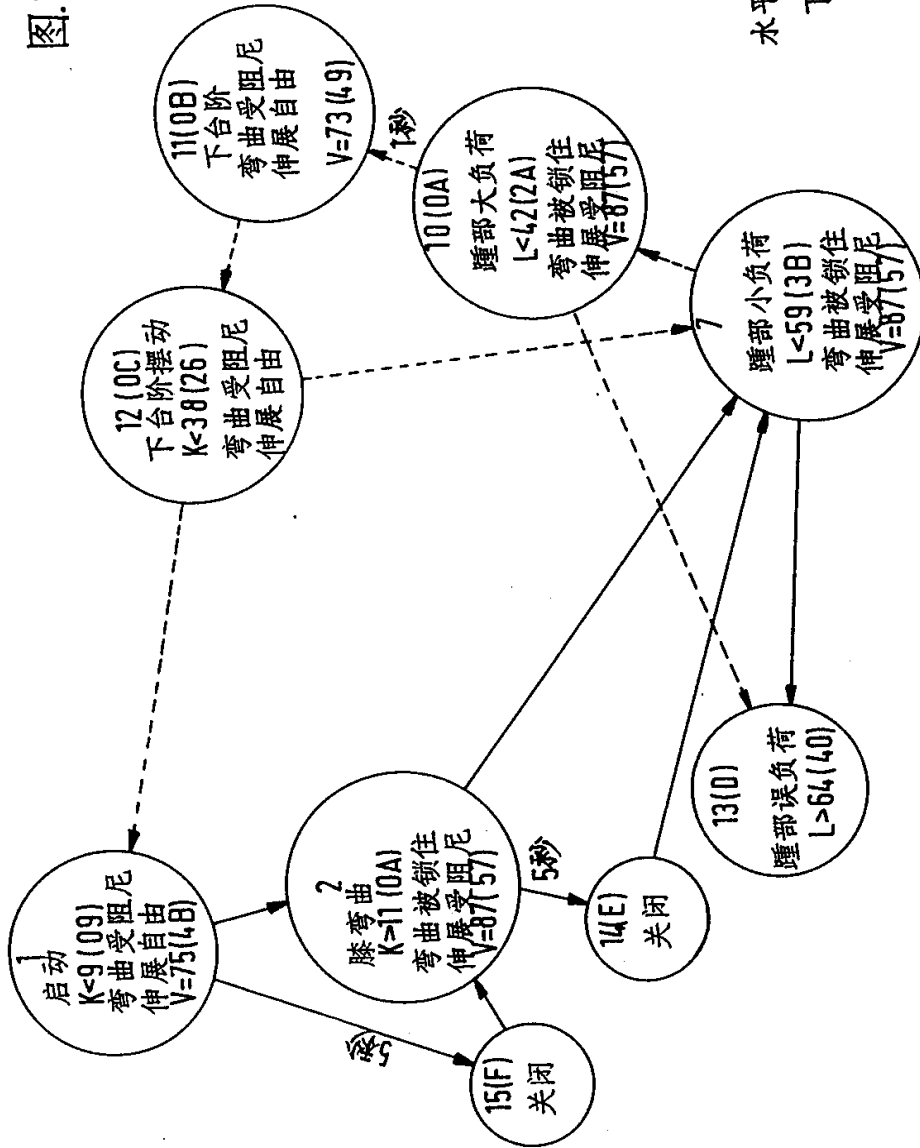


图.10



—— 水平步行
 - - - 下台阶

图.11

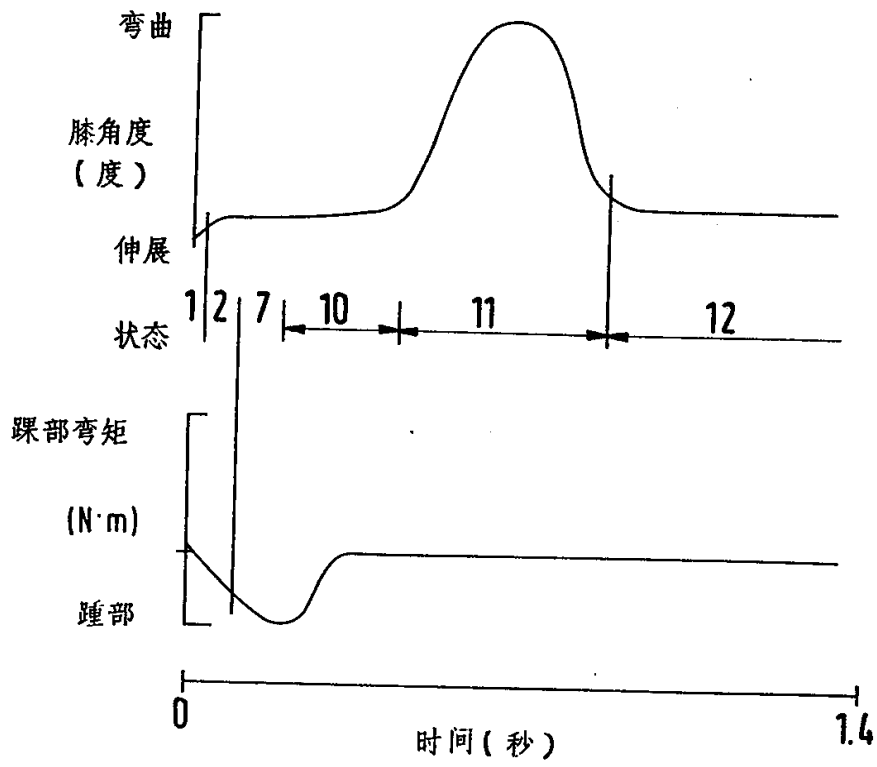


图.12

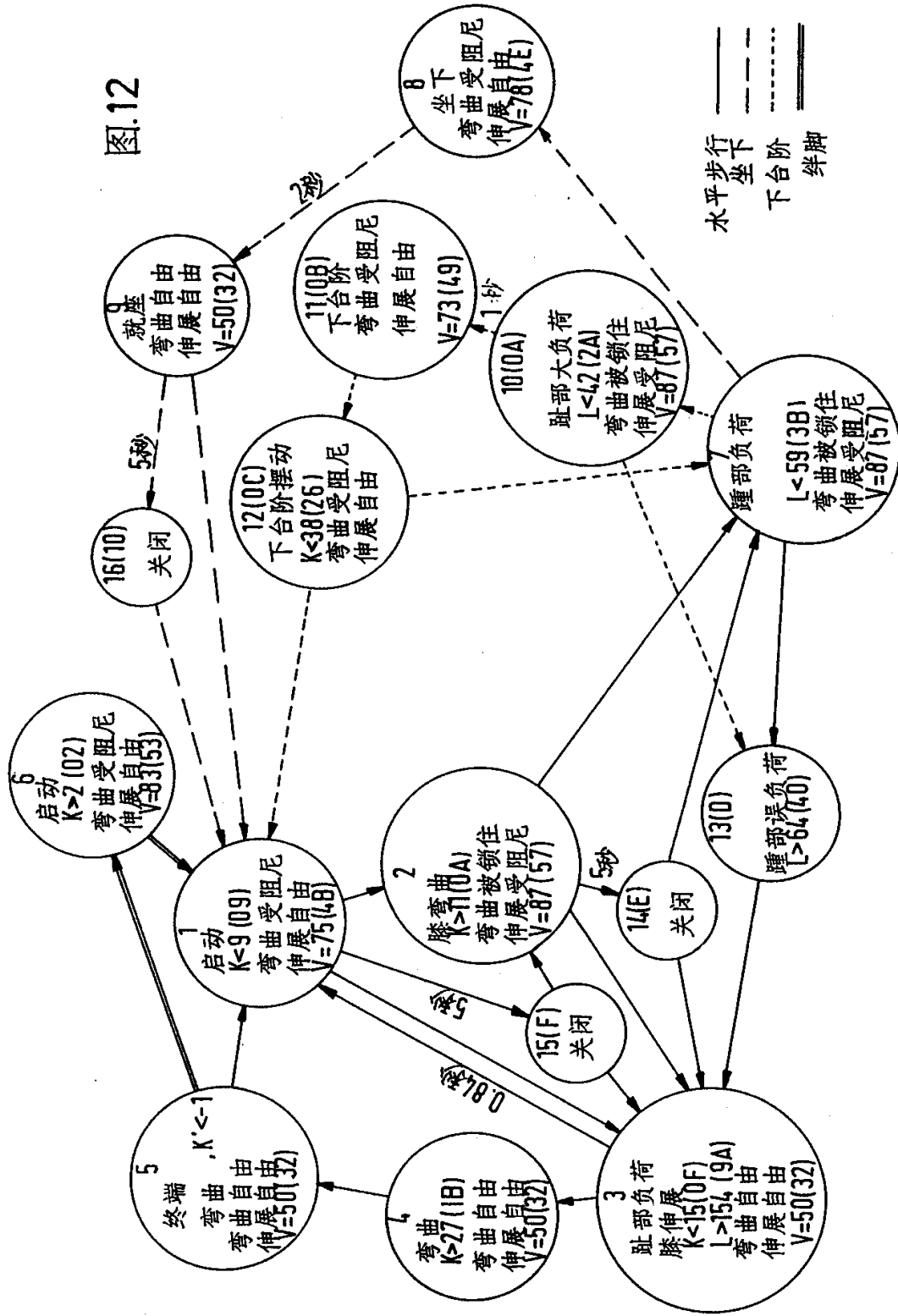
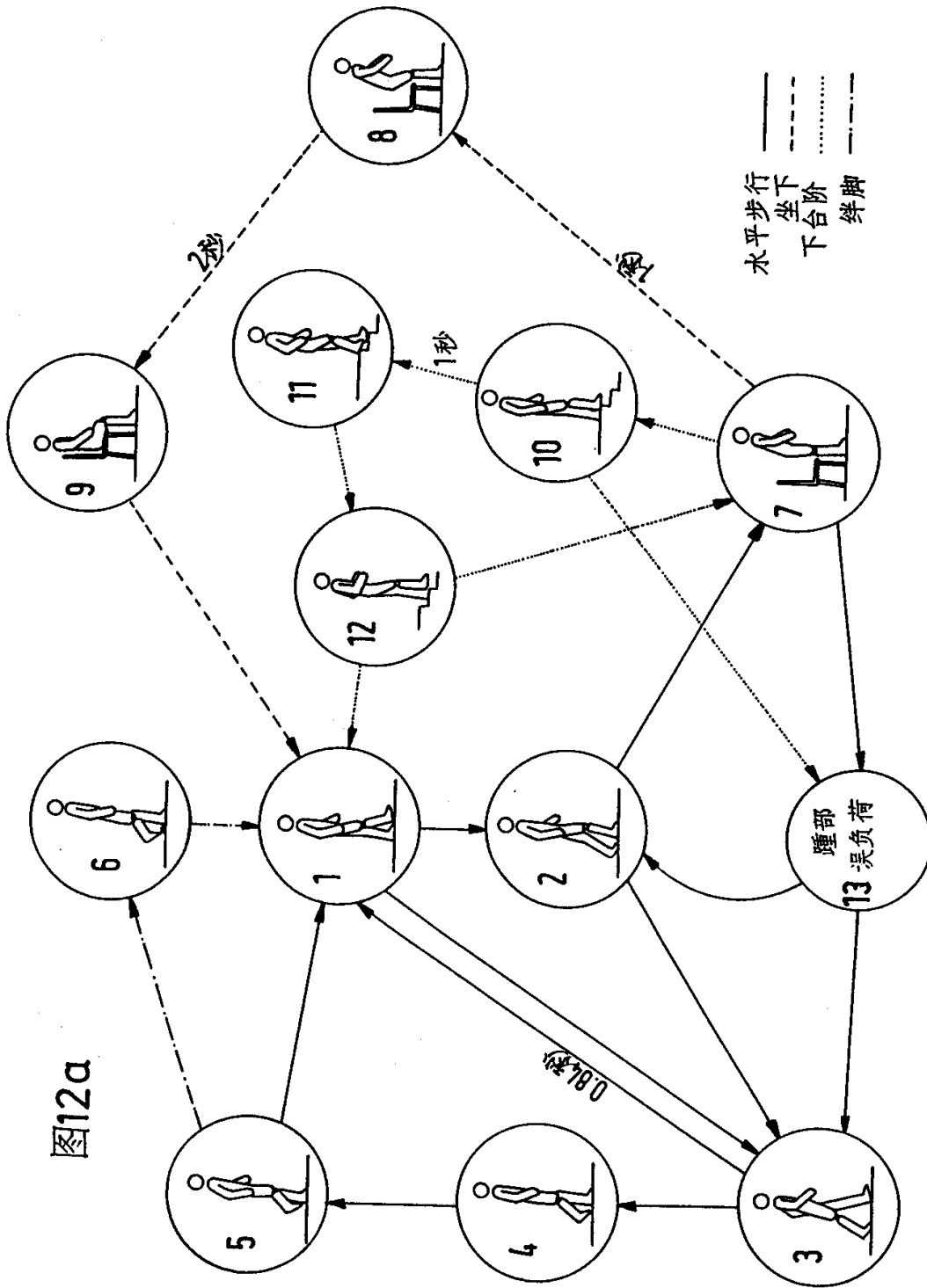
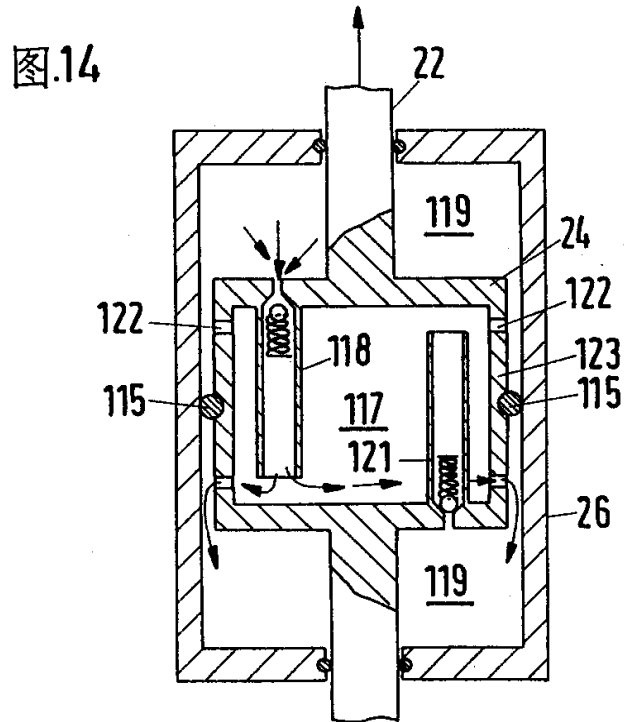
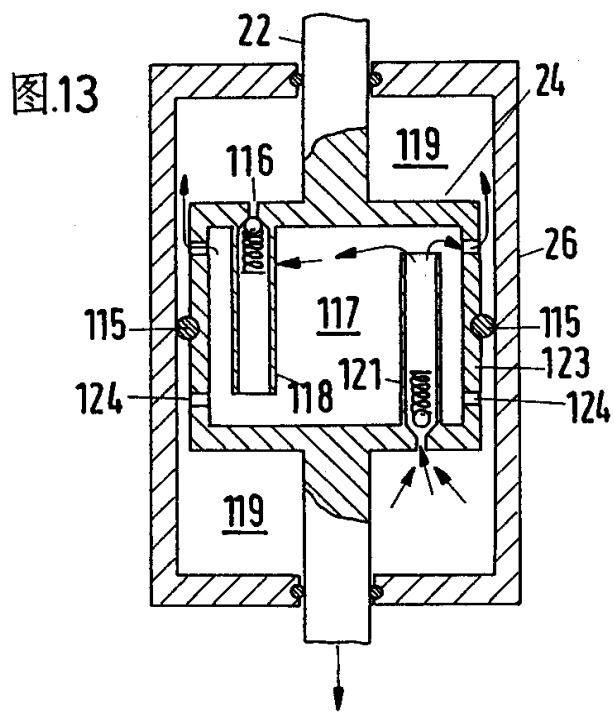


图12a





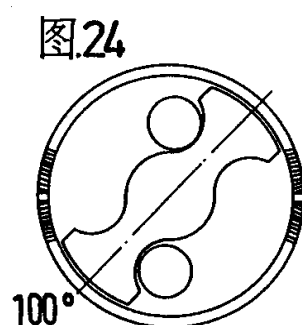
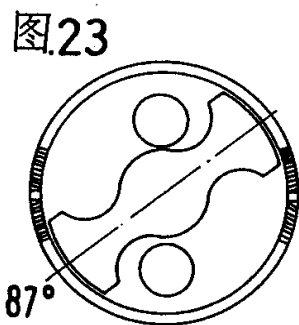
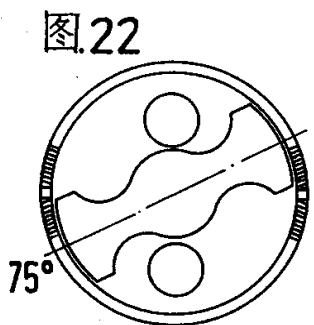
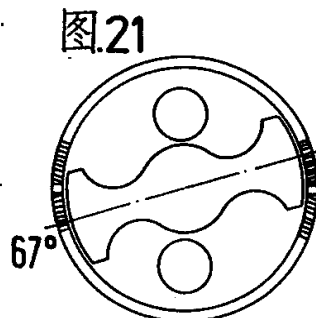
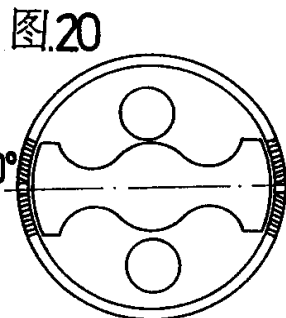
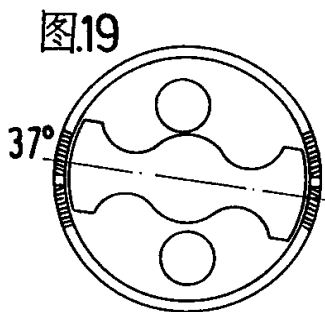
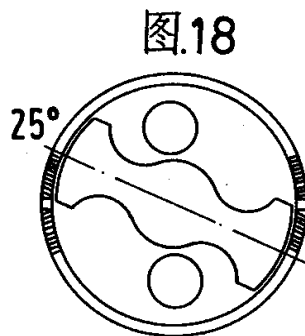
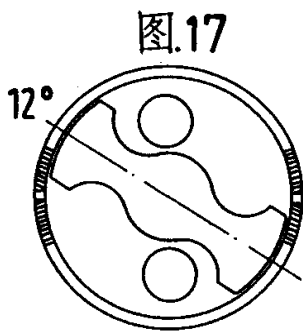
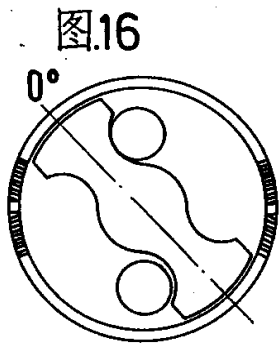
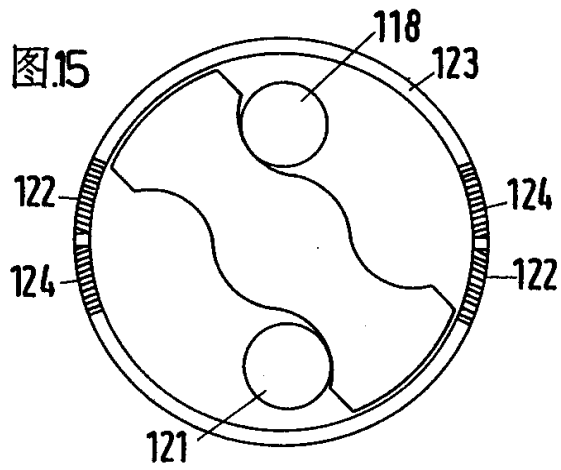


图.25

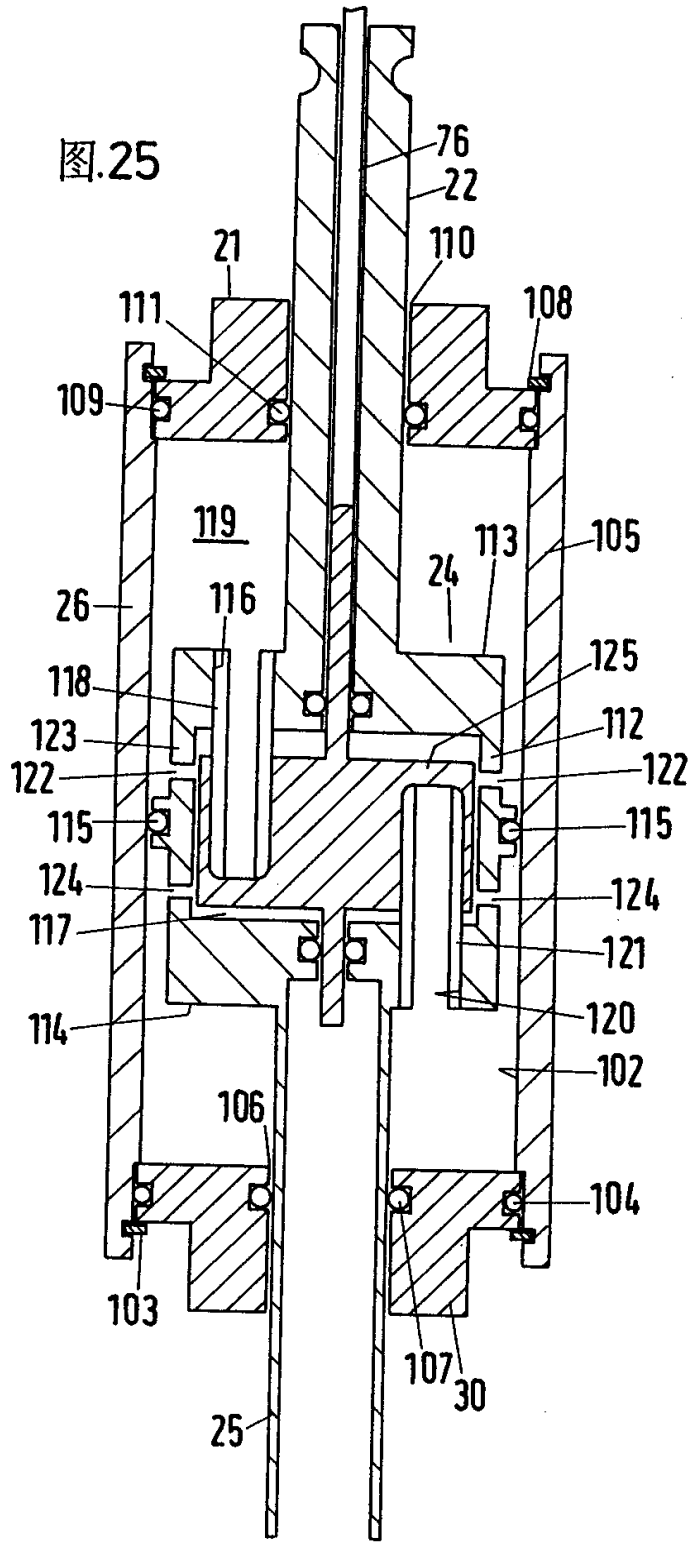


图.26

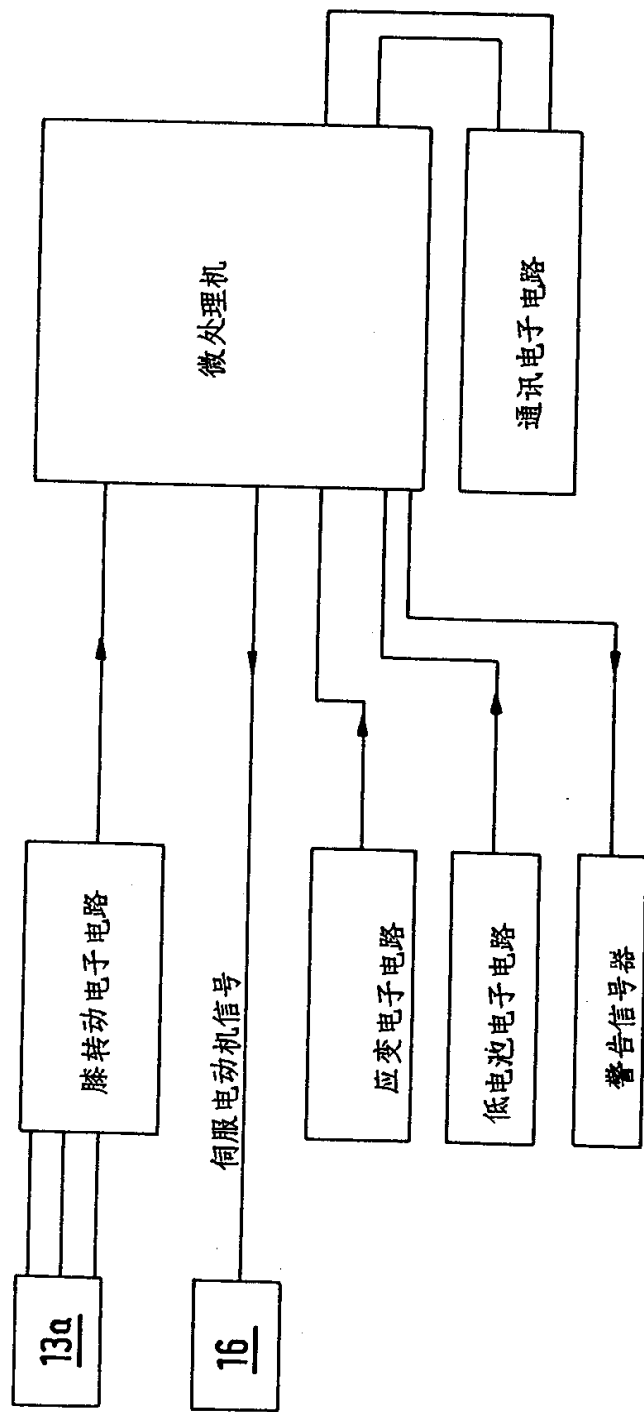


图.27

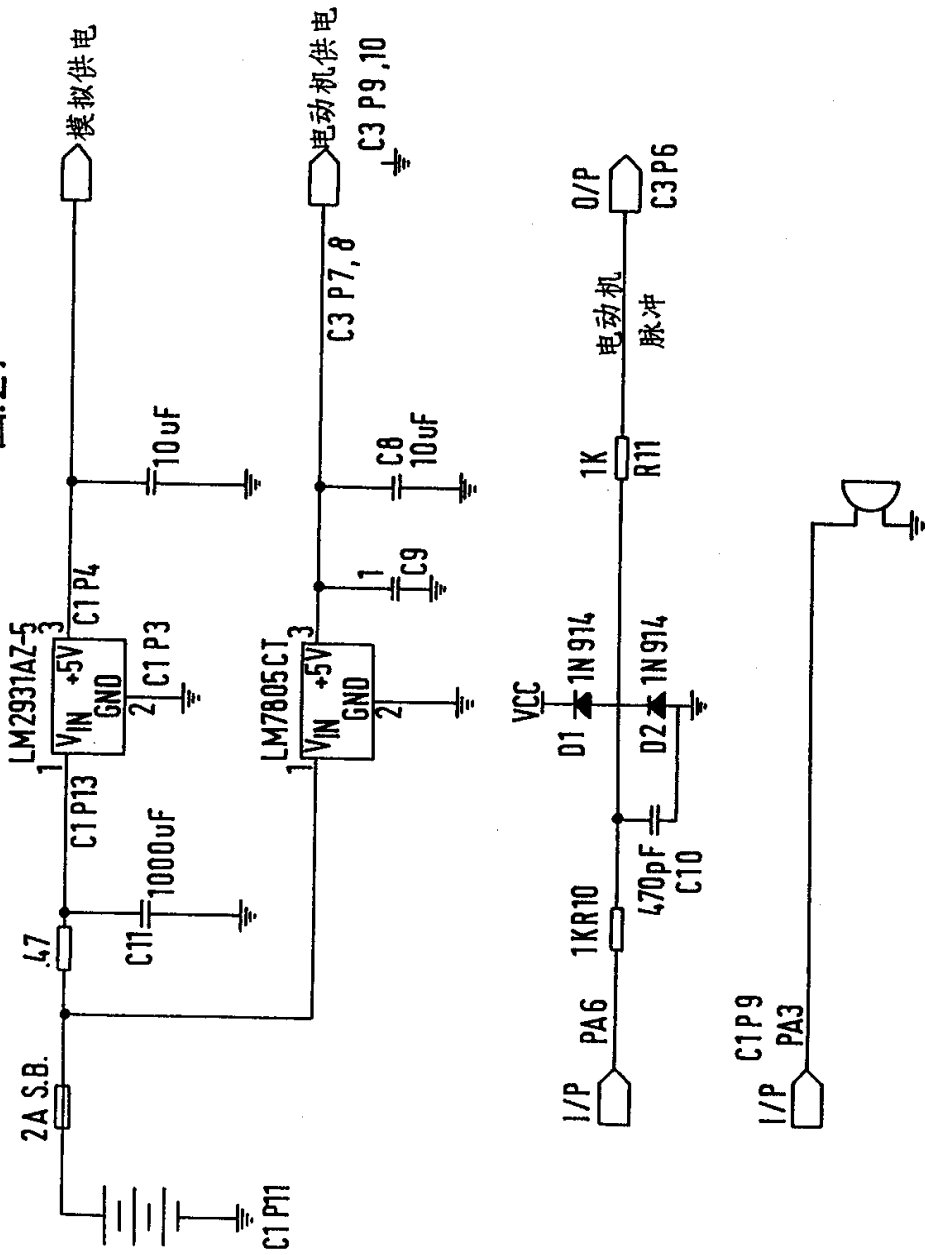


图.28

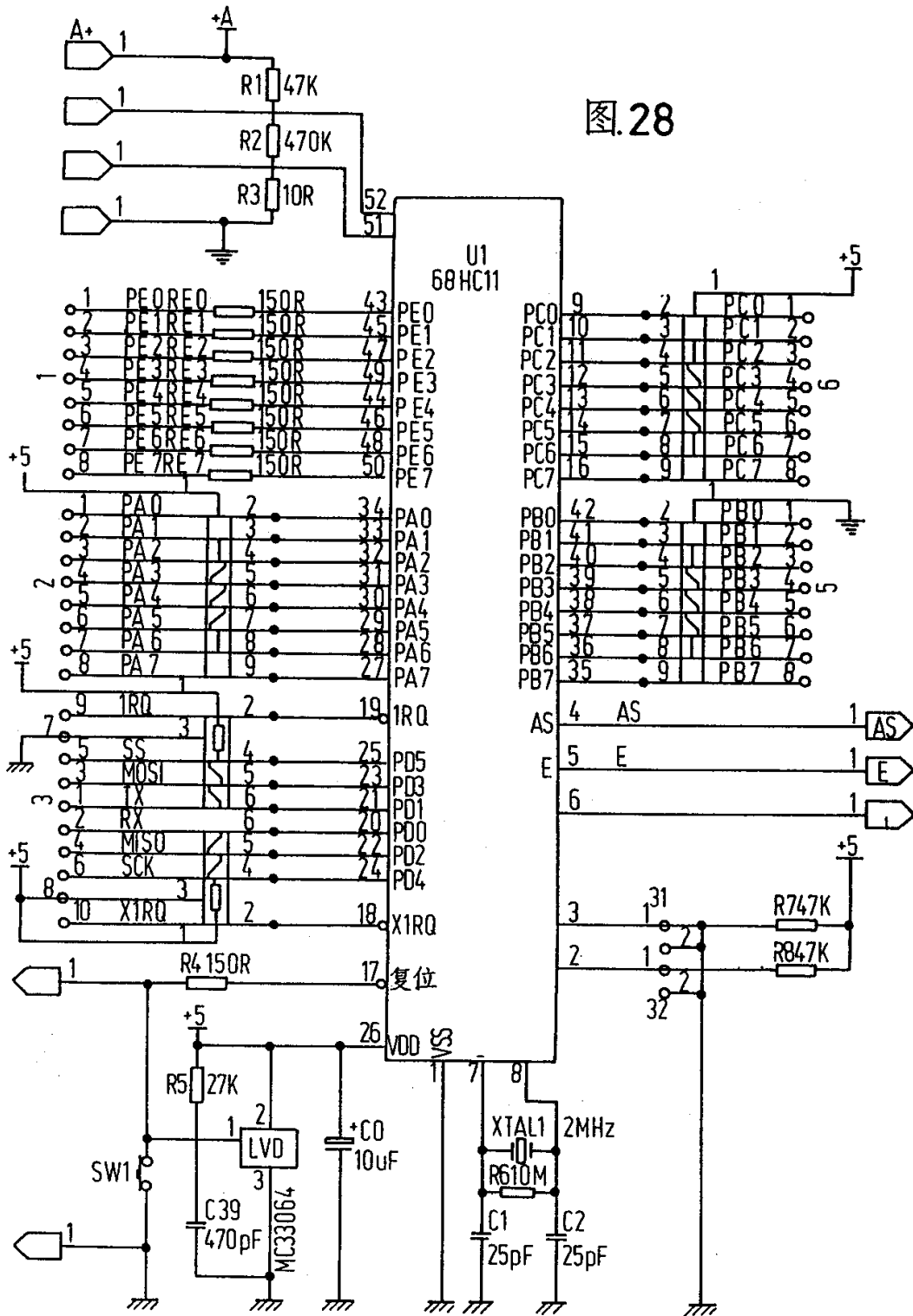


图.29

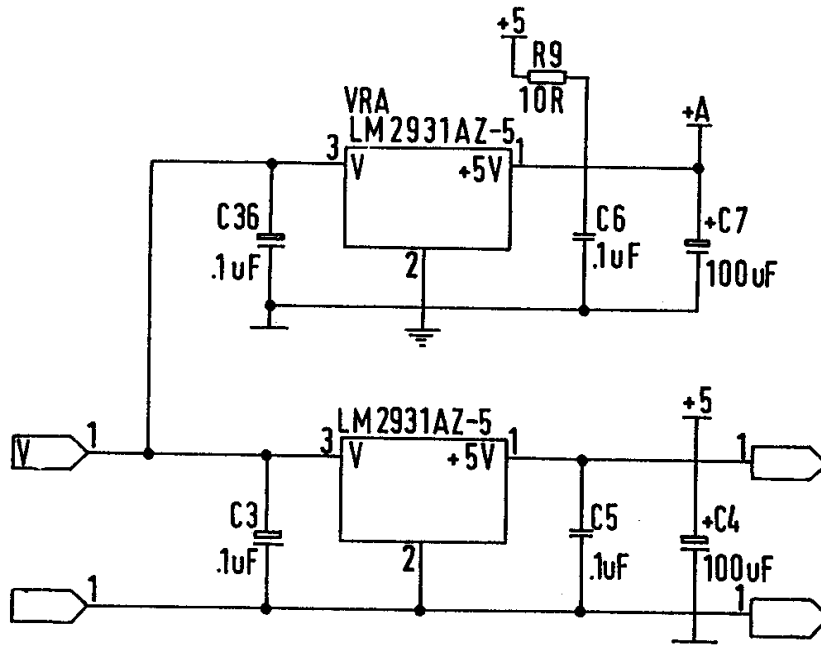
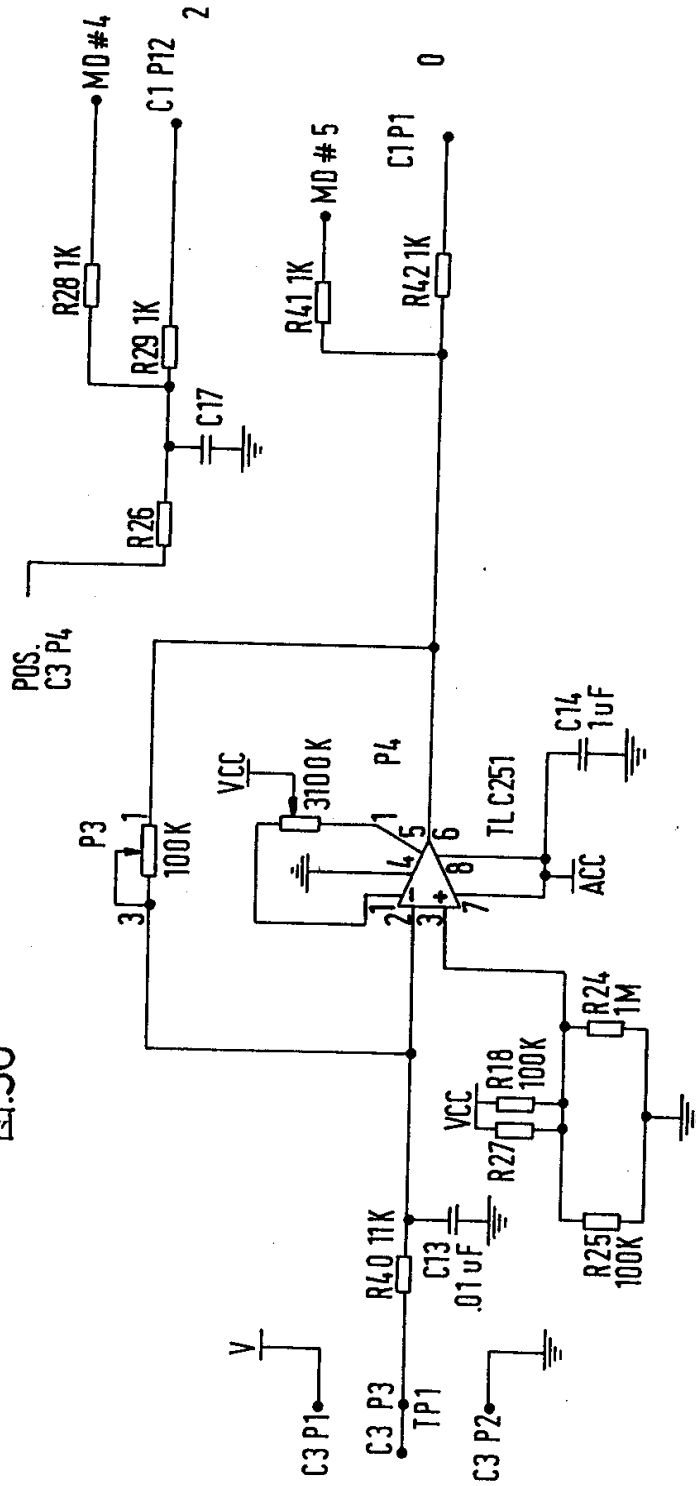


图.30



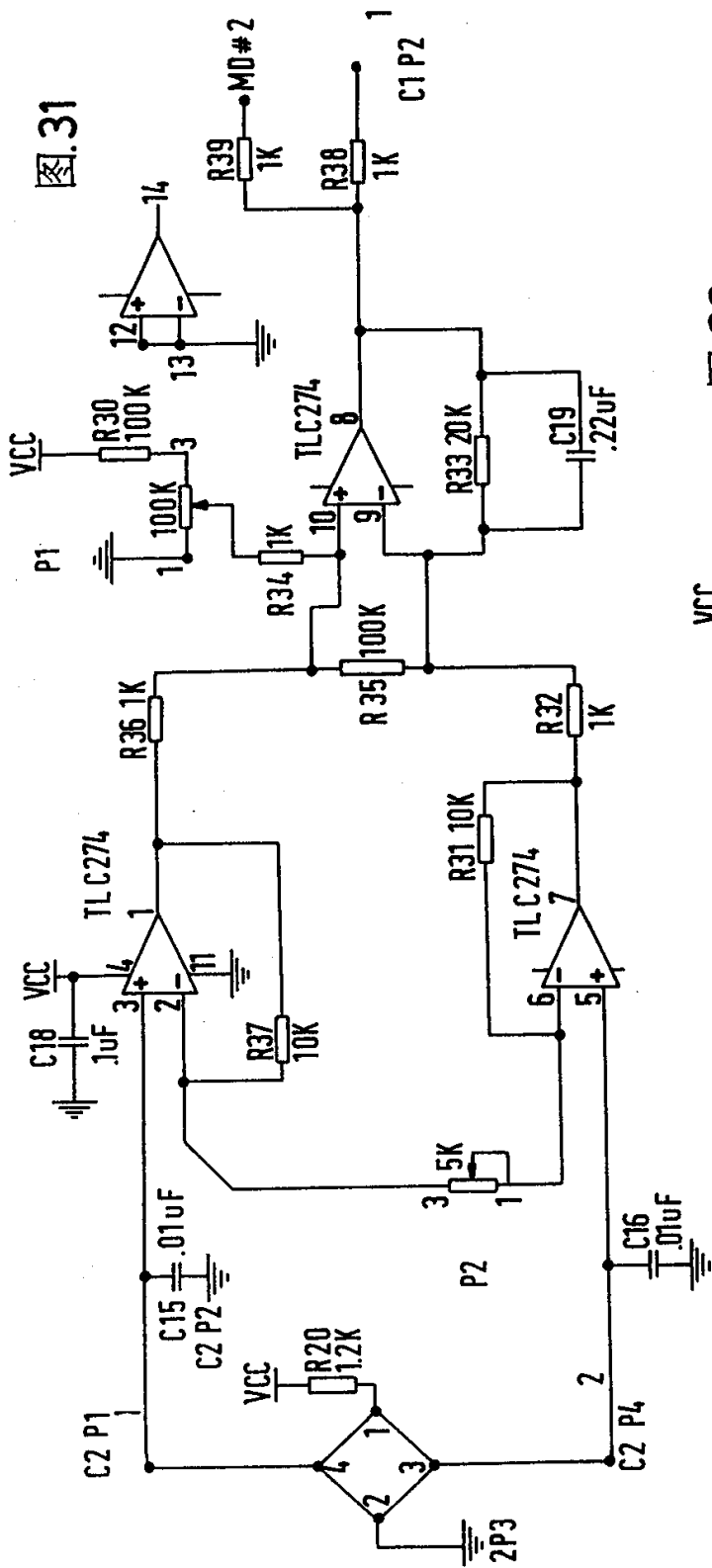


图.31

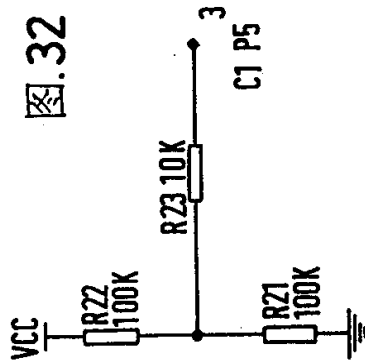


图.32

图.33

程序的核心是定时器中断服务例行程序。
每20毫秒定时器中断，并且.....

定时器中断：(TimeInt @ 20毫秒间隔)
取得新的A/D值进入先进先出，废弃最旧值。
产生向致动器的任何需要的输出。
如果停止定时器的运行，递减计数。超时则调整暂停标记，强制电池断开规则生效。
如果警告信号指令生效，按需要执行超时，使警告信号器通/断。
如果强制规则生效，递减计时。超时则执行规则。
转向End-Of-SCAN(扫描结束)。
如果未被暂停或已不扫描，扫描规则表寻找可执行的规则。
End-Of-SCAN: 从定时器中断返回。

(规则的)扫描：
为了每一个在方位式区段中的生效规则
如果规则的先承条件存在并被满足
并且如果数字条件存在并被满足
并且如果模拟条件存在并被满足
则使规则工作退出循环。(每次定时器中断只有一条规则工作)

生效规则：
如果规则号未被禁止则产生所需输出。
(数字，模拟，脉冲方式变化，子程序，警告信号等)
向SPI(单程序启动)端口输出现行规则号以进行状态变化的外部D/A监测。
如果Forced Time(强制计时)存在更新FRCTIM计数器。
如果规则不是专用情况(#0)，在存储器中更新现行规则值
(为了规则先承条件检查。)

圆形缓冲器的标准执行用于中断，中断是经由微处理机串行通信端口的输入和输出驱动的。当每一串行通信中断时.....

串行中断：
如果接收器中断，则
当在输入圆形缓冲器中我们没有空格时，等待。
收到的字符，更新内指示器和计数器。
否则如果(ELSEIF)
发送器中断则：
如果我们有一字符发送，则发送它，更新外指示器和计数器。
否则(ELSE)
由于无字符发送关闭发送器中断。
从串行中断返回

图.34

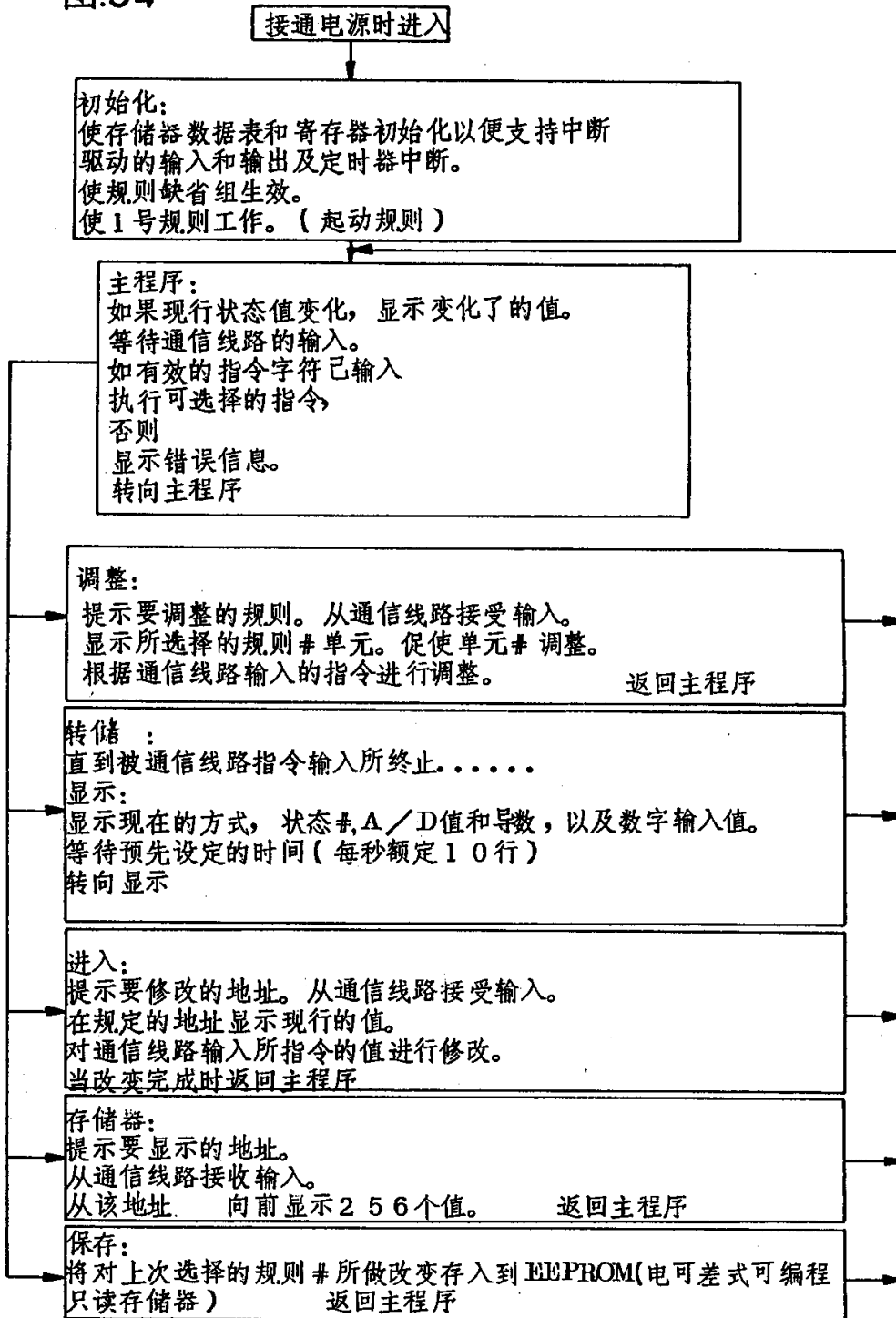


图.35

