



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101990421 A

(43) 申请公布日 2011. 03. 23

(21) 申请号 200980105242. 4

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2009. 02. 27

A61F 2/44 (2006. 01)

(30) 优先权数据

61/067, 545 2008. 02. 28 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 08. 13

(86) PCT申请的申请数据

PCT/CA2009/000233 2009. 02. 27

(87) PCT申请的公布数据

W02009/105884 EN 2009. 09. 03

(71) 申请人 活动脊柱技术有限公司

地址 加拿大艾伯塔

(72) 发明人 拉利·塞科 斯特凡·J·迪普莱西

R·约翰·赫尔伯特

(74) 专利代理机构 北京弘权知识产权代理事务

所(普通合伙) 11363

代理人 张文 刘继富

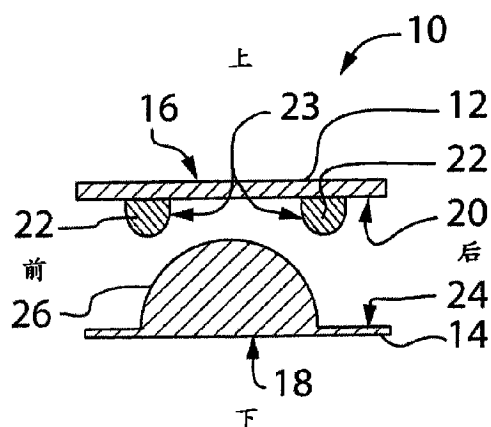
权利要求书 1 页 说明书 10 页 附图 6 页

### (54) 发明名称

具有球和环结构的椎间盘假体

### (57) 摘要

一种人造椎间盘,包括两个相对的壳体,所述两壳体具有相对的内表面和相反朝向的外表面。所述外表面适于抵靠相邻的椎骨。其中一个壳体的内表面包括球体,并且另一个壳体的内表面包括适于限制所述球体在限定区域内的接合的协作环体。



1. 一种植入在脊柱的上下相邻椎骨之间的人造椎间盘,所述椎间盘包括:
  - 协作的第一壳体和第二壳体,每个所述壳体分别具有相对的内表面和相反朝向的外表面,所述外表面适于抵靠所述椎骨;
  - 所述第一壳体的所述内表面包括凸出的突出部分;
  - 所述第二壳体的所述内表面包括接合表面和运动约束环体,当所述第一壳体与所述第二壳体组合在一起时所述运动约束环体适于收容所述凸出的突出部分,其中,在使用时,所述第二壳体的所述接合表面接触并抵靠所述凸出的突出部分,并且所述环体约束所述凸出的突出部分与所述第二壳体之间的相对运动。
2. 根据权利要求1所述的人造椎间盘,还包括至少一个运动限制装置,所述至少一个运动限制装置设置在所述第一壳体上,用于限制所述突出部分与所述环体之间的相对运动。
3. 根据权利要求2所述的人造椎间盘,其中,所述至少一个运动限制装置包括阻止所述突出部分与所述环体之间的进一步相对运动的止挡件。
4. 根据权利要求2所述的人造椎间盘,其中,所述至少一个运动限制装置包括阻止所述突出部分与所述环体之间的相对运动的渐增的运动阻挡器。
5. 根据权利要求1所述的人造椎间盘,其中,所述环体大致为圆形形状。
6. 根据权利要求1所述的人造椎间盘,其中,所述环体大致为椭圆形形状。
7. 根据权利要求1所述的人造椎间盘,其中,所述环体包括接触表面,当使用所述人造椎间盘时所述接触表面接触所述凸出的突出部分,并且其中所述接触表面呈凸状。
8. 根据权利要求1所述的人造椎间盘,其中,所述环体包括接触表面,当使用所述人造椎间盘时所述接触表面接触所述凸出的突出部分,并且其中所述接触表面呈凹状。
9. 根据权利要求1所述的人造椎间盘,其中,所述第一壳体包括力吸收装置,用于吸收将所述第一壳体和所述第二壳体推压到一起的压缩力。
10. 根据权利要求9所述的人造椎间盘,其中,所述力吸收装置包括机械弹簧或弹性材料。
11. 根据权利要求10所述的人造椎间盘,其中,所述力吸收装置设置在所述第一壳体与所述凸出的突出部分之间。
12. 根据权利要求11所述的人造椎间盘,其中,所述凸出的突出部分包括容纳所述力吸收装置的至少一部分的空腔。
13. 根据权利要求10所述的人造椎间盘,其中,所述力吸收装置设置在所述第一壳体与所述第一壳体的外表面之间。
14. 根据权利要求1所述的人造椎间盘,其中,所述第一壳体包括相对于所述第二壳体倾斜布置的内表面。
15. 根据权利要求1所述的人造椎间盘,其中,所述第二壳体的所述内表面呈凹状。
16. 根据权利要求1所述的人造椎间盘,其中,所述第二壳体的所述内表面呈凸状。

## 具有球和环结构的椎间盘假体

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求 2008 年 2 月 28 日提交的美国专利申请 No. 61/067, 545 的优先权, 上述美国专利申请的全部内容以引用的方式并入本文。

### 技术领域

[0003] 本发明涉及脊柱植入物的领域, 尤其涉及椎间盘假体或人造椎间盘。

### 背景技术

[0004] 脊柱是由各种解剖学组件组成的复杂结构, 尽管具有极大的挠性, 但其为躯体提供结构和稳定性。脊柱由椎骨组成, 每块椎骨具有大致圆柱形的椎体。相邻椎体的相对表面通过纤维软骨材料所组成的椎间盘 (或“盘”) 而连接在一起和分离。椎体还通过协作以便限制过度运动并提供稳定性的韧带的复合布置而彼此连接。稳定的脊柱对于防止失能性疼痛、进行性畸形以及神经损伤而言是重要的。

[0005] 脊柱的解剖结构允许在没有大阻力的情况下发生运动 (沿正向和反向的平移和转动), 但是随着运动的范围达到生理极限, 运动阻力逐渐增加以使运动以受控方式逐渐停止。

[0006] 椎间盘是具有高度功能性和复合性的结构。椎间盘包含亲水性蛋白物质, 所述亲水性蛋白物质能够吸水由此增加自身体积。所述蛋白也称为髓核, 由被称为纤维化环的韧带结构围绕和包含。椎间盘的主要功能是承载负荷 (包括负荷分配和缓冲) 和运动。通过椎间盘的承重功能, 椎间盘将负荷从一个椎体传递到下一个椎体同时在相邻椎体之间提供缓冲。椎间盘允许在相邻椎体之间发生运动但所述运动处于有限范围内, 由此提供脊柱结构和刚度。

[0007] 由于诸如年龄、受伤、疾病等诸多因素, 常发现椎间盘丧失尺度稳定性并且发生塌陷、收缩、移位、或者以其他方式被损坏。通常用假体来置换病变或受损的椎间盘, 并且在本领域中已知多种形式的此类假体或植入物。这类植入物之一包括插入到由椎间盘所占据的空间中的垫块。然而, 已发现这种垫块导致相邻椎骨的融合, 由此阻止相邻椎骨之间的相对运动。这通常会导致所述椎骨之间的压缩力转移到相邻椎骨, 由此导致诸如对邻近椎间盘的损害和 / 或对小面关节的损害等进一步复杂的情况。

[0008] 最近, 提出了允许相邻椎骨之间的不同程度的运动的椎间盘置换植入物。在以下美国专利中提供了一些现有技术的植入物的实例: no. 5, 562, 738 (Boyd 等人); no. 6, 179, 874 (Cauthen); 以及 no. 6, 572, 653 (Simonson)。

[0009] 遗憾的是, 在现有技术中教导的椎间盘置换或植入方案通常是有缺陷的: 即, 这些方案并未考虑脊柱特有的生理功能。例如, 许多已知的人造椎间盘植入物相对于脊柱的正常生理运动范围而言在大多数运动平面内无约束。尽管一些现有技术的装置提供了限定的运动范围, 但这些限定通常处于正常生理运动范围之外; 由此致使这种装置在功能上无约束。此外, 已知的无约束植入物依赖于正常结构并且在许多情况下依赖于诸如退变性小面

等病变结构来限制过度的运动。这通常导致小面关节提早退变或进一步退变以及对脊柱组件的其他连带损害。

[0010] 另外,诸如美国专利 no. 5, 562, 738 ( 以上提及 ) 和 no. 5, 542, 773 以及公开号为 2005/0149189 和 2005/0256581 的美国专利申请等现有技术中已知的许多人造椎间盘通常包括被植入在相邻椎体之间的球-窝关节。与这种装置相关联的问题之一是设计运动约束的困难。这种约束常常由与植入物相邻的软组织来提供,由此导致有限程度的约束和 / 或对这种组织结构的损害。在提供约束的地方,典型的球-窝植入物不易适于提供可根据需要而要求的各种类型和程度的约束。

## 发明内容

[0011] 在一个方面中,本发明提供了一种包括球-环组合的人造椎间盘或植入物,所述人造椎间盘或植入物大致结合了已知球-窝设计的特征,但至少包括就可以构建入装置中的约束的类型和程度而言的一些活动度。本发明所述的植入物还提供了运动类型的改变以及转动中心的改变。

[0012] 在一个方面中,本发明包括人造椎间盘,所述人造椎间盘具有分别适于与相邻椎骨的相对椎体表面抵靠的两个主要区块或组件。所述两个区块中之一包括“球”结构,所述“球”结构包括凸出的支撑表面。所述两个区块中的另一个包括“环”结构,所述“环”结构包括适于收容和约束所述凸出的表面的至少一部分的环体。

[0013] 在另一方面中,前述区块中之一或两者可包括用于限制所述两区块之间的相对运动范围的一个或多个“止挡件”或限制结构。

[0014] 这样,在一个方面中,本发明提供了一种植入在脊柱的上下相邻椎骨之间的人造椎间盘,所述椎间盘包括:

[0015] - 协作的第一壳体 and 第二壳体,每个所述壳体分别具有相对的内表面和相反朝向的外表面,所述外表面适于抵靠所述椎骨;

[0016] - 所述第一壳体的所述内表面包括凸出的突出部分;

[0017] - 所述第二壳体的所述内表面包括接合表面和运动约束环体,当所述第一壳体与所述第二壳体组合在一起时所述运动约束环体适于收容所述凸出的突出部分,其中,在使用时,所述第二壳体的所述接合表面接触并抵靠所述凸出的突出部分,并且所述环体约束所述凸出的突出部分与所述第二壳体之间的相对运动。

## 附图说明

[0018] 在以下参考附图进行的详细描述中,本发明的上述及其他特征将更加显而易见,其中:

[0019] 图 1 是椎骨的运动范围的示意图。

[0020] 图 2a 是根据本发明的一个实施例的人造椎间盘的矢状面截面图。

[0021] 图 2b 是图 1 的椎间盘的横断面截面图。

[0022] 图 3 是根据本发明的另一实施例的人造椎间盘的前视冠状面截面图。

[0023] 图 4 至图 8 是根据本发明的其他实施例的人造椎间盘的矢状面截面图。

[0024] 图 9 是根据本发明的另一实施例的人造椎间盘的前视冠状面截面图。

[0025] 图 10 和图 11 是根据本发明的其他实施例的人造椎间盘的矢状面截面图。

[0026] 图 11a、图 12a 以及图 13a 是根据本发明的其他实施例的人造椎间盘的矢状面截面图。

[0027] 图 11b、图 12b 以及图 13b 分别是图 11a、图 12a 以及图 13a 的人造椎间盘的横断面截面图。

[0028] 图 14 和图 15 是根据本发明的其他实施例的人造椎间盘的矢状面截面图。

[0029] 图 16a、图 17a 以及图 18a 是根据本发明的其他实施例的人造椎间盘的矢状面截面图。

[0030] 图 16b、图 17b 以及图 18b 分别是图 16a、图 17a 以及图 18a 中所示的椎间盘的环体的侧视立体图。

### 具体实施方式

[0031] 在以下描述中,将使用术语“上”、“下”、“前”、“后”以及“侧向”。这些术语用来描述本发明的植入物定位在脊柱中时的方位,并且无意于以任何方式限制本发明的范围。这样,当脊柱处于直立位置时,“上”指示顶部并且“后”指示植入物(或其他脊柱组件)的面向患者躯体的背面的部分。相似地,当脊柱处于直立位置时,术语“下”将用于指示植入物的底部,而“前”将用于指示面向患者躯体的正面的部分。关于附图中所示的各视图,将理解术语“冠状面”标示在侧向端部之间延伸由此将躯体分为前部和后部的平面。相似地,将理解术语“侧向地”意指平行于冠状面的位置。将理解术语“矢状面”标示前后延伸由此将躯体分为侧向部分的平面。将理解术语“横断面”标示将躯体分为上部和下部的平面。可以理解的是,这些位置和方位术语无意于将本发明限制于任何特定的方位,而是用于便于以下描述。

[0032] 图 1 通过标示与脊柱相关联的各种自由度来例示椎体运动的复杂度。在正常的生理运动范围内,椎骨在“中性区”与“弹性区”之间延伸。中性区是处于总运动范围内的区域,在该区域用于支撑脊柱骨结构的韧带相对不受应力;也就是说,韧带提供相对小的运动阻力。当在运动范围极限处或附近发生运动时达到上述弹性区。在此区域中,韧带的粘弹性开始提供运动阻力由此限制运动。大多数“日常的”或典型的运动发生在中性区内,仅仅偶尔延续进弹性区。包含在中性区内的运动不会对软组织结构施压,而进入弹性区内的运动将引起不同程度的弹性反应。因此,尤其在脊柱假体植入物的领域中,目标是提供将相邻于植入物的椎骨的运动限定于中性区内的假体。这种限定使相邻骨结构和软组织结构的应力最小化。例如,这种运动限制将抑制小面关节退变。

[0033] 总体而言,本发明提供了用于置换受损的或出现其他功能障碍的椎间盘的人造椎间盘或植入物。本发明的植入物设计为允许相邻椎体之间的不同程度的运动,但优选处于容许限度内。在一个实施例中,本发明设计为允许与本发明的人造椎间盘相邻的椎骨之间的相对运动,这种运动包括各种自由度但优选被限制于指定范围内。在一个实施例中,本发明的人造椎间盘或假体设置有一个或多个“软”和/或“硬”止挡件来限制相邻椎骨之间的运动。特别地,本发明的人造椎间盘提供与中性区和弹性区中的正常运动(即与正常或未受损的椎间盘相关联的运动)相似的转动、屈曲、伸展以及侧向运动。另外,本发明的装置还允许上述运动的各种组合或复合运动。例如,本发明的椎间盘可以进行屈曲和平移、或侧

向屈曲和侧向平移、或屈曲和转动。其他各种运动对于被提供本公开的本领域技术人员来说是显而易见的。

[0034] 图 2a 例示了根据本发明的实施例的人造椎间盘 10。如图所示, 盘 10 包括上壳体 12 和下壳体 14。壳体 12 和壳体 14 分别包括骨接触表面, 所述骨接触表面在已切除天然椎间盘的区域抵靠上下相邻椎体的骨结构。如上所述, 在天然椎间盘受损或发生病变的情况下可需要这种椎间盘切除术。上壳体 12 包括与一块椎骨的下表面抵靠的上表面 16, 而下壳体 14 包括与相邻且在竖直方向上处于下方的椎骨的上表面抵靠的下表面 18。将理解到术语“上方”和“下方”结合处于直立位置的脊柱来使用。尽管本文使用术语“壳体”, 但将理解到此术语无意于将本发明限制为任何形状或构造。可适用于壳体的其他术语可以为板等。本领域技术人员将理解术语“壳体”适用于所示的结构和 / 或本文所描述的结构以及任何等同结构。

[0035] 在图 2a 所示的实施例中, 上壳体 12 的下表面 20 包括附于其上的环体 22。在所示的实施例中, 环体 22 可包括随着向下而凸出的结构或大致环形结构。环体 22 可固定到上壳体 12 上或者可与上壳体 12 一体形成。

[0036] 图 2b 例示了图 2a 的环体 22。在所示的实施例中, 环体 22 包括大致卵形结构, 其具有较长的前后长度和较短的侧向长度。在其他实施例中, 环体 22 可具有圆形或者可鉴于以下对环体的用途的讨论而需要的其他任意形状。

[0037] 图 2a 还例示了下壳体 14 的上表面 24, 该上表面 24 设置有大致朝上 (或向上) 延伸的凸出结构或“球体”26。尽管本文使用术语“球体”, 但对于本领域技术人员来说显而易见的是该术语无意于指示整球状结构或部分球状结构。在一个实施例中, 如图 2a 所示, 球体 26 可包括半球状结构。在其他实施例中, 球体 26 可包括俯视为卵形或其他形状。

[0038] 当将人造椎间盘 10 植入椎间盘空间内时, 首先在上壳体 12 的下表面面向下壳体 14 的上表面的情况下将两个壳体 12 和 14 对准。在对准时, 在球体 26 定位于环体 22 的腔内的情况下使球体 26 与环体 22 相卡合。然后在此方位下将盘 10 插入相邻椎体之间的椎间隙中。在此位置, 壳体 12 和 14 的外表面分别与椎体接触。一旦被如此植入, 一块椎骨对另一块椎骨施加的法向压缩力用于将盘 10 保持在适当的位置。将理解到, 其他任何人造装置可用于防止盘的脱落。例如, 壳体的外表面可设置有粘合剂或骨接合剂等以便确保适当的定位。

[0039] 一旦就位, 球体 26 的上表面将与上板 12 的下表面 20 接触。此接触提供相邻椎体之间的期望分离, 球体 26 与表面 20 之间的相对运动提供椎体之间的必要接合。此外, 环体 22 用于约束球体 26 与下表面 20 之间的相对运动。也就是说, 环体 22 将球体在表面 20 上的运动量限制于所限定的接合区域。本文将环体 22 的与球体 26 接触的表面 23 称为环体的接合表面。将理解到环体 22 的尺度形成为具有足够的高度 (从上壳体的下表面向下测量) 以为球体 26 提供所需的限制或“止挡”。在典型的应用中, 环体 22 具有 1 ~ 5mm 的高度。然而, 将理解到例如可根据相关的解剖结构而使用或需要其他不同尺寸。本发明不限于本文所提及的任何具体尺度, 并且可以进行改变以适合于任何人体脊柱的椎间盘空间, 即颈部、胸部或腰部区域。此外如上所述及如下面进一步所论述, 可将环体 22 的尺寸确定为限制或约束包括平移、侧向弯曲、屈曲、伸展在内的球体 26 的各种运动以及包括上述具体运动的一个或多个的任何复合运动。因此上述设计的灵活度允许本发明的人造椎间盘与

天然存在的椎间盘起到相似的作用,同时还允许矫正或防止任何畸形。

[0040] 在一个实施例中,如图 2a 所示,将环体 22 的尺寸确定为使得环体 22 的腔的最小长度大于球体 26 的直径。这种布置允许球体 26 接触表面 20 并且还允许球体在受到环体 22 的限制之前进行某些程度的移动。如上所述,在一个实施例中,环体 22 的尺度形成为具有卵形(如图 2b 所示)。因此,这允许球体 26 可在一个方向上比在另一方向上更多地移动。在上述实例中,环体 22 设置有比侧向长度长的前后长度。因此这允许球体 26 沿前后方向更多的移动。进而,这转化为相比于侧向屈曲而言允许较大程度的屈曲和伸展的椎关节。还将理解到,通过允许球体 26 沿这些方向的运动,可以允许诸如结合侧向屈曲的屈曲等的复合运动。

[0041] 如上所述,在一个实施例中,球体的截面可以为半球状,但形状可以沿任何方向改变尺寸。这样,球体 26 可包括沿前后方向和/或侧向伸长的半球或凸出形状。总的来说,球体 26 可包括提供期望椎间运动量和期望类型的椎间运动的任意凸出形状。这种球体 26 的结构可变性允许在环体 22 的物理约束内发生各种不同的运动。如下面进一步所论述,可对球体 26 本身提供另外的运动约束。

[0042] 尽管图 2a 示出了居中地位于下壳体 14 的上表面 24 上的球体 26,但将理解到这不意为限制。在其他实施例中,球体 26 可根据期望的运动而定位在表面 24 上的任何位置处。应当理解到,改变球体 26 在表面 24 上的位置将导致盘 10 的转动中心的变化。例如,在一个实施例中可将球体定位在下壳体 14 的后部。通过改变球体 26 相对于下壳体 14 的位置,可以提供具有多种运动或接合选择性的盘 10。

[0043] 在其他实施例中,下壳体 14 可适于提供环体 22 的运动的阻力。在一个实施例中,下壳体 14 可设置有一个或多个硬止挡件或缓冲止挡件来限制环体 22 在球体 26 上的运动。将术语“硬止挡件”理解为意指物理运动限制器。特别地,“硬止挡件”用于限制运动以使运动不超出前述弹性区。另一方面,一旦进入弹性区,“软止挡件”用于开始限制运动。根据本发明的实施例,这种止挡件可以以任意间距围绕球体构建在壳体上,或者可以形成为球体本身的一部分。在一个方面中,硬止挡件可以具有仅比球体 26 的最大高度低几毫米的高度。

[0044] 在图 3 中例示了这种硬止挡件的实例,其中以相同的附图标记标识与上述元件相似的元件,但为了清楚对附图标记添加字母“a”。如图所示,硬止挡件 28 可以在侧向上定位在球体 26a 的任一侧来限制侧向屈曲。也就是说,硬止挡件 28 对环体 22a 在球体 26 的表面的侧向(即冠状面)运动提供障碍。图 3 中所示的止挡件 28 可具有任意长度来达到前述目的。

[0045] 在另一实施例中,硬止挡件 28 可以位于前方来限制沿前后方向的屈曲,并且在又一实施例中,硬止挡件 28 可以位于后方。任意组合可以用于提供约束运动的硬止挡件。止挡件可具有从边缘被倒圆的矩形到穹顶的任意形式的形状以及可变的高度。将理解到在一个实施例中,如果要求所受限的运动的话,硬止挡件 28 可以设置成限制所有方向上的运动。“缓冲止挡件”28 可以具有各种形状,例如线状的或弯曲的形状。相似地,将理解到在其他实施例中,可以不需要这种硬止挡件。

[0046] 在图 4 中示出了上述硬止挡功能的另一实施例,其中以相同的附图标记标识与上述元件相似的元件,但为了清楚对附图标记添加字母“b”。如图 4 所示,取代如图 3 所示的

设置在下壳体 14 上的“缓冲止挡件”28,球体 26b 的一个边缘——在所例示情况下为前边缘——可设置有硬止挡件,在所示的实施例中该硬止挡件形成为球体上的隆起的伸出部分 30。如图所示,伸出部分 30 包括上表面,该上表面具有与球体 26b 相邻的凹部 32,如下面进一步所论述,该凹部 32 用作“软止挡件”。凹部 32 以介于球体 26b 的最低高度与最高高度之间的高度从球体 26b 的前边缘延伸,并且朝着盘 10b 的前端而向上弯曲。在凹部 32 的前方,伸出部分 30 包括充当硬止挡件的边缘 34。图 4 中所示的布置可用于要限制脊柱在植入物区域的屈曲的情形。可以理解的是,在屈曲过程中,环体 22b 的前边缘在前方越过球体 26b 的上表面并且首先触及凹部 32。凹部 32 由于其向上弯曲的表面而用于缓慢地限制环体 22b 的运动,由此充当为屈曲运动的软止挡件。随着环体 22b 的前边缘继续运动,触及到边缘 34 并且阻止进一步的运动。这样,边缘 34 用作屈曲运动的硬止挡件并且限制装置出现异常的或可能不期望的对准的任何趋势。

[0047] 在另一实施例中,可将硬止挡件在侧向上置于球体 26 的任一侧并且高度仅比球体的最大高度低几毫米从而限制侧向屈曲。

[0048] 图 13a 和 13b(统称为图 13)示出了本发明的另一实施例,其中以相同的附图标记标识与上述元件相似的元件,但为了清楚对附图标记添加字母“c”。在本实施例中,硬止挡件 36 设置在下壳体 14c 的上表面 24c 上,其中该硬止挡件定位为紧邻球体 26c 或者可形成为球体 26c 的一部分。硬止挡件 36 的功能类似于图 3 中所示止挡件的功能,但该硬止挡件 36 仅定位在球体 26c 的前边缘。如同图 4 所示的硬止挡件一样,图 13 的硬止挡件 36 用于限制屈曲并且防止异常的或可能不期望的对准。在这种情况下,硬止挡件 36 不提供屈曲运动的逐渐减小。这样,图 13 所示的布置可用于期望限制屈曲并且矫正和/或限制驼背(脊柱后凸)的情况。

[0049] 以相似的方式,本发明的又一实施例可使硬止挡件 36(或图 4 的伸出部分 30)位于下壳体 14 的后部以便限制伸展。在又一实施例中,可以沿任意方向或者甚至相对于球体沿圆周设置这种硬止挡件的组合,进而用于约束沿任意方向或所有方向的运动。这样,可以以许多方式改变与球体相关联的止挡件来限制一个或多个平面内的运动。止挡件可具有任意形状,诸如为矩形或诸如穹顶形等凸状。止挡件可具有相同或相互不同的材料,或者可具有与壳体相比相似或不同的材料。此外,止挡件可设置有倒圆的边缘或其他任何所需的形状。另外,本领域技术人员将理解止挡件可具有任意高度。在又一实施例中,盘 10 可不包括与球体 26 相关联的止挡件,由此允许环体覆盖球体的最大表面积而接合。

[0050] 图 5 例示了本发明的另一实施例,其中以相同的附图标记标识与上述元件相似的元件,但为了清楚对附图标记添加字母“d”。如图 5 所示,上壳体 12d 可设置有凹腔 38,该凹腔 38 包括适于收容球体 26d 的一部分的凹陷区域。将理解到,凹腔 38 用作定位球体 26d 的定位装置和/或用作约束球体的另外装置。结合环体 22d,凹腔 38 的设置将增加接触球体 26d 的表面积以便约束球体的运动。这样,可以理解凹腔 38 将进一步用于降低对环体 22d 的磨损影响。尽管图 5 中的凹腔 38 示为形状与球体 26d 的形状有些互补,但将理解到这种互补性不是本发明的限定。也就是说,凹腔 38 可具有各种形状和尺寸以提供多种约束选择性。

[0051] 图 6 示出了本发明的另一实施例,其中以相同的附图标记标识与上述元件相似的元件,但为了清楚对附图标记添加字母“e”。图 6 例示了这样的实施例:即,盘 10e 设置有



吸收轴向力即沿着脊柱沿轴向传递的力的装置。为了提供这种力吸收,盘 10e 可分别在上壳体 12e 和下壳体 14e 中之一或两者上设置有一个或多个弹性元件。在图 6 所示的实施例中,通过核体 40 将球体 26e 与下壳体 14e 的上表面 24e 分离。核体 40 可包括诸如水凝胶、硅、橡胶等任何已知的弹性材料,或者可包括诸如弹簧等机械装置。将理解到,随着轴向力施加于盘 10e 上,核体 40 将吸收一些轴向力,由此提供一些缓冲并且防止球体 26e 与环体 22e 和 / 或上壳体 12e 之间的挤压或使该挤压最小化。在一个实施例中,如图 6 所示,球体 26e 可以部分为中空以便容纳较大体积的核体 40。在这种布置中,核体 40 包括适于位于中空球体 26e 内的隆起部分或区块。这种结构可有利于相对于下壳体 14e 良好地定位球体 26e。也就是说,如同图 6 所示的实施例一样,具有远离下壳体 14e 而延伸的突出部分的核体 40 可固定到下壳体 14e 的上表面 24e 上。具有适于收容核体 40 的突出部分的中央空腔的球体 26e 可这样定位在核体 40 上:即,将突出部分插入球体的空腔中。在这种情况下,由于核体用于防止或限制球体 26e 与下壳体 14e 之间的任何相对运动,因此无需将球体 26e 直接固定或安装到下壳体 14e 上。这样,可将球体 26e 描述为“浮”在核体 40 上。

[0052] 在图 10 中例示了弹性力吸收装置的另外实施例,其中以相同的附图标记标识与上述元件相似的元件,但为了清楚对附图标记添加字母“f”。在图 10 中,如前所述将盘 10f 的球体 26f 固定到下壳体 14f 的上表面 24f 上。在这种情况下,设置有抵靠壳体 14f 的下表面 18f 的弹簧 42。将理解到,弹簧 42 的相反侧可抵靠相邻椎骨的骨部分或多个骨部分,或者可抵靠安装在该椎骨上的任何表面或结构(诸如板等)。弹簧 42 以与上述核体 40 相似的方式发挥作用。然而,如图 10 所示,可利用所示的布置实现另外的优势。具体而言,由于可以仅抵靠盘 10f 的一个边缘定位弹簧,因此该盘可设置有预定位部分以便以任何期望的方式对准相邻的椎骨。例如,在图 10 所示的实施例中,弹簧 42 位于盘 10f 的前边缘处,由此使得上方相邻椎骨(未示出)向后倾斜。将理解到,这种布置除了提供前述缓冲作用之外,还将用于矫正或防止驼背。在对图 10 的以上描述中,将弹簧 42 描述为位于下壳体 14f 与下方相邻椎骨之间。然而,在另一实施例中,弹簧 42 同样可以定位在球体 26f 与下壳体 14f 之间而实现相同的功能。另外,尽管使用术语“弹簧”来描述元件 42,但将理解到任何起相似作用的装置可用于盘 10。例如,弹簧 42 可包括诸如螺旋弹簧或板簧等机械装置。可选地,弹簧 42 可包括楔形的或类似地成角度的弹性核体。尽管图 10 例示了向后倾斜的下壳体 14f,但将理解到在要求驼背或要促进驼背的情形下(诸如胸椎等的诸如将防止或矫正脊柱前凸的区域)这种倾斜也可朝向前方。

[0053] 图 7 中例示了另一位置调节装置,其中以相同的附图标记标识与上述元件相似的元件,但为了清楚对附图标记添加字母“g”。在图 7 中,盘 10g 具有下壳体 14g,该下壳体 14g 设置有相对于上壳体 12g 倾斜的上表面 24g。由于这种倾斜,球体 26g 相对于上壳体 12g 相似地倾斜设置。将理解到,如上结合图 10 所述这种结构用于防止或矫正驼背。然而,不像图 10 那样,图 7 的盘 10g 不必包括力吸收装置。为了实现下壳体 14g 期望的倾斜,如图 7 所示,下壳体可形成楔形体。可选地,下壳体可形成两片,由此借助于分离元件(未示出)将下表面 18g 与上表面 24g 分离。将理解到这种分离元件可包括诸如以上参考图 10 所述的弹簧。在这种情况下,图 7 的盘 10g 同样也将包括力吸收装置。还将理解到,图 7 的球体 26g 可包括以上关于图 6 所述的核体,由此也对图 7 的盘 10g 提供吸收轴向力的装置。尽管图 7 例示了向后倾斜的下壳体 14g,但将理解到在要求驼背或要促进驼背的情形下(诸

如胸椎等的诸如将防止或矫正脊柱前凸的区域)这种倾斜也可朝向前方。

[0054] 以上论述多数着重于可对本发明的下壳体 14 和 / 或球体 26 实施的改变。然而,以相似的方式,上壳体 12 和 / 或环体 22 也可进行改变以实现多种位置和功能。例如,在一个实施例中,环体可形成为各种尺寸和形状。这包括环体 22 的限制边缘的高度的改变及其形状的改变,包括圆形、卵形以及长方形等。例如,通过改变环体 22 的形状,将理解到与球体接合的形状和面积也将改变,由此允许根据需要而相适应的球体的运动约束。相似地,也可改变环体 22 在上壳体 12 上的位置以便与球体 26 的位置相吻合。另外,上壳体 12 可设置有诸如硬止挡件和 / 或软止挡件等类似于上述的一个或多个“止挡件”,用以约束或限制上壳体与下壳体之间的相对运动。这种止挡件可包括附于上壳体上的独立元件或者可形成环体 22 本身的一部分。例如,在一个实施例中,止挡件可包括环体的隆起的边缘。下面进一步论述本发明的另外的实例和方面。

[0055] 图 11a 和 11b(统称为图 11)例示了显示上壳体的改变的本发明的实施例,其中以相同的附图标记标识与上述元件相似的元件,但为了清楚对附图标记添加字母“h”。在图 11 中,将环体 22h 的尺寸确定为大于球体 26h。在本实施例中,将理解到盘 10h 的接合包括主要在上壳体 12h 的下表面 20h 之间的接触。换句话说,球体 26h 能够在不受环体 22h 的阻碍的情况下在下表面 20h 的一部分上进行平移运动。这种平移运动例如可包括中性区内的运动。然而,环体 22h 用于约束球体 26h 以免越出该区域,由此充当为“硬止挡件”。

[0056] 图 12a 和 12b(统称为图 12)例示了上述环体 22h 的变型例,其中以相同的附图标记标识与上述元件相似的元件,但为了清楚对附图标记添加字母“j”。在本实施例中,盘 10j 在上壳体 12j 上设置有环体 22j,该环体 22j 尺寸较窄并且设计为在盘 10j 的所有运动即接合过程中与球体 26j 的至少一部分接触。将理解到,这种布置将有助于使与球体 26j 的不断接触所引起的对上壳体 12j 的下表面 20j 的磨损最小化。另外,这种布置将在允许全域的屈曲和伸展的同时限制侧向屈曲。

[0057] 图 12b 例示了环体 22j 的另外的特征,即与侧向尺度相比前后尺度更大。将理解到,这种布置用于允许球体 26j 在矢状面内的运动具有较大的自由度并且在冠状面内的运动量受限。在另一实施例中,环体 22j 可在冠状面内伸长由此实现相反的效果。这样,将理解到通过调节环体 22 的尺度可以适应于任何的运动组合。

[0058] 图 14 和图 15 例示了本发明的另外的实施例,其中以相同的附图标记标识与上述元件相似的元件,但为了清楚分别对附图标记添加字母“m”或“n”。在上述实施例中,已将环体 22 描述为具有凸出的外表面,尤其是与球体 26 接触的表面即接合表面。然而,如图 14 和图 15 所示,环体 22m 和 22n 可分别可选地包括凹陷的接合表面,由此改变环体与球体之间的相互作用。在这两种情况下,环体 22m 和 22n 分别具有与球体 22m 和 22n 接触的凹陷形状的接合表面。这种凹陷可围绕环体的整个周边设置或者可仅设置在某些位置。相似地,可以改变环体的曲率。例如,如例示的两个实施例所示,图 14 所示的环体 22m 的接合表面的曲率比图 15 所示的环体 22n 的接合表面的曲率大。环体的凹陷接合表面允许通过改变所设置的曲率来控制诸如屈曲、伸展、侧向弯曲等运动或这些运动的任意组合。也就是说,凹陷接合表面还允许对球体的运动提供渐变的阻力,由此例如允许初始在中性区内的运动容易但在弹性区中运动的阻力较大或越来越大。这种阻力将被理解为对球体提供的阻力。在另一实施例中,在不同位置之间可改变环体的曲率。例如,可在侧向区域比在前后区域设

置更大的曲率。因此,这将对侧向弯曲比对屈曲或伸展提供更大的阻力。在另一实施例中,环体的曲率可以改变成例如增加环体的前边缘的曲率来抑制屈曲。在另一实施例中,环体可以设置有恒定或可变的弯曲接合表面以及非圆形形状。例如,环体可包括椭圆的几何形状,其具有大致平行于矢状面的长轴。这种环体的前后接合表面与侧向接合表面相比可包括较小的曲率。下面参考图 16 至图 18 提供对这种可变性的进一步论述。

[0059] 图 8 和图 9 例示了本发明的另一实施例。其中使用相同的附图标记标识与上述元件相似的元件,但为了清楚对附图标记添加字母“p”。如图 8 和图 9 所示,上壳体 12p 设置有外边缘向下弯曲的凸曲率。将理解到上壳体 12p 的曲率可不同于图 8 和图 9 所示出的曲率。上壳体 12p 的这种曲率用于与椎骨的端板的自然弯曲形状相符合。将理解到尽管在图 8 和图 9 中示出上壳体具有这种曲率,但下壳体 14p 可相似地设置有与相邻端板的曲率相对应的这种互补性曲率。如图 8 和图 9 所示,上壳体 12p 仍包括用于约束球体 26p 的运动的环体 22p。因此,该环体 22p 也可设计为具有上壳体 12p 的曲率。这样,根据本实施例,可将球体 26p 约束成在矢状面和冠状面中的任一个或两者中沿上壳体 12p 的平缓倾斜的曲率而运动。

[0060] 图 16a、图 17a 以及图 18a 例示了本发明的其他实施例。其中使用相同的附图标记标识与上述元件相似的元件,但为了清楚分别对附图标记添加字母“r”、“t”以及“u”。图 16a、图 17a 以及图 18a 以与以上参考图 13 所述相似的方式显示有下壳体 14、球体 26 以及设置在球体 26 的前边缘的止挡件 36。如上所述,尽管止挡件 36 显示为设置在球体 26 的前边缘,但其实这种止挡件可以根据需要位于任意位置,并且如果需要可以位于多于一个的位置处。下壳体的此结构无意于限制图 16a 至 18a 所例示的实施例。

[0061] 图 16a 例示了与图 14 和图 15 所示的上壳体相似的上壳体 12r。也就是说,上壳体 12r 包括环体 22r,该环体 22r 设置在上壳体 12r 的大致平坦的下表面 20r 上。本实施例的环体 22r 包括为了参考图 14 和图 15 所论述的目的而以凹陷的方式弯曲的接合表面 23r。图 17a 例示了图 16a 的盘的变型。在图 17a 中,盘 10t 包括上壳体 12t,该上壳体 12t 具有以凹陷的方式弯曲的下表面 20t。也就是说,下表面 20t 的外边缘向下弯曲。如同图 16a 一样,环体 22t 也包括以凹陷的方式弯曲的接合表面 23t。相似地,图 18a 例示了盘 10u 包括上壳体 12u 的变型,其中该上壳体 12u 具有以凸出的方式弯曲的下表面 20u。如同图 16a 一样,环体 22u 也包括以凹陷的方式弯曲的接合表面 23u。

[0062] 如图 16a 至 18a 所示,随着下表面 20 的弯曲,环体 22 也允许呈现相似的弯曲。将理解到这种环体 22 的整体曲率连同接合表面 23 的曲率协助引导和控制对球体 26 的运动所提供的约束量和约束程度。例如,如图 17a 所示,下表面 20t 的弯曲显示为在矢状面内凹陷。这样,此方位用于逐渐阻止球体沿前后方向即在屈曲和伸展过程中的运动。如上所述,可选的止挡件 26t (或者在提供多于一个止挡件的情形下为多个止挡件) 形成硬止挡件以便阻止沿给定方向的运动。相似地,下表面 20t 在冠状面内的凹曲率抑制侧向弯曲。

[0063] 在图 18a 的情况下,将理解到凸曲率用于协助运动。作为以上论述的推论,将理解到图 18a 所示的下表面 20u 的凸曲率可位于矢状面或冠状面内。此外,将理解到参考图 17a 和 18a 所论述的下表面 20 的凹曲率或凸曲率沿着一个或多个方向而设置。在一个实施例中,例如,该表面可以为部分球面,由此提供沿所有方向分别弯曲的表面。

[0064] 图 16b、图 17b 以及图 18b 例示了分别在图 16a 至 18a 中示出的环体 22r、22t 以及

22u。

[0065] 尽管图 16a 至 18a 例示了具有以凸出的方式弯曲的接合表面 23 的环体 22, 但将理解到该表面也可如以上结合其他实施例所论述的以凸出的方式弯曲。

[0066] 本发明的盘的结构组件, 尤其是球体和环体可以由任何医学上适用的材料形成, 诸如为钛、钛合金、镍、镍合金、不锈钢、镍 - 钛合金 (诸如 Nitinol™)、钴 - 铬合金、聚氨酯、瓷、塑料和 / 或热塑性聚合物 (诸如 PEEK™)、硅、橡胶、carbothane (脂肪族聚碳酸酯基聚氨酯) 或其任意组合。另外, 将理解到球体和环体可以由与其余的各壳体相同或不同的材料制成。例如, 球体可由钛制成, 而环体以及两壳体可由 PEEK™ 制成。各种其他材料以及材料组合对于本领域技术人员来说是已知的。

[0067] 将理解到并且如以上所解释的, 可以以各种方式采用本发明来满足任意数量的期望运动特性。也就是说, 可以对脊柱的各种椎间关节来选择球体和 / 或环体的形状、位置以及尺寸, 并且球体和 / 或环体的形状、位置以及尺寸可以适应于提供或限制运动的程度和方向。本文描述和 / 或显示了本发明的各种特征和实施例。本领域技术人员将理解到, 可以根据人造椎间盘的需要和要求来使用这些特征和实施例的各种组合。此外, 尽管图中例示了各种实施例用来描述本发明的实施例, 但所示的相对或绝对尺度无意于以任何方式限制本发明的范围。

[0068] 对于本领域技术人员来说显而易见的是, 尽管以上论述着重于上壳体设置有环体而下壳体设置有球体, 但也可采用相反的情况。也就是说, 在其他实施例中, 上壳体可包括球体且下壳体可包括环体。

[0069] 对于本领域技术人员来说显而易见的是, 上述盘的任何骨接触表面 (诸如壳体的外表面等) 可设置有纹理、处理层或涂层以便促进或增强骨向内生长和 / 或与相邻骨结构的粘合。例如, 这些表面可设置有粗糙的或带沟槽的纹理和 / 或可以涂覆有骨生长增强剂。

[0070] 另外, 尽管已参考椎间关节描述了本发明, 但本发明同样可用于诸如膝关节等其他关节。

[0071] 尽管已参考某些具体实施例描述了本发明, 但对于本领域技术人员来说在不脱离所附权利要求书所限定的本发明的主旨和范围的情况下各种变型是显而易见的。这里所提供的任何实例包含于本文仅用来例示本发明而无意于以任何方式限定本发明。本文所提供的任何附图仅用来例示本发明的各方面而无意于按比例绘制或以任何方式限定本发明。本文所列举的所有现有技术的公开的全部内容以引用的方式并入本文。

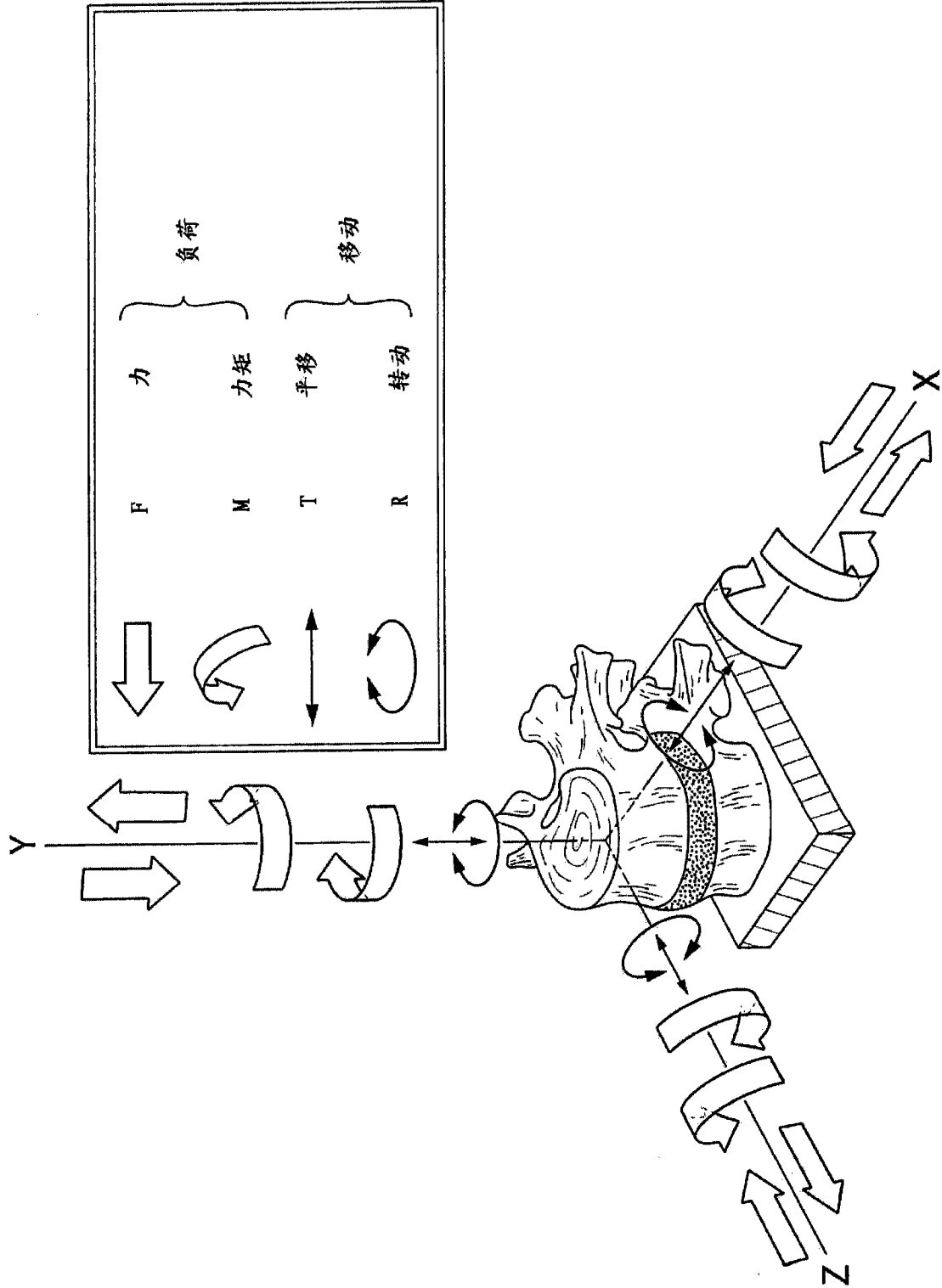


图 1

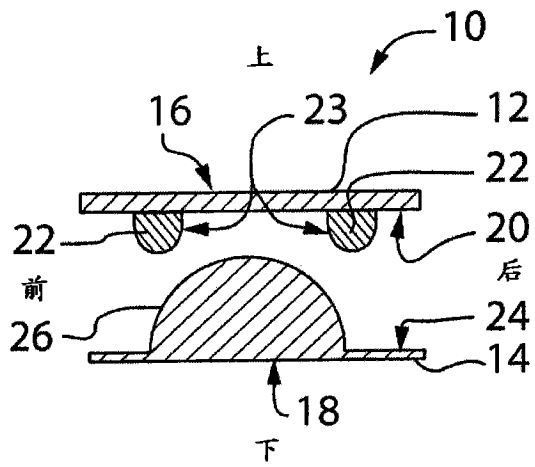


图 2a

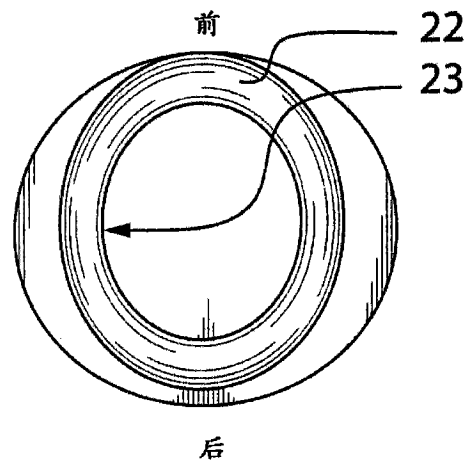


图 2b

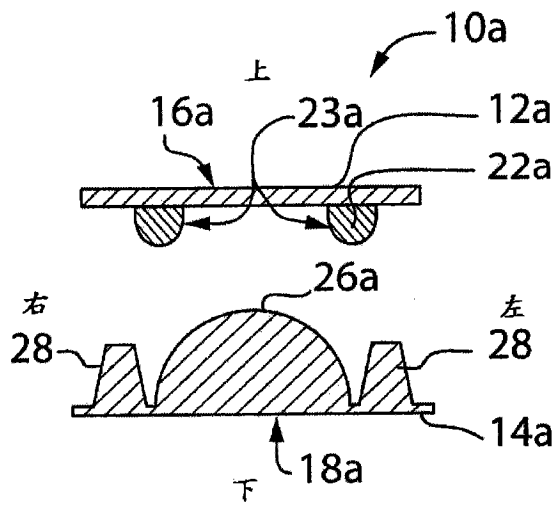


图 3

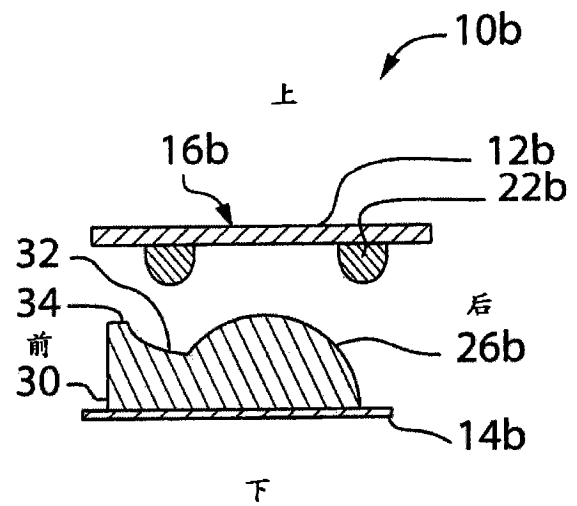


图 4

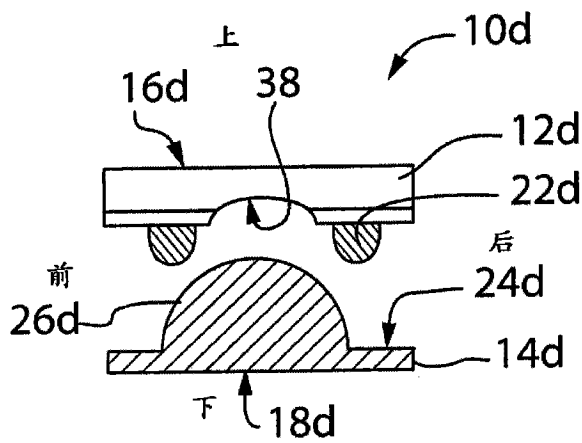


图 5

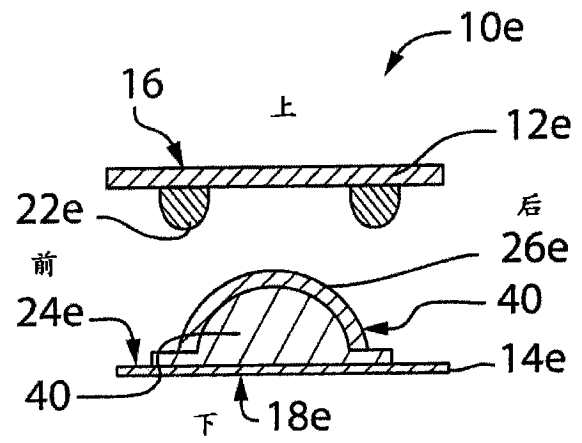


图 6

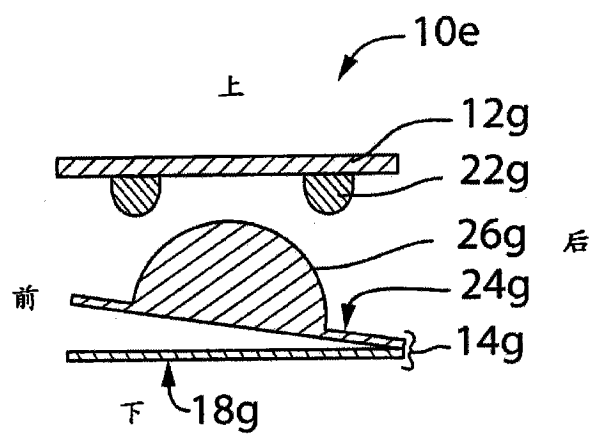


图 7

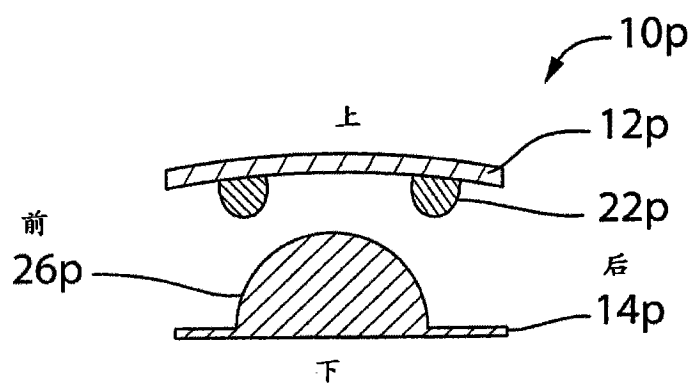


图 8

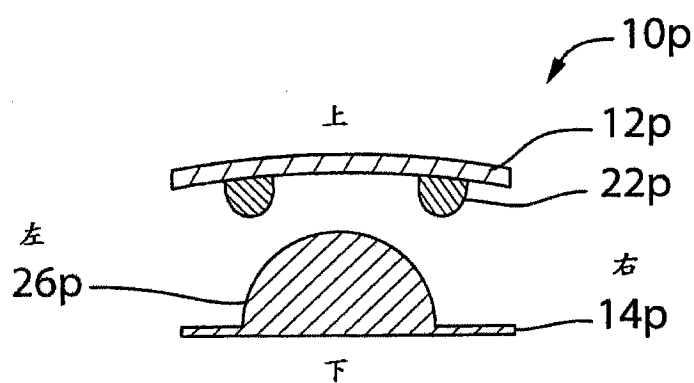


图 9

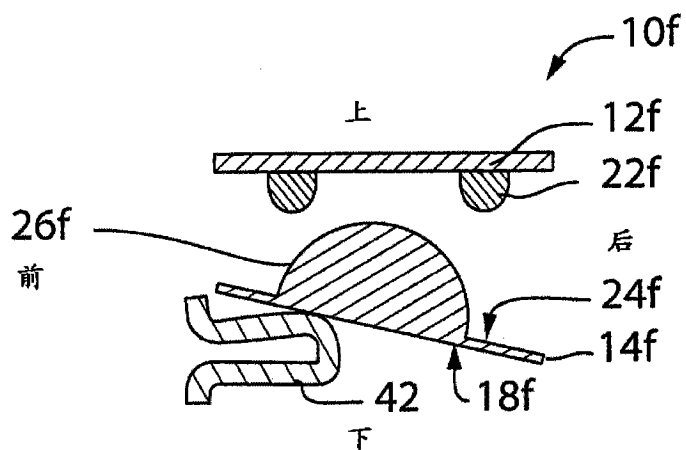


图 10

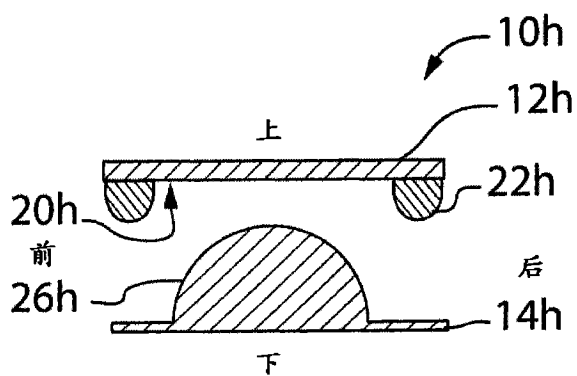


图 11a

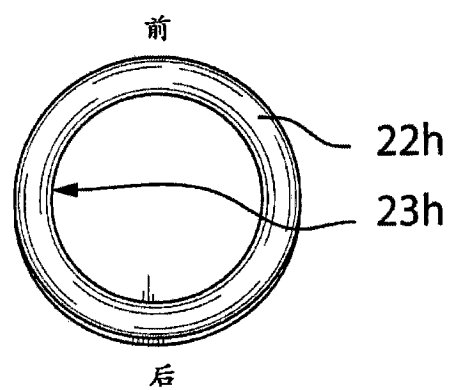


图 11b

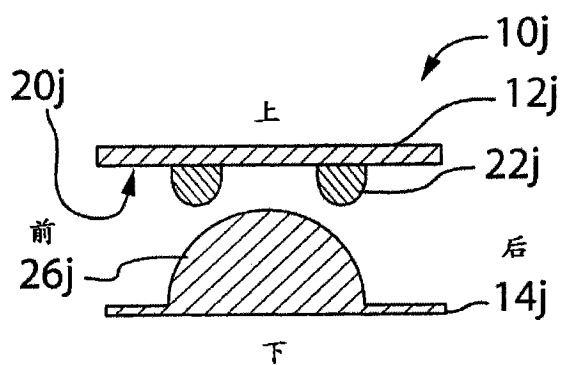


图 12a

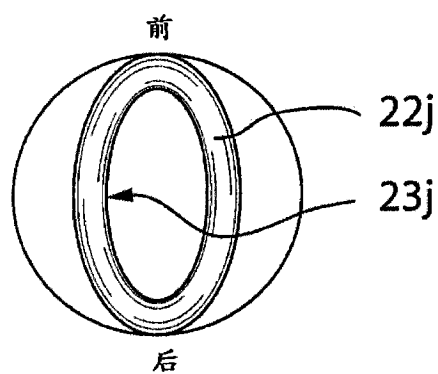


图 12b



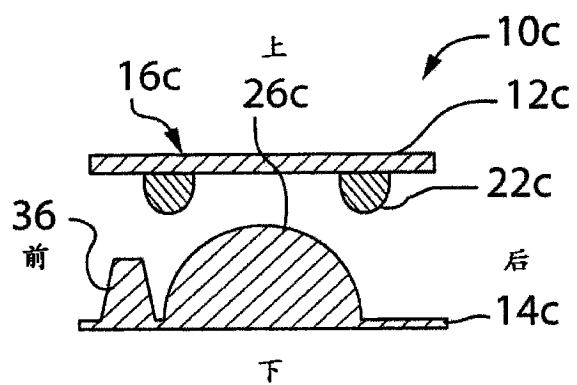


图 13a

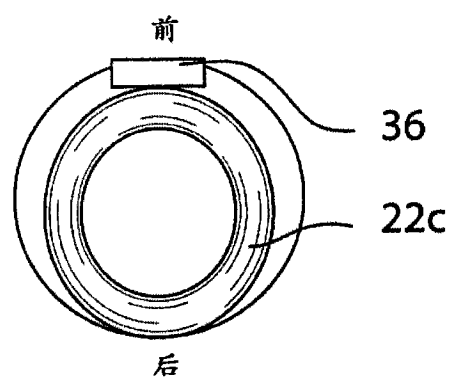


图 13b

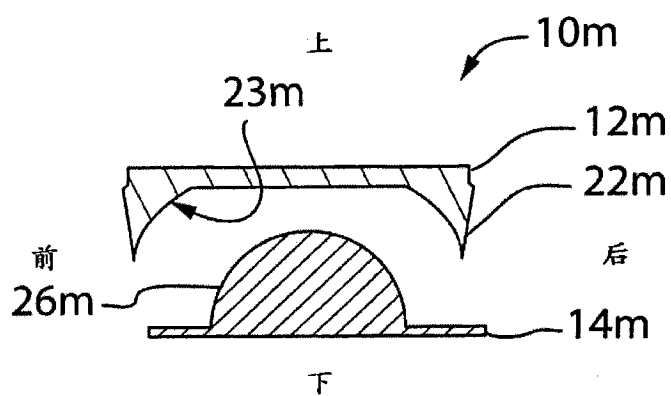


图 14

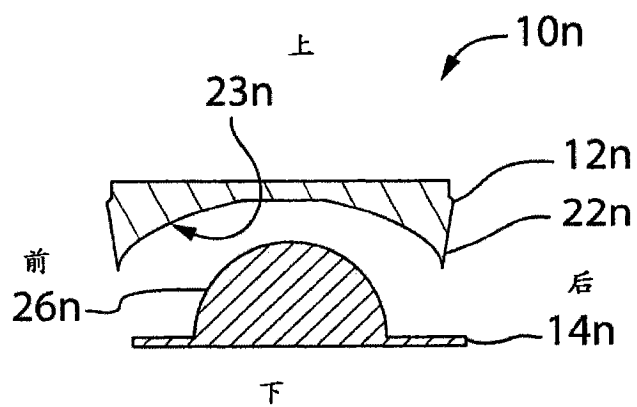


图 15

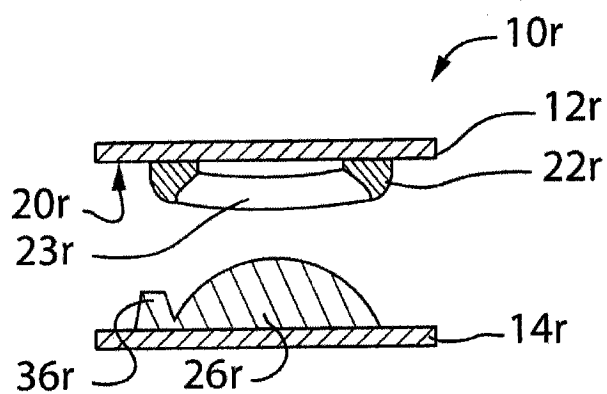


图 16a



图 16b

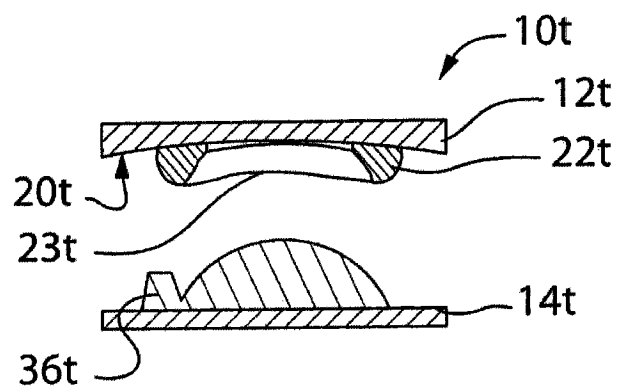


图 17a



图 17b

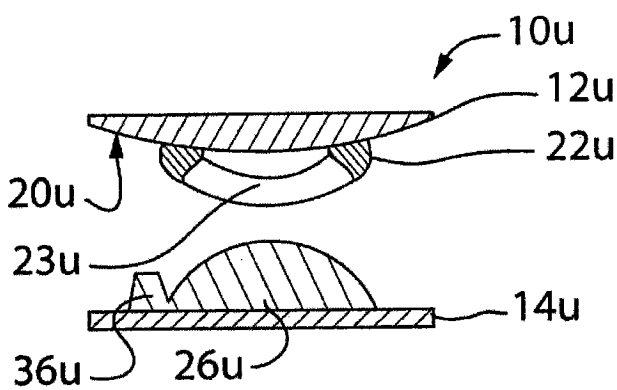


图 18a



图 18b