



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113939253 B

(45) 授权公告日 2024. 01. 26

(21) 申请号 202080042165.9
(22) 申请日 2020.06.10
(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 113939253 A

(43) 申请公布日 2022.01.14
(30) 优先权数据
16/436,716 2019.06.10 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2021.12.08

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/US2020/037076 2020.06.10

(87) PCT国际申请的公布数据
W02020/252078 EN 2020.12.17

(73) 专利权人 摩必斯技术有限责任公司
地址 美国爱达荷

(72) 发明人 D·弗莱明
(74) 专利代理机构 中国贸促会专利商标事务所
有限公司 11038
专利代理师 王庆华

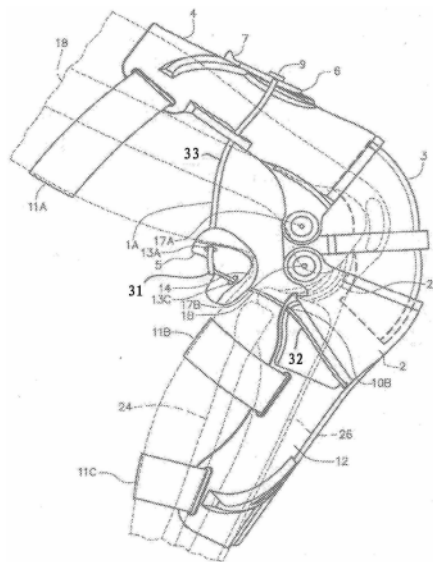
(51) Int.Cl.
A61F 5/01 (2006.01)
A61F 5/00 (2006.01)
A61F 5/04 (2006.01)

(56) 对比文件
US 2019290464 A1, 2019.09.26
US 2014148747 A1, 2014.05.29
US 4886054 A, 1989.12.12
US 2016151189 A1, 2016.06.02
US 2018000623 A1, 2018.01.04

审查员 刘超
权利要求书2页 说明书6页 附图14页

(54) 发明名称
线缆膝部支具系统

(57) 摘要
本发明的目的是提供一种膝部支具系统,该膝部支具系统增强身体的天然韧带,并适应使用者不同的天然Q角,以减少膝部受伤或再次受伤的倾向。本发明是一种线缆系统,其作用与身体的天然方式非常相似,抵抗导致过度关节运动以及损伤ACL和/或MCL的力。当腿在运动范围内移动时,线缆提供外部过度伸展、弯曲和旋转支撑,从而防止胫骨相对于股骨向前移动(过度伸展)或扭转(侧向旋转)和/或侧向弯曲。



1. 一种膝部支具,包括:

股骨板;

第一胫骨板,所述第一胫骨板铰接地联接至所述股骨板;

第二胫骨板,所述第二胫骨板能够绕一轴线旋转地联接至所述第一胫骨板,其中通过调节所述第二胫骨板绕所述轴线相对于所述第一胫骨板的取向,形成期望的Q角,其中,所述第一胫骨板和所述第二胫骨板的形状共同设计成与使用者的胫骨相符,从膝部正下方开始并在胫骨的大致中点处结束;

背板;和

线缆,所述线缆布线到所述股骨板、所述第一胫骨板、所述第二胫骨板和所述背板中的每一个,

其中,所述第一胫骨板和所述第二胫骨板构造成使得所述第一胫骨板和所述第二胫骨板在其自身上具有变化的柔性,这种变化的柔性将允许所述第一胫骨板和所述第二胫骨板适应使用者的腿的形状,同时还提供必要的刚度。

2. 根据权利要求1所述的膝部支具,其中,所述股骨板包括线缆连接件。

3. 根据权利要求1所述的膝部支具,进一步包括位于所述股骨板、所述第一胫骨板、所述第二胫骨板和所述背板中的至少一个下方的衬垫。

4. 根据权利要求1所述的膝部支具,其中,所述线缆的布线包括将所述线缆附接至所述第一胫骨板和所述第二胫骨板。

5. 根据权利要求1所述的膝部支具,其中,所述线缆包括联接在一起的线缆段。

6. 根据权利要求1所述的膝部支具,进一步包括联接至所述股骨板的锁定装置,所述锁定装置配置成将所述线缆固定到所述股骨板。

7. 一种膝部支具,包括:

髌骨板;

股骨板,所述股骨板铰接地联接至所述髌骨板;

第一胫骨板,所述第一胫骨板铰接地联接至所述髌骨板;

第二胫骨板,所述第二胫骨板能够绕一轴线旋转地联接至所述第一胫骨板,其中,所述第一胫骨板和所述第二胫骨板的形状共同设计成与使用者的胫骨相符,从膝部正下方开始并在胫骨的大致中点处结束;

背板;和

线缆,所述线缆从所述股骨板开始布线,向下朝向所述第一胫骨板在所述股骨板的第一前远侧表面上延伸,继续围绕所述背板,并进一步继续围绕所述第一胫骨板的第一前远侧表面以及延伸到所述第二胫骨板的第一前远侧表面并围绕所述第二胫骨板的该第一前远侧表面,然后所述线缆继续围绕所述第二胫骨板的第二前远侧表面上朝向所述股骨板延伸到所述第一胫骨板的第二前远侧表面布线,随后继续再次围绕所述背板以在所述背板的中间部分附近的交叉点处与自身交叉,并且所述线缆进一步在所述股骨板的第二前远侧表面上继续布线,

其中,所述第一胫骨板和所述第二胫骨板构造成使得所述第一胫骨板和所述第二胫骨板在其自身上具有变化的柔性,这种变化的柔性将允许所述第一胫骨板和所述第二胫骨板适应使用者的腿的形状,同时还提供必要的刚度。

8. 根据权利要求7所述的膝部支具,其中,所述线缆的布线包括位于所述股骨板上的第一调节机构,并且进一步地,所述第一调节机构的选择性接合控制所述线缆的长度。

9. 根据权利要求7所述的膝部支具,其中,所述线缆包括联接在一起的两个或更多个线缆段。

10. 根据权利要求7所述的膝部支具,其中,所述线缆的布线进一步包括两个段:股骨控制环路段和胫骨控制环路段,其中所述股骨控制环路段由所述线缆的从所述交叉点开始在所述股骨板的所述第一前远侧表面上延伸并沿着所述股骨板的所述第二前远侧表面向下、然后返回到所述交叉点、从而形成围绕使用者的腿的股骨控制环路的部分形成,并且进一步地,所述胫骨控制环路段包括所述线缆的从所述交叉点开始延伸到至少所述第二胫骨板的所述第一前远侧表面并沿着所述第二胫骨板的所述第二前远侧表面上、然后返回到所述交叉点、从而形成围绕使用者的小腿的胫骨控制环路的部分。

11. 根据权利要求10所述的膝部支具,还包括其中所述股骨控制环路和所述胫骨控制环路的长度能够正好相反。

线缆膝部支具系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2019年6月10日提交的美国申请No. 16/436,716的优先权,该申请的全部内容通过引用结合在此,如同在此全面阐述一样。

[0003] 通过引用结合

[0004] 下列文件的全部内容通过引用结合在此:2013年4月22日提交的美国专利申请No. 13/867,910,2011年1月8日提交的美国专利申请No. 12/987,084,以及2007年5月3日提交的美国专利申请No. 11/744,213。

背景技术

[0005] 人类膝部是一种复杂的机制,其在像足球、曲棍球、滑雪、单板滑雪和越野摩托车的运动中极易受伤。在这些类型的对体力要求很高的运动中,前交叉韧带(ACL)和内侧副韧带(MCL)通常会受伤。ACL控制胫骨相对于股骨的向前运动(过度伸展)以及控制胫骨相对于股骨的侧向旋转(过度旋转)。MCL控制胫骨相对于股骨的侧向运动。腿的过度伸展和/或腿的侧向旋转或扭转或侧向弯曲均会撕裂ACL和/或MCL。ACL调节胫骨在向前运动和侧向旋转中相对于股骨具有的运动量。当腿完全伸展时,ACL变得绷紧并限制膝部过度伸展或过度侧向旋转。

[0006] MCL调节胫骨可以相对于股骨侧向弯曲的程度。当向腿施加侧向力时,MCL会变得绷紧,以防止过度弯曲。在像越野摩托车这样的运动中,腿经常承受超过韧带能够防止关节过度运动的能力的力,有时这会导致ACL和/或MCL撕裂。

[0007] 为了使膝部支具有效地抵抗会撕裂ACL和/或MCL的膝关节的过度运动,必须向胫骨提供相对于股骨的有效差动力。由于胫骨和股骨周围有大量的肌肉,因此防止腿过度伸展或过度旋转的唯一方法是使用某种机械装置(例如螺钉)将刚性结构固定到骨骼上。当然,这将是实际和不希望的。膝部支具不仅要实用,还必须舒适,最重要的是能有效防止膝部受伤。

[0008] 用于韧带保护的大多数现有技术(传统)膝部支具装置由刚性的股骨板和胫骨板组成,股骨板和胫骨板通过在膝部两侧上的铰接件相连接。这些板在膝部上方和下方用环绕腿的条带紧紧地绑在腿上。当腿达到完全伸展时铰链锁定,刚性框架和条带就像夹板一样起作用,从而抵抗腿的过度伸展。存在许多不同铰接设计、捆绑方法和所用材料的基本刚性铰接支具的变型。传统支具在抵抗导致膝部损伤的过度关节运动的效果上有限。最大的原因是腿在股骨周围的肌肉和捆绑装置发生变形,从而导致腿过度伸展或旋转。即使捆绑装置被收紧到令人不舒适的程度,在腿遭受这些力时,它们防止膝关节过度运动的效果也是有限的。

发明内容

[0009] 本发明的目的是提供一种膝部支具系统,该膝部支具系统增强身体的天然韧带以减少膝部受伤或再次受伤的倾向。

[0010] 本发明是一种线缆系统,其作用很像人体的天然ACL和MCL。线缆以抵抗导致过度关节运动和ACL和/或MCL损伤的力的方式围绕膝关节布线。当腿在运动范围内行进时,线缆收紧,从而防止胫骨相对于股骨向前移动(过度伸展)或扭转(侧向旋转)或侧向弯曲。

[0011] 本发明的线缆膝部支具系统可以定制或适应于现有技术(传统)支具,从而提高其有效性。

[0012] 本申请人还预期,该线缆膝部支具系统可以适应于肘部以防止手臂过度伸展。肱骨板将替代股骨板4,桡骨板将替代胫骨板2,二头肌板将替代股骨背板5,从而在肘关节上产生差动的抵抗力,以防止手臂过度伸展。

附图说明

[0013] 图1是右腿的外部正视图/侧视图,示出了正常的完全伸展和过度伸展(撕裂ACL)视图。

[0014] 图2是右腿完全伸展的俯视图/前视图,示出了正常和侧向旋转或侧向弯曲(撕裂ACL和/或MCL)视图。

[0015] 图3是右腿完全伸展的外部正视图/侧视图,示出了抵抗腿的过度伸展的主线缆。

[0016] 图4是右腿完全伸展的俯视图/前视图,示出了抵抗腿的侧向旋转的主线缆。

[0017] 图5是处于弯曲位置的右腿的外部正视图/侧视图,示出了主线缆膝部支具系统。

[0018] 图6是分解等距视图,示出了主线缆膝部支具系统的各个部件。

[0019] 图7是左腿完全伸展的外部正视图/侧视图,示出了抵抗腿的过度伸展的辅助线缆。

[0020] 图8是右腿完全伸展的俯视图/前视图,示出了抵抗腿的侧向旋转和/或侧向弯曲的辅助线缆。

[0021] 图9是处于弯曲位置的左腿的外部正视图/侧视图,示出了抵抗侧向弯曲或侧向旋转的辅助线缆。

[0022] 图10是辅助线缆膝部支具系统的各个部件的分解等距视图。

[0023] 图11是引导辅助线缆通过枢轴点的辅助线缆引导板的内侧正视图/侧视图。

[0024] 图12是在枢轴点下方和上方引导辅助线缆的替代线缆引导板的内侧正视图/侧视图。

[0025] 图13是在枢轴点上方和下方引导辅助线缆的另一替代线缆引导板的内侧正视图/侧视图。

[0026] 图14是根据本发明的实施例的Q可调的胫骨壳的一部分的俯视图。

[0027] 图15是根据本发明的实施例的Q可调的腿支具的四分之三视图。

[0028] 图16是根据本发明的实施例的Q可调的腿支具的自顶向下视图。

[0029] 图17是根据本发明的实施例的Q可调的腿支具的自顶向下视图。

具体实施方式

[0030] 为了有效地防止对ACL22和/或MCL23的伤害,膝部支具必须防止胫骨26相对于股骨18向前移动(过度伸展)(参见图1)或侧向弯曲和/或旋转(扭转)(参见图2)。为了完整起见,示出了髌骨20和腓骨24。如图3-17最佳示出的本发明的膝部支具引入了一种新颖的线

缆系统,其更有效地防止膝关节的过度伸展、侧向弯曲和/或侧向旋转,在这些视图中相似的附图标记指代相似的元件。

[0031] 图3示出了本发明的主线缆系统,其对胫骨26产生相对于股骨18的有效的差动力并加强ACL22。当该系统的主线缆1被适当张紧时,支具像身体自身的ACL22那样起作用,随着腿伸展而变得绷紧,从而抵抗胫骨26相对于股骨18的向前移动。图4示出了本发明的主线缆系统,其抵抗胫骨26相对于股骨18的侧向旋转。图5示出了当腿屈曲时本发明的主线缆系统。如图3所示,因为胫骨板2随着腿伸展而更加远离股骨板4移动,所以随着腿接近完全伸展,主线缆1逐渐变得越紧。当如图3所示将过度伸展力28施加到腿上时,胫骨板2、髌骨板3和股骨板4随着主线缆1受到逐渐更大的张力而被压紧在一起。主线缆1中的拉伸力将胫骨板2向下拉,并将背板5向上拉,从而在膝关节上产生差动的抵抗力以防止腿过度伸展。图7示出了本发明的辅助线缆系统,其对胫骨26产生相对于股骨18的有效的差动力并加强ACL22和MCL23。当腿伸展时,辅助线缆40抵抗胫骨26相对于股骨18的向前移动。图8示出了抵抗胫骨26相对于股骨18的侧向弯曲和/或侧向旋转的辅助线缆40。图9示出了当腿弯曲时的本发明的辅助线缆系统,辅助线缆40在腿的整个运动范围内抵抗侧向弯曲和侧向旋转。当腿伸展时,髌骨板3像用于胫骨板2和股骨板4近似于膝关节的屈曲伸展运动而分别绕枢轴点17a和17b旋转的铰接件一样起作用。

[0032] 如图4所示,当将侧向旋转力30施加到腿上时,胫骨板2、髌骨板3、股骨板4和背板5被主线缆1中产生的张力保持刚性。主线缆1中的拉伸力在腿后面交叉,从而当拉伸力穿过背板5时,产生了线缆交叉点31,从而抵抗膝关节上的旋转和弯曲以及防止腿侧向弯曲或旋转。如图8所示,当向腿施加侧向弯曲或侧向旋转力时,胫骨板2、髌骨板3和股骨板4被辅助线缆40中产生的张力保持刚性。辅助线缆40中的张力防止支具在膝关节上弯曲,从而防止腿侧向弯曲或旋转。

[0033] 本发明包括主线缆1和辅助线缆40,它们可以由具有足够高抗拉强度的任何柔性材料制成。可以由任何刚性或半刚性材料制成的胫骨板2的形状设计成与胫骨26相符,从膝部正下方开始并在胫骨26的大致中点处结束。胫骨板2被条带11b和11c保持就位。泡沫衬垫12附接到胫骨板2的下侧以便舒适并提供对个体胫骨26的牢固抓持。可以由任何刚性或半刚性材料制成的髌骨板3将胫骨板2连接至股骨板4。可以由任何刚性或半刚性材料制成的股骨板4位于大腿顶部,从膝部正上方到大致股骨中部18并用条带11a保持就位。可以由任何刚性或半刚性材料制成的背板5位于腿后面和膝关节正上方,以将线缆1保持在适当位置,从而随着主线缆1的差动力被传递通过关节而牢固地保持股骨18。泡沫衬垫14附接到背板5的内侧以帮助将主线缆1的力舒适地分散到腿上。线缆张紧器转盘6和带有弹簧8的锁定/释放按钮7被用固定螺钉9附接到股骨板4。它们可以由任何金属或刚性材料制成,将承受在使用期间将主线缆1保持锁定就位所需的力。可以使用其他线缆张紧和锁定机制,但转盘张紧和锁定系统提供了非常广泛的微调线缆可调性和易用性。

[0034] 本发明的基本要素是线缆的布线。如图6最佳所示,主线缆1开始通过线缆连接件15a附接到股骨板4,在腿后面穿过背板5中的线缆引导孔13a和线缆引导孔13b,并延伸穿过胫骨板2的相对一侧上的线缆引导孔。然后,主线缆1在腿上环绕,到达胫骨板2的另一侧,并穿过一线缆引导孔。从胫骨板2中的该线缆引导孔,主线缆1再次在腿后面穿过线缆引导孔13c,自身交叉,从而形成线缆交叉点31,之后穿过背板15中的线缆引导孔13d,并通过第二

线缆连接件15b附接到股骨板4的相对一侧。

[0035] 在另外的实施例中,主线缆1开始通过第一线缆连接件15a附接到股骨板4,在腿后面穿过背板5中的第一线缆引导孔13a和第二线缆引导孔13b,形成线缆交叉点31,并用夹紧螺钉10a附接到胫骨板2的相对一侧。然后,主线缆1在腿上环绕,用夹紧螺钉10b附接到胫骨板2的另一侧。从夹紧螺钉10b,主线缆1再次在腿后面穿过背板5中的第三线缆引导孔13c和第四线缆引导孔13d,并由第二线缆连接件15b附接到股骨板4的相对一侧。

[0036] 如图10最佳所示,辅助线缆40开始通过股骨线缆连接件42a附接到股骨板4的外部或副侧,并延伸穿过股骨线缆引导孔44a。辅助线缆40通过线缆引导板48穿过股骨枢轴点17a和胫骨枢轴点17b。从该线缆引导板,辅助线缆40延伸穿过胫骨板引导孔44b,并通过胫骨线缆连接件42b附接到胫骨板2的外部或侧向侧,从而完成布线。

[0037] 在一些实施例中,使用单个线缆,其穿过各个引导器。在替代实施例中,线缆可以由连接在一起以形成完整布线的各个独立段组成。例如,第一主线缆段1a和第二主线缆段1b可以由单个线缆形成,或者可以是与胫骨板2连接在一起以完成环路的两个单独线缆。第一主线缆段1a开始通过第一线缆连接件15a附接到股骨板4,在腿后面穿过背板5中的线缆引导孔13a和线缆引导孔13b,并用夹紧螺钉10a附接到胫骨板2的相对一侧。第二主线缆段1b无需在腿上环绕,而是用夹紧螺钉10b附接到胫骨板2的相对一侧。从夹紧螺钉10b开始,第二主线缆段1b在腿后面穿过线缆引导孔13c,并自身交叉,从而产生交叉点31,之后穿过背板5中的线缆引导孔13d并通过用线缆连接件15b附接到股骨板4的相对一侧而完成环路。

[0038] 线缆的从线缆交叉点31延伸到支具的胫骨板部分并返回到线缆交叉点31的段形成线缆的胫骨控制环路部分32。线缆的从线缆交叉点31延伸到支具的股骨板部分并返回到线缆交叉点31的段形成线缆的股骨控制环路部分33。例如,图6示出了这些控制环路部分32和33。在使用期间,例如当膝部向过度伸展延伸时,胫骨控制环路将增长,导致股骨控制环路反向收紧。

[0039] 主线缆1通过转动线缆张紧器转盘6从而收起多余的主线缆1长度而被调整。主线缆1通过线缆张紧器转盘6上的棘轮齿轮16和弹簧8致动的锁定/释放按钮7自动锁定到位。按钮7还用于释放主线缆1中的张力,以便安装和拆卸支具。

[0040] 尽管线缆可以无限数量地跨越枢轴点布线,但是最希望的是直接通过枢轴点,如46a所示,以在腿的整个运动范围内在辅助线缆40上实现最佳张力。图11示出了线缆引导板,其引导线缆直接通过枢轴点、辅助线缆布线46a,如上所述。可以使用如图12和13所示的替代辅助线缆引导板构造来绕枢轴点引导辅助线缆。例如,可以使用图13所示的线缆引导板来实现替代辅助线缆布线46b,该线缆引导板将辅助线缆40引导到股骨枢轴点17a上方或前方以及胫骨枢轴点17b下方或后方。

[0041] 图15描绘了替代的胫骨壳布置。当以这种方式构造时,胫骨壳2B在位置51处安装到胫骨壳2A,从而形成旋转轴线。胫骨壳2B使用胫骨调节锁定螺钉52固定到胫骨壳2A。胫骨壳2B绕轴线51旋转,以便建立所期望的Q角,如图16所示。使用胫骨壳2B两侧上的螺钉53A、53B控制胫骨壳2B绕轴线51的相对旋转,如图14所示。通过增长或缩短推靠对应支承表面55A、55B的调节螺钉,胫骨壳相应地绕轴线51枢转。

[0042] 图14最佳地描绘了调节机构,示出了穿过胫骨壳2B中的固定螺母54A、54B螺纹连接的调节螺钉53A、53B。如图16最佳所示,在旋松调节锁定螺钉52然后缩短调节螺钉53A之

后,增长调节螺钉53B使之推靠胫骨壳2A上的支承表面55B,从而迫使胫骨壳2B绕轴线51顺时针旋转,直到调节螺钉53A接触胫骨壳2A上的支承表面55A,之后拧紧调节锁定螺钉52。

[0043] 线缆引导器接收线缆,该线缆由一个或多个段组成,所述线缆传递能量以与上述、例如如图2-6的其他实施例相同的方式控制膝部运动并防止膝关节过度伸展。以与上述实施例相同的方式,线缆可以由一个或多个部分组成。虽然没有描绘线缆的布线,但是在一优选实施例中,线缆从交叉点31开始,延伸到胫骨壳2A的第一侧,穿过一个或多个线缆引导孔,然后穿过一个或多个线缆引导孔在胫骨壳2B上延伸,接着穿过一个或多个线缆引导孔向下延伸返回胫骨壳2A的相对一侧,之后延伸返回线缆交叉点31,形成胫骨控制环路32。

[0044] 当使用者的膝部伸展时,从交叉点31围绕胫骨壳2B延伸并返回到该交叉点的线缆部分、即胫骨控制环路32相应地增长。这在线缆的从交叉点31开始在股骨板上及周围延伸的部分、即股骨控制环路中产生直接响应。线缆的该部分被收紧,从而将股骨板和背板5分别带入腿中和膝关节后方,并且通过控制胫骨控制环路的长度来阻止膝部的进一步伸展。

[0045] 图15描绘了根据本发明的实施例的膝部支具的股骨壳4和胫骨壳2A、2B二者。值得注意的是,没有背板、条带和线缆布线,以为了更清楚地描绘可调节胫骨壳2B的布置。如所描绘的那样,根据该替代实施例的本发明保持在本文替代实施例中描述的特征中的许多特征,包括:4、6、17C和17D。图15描绘了图14的胫骨壳2B及其在胫骨壳2A上的安装表面56。旋转轴线51被清楚地描绘为延伸穿过胫骨壳2A、2B相连接的位置。

[0046] 泡沫衬垫可以策略性地放置在图15所示的支具的内侧部分上的各个位置处。例如,放置在靠近铰接点17C和17D的侧上,放置在胫骨壳2A和2B以及股骨壳4下方。这种泡沫为使用者提供了增加的舒适性。

[0047] 图16描绘了胫骨壳2B的可调节性,其产生了选定的Q角57。胫骨和股骨之间的角度形成了股四头肌角,本文称为Q角57。该角根据使用者的生理而变化。胫骨壳2B是可调节的,以便定制Q角57来适应每个使用者。通过转动调节螺钉53A、53B,Q角57可以随着胫骨壳2B枢转58而改变。Q角可以在任一方向上调节。在优选实施例中,Q角57在任一方向上可调节高达4度 ΔQ 。小于平均值的Q角被定义为内翻。在本实施例中,Q角57可以被称为负值,例如,支具可以从平均值调节-4度 ΔQ ,形成更锐利的Q角57。大于正常值的Q角被称为作为外翻,并且可以通过调节支具来增加Q角而形成,例如从平均值调节+4度。例如,图16所描绘的布置示出了外翻布置,其中支具的Q角Q2大于平均角Q1。为了实现这一点,胫骨板2B已被朝向使用者的腿的外侧(膝部支具右侧)调节。一旦使用者对其定制的Q角感到满意,他们就可以使用锁定螺钉52锁定支具。这可以防止使用者穿戴装置时Q角发生变化。

[0048] 图17描绘了安装有股骨背板5的本发明的实施例。如图所示,背板5位于膝关节正上方、使用者膝部后方。背板5将线缆1的各部分引导至位于其背侧的交叉点31(未示出)。然后,线缆1的每个部分被向上引导朝向支具的上部分返回,例如被引导至股骨板4和第一胫骨板2A的任一侧。还示出了沿着胫骨板2A的周边的线缆引导孔,这些引导孔接收来自股骨背板5的线缆,并沿着胫骨板2A将线缆1朝向胫骨板2B引导并将该线缆引导至该胫骨板2B,在该胫骨板处,线缆1进入胫骨板2B中的另一个引导孔,之后穿越到胫骨板2B的另一侧并在支具的相对一侧沿相同路径返回。线缆路径的从交叉点31到胫骨板2B并返回的这部分形成胫骨控制环路32。可以出现类似的路径,其中线缆1从股骨背板5上的交叉点31一直延伸至股骨板4任一侧上的线缆引导器,然后连接到调节机构6。

[0049] 在本发明的另外的实施例中,胫骨板可以包括增加对穿戴者胫骨的保持的附加部分。通过增加胫骨控制提供附加的保护,从而防止过度伸展。由于胫骨和腿的外部分之间几乎没有组织,因此该区域对于腿的控制而言是理想的。在一些实施例中,最靠近使用者的腿的胫骨板的下侧可以包括附加的半脊状部分。例如,随着线缆系统被收紧,该半脊状部分适应使用者胫骨的形状。这提供了对胫骨的增加的保持。

[0050] 在本发明的另外的实施例中,胫骨板可以构造成使得胫骨板在其自身上具有变化的柔性。例如,这种变化的柔性将允许胫骨板适应使用者的腿的形状,同时还提供必要的刚度。在该示例中,可以不需要第二半脊状部分,或者可替代地,可以额外提供第二半脊状部分。

[0051] 在本发明的另外的实施例中,使用者当然可以在任何损伤发生之前而不是之后使用支具作为预防装置。在这种情况下,可能需要附加的保护。例如,从事极限运动的使用者可能需要补充的冲击保护。因此,本发明的实施例可以包括保护膝部免受撞击力的膝部帽。在一些实施例中,膝部帽部分设置在胫骨板和股骨板之间,使得当胫骨板和股骨板远离彼此枢转时,膝部帽留在原位。在这样的示例中,胫骨板和股骨板在膝部帽部分的上方或下方滑动,以便允许必要的柔性。此外,可以在膝部前方添加附加的衬垫,以便既支撑膝部又保护膝部免受撞击力。

[0052] 虽然已经就特定实施例描述和图示了本发明,但是可以容易地进行改变和修改,并且权利要求旨在涵盖落入本发明的精神和范围内的任何改变、修改或改编。可以容易地进行改变和修改,以使该胫骨壳Q角调节发明适合于传统膝部支具。还可以想到本发明可以通过用可调节桡骨壳代替可调节胫骨壳而适合于肘部支具。这允许调节对称肘部支具以适配使用者手臂的肱骨和桡骨之间的角度,并且可以调节以适配右臂或左臂。

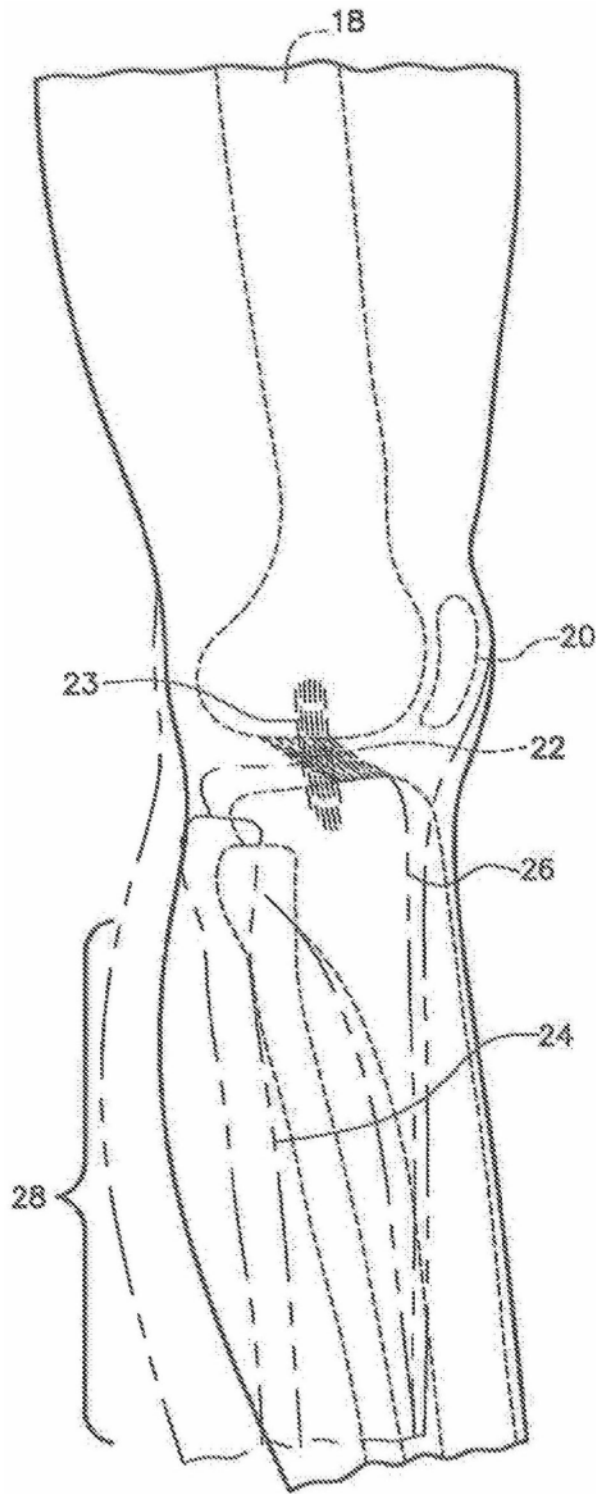


图1

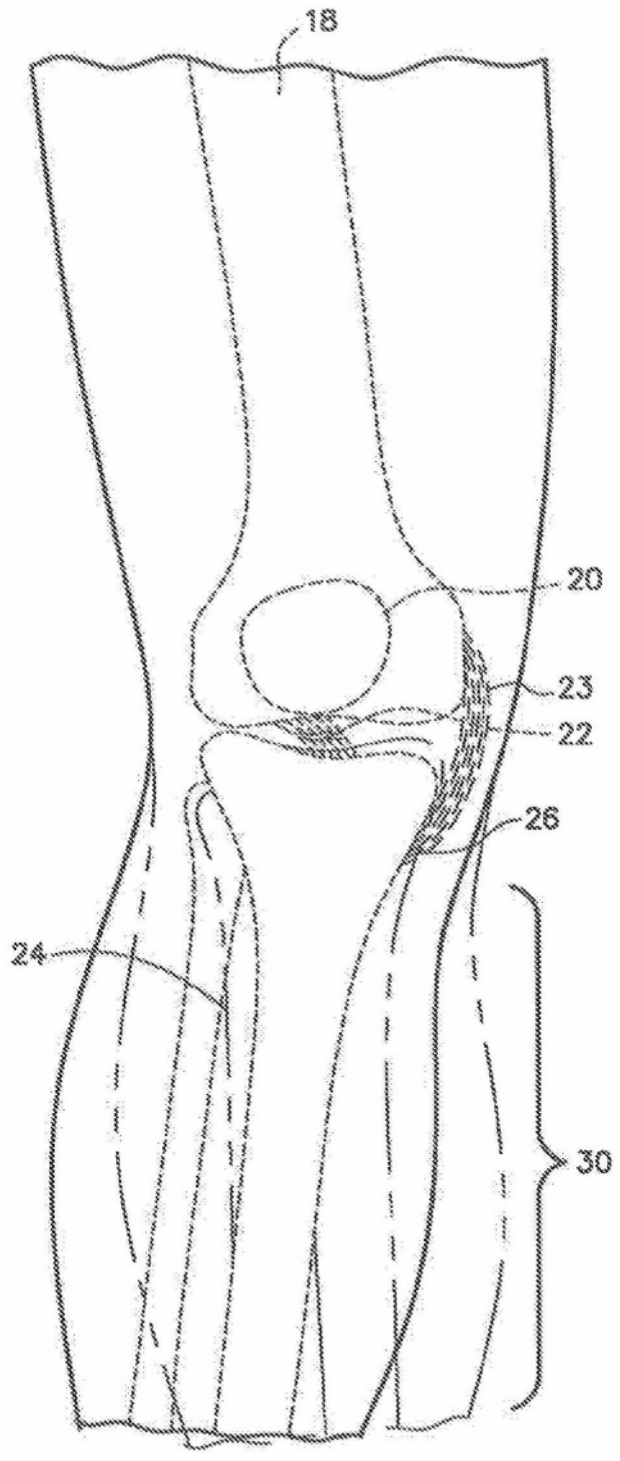


图2

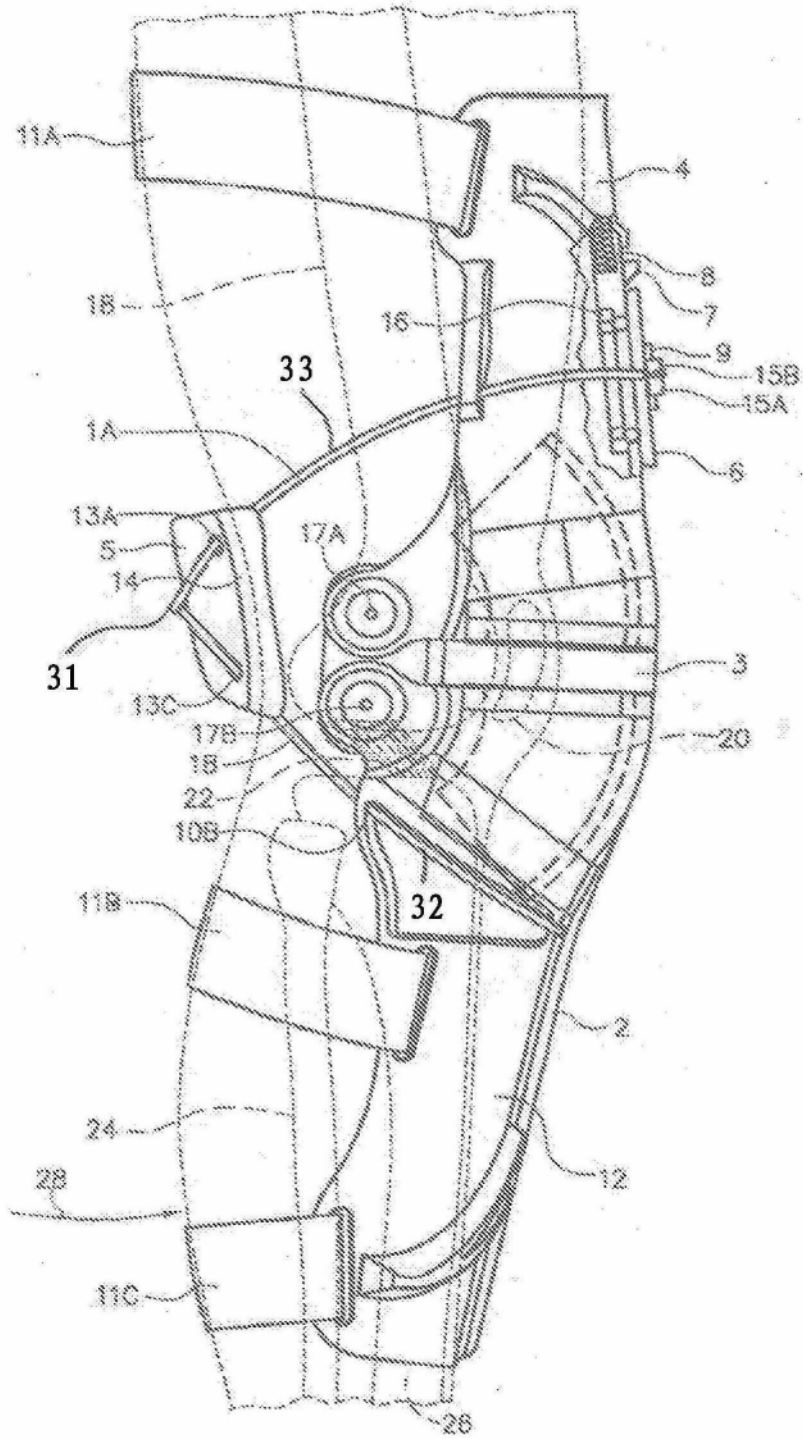


图3

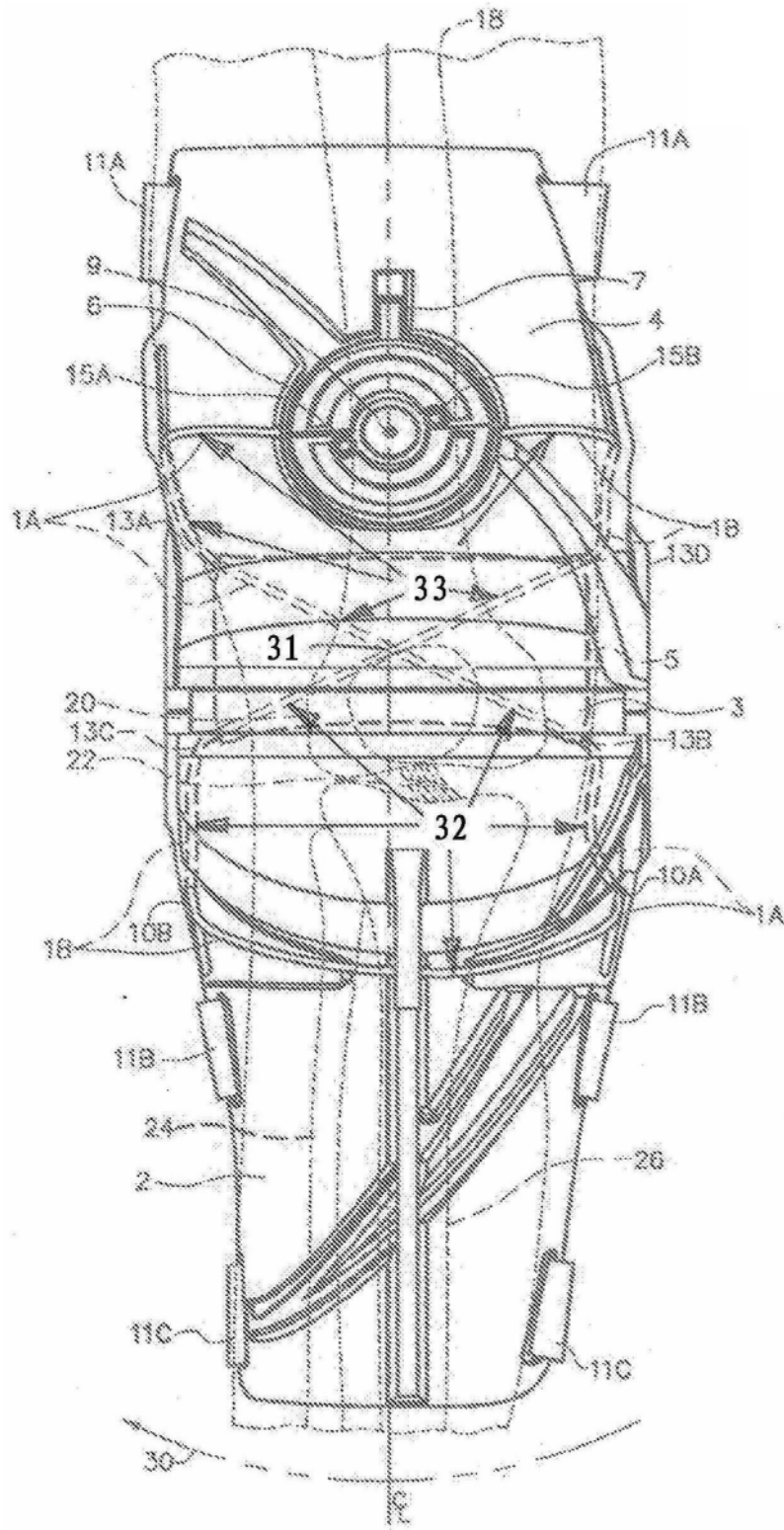


图4

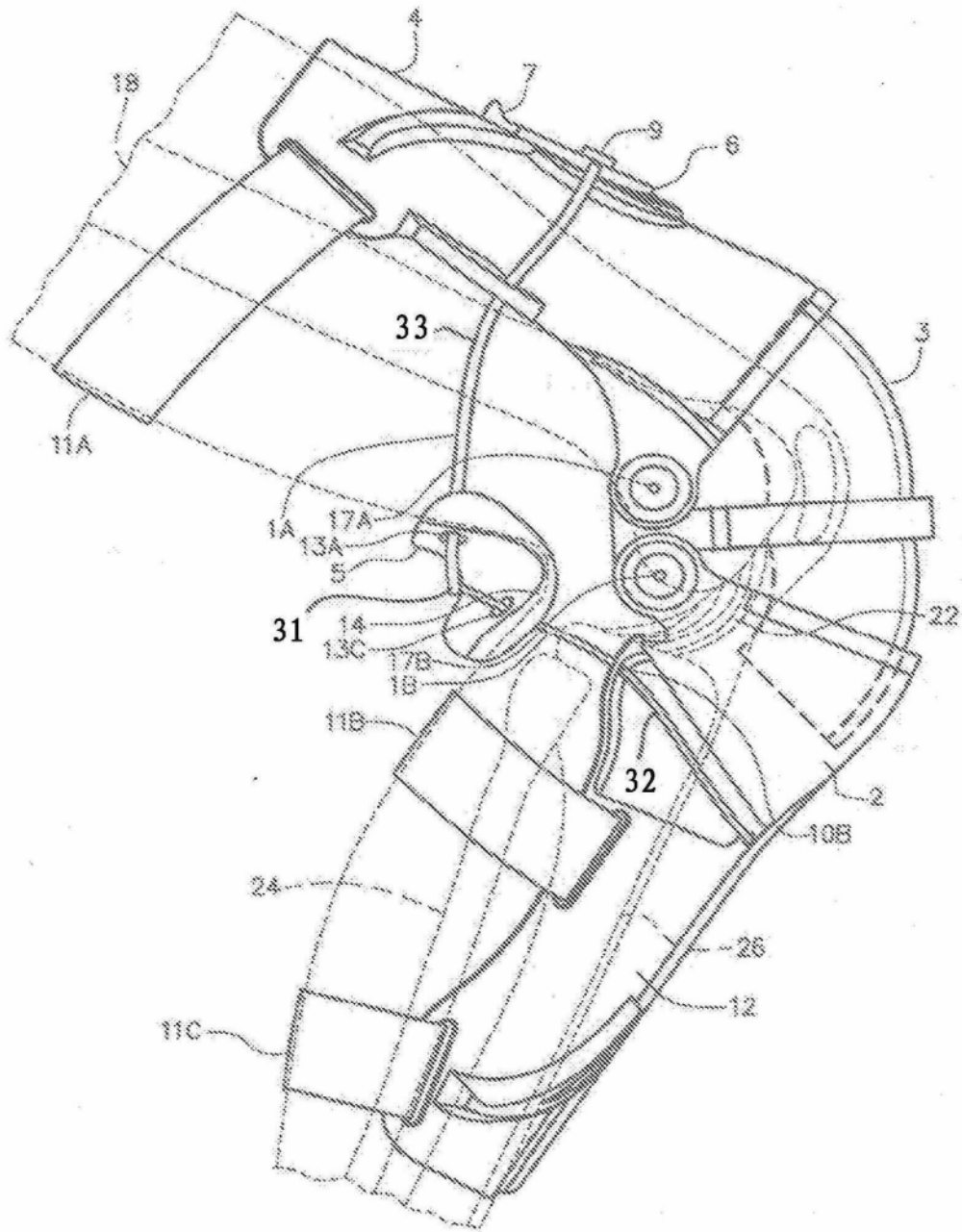


图5

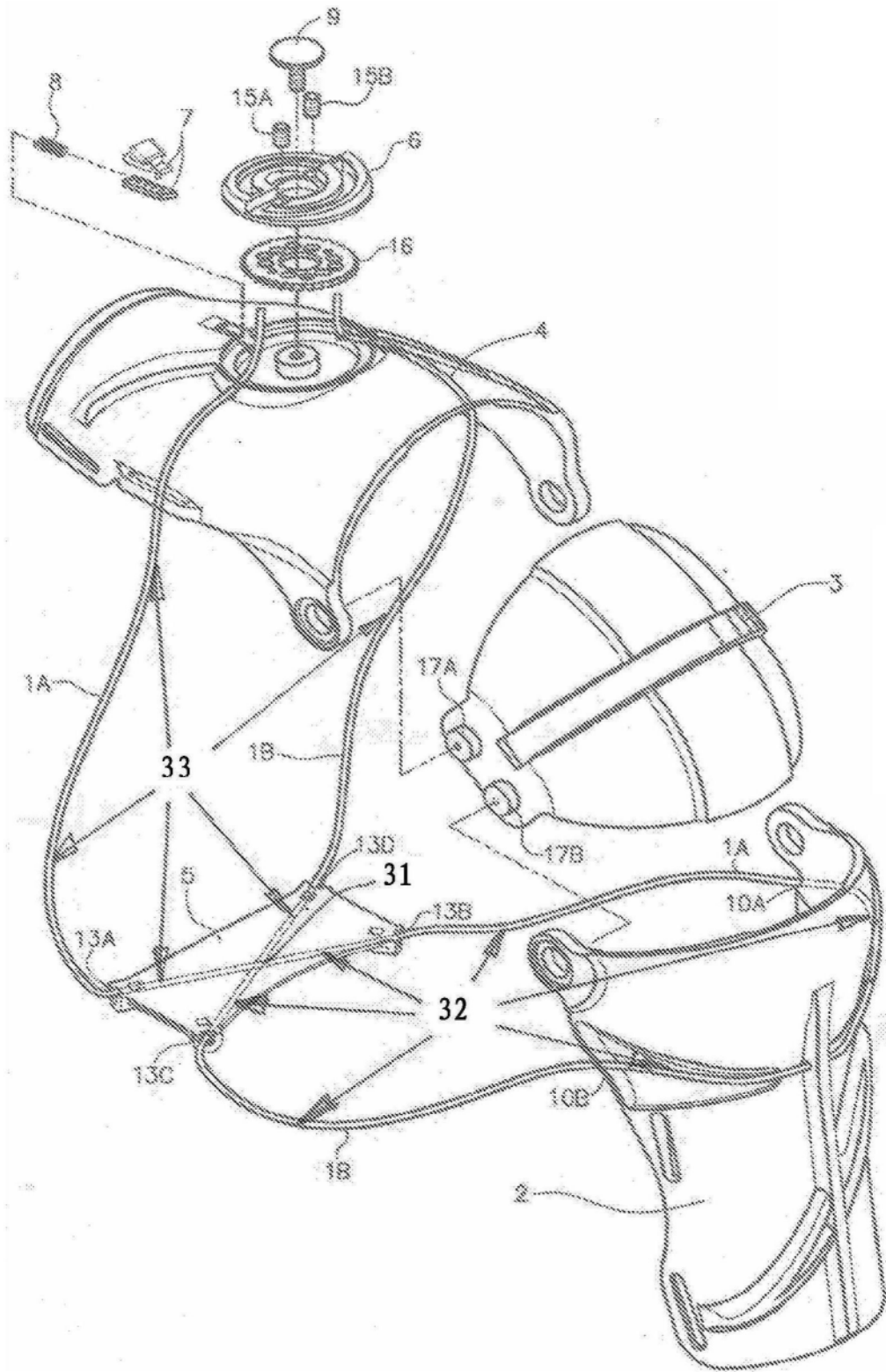


图6

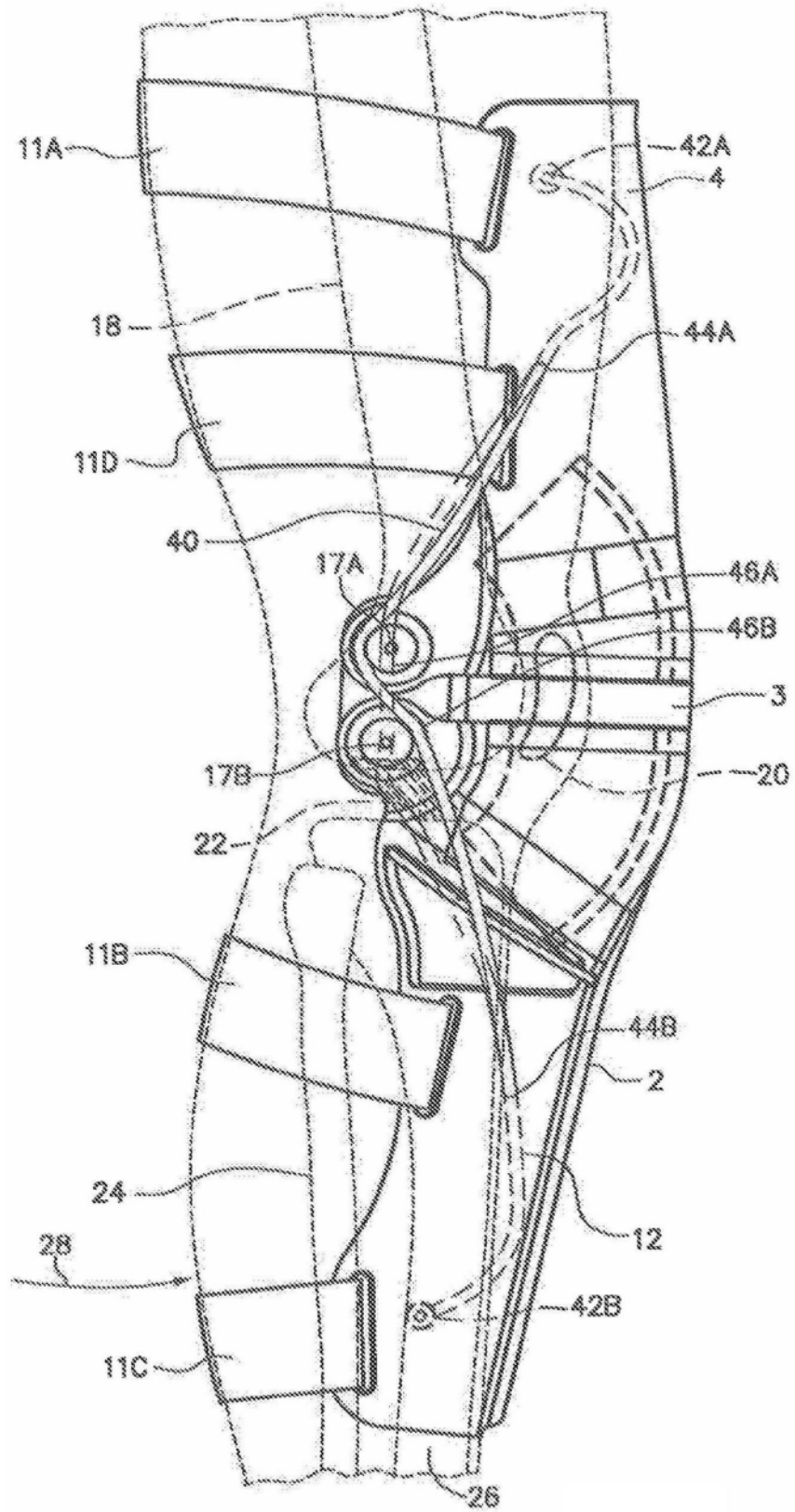


图7

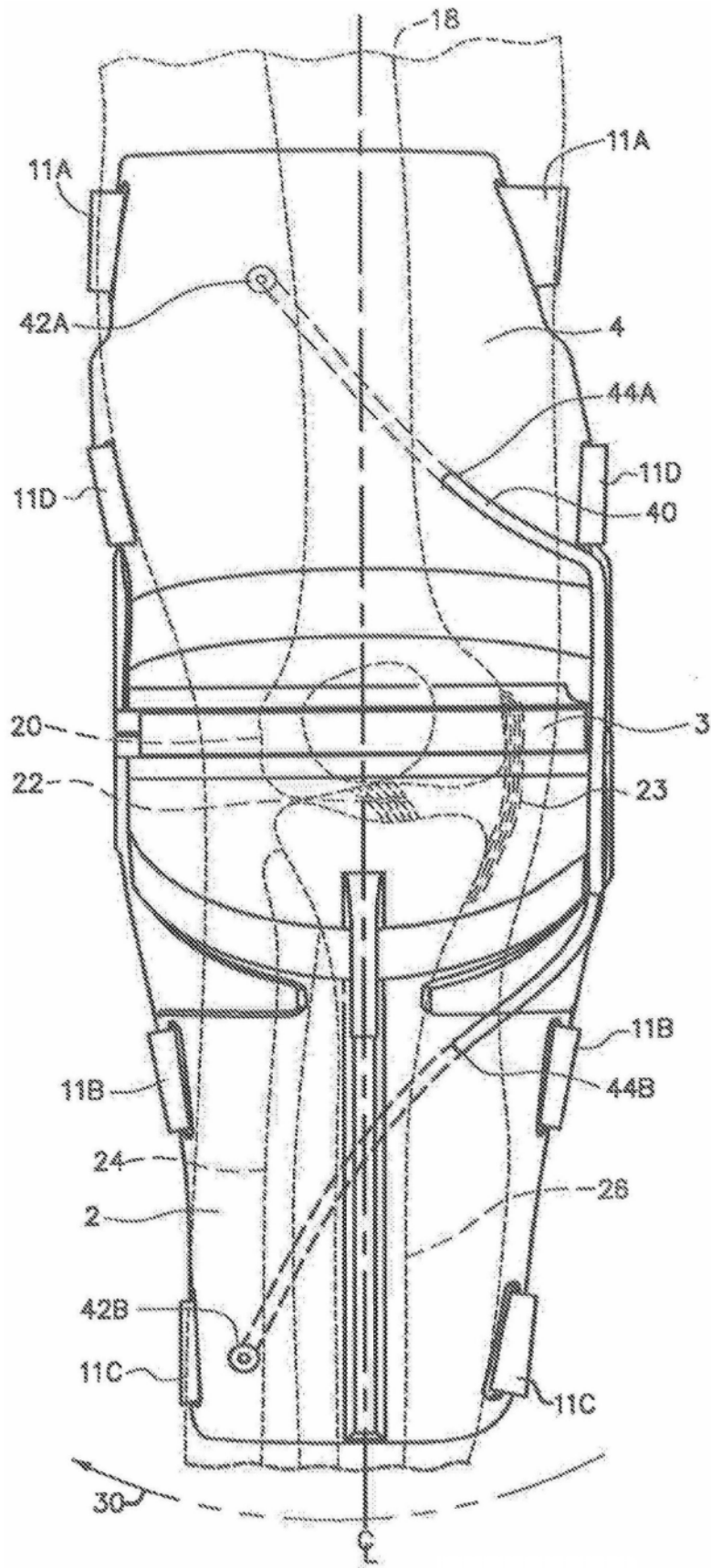


图8

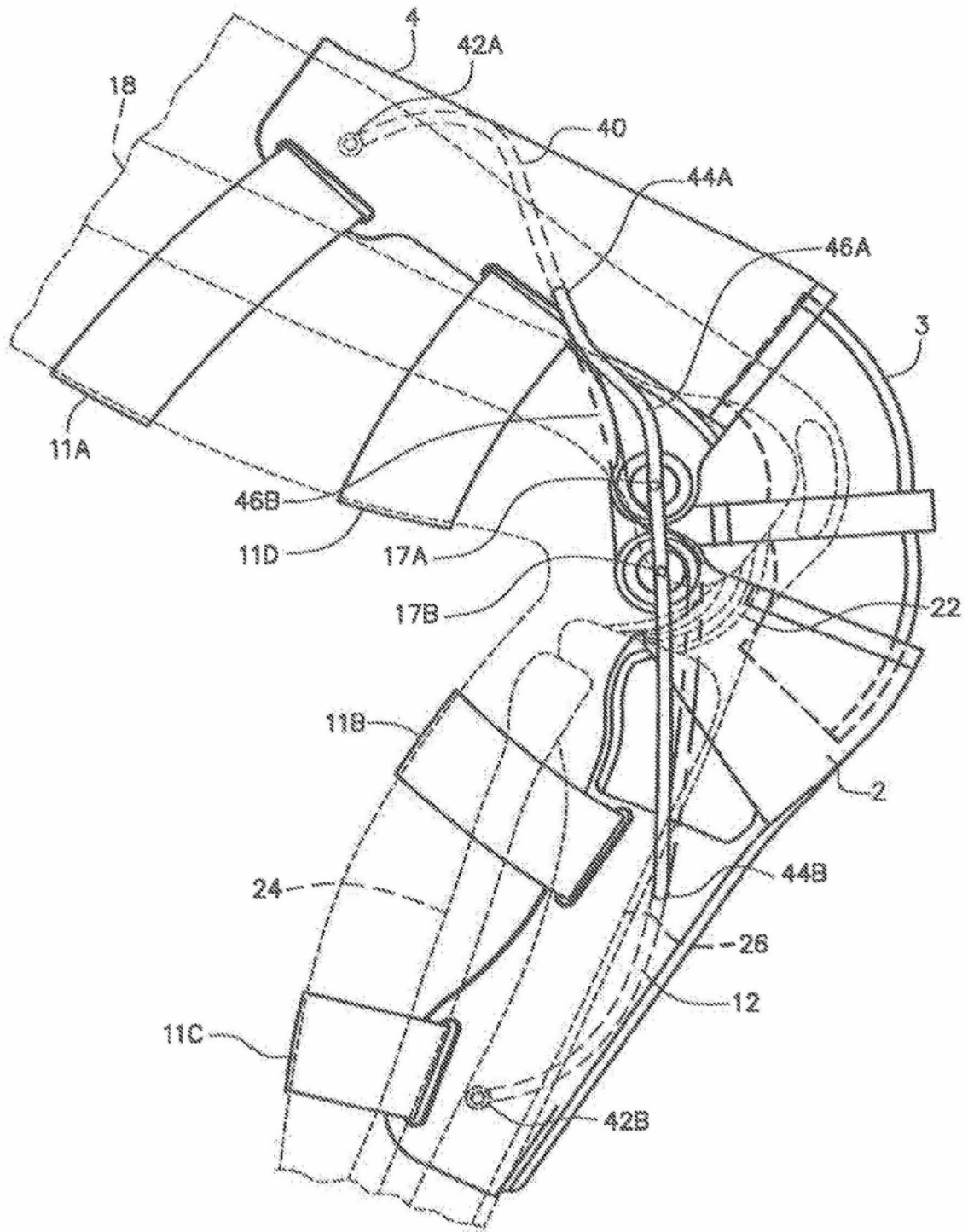


图9

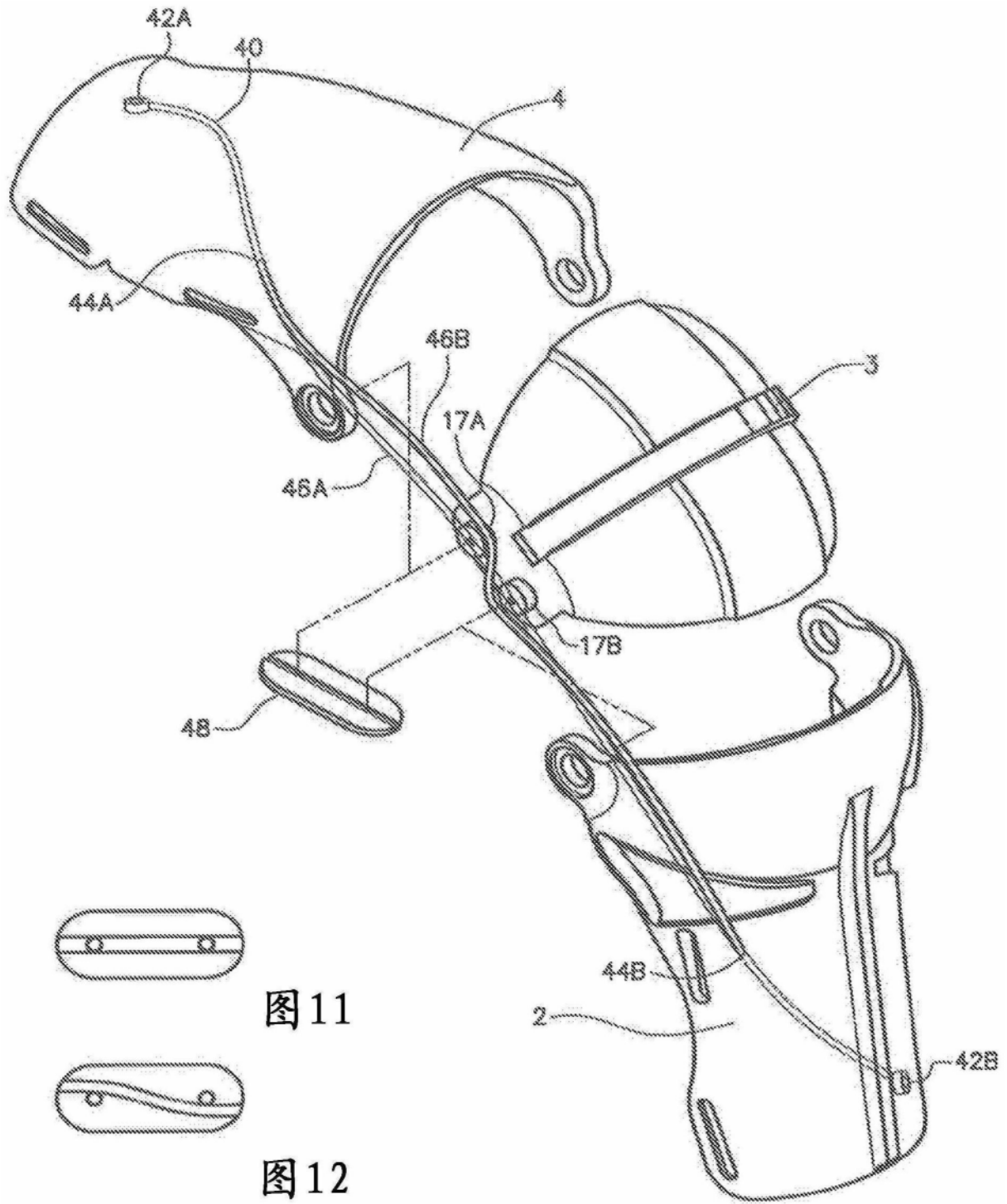


图10



图11

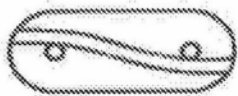


图12



图13

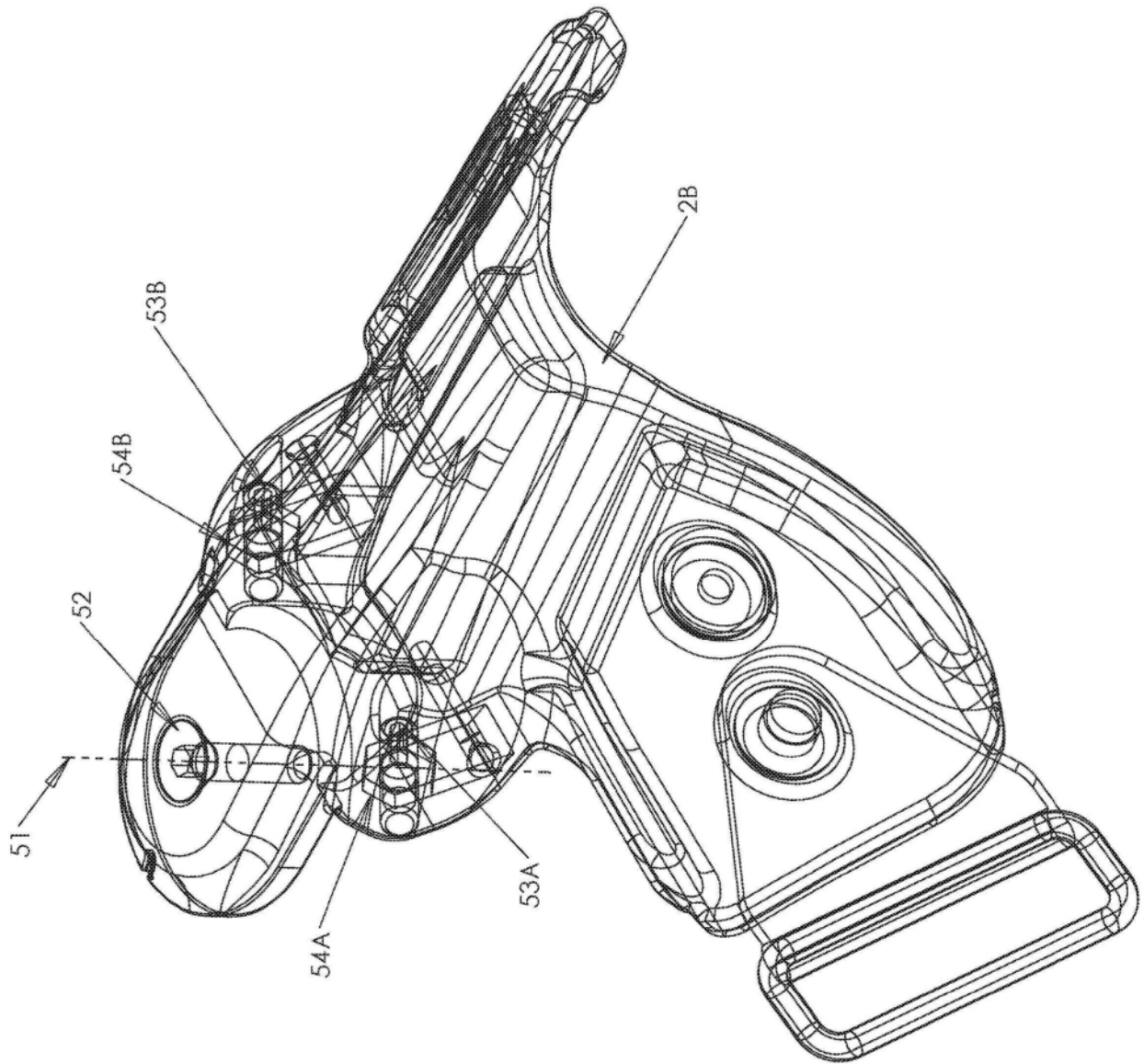


图14

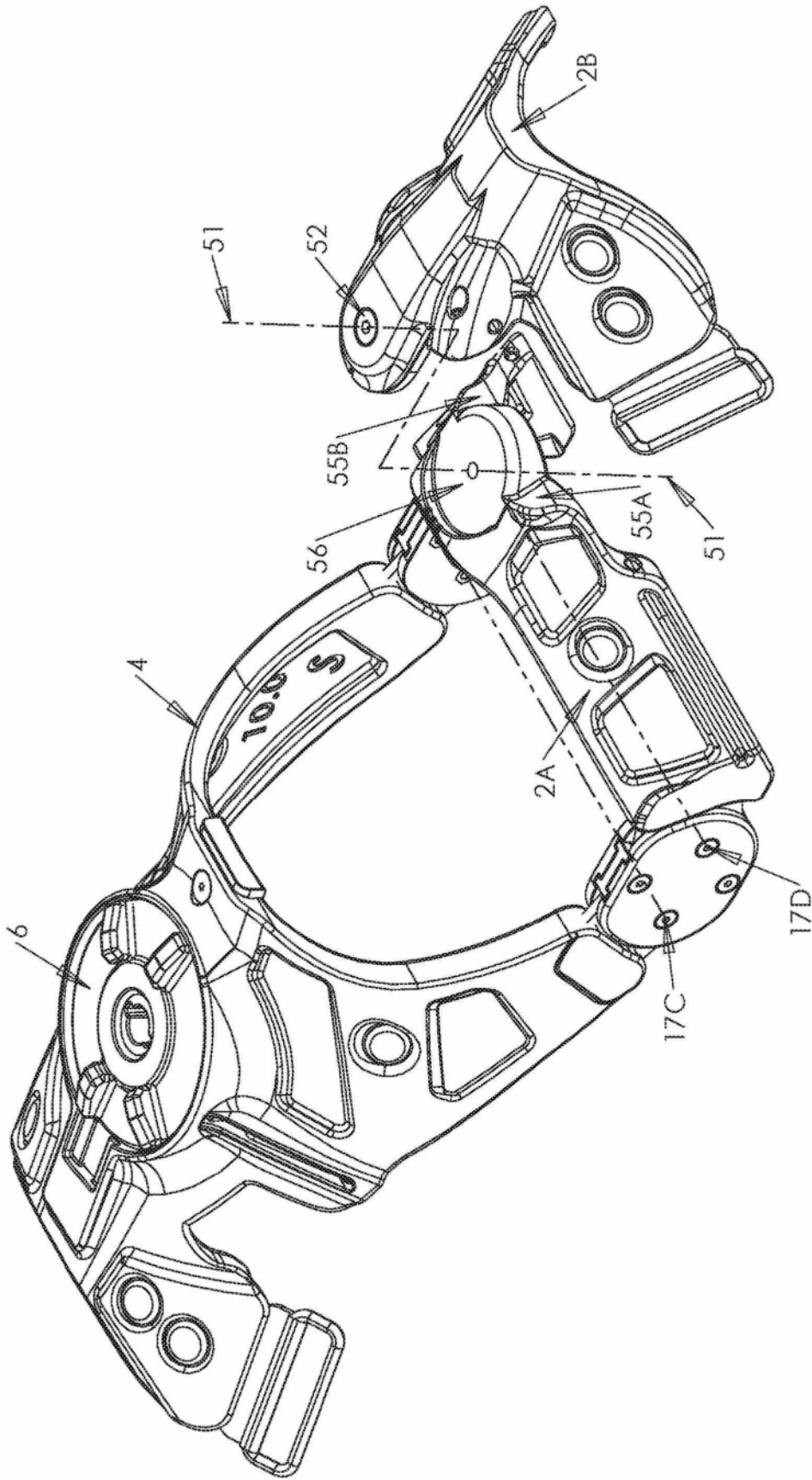


图15

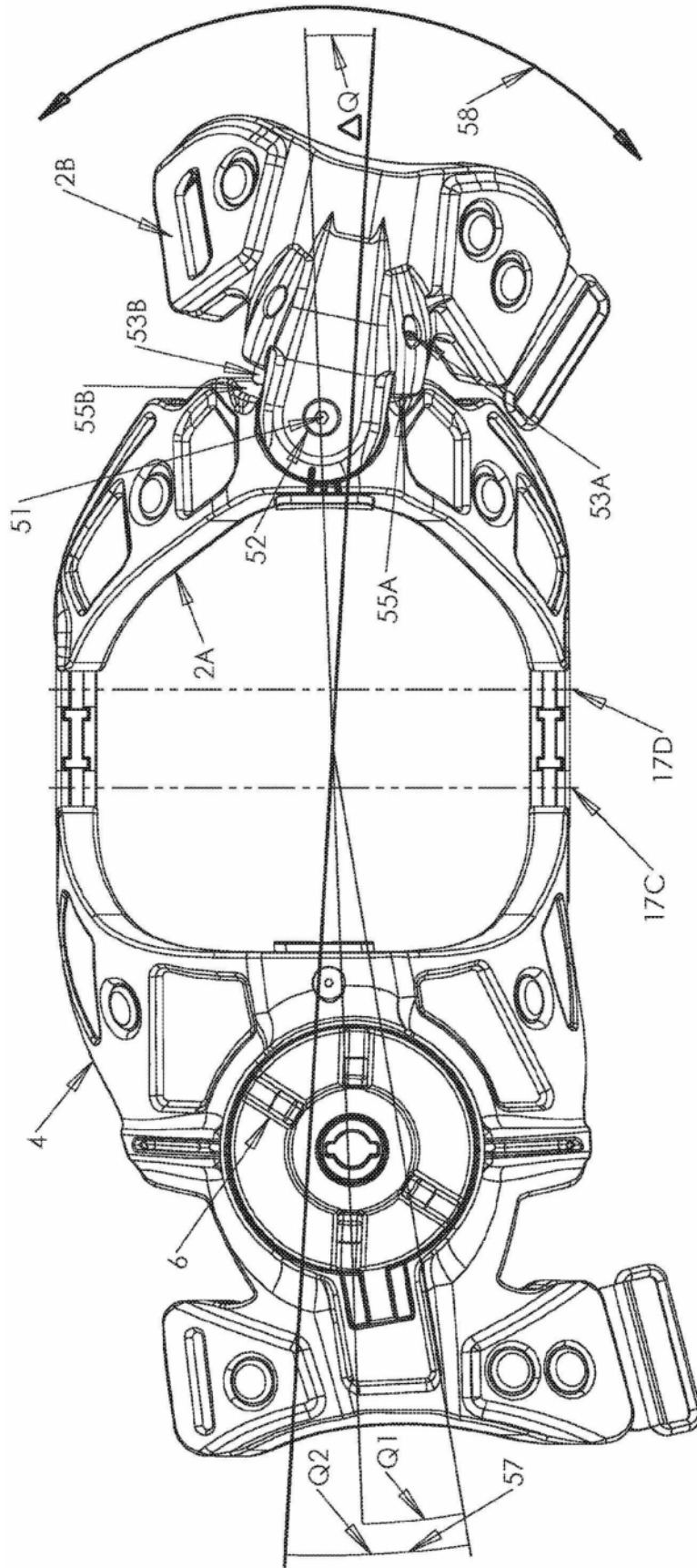


图16

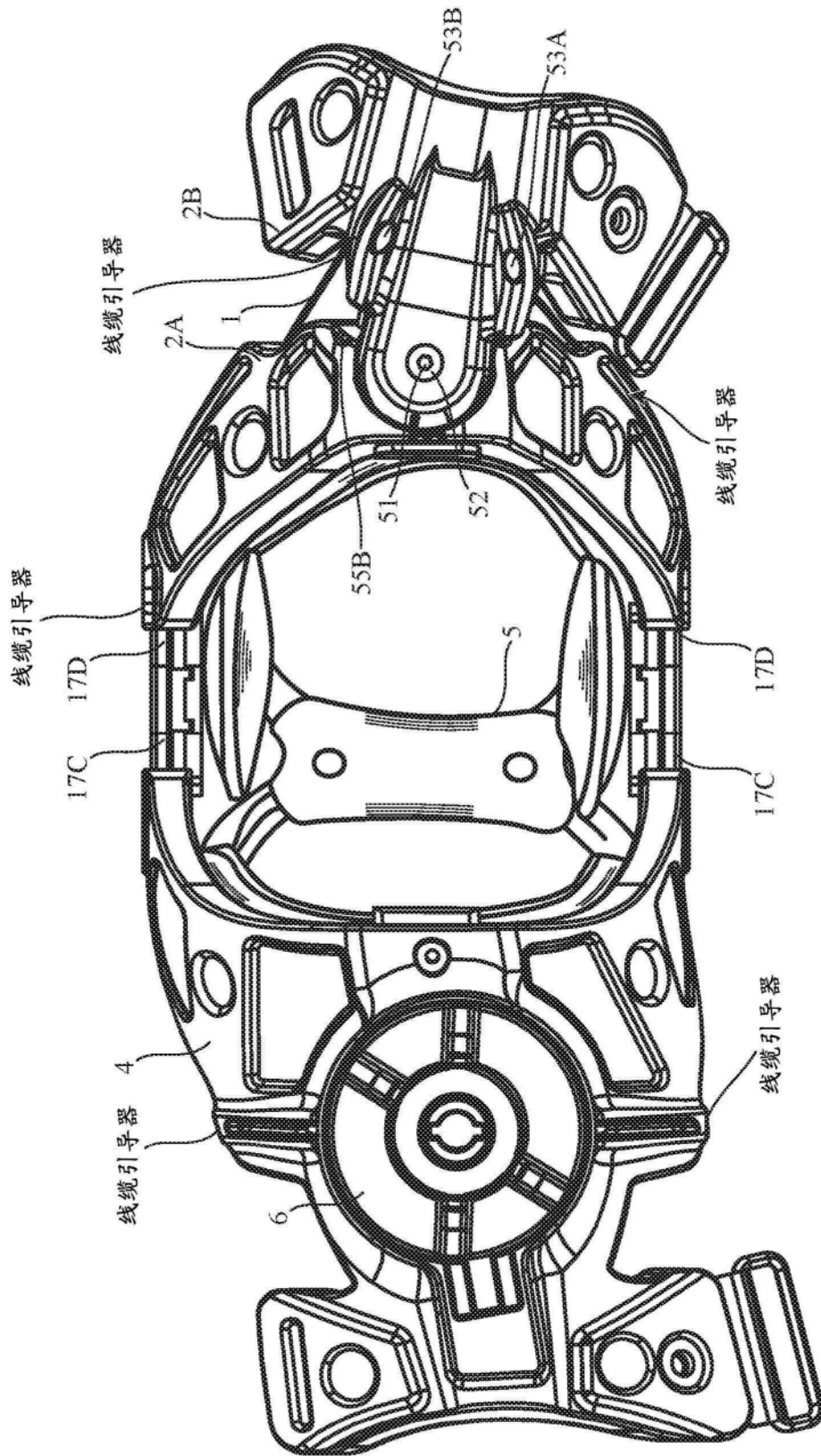


图17