



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101720206 B

(45) 授权公告日 2014.04.02

(21) 申请号 200880021258.2

(56) 对比文件

(22) 申请日 2008.04.30

US 6162223 A, 2000.12.19,

(30) 优先权数据

US 6162223 A, 2000.12.19,

11/743,097 2007.05.01 US

WO 2006049993 A2, 2006.05.11,

11/743,605 2007.05.02 US

WO 2006045091 A2, 2006.04.27,

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

US 2002/0151978 A1, 2002.10.17,

2009.12.21

EP 1770302 A1, 2007.04.04,

(86) PCT国际申请的申请数据

CN 1795834 A, 2006.07.05,

PCT/US2008/062124 2008.04.30

DE 2951251 A1, 1978.12.26,

审查员 谈泉

(87) PCT国际申请的公布数据

W02008/137487 EN 2008.11.13

(73) 专利权人 默克西梅德公司

地址 美国加利福尼亚

(72) 发明人 J·马科沃 A·G·克利福德

R·G·韦基奥蒂

(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 11038

代理人 林振波

(51) Int. Cl.

A61B 17/70 (2006.01)

A61B 17/68 (2006.01)

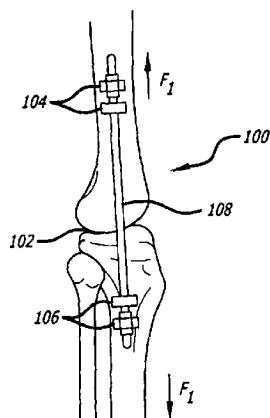
权利要求书1页 说明书23页 附图37页

(54) 发明名称

关节外植入式机械能吸收系统

(57) 摘要

一种用于分担和吸收身体部分之间的能量的系统和方法。在一个特定的方面，该系统便于吸收形成关节的构件之间例如关节连接的骨头之间的能量。



1. 一种用于操控限定膝关节的构件所传输的能量的系统,所述构件共同限定运动路径并具有软骨,所述软骨具有配置在所述构件之间的能量吸收部件,所述系统包括:

第一连接结构,其配置成连接到所述关节的第一构件;

第二连接结构,其配置成连接到所述关节的第二构件;以及

能量吸收构件,其连接到所述第一连接结构和所述第二连接结构;

其中,所述系统被构造成植入患者皮肤下,并且,所述能量吸收构件被构造成允许膝关节的所述构件遵循所述运动路径;

其中所述能量吸收构件包括弹簧,该弹簧在压缩中起作用来减少所述自然关节的至少一部分上的载荷。

2. 如权利要求1所述的系统,其中所述能量吸收构件具有柔韧性和载荷传输几何结构。

3. 如权利要求1所述的系统,其中所述能量吸收构件允许所述关节的构件遵循所述运动路径,并吸收所述关节正常经受的能量的1%到40%。

4. 如权利要求3所述的系统,其中所吸收的能量在5%到20%之间。

5. 如权利要求1所述的系统,其中所述系统还包括衰减构件。

6. 如权利要求1所述的系统,其中所述系统将在步行期间所述软骨正常经受的能量传输到所述关节之外的骨头。

7. 如权利要求1所述的系统,其中所述关节是受骨关节炎影响的膝关节,且在所述构件遵循所述运动路径时,发生可变量的能量吸收。

8. 如权利要求1所述的系统,其中所述能量吸收构件辅助所述软骨的所述能量吸收部件。

9. 如权利要求1所述的系统,其中所述能量吸收构件增强所述软骨的所述能量吸收部件。

10. 如权利要求1所述的系统,其中所述能量吸收构件体现为弯曲弹簧组件。

11. 如权利要求1所述的系统,其中所述能量吸收构件体现为凸轮啮合组件。

12. 如权利要求1所述的系统,其中所述能量吸收构件体现为分段支撑组件。

13. 如权利要求1所述的系统,其中所述能量吸收构件体现为活塞支撑组件。

14. 如权利要求1所述的系统,其中所述能量吸收构件在所述关节的构件弯曲之前被启动。

15. 如权利要求1所述的系统,其中所述能量吸收构件在所述关节的构件延伸期间被启动。

16. 如权利要求1所述的系统,还包括传感器,所述传感器与所述能量吸收构件相关并提供载荷信息。

17. 如权利要求1所述的系统,还包括用于将药物输送到所述关节的装置。

18. 如权利要求1所述的系统,其中所述能量吸收构件是可植入的。

19. 如权利要求18所述的系统,其中所述能量吸收构件配置成在关节外被植入。

20. 如权利要求1所述的系统,其中所述能量吸收构件配置成吸收自然关节所正常经受的压缩载荷的至少一部分。

21. 如权利要求1所述的系统,其中所述能量吸收构件通过球窝关节连接到所述第一连接结构和第二连接结构。

## 关节外植入式机械能吸收系统

[0001] 发明背景

[0002] 本发明目的在于用于治疗体组织的系统和方法,尤其是在于设计成减少在形成自然关节的构件之间传输的机械能的方法。

[0003] 人和其它哺乳动物都属于称为脊椎动物门的亚门。脊椎动物的界定特征被认为是脊骨或脊髓、头盖骨和内部骨骼。在生物学中,骨骼或骨骼系统是在活的生物体中提供物理支持的生物系统。骨骼系统通常分为三种类型—外部(外骨骼)、内部(内骨骼)和基于流体的(流体静力骨骼)。

[0004] 内部骨骼系统由在体内被肌肉系统移动的刚性(或半刚性)结构组成。如果该结构在人或其它哺乳动物中时被矿物化或骨化,它们称为骨头。软骨是骨骼系统的另一常见的成分,其支持并辅助骨骼。人耳和鼻由软骨成形。一些生物体例如鲨鱼具有全部由软骨组成的骨骼,而根本没有任何钙化的骨头。骨头或其它刚性结构由韧带连接并通过腱连接到肌肉系统。

[0005] 关节是一个或多个骨头产生接触的地方。它们被构造成允许移动并提供机械支持,且按结构和功能分类。结构分类通过骨头彼此如何连接来确定,而功能分类通过由关节连接的骨头之间的移动程度来确定。实际上,在这两种类型的分类之间有相当大的重叠。

[0006] 存在关节的三种结构分类,即,纤维性或不动关节、软骨关节和滑膜关节。纤维性/不动关节由紧密的结缔组织连接,结缔组织主要由胶原组成。纤维性关节进一步分成三种类型:

[0007] ■ 在头骨的骨头之间存在的骨缝;

[0008] ■ 在身体的长骨之间存在的韧带联合;以及

[0009] ■ 作为在上颌骨或下颌骨中的牙根和齿窝之间的关节的嵌合。

[0010] 软骨性骨头完全由软骨连接(也称为软骨结合)。软骨关节允许在骨头之间的移动比纤维性关节多但比高度移动的滑膜关节少。滑膜关节在由关节连接的骨头之间具有用于滑液的间隔。该分类包括三种中最活动的关节,并包括膝和肩。这些进一步分类成球窝关节、髁状关节、鞍状关节、绞合关节、环枢关节和滑动关节。

[0011] 关节也可通过它们允许的活动性程度在功能上分类。不动关节允许很少的活动性或没有活动性。它们可通过两个骨头如何接合在一起分类。也就是说,软骨结合是两个骨头由一片软骨连接的关节。骨结合是当儿童接近成人期时最初分离的两个骨头最终结合在一起的地方。相反,微动关节允许轻微的活动性。在关节处的两个骨头表面都被覆盖在透明软骨中并被数股纤维软骨连接。大多数微动关节是软骨性的。

[0012] 最后,动关节允许各种运动(例如,弯曲、并拢、内旋)。只有滑膜关节是动关节的,且它们可分成六类:1. 球窝—例如肩或臀或股骨;2. 绞合—例如肘;3. 环枢—例如桡骨和尺骨;4. 髁状(或椭圆的)—例如桡骨和腕骨之间的腕关节;5. 鞍状—例如腕骨拇指和掌骨之间的关节;以及6. 滑动—例如在腕骨之间。

[0013] 滑膜关节(或动关节或动关节的关节)是体内最常见和最活动的类型的关节。如同体内所有其它关节一样,滑膜关节在由关节连接的骨头的接触点处实现移动。结构和功

能差异区分开体内的滑膜关节与两种其它类型的关节，主要结构差异是在由关节连接的骨头之间存在腔和在该腔中占据有有助于移动的液体。整个动关节包含在韧带囊、小关节囊或关节囊中。在关节处的两个骨头的表面被覆盖在软骨中。软骨的厚度随着每个关节变化，且有时可具有不均匀的厚度。关节软骨是多层的。薄表面层为两个骨头提供光滑的表面以靠着彼此滑动。在所有层中，它具有最高胶原浓度和最低蛋白聚糖浓度，使它对切应力非常有抵抗力。比它深的是中间层，其在机械上设计成减震并有效地分布载荷。最深的层被高度钙化，并将关节软骨锚定到骨头。在两个表面不紧贴地配合在一起的关节中，在关节内的纤维软骨的半月板或多个折叠校正该配合，确保载荷力的稳定性和最佳分布。滑膜是覆盖关节囊内的所有非软骨表面的膜。它将滑液分泌到关节中：这滋养并润滑关节软骨。滑膜通过包含血管和神经的细胞组织层与囊分离。

[0014] 软骨是一种紧密的结缔组织，且如上所示，它形成体关节的功能的关键部分。它由胶原纤维和 / 或弹性蛋白纤维以及称为软骨细胞的细胞组成，所有这些都嵌入称为胞间质的坚硬凝胶状基质中。关节软骨是无血管的（不包含血管），且营养素通过胞间质扩散。软骨提供几种功能，包括提供骨沉积可在其上开始的框架以及为由关节连接的骨头的运动提供光滑表面。软骨存在于体内很多地方，包括关节、胸腔、耳、鼻、支气管以及椎间盘之间。有三种主要类型的软骨：透明、弹性和纤维软骨。

[0015] 软骨细胞是软骨中存在的唯一细胞。它们产生并维持软骨胞间质。实验证据表明细胞对其机械（应力 - 应变）状态敏感，并对机械刺激直接起反应。发现软骨细胞的生物合成反应对载荷的频率和振幅敏感 (Wong 等人, 1999 和 Kurz 等人, 2001)。最近的实验研究进一步表明过多重复的载荷可能引起细胞死亡，并引起形态和细胞损坏，如在关节变性疾病中看到的 (Lucchinetti 等人, 2002 和 Sauerland 等人, 2003)。Islam 等人 (2002)，发现在人类软骨细胞中引起凋亡的连续循环的液体静压（对于 4 小时 5MPa, 1Hz）从体外的骨关节炎软骨得到。相反，循环的生理式载荷被发现触发骨关节炎人类关节软骨细胞中的形态和超结构方面的部分恢复 (Nerucci 等人, 1999)。

[0016] 松质骨（也称为骨小梁或海绵状骨）是也形成体关节的重要方面的一种骨组织。松质骨具有低密度和强度，但表面积非常高，其填充长骨的内腔。松质骨的外层包含红骨髓，血细胞成分的产生（称为生血作用）发生在红骨髓中。松质骨也是找到骨器官的大部分动脉和静脉的地方。第二种骨组织称为皮质骨，形成骨器官的坚硬外层。

[0017] 各种疾病可影响关节，其中之一是关节炎。关节炎是有引起对体关节的损害的一组疾病。关节炎是在 65 岁以上的人中残疾的最主要的原因。

[0018] 有很多形式的关节炎，其中每个都有不同的原因。风湿症关节炎和牛皮癣关节炎是身体自身发病的自身免疫性疾病。脓毒性关节炎由关节感染引起。痛风性关节炎由关节中尿酸晶体的沉积随后导致的炎症引起。最常见形式的关节炎，骨关节炎也称为关节变性疾病，其因关节的损伤、关节的感染而发生，或仅仅因为上了年纪而发生。

[0019] 不幸的是，所有的关节炎都以疼痛为特征。疼痛的形式随关节炎类型和位置而不同。风湿症关节炎通常在早晨更糟糕；在早期，患者常常在其早晨淋浴之后没有症状。

[0020] 骨关节炎 (OA, 也称为变性关节炎或关节变性疾病，且有时称为“关节病”或“骨关节炎”或以更通俗的术语“磨损”）是低度发炎导致关节中的疼痛的疾病，由覆盖并充当关节内部的软垫的软骨的磨损引起。当骨头表面被软骨保护得不太好时，患者在负重时感到疼

痛,这种负重包括走路和站立的情况。归因于由于疼痛减少的运动,局部肌肉可能萎缩,且韧带可能变得较松弛。OA是最常见形式的关节炎。

[0021] 骨关节炎的重要症状是慢性疼痛,引起活动性的丧失并常常引起刚度的丧失。“疼痛”通常被描述为相关肌肉和腱中的剧痛或燃烧的感觉。当受到影响的关节移动或发生接触时,OA可能引起爆裂的噪声(称为“呻吟音”),且患者可能感到肌肉痉挛和腱中的收缩。有时候,关节也可能充满液体。潮湿的天气增加了很多患者的疼痛。

[0022] OA通常影响手、脚、脊骨和大负重关节,例如臀和膝,虽然在理论上,体内任何关节可被影响。当OA发展时,被影响的关节变得较大,僵硬和疼痛,通常,在一天中它们被使用和负载地越多,感觉就越糟糕,因而将其与风湿症关节炎区分开。随着OA的发展,软骨放松其粘弹特性和其吸收载荷的能力。

[0023] 一般而言,对临床可探测的骨关节炎的处理是不可逆的,且一般治疗由药物或可减少OA的疼痛的其它干预组成,从而提高了关节的功能。根据Klaus-Peter Gunther, MD的标题为“Surgical approaches for osteoarthritis”的文章,在最近数十年中,为了减少或消除疼痛并提高有重度骨关节炎(OA)的患者的功能,发展了各种外科手术过程。不同的方法包括关节表面的保存和恢复、使用人工移植物的全关节置换、以及关节固定术。

[0024] 关节固定术被描述为用于治疗小的手和脚关节的OA以及脊骨的变性病的合理的可选方案,但被认为由于对步态的功能损坏、美容问题和进一步的副作用的原因而很少在大负重关节例如膝中需要。全关节置换被描述为对严重的关节病非常有效的治疗。而且,最近发展的关节保留治疗方法被确认为有可能在未来刺激新关节表面的形成。然而,结论是,这样的技术目前不能可预测性地对骨关节炎关节恢复持久的关节表面。因此,通过截骨术和关节清创术对机械异常进行矫正仍然被认为是很多患者的治疗选择。而且,有肢体排列不齐、不稳定性和机械功能障碍的关节内原因的患者可受益于截骨术,以提供疼痛减轻。目标是将对重力的负担从患关节炎的部分转移到关节的较健康的位置。

[0025] 关节置换是现代整形外科手术中最常见和成功的手术之一。它包括使用以允许关节运动的方式成形的人工表面来置换关节的疼痛、患关节炎的、磨损或患病部分。这样的过程是最后的治疗方法,因为它们是高度侵入性的并需要相当长的恢复期。关节置换有时称为全关节置换,表示所有关节表面都被置换。这与只有一个骨头关节表面被置换的半关节成形术(一半关节成形术)和例如膝的两个表面被置换但仅在内侧或外侧上而不是两侧的单腔关节置换术不同。因此,作为一般术语而言,关节成形术是所执行的整形外科手术的手术过程,其中关节炎的或功能不良的关节表面用更好的东西或通过经由截骨术或某个其它过程重新塑造或重新排列关节来置换。这些过程也以相对长的恢复时间及其高度侵入性过程为特征。目前可用的疗法不非软骨保护的(condro-protective)。以前,关节成形术的普遍形式是内植某个其它组织例如皮肤、肌肉或腱,以保持发炎的表面分开的植入式成形术,或为切除关节成形术,其中关节表面和骨头被移除,留下疤痕组织来填充间隙。其它形式的关节成形术包括切除性关节成形术、表面重建关节成形术、模制关节成形术、杯状关节成形术、硅酮置换关节成形术等。恢复或更改关节一致性的截骨术也是关节成形术。

[0026] 截骨术是涉及骨头的切开以提高对齐性的相关手术过程。截骨术的目标是通过平衡关节两端的力来减轻疼痛以及增加关节的寿命。该过程常常在较年轻、较活跃或较重的患者中使用。高位胫骨截骨术(HTO)与疼痛的减小和改进的功能相关。然而,HTO不处理

韧带不稳定性 - 只有机械对齐。HTO 与良好的早期结果相关,但久而久之,产生恶化。

[0027] 治疗骨关节炎的其它方法涉及对在关节处存在的载荷的分析。软骨和骨头都是响应并适应于它们所经受的载荷的活组织。如果关节表面在适当的时间段内保持无载荷,则软骨往往变柔软并变弱。进一步地,如同经受结构载荷特别是循环结构载荷的大多数材料一样,层头和软骨都开始在其最终强度之下的载荷处显示衰竭的迹象。然而,软骨和骨头具有修补自身的某种能力。还存在骨骼将灾难性地衰退的载荷的水平。因此,已经得出结论,当外科医生不能准确地控制和指示关节载荷的水平时,骨关节炎的治疗和其它条件被严重妨碍。此外,骨愈合研究表明,一些机械刺激可增强愈合反应,且可能软骨 / 骨移植或构造的最佳方式将随着时间的过去(例如在特定的治疗进程期间)涉及不同水平的载荷。因此,已经确认对便于控制经受治疗或疗法的关节上的载荷的设备的需要,从而能够实现在有益于健康的载荷区内使用关节。

[0028] 治疗骨关节炎的某些其它方法设计外部设备例如支具或固定器,其在关节处控制骨头的运动或在关节处施加交叉载荷,以将载荷从关节的一侧移到另一侧。这些方法中的各种方法在减轻疼痛方面有一些成功,但具有患者依从性或缺乏便于并支持患病关节的自然运动和功能的能力的缺点。特别地,形成关节的骨头的运动可能与指纹一样各不相同,因此,每个个体有要处理的他或她自己独特的一组问题。因此,治疗骨关节炎的机械方法具有有限的应用。

[0029] 治疗骨关节炎的现有方法疏于确认关节的各种结构结合其独特运动的全部基本功能。也就是说,除了处理在关节处的载荷和关节运动以外,没有确认骨骼的衰减和能量吸收功能并在实现解决方案中采取最少侵入方式的方法。设计成减小自然关节所传输的载荷的现有设备一般描述不可压缩的刚体系统。机械能是给定质量的力( $F$ )和移动距离( $s$ )的乘积(即,对于给定的质量 $M$ , $E = F \times s$ )。这些系统在其工作主体内具有零位移( $s = 0$ )。因为在设备内没有位移,假定在设备中没有能量储存或吸收是合理的。这样的设备起作用来传输能量而不吸收来自关节的能量。相反,自然关节不是刚体,而是由不同依从性特征的要素例如骨头、软骨、滑液、肌肉、腱、韧带等组成,如上所述。这些动态要素起作用来传输能量并吸收在关节周围的能量。例如,软骨在所施加的力下压缩,因此,所形成的力位移乘积表示软骨所吸收的能量。此外,软骨具有非线性的力位移行为,并被认为是粘弹性的。这样的系统不仅吸收和存储能量,而且还起作用来消散能量。

[0030] 因此,所需要的且直到此时在治疗关节疼痛的以前尝试中缺乏的是,处理关节运动和变化的载荷以及使力和关节式运动的关节所提供的能量吸收衰减的方法。

[0031] 本发明满足这些和其它需要。

## 发明内容

[0032] 简要地且概括地,本发明目的在于治疗患病的或排列不齐的身体部件。在一个方面,本发明体现为用于治疗和保护体关节的方法和设备。在治疗和保护体关节的一个方面中,本发明体现为植入患者皮肤下的用于减轻关节疼痛的方法和设备,这些方法和设备不需要对关节软骨的更改。在优选方面,设备被植入患者皮肤下,但在关节囊之外。在特定的方面,关节疼痛由骨关节炎引起。

[0033] 在一个实施方式中,本发明处理与关节疾病和排列不齐相关的疼痛。在目前设计

的实施方式中,采用最少侵入方法来减轻疼痛,同时保留形成关节的骨头的全部运动。本发明的设备实现下列项中的一个或多个:在正常步行期间吸收能量、减小在自然关节的至少一部分上的载荷、载荷传递或绕过、能量缓冲、以及载荷分担或再分布。此外,在实现这样的载荷操控中考虑能量衰减和减震。进一步地,在所设计的方法中考虑患者的具体骨骼,因为要在不使健康表面超载的情况下操控骨骼的期望部分上的载荷。可以认为,使用本发明的方法可减慢影响关节的疾病的发展,并可进一步提高对齐性、稳定性,或支持或增强内侧副韧带(MCL)或外侧副韧带(LCL)功能。

[0034] 在优选实施方式中,本发明将能量吸收器添加到关节以减少通过自然关节传输的能量。

[0035] 本发明可在体关节周围在单侧、两侧或多侧被使用。

[0036] 本发明除了传输来自关节的能量以外还有吸收能量的能力。本发明的最简单的实施方式包括线性有弹性的弹簧。弹簧的能量吸收可被表示为力和位移的乘积。除了线性弹簧元件以外,非线性弹簧构件也可用于在相同的载荷或位移条件下改变能量吸收行为。虽然实际的弹簧被用于说明本发明的各种实施方式这些元件也可用具有弹簧状特征的材料或其它设备(例如,弹性构件)代替。

[0037] 在其它实施方式中,弹簧系统可与衰减设备例如减振器连接。在这些实施方式中,弹簧元件是存储或吸收器设备,而阻尼器起作用来消散来自弹簧的能量。这样的实施方式改变弹簧的位移的速度,从而改变能量吸收行为。虽然用较传统的衰减设备来说明本发明的实施方式,这样元件也可用具有衰减特征的材料或其它设备(例如,小孔海绵)代替。

[0038] 使用力与位移的关系图(假定质量是恒定的)可用图形描述这些实施方式和现有技术刚性系统的操作。因此,允许设备不产生位移、不吸收的能量的刚体系统可与本发明的简单线性弹簧系统比较其中与弹簧常数(即,弹簧刚度)成比例的能量也被吸收到弹簧和阻尼器组合系统,其中所吸收的能量是弹簧常数和阻尼器的函数。

[0039] 本发明的能量吸收系统的一个特别有益的方面是它们能够独立于关节运动学或载荷条件从关节吸收恒定数量的能量。相反,现有技术的刚体系统(例如凸轮系统)基于在无载荷状态中医师将自然关节分开(即,牵引)给定的距离并连接刚体系统。刚体系统接着在整个步态周期中并通过关节的弯曲来维持该距离/牵引。为了维持该牵引,刚体必须直接根据关节运动学传输大范围的力。

[0040] 本发明的能量吸收系统的另一特别有益的方面是吸收系统可设计成在步态周期中以步态的不同的速率或位置吸收、消散和/或传输能量,从而对特定的需要实现系统的定制。作为例子考虑膝关节,如果弹簧系统连接到阻尼器来产生粘弹性主体则系统可设计成吸收激烈的突然的)中击载荷(例如跳跃)并在冲击事件之后消散这些载荷。这种操作模式与软骨的自然作用类似。相反,系统可设计成在高速的膝运动(例如,疾跑/跑步)期间主要作为能量传输单元运行,但在正常速度运动(例如,行走)期间充当能量吸收器。

[0041] 本发明的能量吸收系统的又一特别有益的方面是能量吸收系统也可根据疾病状态被调节成在步态中特定的点或弯曲循环中特定的点发生作用。例如,在脚后跟撞击处有集中的载荷的个体可能只需要在膝运动的该阶段吸收载荷,所以系统可被调节成只在步态循环的该区域期间起作用。可选地,个体可能在股骨髁(femoral condyle)的后部方位上有软骨的焦点损失,所以爬楼梯或跪下变得痛苦或成问题。在这种情况下,系统将被调节成

在必要的运动学位置中吸收能量从而在支持患病位置之外维持正常的膝能量传输。

[0042] 在本发明的另一有益的方面，系统的部件设计为容易移除，且如果必要，置换，而其它部件用来永久的固定。永久部件是可具有促进骨向内生长的表面，并负责将系统固定到骨骼结构的连接结构。可移除的部件包括系统的移动元件，例如链接构件和 / 或环枢或球关节。

[0043] 使用本发明的系统的方法可治疗身体的各种关节。特别是，在滑膜关节中涉及的用关节连接的骨头可受益于本发明。因此，对膝、踝、肩、臀、手和腕中的关节有被设计的应用。进一步地，本发明可在治疗软骨关节例如在脊椎中存在的关节中有应用。

[0044] 在进一步的方面，本发明试图实现 1 到 40% 的能量或载荷减小，同时维持身体部分的完全运动。5 到 20% 的能量或载荷减小被认为在某些情况下是合乎需要的，以实现疼痛的减轻，而不实现不希望有的载荷屏蔽。进一步地，本发明的设备在身体的部分之间的最高载荷的接合期间提供较大的能量操控，以及当在构件之间的载荷减小时提供较少的能量操控。以这种方式，本发明辅助身体部分的行动，例如在关节处存在的行动。

[0045] 在某些关节中，期望能量被设备 100% 吸收，这样的关节可为在手或上肢中的关节。在这样的情况下，可能希望使设备双侧地放置在关节的两侧。在下肢中，在严重的情况下，可获得 100% 的能量吸收，然而这可能使设备更受磨损和具有更短的生命。如果设备能够使患者渡过艰难的时期，一些患者可能接受这种情况，且它容易被置换或移除，而不影响患者以后接收全关节置换的能力。

[0046] 在本发明的另一实施方式中，能量吸收设备在患病关节处被植入以恢复循环、生理式载荷，从而保护软骨细胞免受载荷引起的凋亡。

[0047] 在本发明的又一实施方式中，能量吸收设备在患病关节处被植入以便于在骨关节炎的关节软骨细胞中至少部分恢复形态和超结构方面。

[0048] 在本发明的另一实施方式中，能量吸收设备附属地使用软骨修复手术，例如软骨镶嵌移植术 (mosaicplasty)、入骨软骨同种异体移植、自体软骨细胞移植或微骨折。这样的附属手术将实现较不严格的修复方案，同时保护移植植物并用适当的运动刺激它。

[0049] 在本发明的另一实施方式中，能量吸收设备结合单腔关节置换假体或全关节置换假体被植入。这样的组合过程将通过减少载荷和关节假体的表面之间的接触力来减小磨损率。

[0050] 在一个特定的实施方式中，本发明体现为这样一种设备，其利用对弯曲或延长的变化起反应的元件或作为一个单元起作用的多个元件。在对膝关节的应用中该设备形成为跨越胫股关节并被锚定到胫骨和股骨的弯曲弹簧。进一步地，设备用于承担胫股关节的关节表面所经受的一些载荷，因而使关节减荷。在一个实施方式中，设备设计成在膝延伸期间使关节减荷。在该阶段中减荷由设备的压缩控制—增加的压缩产生增加的关节减荷。设备被锚定的位置确保膝弯曲导致设备延长。当膝移动成弯曲时，设备未压缩，并将引起很少或不引起关节减荷。设备可具有确保正确的设备对齐的其它特征，并当设备转换到压缩状态时防止弯折。设备也可配置成在弯曲期间提供减荷。

[0051] 在另一特定的方法中，本发明体现为利用接触元件的凸轮啮合组件，接触元件中的至少一个具有偏心接触表面。具有偏心表面的一个或多个元件限定凸轮。再次在对膝关节的应用中，一个元件被锚定到股骨，另一个锚定到胫骨。被植入的设备将跨越胫股关节。

元件接触的程度、持续时间和情况由一个或多个凸轮元件的剖面决定。在一个实施方式中，凸轮设计成当膝延伸时在跨越关节的设备元件之间产生增加的接触应力。在接触应力增加的情况期间胫股关节的关节表面所经受的正常能量将被系统吸收并部分地承担。在膝弯曲的情况下，凸轮剖面将确保很少或没有导致关节减荷的啮合。因此，能量吸收的量将由支持凸轮元件的弹簧元件控制。弹簧元件可被调节或调换，以调节在关节上的能量被吸收的量。

[0052] 在又一特定的方法中，分段的支撑组件用于处理关节需要。该方法利用多个元件，其排列成在膝运动的期望阶段提供圆柱支撑。在一个应用中，设备设计成在膝弯曲的阶段期间提供圆柱支撑。也就是说，每个元件以可变的方式被相邻的元件限制—在延长状态期间限制最少，而在压缩状态期间限制最多。随着延长而增加的可变运动限制或容限被设计成使得累积的效应是适应胫股关节的复杂运动，例如适应它从延伸转变为弯曲时的复杂运动。设备通过安装部件以在膝弯曲期间指示设备延长并在膝延长期间指示设备压缩的方式被锚定。在设备压缩状态期间，设备将经历通常由胫股关节的关节表面承担的能量的部分—因而将该关节所吸收的能量减少期望的数量。能量吸收的量可通过安装部件被调节到期望和适当的量。该组件可通过使用在设备安装的部件中或在设备元件的配合表面之间具有弹簧或衰减特征的元件来适应从无载荷到有载荷状态的转变。

[0053] 在另一方法中，本发明体现为活塞支撑组件。该方法使用弹簧加载的活塞机构来吸收通常由骨骼关节经受的能量。活塞由在限定的路径中移动的轴向移动构件或棒组成。根据棒的轴向位置，可压缩的弹簧被啮合，从而通过该机构传递载荷。当弹簧不被啮合时，不出现吸收或载荷传递。设备可利用彼此跨接或通过的刚性、同轴的元件。载荷传递和能量吸收出现在弹簧被啮合时。对于例如在不妨碍膝的运动范围的情况下运行的该系统，骨头和活塞机构之间的固定点绕着轴（可能多个轴）自由旋转。此外，活塞能够绕着其纵轴旋转以便于沿着骨骼关节的轴的旋转。

[0054] 本发明还包括分段过程。在这方面，能量吸收系统由永久连接结构和可移除的连接件组成。永久连接结构在其骨接触表面（例如，多孔表面、磷酸钙涂层、织构化表面等）上结合骨向内生长促进剂。使用中等载荷刺激该表面以确保骨界面（bony interface）的产生很重要，但使界面过早地超载可能妨碍骨向内生长。为了便于骨向内生长，有可能将系统以这样一种操作模式植入，使它吸收少量载荷来在界面处产生中等载荷条件。随后的简单过程将在植入后的适当时间完成，以调节能量吸收设置来吸收较多量的载荷。

[0055] 本发明还设想结合关节能量和载荷操控进行关节内药物输送。在一个所设想的方法中，药物释放设备装载有药物和持续的被释放的药物载体，并放置在患病或排列不齐的关节内或附近的目标区处，例如在本发明的设备上或中。也设计了用于持续释放的各种药物和机构。

[0056] 而且，在某些方面，本发明还设想使用传感器来提供关于性能的信息。例如，压力传感器可放置在设备或骨骼内或附近，以指示功能和载荷的方面。在植入物中的传感器可允许无创遥测和关于关节运动的信息的捕获。遥测可用于控制设备中的各种设置。

[0057] 本发明还设想与关节诊断技术相容的组成部分，例如磁共振成像和计算断层照相法。

[0058] 此外，本发明设想手术后经由皮肤的可调节性和响应于患者反馈而调节植入物的特征。可能希望探测设备的内部张力和 / 或衰减设置，同时它经由皮肤被访问或可选地使

用 x 射线或另一无创方法例如超声波来容易地探测那些特征。

[0059] 本发明的一些实施方式的另一方面是将能量操控设备的至少一部分包围在外壳中。外壳允许腱和软组织避免在运动期间被该区域内的存在的植入物磨损。通过允许组织在植入物的外壳周围形成囊，组织将被加强，且糜烂的可能性将减小。在一些实施方式中，外壳还允许容易置换连杆部件，因为连杆部件可在原来的部件被移除时插入外壳中，而不引起任何额外的组织破坏。

[0060] 结合附图理解，从下面的详细描述中本发明的其它特征和优点将变得明显，这些附图作为例子示出本发明的原理。附图的简要说明

- [0061] 图 1 是描绘本发明的能量操控组件的侧视图；
- [0062] 图 2 是描绘图 1 的组件在身体构件做关节式运动之后的侧视图；
- [0063] 图 3 是描绘本发明的下操控组件的双侧（或横向和中间）应用的前视图；
- [0064] 图 4 是描绘本发明的弯曲弹簧能量操控组件的侧视图；
- [0065] 图 5 是描绘图 4 的组件在身体构件做关节式运动之后的侧视图；
- [0066] 图 6 是描绘图 4 的能量操控组件的前视图；
- [0067] 图 7 是描绘包括一对弹簧的能量操控组件的侧视图；
- [0068] 图 8 是描绘图 7 的组件在身体构件做关节式运动之后的侧视图；
- [0069] 图 9 是描绘包括导向轴的弯曲弹簧能量操控组件的透视图；
- [0070] 图 10 是描绘包括锁定结构的能量操控组件的侧视图；
- [0071] 图 11 是描绘包括沿着螺旋状路径配置的波状能量吸收弹簧组件的侧视图；
- [0072] 图 12 是描绘包括承载构件和中央弹簧的能量操控组件的透视图；
- [0073] 图 13 是描绘具有中央弹簧的弯曲弹簧组件的另一实施方式的透视图；
- [0074] 图 14 是描绘包括中央弹簧的又一能量操控组件的前视图；
- [0075] 图 15 是描绘具有中央弹簧的再一弯曲弹簧组件的透视图；
- [0076] 图 16 是描绘包括停止构件的弯曲弹簧组件的透视图；
- [0077] 图 17 是描绘在压缩配置中的、图 16 的弯曲弹簧组件的透视图
- [0078] 图 18 是描绘能量操控组件的可调节的连接结构的透视图；
- [0079] 图 19 是描绘连接组件的衰减结构的部分剖面图；
- [0080] 图 20 是描绘承载构件的连接结构的另一实施方式的透视图；
- [0081] 图 21 是描绘在身体骨骼中形成的安装结构的剖面图；
- [0082] 图 22 是描述固定到图 21 所示的身体骨骼的能量操控组件的部分剖面图；
- [0083] 图 23 是描述实质上完全包含在身体骨骼内的承载组件的剖面图；
- [0084] 图 24 是描绘图 23 所示的能量操控组件的放大视图的侧视图；
- [0085] 图 25 是描绘包括用于进行关节式运动的狭槽的弯曲弹簧能量操控组件的侧视图；
- [0086] 图 26 是描绘包括枢轴转动结构的弯曲弹簧组件的另一实施方式的侧视图；
- [0087] 图 27 是描绘包括枢轴转动结构的弯曲弹簧组件的又一实施方式的侧视图；
- [0088] 图 28 是描绘包括凸轮啮合结构的能量操控组件的透视图；
- [0089] 图 29 是描绘图 28 所示的承载组件的侧视图；
- [0090] 图 30 是能量操控组件的又一实施方式的透视图；

- [0091] 图 31 是描绘包括多个凸轮形表面的能量操控组件的透视图；
- [0092] 图 32 是描绘包括凸轮形表面和弹簧偏置结构的能量操控组件的前视图；
- [0093] 图 33 是描绘包括多个凸轮形表面的能量操控组件的又一实施方式的透视图；
- [0094] 图 34 是描绘包括凸轮形表面和枢轴转动结构的能量操控组件的前视图；
- [0095] 图 35 是描绘结合凸轮形表面的球轴承的部分剖面图；
- [0096] 图 36 是描绘使用球状凸轮形表面的能量操控组件的侧视图；
- [0097] 图 37 是描绘图 37 的组件与身体构件做关节式运动有关的侧视图；
- [0098] 图 38 是描绘包括分段的支撑结构的能量操控组件的前视图；
- [0099] 图 39 是描绘进一步包括带狭槽的啮合装置的图 38 所示的组件的侧视图；
- [0100] 图 40 是描绘分段支撑子组件的另一实施方式的透视图；
- [0101] 图 41 是描绘分段支撑子组件的又一实施方式的透视图；
- [0102] 图 42 是描绘再一分段支撑子组件的透视图；
- [0103] 图 43 是描绘形成分段支撑子组件的构件的侧视图；
- [0104] 图 44 是描绘分段支撑子组件的脱离的构件的透视图；
- [0105] 图 45 是描绘包围在外壳中的分段支撑组件的透视图；
- [0106] 图 46 是描绘纵向布置的分段支撑组件及其弯曲时的配置的透视图；
- [0107] 图 47 是描绘包括结合弹簧组件的可变联锁连接件的分段支撑组件的透视图；
- [0108] 图 48 是描绘分段能量操控组件的又一实施方式的侧视图；
- [0109] 图 49 是描绘分段能量操控组件的再一实施方式的侧视图；
- [0110] 图 50 是描绘能量操控组件的又一分段支撑组件的部分剖面侧视图；
- [0111] 图 51 是描绘图 50 的组件的部分剖面图；
- [0112] 图 52 是描绘图 50 所示的组件的底视图；
- [0113] 图 53 是描绘包括带狭槽的连接结构的分段能量操控组件的侧视图；
- [0114] 图 54 是描绘图 53 所示组件的更改的侧视图；
- [0115] 图 55 是描绘包括分段、关节连接结构的能量操控组件的前视图；
- [0116] 图 56 是描绘能量操控组件的构件的护套的侧视图；
- [0117] 图 57 是描绘本发明的分段支撑组件的另外的方面的透视图；
- [0118] 图 58 是描绘本发明的分段支撑组件的又一些方面的侧视图；
- [0119] 图 59 是描绘包括关节连接的、分段的结构的能量操控组件的侧视图；
- [0120] 图 60 是描绘包括活塞支撑的能量操控组件的前视图；
- [0121] 图 61 是描绘图 60 的组件在身体构件关节式运动之后侧视图；
- [0122] 图 62 是描绘包括活塞支撑的能量操控组件的另一实施方式的前视图；
- [0123] 图 63 是描绘图 62 所示的组件的子结构的剖面图；
- [0124] 图 64 是描绘活塞支撑子组件的另一实施方式的部分剖面图；
- [0125] 图 65 是描绘活塞支撑子组件的又一实施方式的部分剖面图；
- [0126] 图 66 是描绘活塞支撑子组件的再一实施方式的部分剖面图；
- [0127] 图 67 是描绘在压缩配置中的、图 66 的组件的透视图；
- [0128] 图 68 是描绘包括活塞支撑结构的能量操控组件的另一实施方式的透视图；
- [0129] 图 69 是描绘活塞支撑子组件的伸缩式布置的透视图；

- [0130] 图 70 是描绘在压缩配置中的、图 69 的组件的透视图；
- [0131] 图 71 是描绘实质上完全嵌入体组织内的能量操控组件的剖面图；
- [0132] 图 72 是描绘实质上完全嵌入体组织内的能量操控组件的另一方法的剖面图；
- [0133] 图 73 是描绘植入包括活塞支撑的能量操控组件的第一步骤的剖面图；
- [0134] 图 74 是描绘植入图 73 所示的组件的第二步骤的剖面图；
- [0135] 图 75 是描绘包括活塞支撑并具有旋转子结构的能量操控组件的承载构件的透视图；
- [0136] 图 76 是描绘本发明的能量操控组件的调节子结构的透视图；
- [0137] 图 77 是描绘图 76 所示的组件的另外的方面的剖面图；
- [0138] 图 78 是可合并到图 76 所示的组件中的另外的方面的透视图；
- [0139] 图 79 是描绘本发明的能量操控组件的调节结构的透视图；
- [0140] 图 80 是描绘植入被包覆的能量操控组件的第一步骤的剖面图；
- [0141] 图 81 是描绘植入图 80 所示的组件的方法中的第二步骤的剖面图；
- [0142] 图 82 是描绘完全被植入的图 81 的组件的剖面图；
- [0143] 图 83 是描绘包括活塞支撑的被植入的能量操控组件的放大视图的剖面图；
- [0144] 图 84 是描绘具有植入在身体骨骼内的活塞支撑的能量操控组件的可选实施方式的剖面图；
- [0145] 图 85 是描绘可合并到图 84 所示的组件中的另一子结构的剖面图；
- [0146] 图 86 是描绘包括活塞支撑子结构的本发明的能量操控组件的另一实时方式的剖面图；
- [0147] 图 87 是描绘包括跨越被治疗的体组织的宽度的横向子结构的能量操控组件的透视图；
- [0148] 图 88 是描绘图 87 所示的设备的子结构的放大视图；
- [0149] 图 89 是描述图 87 所示的设备的子结构的放大视图；
- [0150] 图 90 是描绘图 87 的组件的剖面前视图；
- [0151] 图 91 是描绘图 87 所示的组件的又一部件的透视图；
- [0152] 图 92 是描绘包括活塞支撑的能量操控组件的另一实施方式的透视图；
- [0153] 图 93 是描绘图 92 所示的组件的子结构的剖面图；
- [0154] 图 94 是描绘图 92 所示组件的另一子结构的剖面图；
- [0155] 图 95 是描绘能量操控组件的又一方法的后视图；
- [0156] 图 96 是描绘图 95 所示方法的透视图；
- [0157] 图 97 是描绘本发明的能量操控组件的另一实施方式的侧视图；
- [0158] 图 98 是描绘本发明的双侧方法的透视图；
- [0159] 图 99 是描绘本发明的另一双侧方法的透视图；
- [0160] 图 100 是描绘身体骨骼对齐的本发明的实施方式的透视图；
- [0161] 图 101 是描绘身体骨骼在关节式运动配置中的图 100 的实施方式的透视图；
- [0162] 图 102 是描绘包括枢轴转动和脱离结构的本发明的实施方式的透视图；
- [0163] 图 103 是描绘骨骼在关节式运动位置上的图 102 的实施方式的透视图；
- [0164] 图 104 是描绘连接到身体骨骼的安装结构的又一实施方式的透视图；

- [0165] 图 105 是描绘连接到身体骨骼的安装结构的再一实施方式的透视图；  
[0166] 图 106 是描绘能量操控组件的又一方法的透视图；  
[0167] 图 107 是描绘在关节中存在的通常的力的侧视图；  
[0168] 图 108 是描绘合并到图 108 所示的关节中的本发明的侧视图；  
[0169] 图 109 是描绘本发明的能量操控组件对图 107 和 108 所示的关节的侧视图；  
[0170] 图 110 是示出应用在关节上的现有技术刚性结构的能量特征的曲线；  
[0171] 图 111 是示出本发明的线性弹簧系统的能量特征的曲线；  
[0172] 图 112 是示出本发明的弹簧和衰减系统的能量特征的曲线；  
[0173] 图 113 是示出在步态周期中存在的弯曲 / 延伸角和关节力的曲线；  
[0174] 图 114 是示出在步态周期上能量吸收的一种方法的曲线；  
[0175] 图 115 是示出在步态周期上能量吸收的第二方法的曲线；  
[0176] 图 116 是示出在步态周期上能量吸收的第三方法的曲线；  
[0177] 图 117 是示出在步态周期上能量吸收的第四方法的曲线；  
[0178] 图 118 是描绘本发明的另一能量操控组件的等轴视图；  
[0179] 图 119 是描绘本发明对另一体关节的应用的透视图；  
[0180] 图 120 是描绘图 119 的能量操控组件的放大视图；  
[0181] 图 121 是描绘本发明对足关节的应用的侧视图；  
[0182] 图 122 是描绘本发明对手指关节的应用的顶视图；  
[0183] 图 123 是描绘图 122 所示的方法的可选方案的侧视图；  
[0184] 图 124 是描绘本发明对脊柱关节的应用的透视图；  
[0185] 图 125 是描绘本发明对脊柱关节的另一应用的透视图  
[0186] 优选实施方式的详细说明  
[0187] 现在参考作为例子而不是限制被提供的附图，本发明目的在于用于治疗体组织的装置和方法。在与体关节的治疗有关的应用中，本发明试图减轻与形成体关节的、患病或排列不齐的构件的功能相关的疼痛。尽管本发明特别适合于处理与骨关节炎相关的问题，本发明所实现的能量操控非常有助于较宽的应用。而且，本发明特别适合于治疗滑膜关节，例如膝和肩。然而，还设想，本发明的装置和方法可用于治疗脊骨小关节和脊椎关节以及身体的其它滑膜关节和各种其它关节，例如手和脚的关节。  
[0188] 在一个特定的方面，本发明试图允许并辅助限定患者的体关节的构件的独特的关节式运动，而同时操控软骨和骨组织（松质骨和皮质骨）所经受的能量。在本发明的各种实施方式中，实现了包括在关节的枢轴转动期间改变能量吸收和传输以及选择能量吸收组件的几何结构以提供必要的灵活性的方法。某些实施方式包括这样的几何结构，其实现可变能量吸收这种可变能量吸收设计成最小化并辅助身体骨骼所提供的衰减效应以及能量吸收，例如在体关节中存在的能量吸收。已经假定，为了最小化疼痛，以变化的程度减荷或吸收 1-40% 的力可能是必要的。在 5-20% 的范围内的可变减荷或吸收可能是某些应用的目标。在某些特定的应用中，在能量操控方法中使用牵引。  
[0189] 采用传统或外科手术或最小侵入方法来进入体关节或需要注意的其它骨骼。关节镜检查方法因此被设计为对植入能量操控组件以及实现调节被植入的组件是适当的。而且，在构造本发明的能量操控组件中可使用各种生物惰性材料。

[0190] 在一个特定的方法中,弯曲弹簧组件被设计为操控或吸收身体部分之间的力。因此,可能希望用利用了一个或多个响应于延长中的弯曲或变化的元件的组件来治疗痛苦例如骨关节炎。某些组件可具有确保正确的设备排列并当构件在压缩和未压缩的状态之间转变时阻止弯折的特征。

[0191] 如图 1 和 2 所示,弯曲弹簧组件 100 的一个实施方式可配置成沿着形成体关节 102 的构件。弯曲弹簧组件 100 包括一个或多个连接结构 104、106 以及能量吸收构件 108。连接结构 104、106 锚定到形成体关节 102 的构件或骨头。能量吸收构件 108 呈弯曲弹簧的形式并连接到每个连接结构 104、106。虽然限定关节 102 的构件通常纵向布置,能量吸收构件 108 吸收和 / 或传输被关节的构件承担的力。在简化方法中,能量吸收构件 108 还可在弯曲期间将侧向力施加到关节 102 的构件。

[0192] 如图 1 和 2 所示,弯曲弹簧组件可固定到体关节 102 的横向侧或中间侧。此外,如图 3 所示,以及对于每个公开的实施方式,弯曲弹簧组件可另外放置在体关节 102 的横向和中间(或双侧)表面上。而且,多个弯曲弹簧组件 100 的系统所实现的能量操控可配置成在关节 100 的相对侧上提供不同的能量操控,从而实现更复杂的能量吸收曲线,并在期望可变减荷的场合,同时允许并辅助特定患者的关节的构件的运动的独特路径。

[0193] 图 4-6 显示了一个特定的方法,其提供可变能量操控,同时辅助限定关节的构件的独特运动。包括具有可变路径的波状弹簧构件 110 能量吸收组件可连接到限定体关节 102 的构件。路径的可变性被选择成提供额外的衰减和 / 或能量吸收,以因而使关节的一个或多个软骨或骨头减荷。而且,能量吸收弹簧组件 110 可配置成在延伸期间提供这样的能量操控,并在关节 102 的构件的弯曲期间作用变得较小。

[0194] 现在转到图 7 和 8 其示出使用弯曲弹簧方法的能量操控的另一方法。在这里弯曲弹簧组件 112 包括连接在体关节 102 的相同侧上的一对弹簧。在该方法中,这些弹簧可在弯曲和延伸中提供能量操控。如图 7 所示,压缩的弹簧在与关节结构垂直的方向上提供中央减荷,且延伸的弹簧未压缩,以便不牵引关节的后面部分。当关节的构件在弯曲中时(图 8),后面的弹簧提供与关节的横向构件的方向垂直的能量操控,而位于中央的弹簧不提供减荷。弯曲弹簧组件 112 的其它组合进一步设计成实现在最小化关节疼痛中可能有用的其它能量操控情况。

[0195] 图 9-17 中描述了弯曲弹簧组件的另外的特定几何结构。这些设备中的每个设想辅助特定患者的关节的独特运动的能量操控的方法。在第一实施方式中,弯曲弹簧组件 114 包括在导向构件 118 周围配置的螺旋状弹簧 116。螺旋状弹簧 116 进一步配置在锚定点 120 之间,锚定点 120 固定到患者的骨骼。当限定体关节的构件做关节式运动时,锚定点 120 相对于彼此移动,导向构件 118 为弹簧 116 提供被控制的路径,且弹簧 116 从而提供期望的能量吸收和 / 或载荷传递。

[0196] 如图 10 所示,弯曲弹簧组件的螺旋状弹簧 122 可包括改变弹簧 122 的功能的联锁结构 124。例如,联锁结构可适合于在弹簧 122 的预定量的压缩或延伸处阻止弹簧 122 的旋转。因此,可变能量操控可由该结构提供。而且这样的结构可以可选地或另外用于在给定程度的压缩或延伸处阻止或控制关节旋转。

[0197] 在图 11 中描绘了具有总体螺旋状配置的弹簧组件 126。该弹簧组件 126 还包括沿着一般螺旋状框架配置的波状件 128 以及具有变化的厚度的截面。以这些方式,弹簧组

件 126 可提供匹配特定的体关节的需要的变化的能量吸收特性，在限定关节的构件的关节式运动的某些预定阶段期间提供能量操控。类似地，弹簧组件可包括被包括弹性套（未示出）的中央部分分割的弹簧部分，这给设备提供期望的能量操控特征。而且，在需要治疗的关节处固定组件中可使用弹性套。

[0198] 在相关方法（图 12-14）中，弯曲弹簧组件的中间部分包括弹簧构件 136。组件的两端包括骨锚定装置 138。如所示，两端可包括一个或多个连接结构或骨锚定装置 138。配置在骨锚定结构 138 和中央弹簧 136 的两端之间的是载荷传递杆 140。通过配置在骨锚定装置 140 和杆 140 之间的枢轴，可使负载传递杆 140 相对于骨锚定装置 138 和相对于彼此旋转。

[0199] 图 15 所示的弯曲弹簧组件 142 还包括位于中央的弹簧 144，其配置在一对载荷传递杆 146 之间。如同前面的实施方式一样，弹簧 144 可呈现以变化的宽度和节距为特征的各种剖面，从而提供期望的能量操控特性。

[0200] 图 16 和 17 描述了弯曲弹簧组件 148 的又一实施方式。在该实施方式中，能量最初被波状杆 150 吸收。当接近杆 150 的完全压缩时，其中的弯曲部分啮合位于中央的停止构件 152。停止构件 152 可由刚性或非刚性的材料形成，这取决于在手边的应用中期望的能量操控。

[0201] 现在参考图 18-20，其示出与弯曲弹簧组件的连接或安装结构相关的各种细节，但组件可在所有设计的方法中使用。连接到一个这样的弯曲弹簧组件（未示出）的棒 154 可耦合到托架组件 156，其固定到患者的身体骨骼。通过调节螺钉 156，可相对于托架组件 156 调节棒 154 的放置。可以设想，针状螺钉（needle screw）（未示出）可用于经由皮肤实现必要的调节。托架组件 156 可进一步或可选地包括弹簧 158（图 19），其张力可经由皮肤被调节以在弯曲弹簧组件的端部提供期望的衰减或吸震。而且，任何所公开的实施方式的托架组件 156 还可包括适合于连接到患者骨骼的织构化表面 160。这样的织构化可形成不规则的表面，或可以适合于组织向内生长的材料的形式出现。

[0202] 此外，弯曲弹簧组件和在这方面能量操控组件的每个公开的实施方式可用各种方式连接到身体骨骼。如上所述，本发明的组件可为通过使用锚定装置表面安装在骨骼上。此外，安装结构 162 可例如以图 21 和 22 所述的方式完全或部分插入骨头 163 内。组件的进一步锚定可通过骨头的表面进行（见图 22）。而且，如图 23 和 24 所示，能量操控组件 164 可实质上与骨头 163 一起被完全放置，留下其中的末端以实现期望的能量传输和 / 或吸收。

[0203] 弯曲弹簧组件可体现相当复杂的结构。如图 25 所示，包括弹簧 168 的一个所设计的弯曲弹簧组件 166 可连接到一对间隔开的连接结构 170、172。这样的连接结构 170、172 可直接连接到身体骨骼或可进一步连接到安装在骨骼上或内的结构。弹簧 168 包括固定或可旋转地连接到第一连接结构 170 的一端以及被限制在第二连接结构 172 中形成的弯曲狭槽内的第二端。再次，设想此独特的设计来提供具有期望的能量吸收和 / 或传输特性的体关节或其它骨骼，该能量吸收和 / 或传输特性在目标组织处辅助独特的关节式运动。

[0204] 弯曲弹簧组件 166 的弹簧 168 可同样配置在一个或多个枢轴转动的连接结构 170、172 之间（见图 26、27）。在第一方法中，如图 26 所示，连接结构 170、172 中的一个或两个被允许绕着枢轴点转动。图 27 的设备的连接结构 170、172 的枢轴转动动作被挡块 174 限制。

[0205] 前面以及在这方面在上文中公开的实施方式中的每个可与适合于提供关于正被治疗的组织的载荷信息的传感机构合并或协作。因此,可以设想,不同的可用的压力传感机构可放置在本发明的设备上。这样的传感器可配置成提供关于本发明的能量操控设备的效率以及调节是否是必要的信息。类似地,传感器可放置在骨骼上,以提供关于放置在组织本身上的载荷的信息。

[0206] 此外,可以设想,药物可被输送到以能量操控为目标的介入部位。在这方面,在美国专利第 2007/0053963 号中公开的全部主题由此通过引用被并入。特别是,可使用在段 [0009] 中描述的药物和药物载体材料。

[0207] 在其它方面,本发明体现为用于能量操控的凸轮啮合组件。在该方法中,凸轮啮合组件使用接触元件,其中至少一个具有偏心的接触表面。元件接触的程度、持续时间和情况由一个或多个凸轮元件的剖面控制。当身体骨骼构件延伸时,设想在设备元件之间的接触应力增加。在弯曲期间,凸轮剖面可配置成确保很少或没有啮合。组件可包括弹簧组件,可使弹簧组件被调节或调换,以调节在骨骼上能量吸收的量。

[0208] 而且,设备的表面啮合可通过多种方法产生,并可包括例如耐磨的承载表面、处在表面啮合位置或齿轮啮合处的球轴承等结构。设备的安装特征可包含在分开的安装元件中或合并到骨骼弹簧元件中。当运动从延伸转变到弯曲时,安装设计可进一步通过允许旋转和枢轴转动或通过使用可压缩的材料来适应关节的复杂运动。

[0209] 在图 28-37 中描述了与凸轮有关的能量操控的各种方法。在第一实施方式(图 28 和 29)中,弯曲的承载表面 202 配置成相对于彼此旋转。承载表面 202 连接到连接结构 204、206,这些连接结构又固定到身体骨骼例如形成关节的骨头。承载表面 202 和连接结构 204、206 之间或连接结构 204、206 和骨头之间的连接可为弹簧加载的,或以其他方式由柔性或弹性材料组成。作为身体骨骼在延伸(图 28)和弯曲(图 29)之间的转换,能量承载表面 202 在变化程度的啮合之间移动。在一方面,可以设想,当身体骨骼在其延伸配置中时,最大减荷和能量操控出现在承载构件 202 之间。为了减少或消除疼痛,变化程度的啮合预先选择成吸收身体构件之间的能量。以这种方式,在尝试吸收能量的期间,可保留独特的运动路径。

[0210] 图 30 示出凸轮啮合组件的另一实施方式。在该方法中,中央承载的关节部分 208 配置在一对间隔开的连接托架 210 之间。柱状构件 212 提供旋转点来限定关节式运动的啮合组件。各个连接点 214 可进一步设置成沿着连接托架 210 来接纳柱状构件 212,从而提供重新调节组件的装置来配合患者需要的装置。进一步设想,在该实施方式中可实现齿轮结构(齿轮或齿轮和齿条)来提供移动部分之间的期望控制。

[0211] 图 31 和 32 示出本发明的凸轮啮合组件 215 的另一实施方式。在该方法中,凸轮形表面 216 适合于配合身体骨骼的自然轮廓。在一方面,凸轮形表面 216 设置成沿着可能发生接触的自然组织的表面的实质上整个范围。使用能量吸收组件 218 来实现该结构,该能量吸收组件包括弹簧或用于从凸轮形表面 216 之间的接触区吸收能量的其它结构。这样的组件 215 固定在关节处或使用这里描述的方法的其它身体骨骼处。

[0212] 转到图 33,其示出包括凹的第一凸轮表面 222 和凸的第二凸轮表面 224 的凸轮啮合组件 220。这些表面由以并联的方式布置的一对弹簧 226 偏置开。每个凸轮表面 222、224 包括用于接纳弹簧 226 的一部分的腔。弹簧 226 充当能量吸收结构,并结合凸和凹表面

222、224 辅助组件所连接到的身体部分的行动。

[0213] 图 34 公开了元件的类似组合。在这里，凸轮表面组件 230 的至少一端在弹簧加载的布置 233 中连接到托架 232。第二凸轮表面 230 可以一种方式连接以允许例如通过提供带狭槽的连接器 236 而在凸轮表面组件 230 和托架 232 之间枢轴转动。托架 232 又固定到身体骨骼。配置在凸轮表面组件 230 之间的是承载弹簧组件 238，其两端啮合在凸轮表面组件 230 中形成的接纳孔中。

[0214] 如图 35 所示，为了有助于结构之间的相对运动的目的，球轴承 240 可在策略性地置于凸轮啮合组件的凸轮表面 242 之间。这样的方法可进一步合并到任何公开的组件中。在一个特定的实施方式（图 36 和 37）中，球轴承 240 置于患者的关节式运动的构件的骨骼之间。可选地，可按类似的方式使用圆盘。在任一方法中，球轴承结构 240 由能量吸收弹簧 242 支持，能量吸收弹簧 242 又连接到安装到患者骨骼的连接结构 246。

[0215] 本发明的另一方面体现为分段支撑组件。通常，该方法使用例如在加载部分的延伸期间对齐并配合以按需要提供柱支撑的多个元件。因此，在一方面，形成分段支撑组件的相邻元件可用可变的方式被相邻元件限制，以适应关节式运动的构件的复杂运动。通过安装或连接部件借助于弹簧或衰减组件来调节能量操控的量。

[0216] 参考图 38 和 39，其示出分段支撑组件 300 的一个实施方式。连接结构 302 设置成将组件连接到患者骨骼。在中间定位的枢轴点 304 结合可调节的间隔物 306 来限定分段承载构件，并提供期望的减荷以及允许患者骨骼自由地进行关节式运动的多维灵活性。可调节的间隔物 306 起作用来便于对齐。在一个特定的方面，至少一个连接结构 302 可包括带狭槽的接纳槽 306，其依尺寸形成为接纳分段承载构件的一个末端 308，末端 308 可滑动地啮合该狭槽。

[0217] 分段承载构件可呈现各种形状和形式。这些方法包括多个配合的元件，这些元件提供柱状支撑同时便于多维运动。在图 40-45 中示出这样的方法。如图 40 所示，圆盘状构件 310 通过互连结构 312 串联连接，互连结构 312 被设计成允许相邻布置的圆盘 310 之间的三维移动。虽然设计了三维运动，运动的程度由限定分段承载构件的构件限制。因此，可能对构件存在有限的轴向压缩，以便有期望量的柱状支撑。同样，构件的横向枢轴转动由相邻圆盘的几何结构限制。横向枢轴转动可被选择成允许并辅助特定患者的骨骼的独特的关节式运动。

[0218] 限定分段承载构件的结构可呈现相对复杂的几何结构。也就是说，联锁连接件 314 的各种实施方式可形成分段承载构件 316（见图 41-46）。这样的连接件 314 可保持在外壳 318 中（图 41 和 45）或可锁定在一起以允许关节式运动而不需要外壳（图 42-44 和 46）。在另一方面（例如见图 46），连接件 314 的某些设计可包括突出物 320，很多突出物 320 接纳在相邻连接件的可变形状的狭槽 322 内。可变分段狭槽 322 还可包括较窄的部分 324，其依尺寸形成并成形为以吸收载荷并限制关节式运动的方式来啮合突出物 320。

[0219] 此外，如图 47 所示，承载构件 316 的分段部分的连接件 314 可体现可变形状的连接件 314。也就是说，连接件 314 的几何结构可沿着承载构件 316 的长度而变化，从而在不同点处提供不同的关节式运动。而且，组件可包括设计成便于期望的能量吸收和 / 或衰减的一个或多个弹簧 326。

[0220] 图 48-52 示出与弹簧组件组合的、包括分段的载荷分担连杆机构的组件的其它例

子。在这些实施方式的每个中，弹簧 326 可置于分段承载构件 316 的一端或多端处。在用于将组件锚定到身体骨骼的连接结构 302 内配置弹簧 320 可能是方便的。弹簧 320 也可沿着组件的其它部分放置，以实现期望的效应。

[0221] 在又一实施方式（图 53 和 54）中，组件设置有带狭槽的结构 330 而不是弹簧。带狭槽的结构 330 可配置在连接结构 302 内，并可为通常垂直的（图 53）或通常水平的（图 54）。调节螺钉 332 或类似的结构可进一步设置成允许相对于患者骨骼和分段承载结构 316 调节连接结构。

[0222] 本发明的其它分段支撑构件使用关节式运动的连杆机构而不是联锁连接件来提供期望的结果（见图 55-59）。所设计的各种关节式运动的连杆机构 334 可具有多种形状和尺寸，并可包括关节式连接的一个或多个点 336。连杆机构 334 的两端也以各种方式固定到身体骨骼。如同所有公开的实施方式一样，一种方法的安装结构可用另一种代替，因此承载组件可为表面安装到骨骼或部分地埋入其内。而且，连杆机构可被包覆（见图 56）或可没有护套。

[0223] 在又一特定的方法中，本发明使用活塞支撑来实现期望的载荷操控。通常，这些实施方式包括在限定的线性路径上平移的轴向移动的构件。可包括可压缩的弹簧以便于能量吸收和传输，且组件还可包括允许活塞子组件和身体骨骼之间的关节式运动的结构。

[0224] 图 60 和 61 中描绘了涉及活塞支撑、载荷操控组件 400 的简化方法。在该实施方式中活塞构件 402 是高度横向柔韧的，但在纵向也足够刚硬，从而随身体构件的关节式运动来弯曲以及当身体构件在延伸中时吸收压缩力。一个或多个圆筒 404 配置成接受活塞 402 的纵向平移。

[0225] 活塞支撑组件 400 还可包括弹簧 406 以有助于所试图得到的载荷操控（见图 62 和 63）。这样的弹簧 406 可置于连接圆筒 404 内（图 63）或可另外或可选地置于活塞组件 402 周围。而且，活塞组件 402 可呈现包括枢轴点 408 和 / 或曲线部分 410 的复杂几何结构。如在所有公开的实施方式中的，结构可固定到身体骨骼，以便它横跨关节式连接的构件之间的关节。

[0226] 在图 64-70 中公开了基于活塞的承载构件的另外的实施方式。图 64 公开了当弹簧 402 跨越活塞构件 402 的长度并在间隔开的圆筒 404 内时的布置。图 65 使用另外包括弯曲弹簧结构的活塞构件 402 用于能量操控。图 66 和 67 描绘了包括滚花外表面的活塞组件 402，并进一步设计成包括用于通过相对于圆筒旋转活塞来调节其载荷能力的强度的装置。图 68 示出包括弹簧 406 的组件，弹簧 406 配置成在围绕有阶梯式剖面的活塞 402 并处于圆筒 404 和一对挡块 412 之间。该组件也设计成可在高和低弹簧张力之间进行调节。

[0227] 基于活塞支撑的组件 400 还可包括纵向布置的多个伸缩式构件 414。因此，某些沿圆周布置的伸缩式构件为相邻的结构充当活塞和圆筒。通过改变相邻的伸缩式构件 414 可承受的能量，期望的能量吸收特性可由该结构提供，从而以期望的顺序吸收能量。

[0228] 如前所述，本发明的能量吸收组件可表面安装在骨骼上，或可完全或部分地插入目标组织中。如图 71 和 72 所示，具有接纳活塞 402 的一个或多个圆筒 404 的基于活塞的能量操控组件 400 可实质上完全植入限定目标组织的构件内。从组织的表面延伸出的部分提供特定的应用所需要的能量吸收特征。组件 400 还可配置成跨越关节式运动的身体构件，并包括埋入体组织内的圆筒 404 的一部分，如图 73 和 74 所示。

[0229] 在图 75 中示出被认为特别适合于图 73 和 74 所示的情况的结构。在这里，能量吸收组件 402 包括以具有弯曲弹簧性质的活塞为特征的中间部分，且还包括配置成相对于活塞旋转的轴环 416。轴环 416 也依尺寸形成并成形为置于与活塞的往复运动中。

[0230] 参考图 76 和 77，轴环 416 还可包括垫圈和轴承布置，其允许轴环 416 和活塞或端部 402 的旋转。进一步地，螺钉组件可用于连接活塞组件的中间部分与轴环 416。弹簧 422 可进一步设置在轴环 416 内（见图 77）以接受载荷。组件 400 接着穿过连接结构 424 并固定到体组织或固定在体组织内。

[0231] 在对图 76 和 77 中的方法的进一步更改中，可以设想，轴环组件 416 的内部构件 430 和外部构件 432 可为植入后可调节的。在第一实施方式图 78) 中，轴环组件 416 可包括经由皮肤可访问的调节螺钉 434，其控制内部构件 430 和外部构件 432 之间的相对位置。内部构件 430 和外部构件 432 中的一个或多个可以可选地配备有可通过经由皮肤的齿轮轴工具 438 访问的齿轮表面 436。工具 438 包括配置有与在轴环组件 416 上形成的齿轮表面互补的齿轮表面的末端 440。以这种方式，能量操控组件的部件的张力以及间隔可按需要改变或校正。

[0232] 在图 80-84 中示出了包括本发明的不同方面的包覆的能量操控组件 440。在该实施方式中，组件的端部互易地安装在体组织内。设备的长度包围在外壳 442 中。应认识到，所设计的各种能量操控组件可被包围，从而提供对体组织造成创伤较少的光滑表面。而且，如图所示，一个或多个弹簧组件 444 可置于承载结构周围并与承载结构并置。

[0233] 如在图 84 和 85 中最好地看到的，活塞类型的承载组件还可包括相对于其它能量吸收结构以并联方式布置的调节螺钉 450，以改变其影响。再次，可以预料，这样的调节结构可在载荷分担组件被放置在目标组织处或内之后经由皮肤被访问。

[0234] 图 86 中公开了本发明的又一实施方式。在该组件中，一对间隔开的连接组件 460 包括用于啮合待治疗的组织的突出物 462。每个连接组件 460 还包括锁定侧螺钉 464 以及可旋转访问的螺丝头 465，其操作来影响具有球顶端的末端 466 的螺纹轴的纵向位置（前进和缩回）。在纵向间隔开的轴 466 之间配置的是具有相对端 470 的活塞与圆筒组件 468，相对端 470 具有依尺寸形成为接纳螺纹轴 466 的球部分的窝。第一弹簧 472 包含在组件的圆筒 474 内。第二弹簧 476 绕螺纹轴 466 和活塞与圆筒组件 468 同轴地布置。进一步地，外壳 476 置于从一个连接组件到另一个连接组件 460 的这些子组件周围。因此，能量操控组件的该实施方式提供能量吸收以及多维移动，以允许身体骨骼关节式运动。

[0235] 在图 87-94 中公开了有用的能量操控的又一些细节。双侧能量操控组件 480 包括在每个末端连接单个能量吸收构件 484 的一对横向配置的轴 482。能量吸收构件 484 可包括所布置的活塞与弹簧组件，且该轴可延伸正被治疗的组织的全宽度和长度。进一步地，横向配置的轴 482 可包括用于选择性地啮合能量吸收构件组件 484 的互补表面的槽 486。此外，如在图 88 中最好地看到的，以轴环形式的组织插入物 488 设计成接纳轴 482 的长度的至少一部分。这样的插入物 488 以及各种公开的实施方式和方法的其它表面可包括骨向内生长的涂层或织构。

[0236] 图 92 中示出有关的单侧安装的设备。在该方法中，轴 482 延伸小于身体骨骼的全部宽度，但还包括基于活塞的能量操控组件 484。再一次，限定活塞组件 484 的构件可用包围结构 486 包覆，并可绕着端点 488 枢轴转动。包围结构 486 可应用于所公开的实施方式

的各种结构，并可从 PTFE、ePTFE、达可纶、聚丙烯、聚乙烯或编织材料例如丝形成。该结构 486 还可从生物可吸收的材料产生，并可为装有或充满银或能够刺激或减少发炎的其它制剂的药物。活塞子组件还可包括配置在活塞 492 周围并置于具有内部圆柱形护套 494 的位置上的偏置弹簧 490 中。在内部圆柱形护套 494 内可配置另一能量吸收结构 496，例如简单的弯曲柱形弹簧或传统的螺旋状弹簧（见图 93 和 94）。

[0237] 而且，参考图 93，活塞子组件 484 可包括平台 498，其位置通过转动中央螺旋轴 500 可被调节。再次，可以设想，为了容易调节，经由皮肤访问螺旋轴 500。进一步地，衰减元件也可包括流体衰减系统（图 93 和 94）。在位置 492 的端部中形成的孔 502 影响通过组件的流体 504 的缓慢运动，以阻止速度的快速变化。

[0238] 因此，能量吸收子结构 496 只在组件的最大压缩处啮合且在所有其它时间在设备内保持自由。

[0239] 现在转到图 95-103，其描绘了合并本发明的特征的结构的另外的实施方式。特别是，图 95 和 96 所示的能量操控组件 510 包括具有选择成匹配身体骨骼的外表面的第一和第二连接结构 512、514。能量吸收构件 516 包括一对间隔开的端部，每个端部枢轴转动地连接到一个连接结构。与连接结构 512、514 以及能量吸收构件 516 的连接可进一步被包覆在包围结构 518 中，如上所述。以这种方式，整体结构呈现低剖面和倾向于与身体骨骼协作的通常无创伤的组件。

[0240] 在又一方法（见图 97）中，本发明的能量操控组件 520 可合并到用于安装到身体骨骼的一对连接结构 522、524 中的第一个，即，能量操控子组件 526 中。在这里，连接结构 522 包括用于安装到身体骨骼的第一端以及使用弹簧组件 528 的中间部分和包括用于啮合第二连接结构的带狭槽的凸轮组件的第二端 530。

[0241] 在图 98 和 99 中示出包括弹簧子组件的其它双侧能量操控组件 532。在每个图中枢轴转动结构用于将包括绕中央杆 538 安装的弹簧 536 的能量操控组件 534 连接到身体骨骼的连接结构 540。再次，为了提供用于接触体组织的创伤性更小的表面，这些方法的部分可包覆在包围材料 542 中。在图 100 和 101 中示出与体关节的自然关节式运动协作的这样的能量操控组件。

[0242] 图 102 和 103 描绘了其中能量操控组件 546 包括第一部分 548 和第二部分 550 的方法，第一和第二部分只在身体骨骼接近对齐配置时啮合。以这种方式，在拉伸状态而不是在弯曲中实现能量操控。

[0243] 图 104 和 105 中示出安装或连接结构的各种进一步的细节。再次，本发明设想符合骨骼例如骨头的外部轮廓的连接结构 554，连接结构 554 安装到该骨骼。而且，这样的连接结构 554 可沿着身体骨骼以变化的距离纵向延伸。此外，所设计的连接结构 556 可沿着身体骨骼以相当大的横向距离延伸，并可纵向延伸，以限定各种几何结构。在一个方面，连接结构可呈现更改的 Y 形。

[0244] 参考图 106，其示出合并本发明的各种特征的能量操控组件 560 的再一实施方式。在间隔开的连接结构或身体骨骼结构 562 之间配置的是复杂的能量吸收子组件 564。调节机构 566 可固定到一个连接结构 562，使得能量操控的程度可按需要被更改。在所示方法中，调节机构 566 包括接纳螺钉 570 的有狭槽的部分 568，其可被操控来允许组件朝着以及远离能量吸收构件 564 滑动。能量吸收构件还包括旋转的弧形臂 572，其可选地啮合具有调

节子组件 566 的连接结构 562 和弹簧或其它的被偏置的突出物 574。该方法的部件的各种几何结构和尺寸被选择成实现与正被治疗的身体骨骼的自然关节式运动协作的期望载荷操控。

[0245] 现在转到图 107-109, 讨论出现在体关节之间的力。图 107 的箭头 580 描绘了出现在没有本发明的能量操控组件的体关节的相邻构件之间的力。然而, 在合并本发明的身体骨骼中, 较少的力被传输到限定关节的构件的骨头和软骨。在使用本发明的前述能量操控组件 582 治疗体关节的场合, 身体构件之间的某个程度的力被能量操控组件 (如箭头 584 所示) 吸收。因此, 较小的力 586 置于自然身体骨骼上。

[0246] 图 110-12 描绘了在体关节的构件之间的力 (F) 和位移 (S) 之间的关系 (其中质量是恒定的)。在不包括本发明的方面的刚体系统 (图 110) 中没有位移且没有能量吸收。在包括了单个线性弹簧的能量操控系统 (图 111) 中, 与弹簧常数 (弹簧刚度) 成比例的能量被吸收。所吸收的能量由曲线下的阴影区 590 表示。如图 112 所示, 在弹簧和阻尼器结合使用的场合, 所吸收的能量 590 是弹簧常数和阻尼器的函数。在形成期望能量操控特征中考虑的是这些关系。

[0247] 还考虑的是, 在待治疗的骨骼的关节式运动循环期间在弯曲和延伸过程中存在的力。使用人的腿的步态周期作为例子, 可绘制关节力和以度为单位的弯曲 / 延伸角相对所完成的步态周期的百分比的曲线。在图 113-17 的每个中描绘了通过步态周期产生的垂直力的正常或期望关系 600。也在图中示出的是弯曲 / 延伸角 602。使用本发明的能量操控组件的某些实施方式可改变在步态周期期间的垂直力的期望关系 600。如图 114 所示, 能量操控组件可在步态周期的一部分期间按固定的比例吸收能量。这由曲线 604 反映。而且, 能量可如图 115 的曲线 606 所表示的被吸收和衰减, 或可选地, 能量可如图 116 的曲线 608 所表示的只在固定值之上被吸收。此外, 如图 117 的曲线 610 所反映的, 能量可在固定的运动范围内被吸收。然而应认识到, 这些类型的能量吸收中的每种或一种或多种可结合在期望的系统中。

[0248] 作为例子, 图 118 所示的能量操控组件 612 可用于在步态周期和患者愈合期间提供变化的程度的能量操控。能量操控构件 614 可包括在正常运动期间在滑块 620 内滑动的弹簧 618。首先, 弹簧 618 不啮合, 但在植入之后的某个时间点例如三个星期, 旋转调整片 (rotationab) 622 被锁定在狭槽 624 内。在该点, 滑动的弹簧在步态的关键阶段啮合调整片 622 并吸收期望的量的能量。

[0249] 如上所述, 本发明应用于身体的不同部分。如图 119 和 120 所示, 能量操控组件 630 可置于肩峰 (acromiom) 634 和肱骨 636 之间的腔 632 内。虽然设想了各种方法, 在一个方面, 能量操控组件可包括在固定点 640 之间的弹簧加载的主体 638。以球轴承形式的承载表面 642 进一步被设计为弹簧压缩调节子组件 644。

[0250] 在对足部的应用中 (见图 121), 能量操控组件 646 可置于胫骨 648 和钙质骨 650 之间以处理踝的问题。这样的方法可帮助减轻疼痛以及处理与称为足下垂的疾病相关的症状。因此, 组件 646 可配置成实现足部上的提升运动。

[0251] 还设想了对手和手指的应用 (图 122 和 123)。在这里, 一个或多个载荷操控组件 660 可位于远侧指骨 662 和中间指骨 664 之间以及中间指骨 664 和近侧指骨 666 之间, 以治疗各种疾病。此外, 牵引单元 668 可放置在相邻的指骨 670 之间, 以治疗各种症状。

[0252] 而且,本发明应用于脊骨(见图124和125)。因此,载荷分担或能量操控设备680可连接到并置于脊椎骨682之间以对椎盘684减荷。能量操控设备680可连接到脊椎骨682的侧面(图124)或可固定到小平面(图125)。而且,设备680(见图124)可包括各种前述特征,例如影响吸震弹簧688的作用的调节螺母686。载荷传递单元690可进一步设置成包括另一弹簧692以及调节螺母694。进一步设置了用于安装到体组织的一对连接结构696。

[0253] 应记住,所公开的各种结构中的每个可与其它结构互换或由其它结构代替。因此,在方法中可使用弯曲弹簧、凸轮啮合、分段支撑和活塞支撑组件中的每个。而且,在每种方法中可利用将能量吸收结构与连接结构啮合以及将连接结构啮合到身体骨骼的各种方式。此外,各种公开的组件中的一个或多个可在治疗部位附近并相对于其成不同的角放置。在各种公开的实施方式中的每个实施方式中也可实现压力感测和药物输送方法。

[0254] 本发明的大部分实施方式的某些部件设计为容易移除,且如果必要,可进行置换,而其它部件用来永久的固定。永久部件是可具有促进骨向内生长的表面并负责将系统固定到骨骼结构的固定部件。可移除的部件包括系统的移动元件,例如链接构件和/或环枢或球关节。

[0255] 系统的这种特征的优点包括因设备故障、患者状况变化或可用的较新改进的系统而调换系统的关键部件的能力。此外,如果患者随后需要进一步的外科手术,则连接件可被移除以便于额外的过程。

[0256] 进一步地,可使某些所设计的机构完全机械地脱离,并接着在不同条件下以及在步态周期的某些阶段期间开始作用。此不连续的功能以及针对特定患者的步态或疼痛调整该功能的能力因此是本发明的特征。

[0257] 永久固定部件的位置对固定强度、完成随后的过程的能力以及环枢或球关节的位置很重要。系统的固定强度依赖于,以及因此承载能力依赖于连接结构所固定到的骨头的整体性。为了确保牢固的固定,在一个实施方式中,固定部件跨越皮层骨和松质骨(或骨小梁),例如膝部,连接结构存在于股骨柄上并向下延伸到股骨的端部上的骨小梁上。此外,系统可利用销或双皮质螺钉(bicortical crews)在两个皮质表面上进行固定。

[0258] 一共同的关节过程是如前所述的关节置换。置换患病关节的过程包括切除关节表面和以合成材料置换。为了植入能量吸收系统而不影响完成随后的过程(例如,关节置换)的可能,在优选实施方式中的永久固定部件位于不损害总关节区的位置。

[0259] 很多关节式运动的关节不仅仅是环枢关节,而且涉及复杂的多轴旋转和平移运动。为了实现其预期的目的,能量吸收器必须适应这些运动,并且在所需运动范围内吸收和传输能量。为了完成此目的,在情况A中,设备上的关节可位于运动最少的骨头上的点,或者,在情况B中,关节机构必须合并超出了简单单轴旋转的运动,或两者的组合。

[0260] 在情况A中,固定部件定位成使得它们将所连接的设备关节位置定向到由最少运动特征或已知的运动特征所述的优选位置。设备关节位置可在固定部件上的限定区内被细微地调节,以进一步优化设备关节位置。在情况B中,设备关节机构适应位置变化,因此可置于固定部件的任何远侧点。

[0261] 因此,本发明提供了治疗体组织的很多方法,特别是吸收能量或操控力以减少疼痛。本发明可在整个身体内使用,但对关节式运动的身体结构例如关节有明确的应用。

[0262] 因此,从前述内容很明显,虽然示出和描述了本发明的特定形式,但可进行各种修改而不偏离本发明的实质和范围。

[0263] 1. 一种用于操控限定关节的构件上的载荷的系统,所述构件共同限定运动路径并具有软骨,所述软骨具有配置在其间的载荷吸收部件,所述系统包括:

[0264] 第一连接结构,其配置成连接到所述关节的第一构件,所述第一构件具有第一能量吸收部件;

[0265] 第二连接结构,其配置成连接到所述关节的第二构件,所述第二构件具有第二能量吸收部件;以及

[0266] 承载构件,其包括连接到所述第一连接结构和第二连接结构的弯曲弹簧组件,所述承载构件具有柔韧性和载荷操控几何结构;

[0267] 其中所述承载构件的柔韧性被选择成允许所述关节的构件遵循所述运动路径,且所述载荷操控几何结构被选择成抵消所述软骨的所述载荷吸收部件以及所述关节的所述第一构件和第二构件的相应的所述第一能量吸收部件和第二能量吸收部件的载荷的大约1%到大约40%。

[0268] 2. 一种用于操控限定关节的构件上的载荷的系统,所述构件共同限定运动路径并具有软骨,所述软骨具有配置在其间的载荷吸收部件,所述系统包括:

[0269] 第一连接结构,其配置成连接到所述关节的第一构件,所述第一构件具有第一能量吸收部件;

[0270] 第二连接结构,其配置成连接到所述关节的第二构件,所述第二构件具有第二能量吸收部件;以及

[0271] 承载构件其包括连接到所述第一连接结构和第二连接结构的凸轮啮合组件,所述承载构件具有柔韧性和载荷操控几何结构;

[0272] 其中所述承载构件的柔韧性被选择成允许所述关节的构件遵循所述运动路径,且所述载荷操控几何结构被选择成抵消所述软骨的所述载荷吸收部件以及所述关节的所述第一构件和第二构件的相应的所述第一能量吸收部件和第二能量吸收部件的载荷的大约1%到大约40%。

[0273] 3. 一种用于操控限定关节的构件上的载荷的系统,所述构件共同限定运动路径并具有软骨,所述软骨具有配置在其间的载荷吸收部件,所述系统包括:

[0274] 第一连接结构,其配置成连接到所述关节的第一构件,所述第一构件具有第一能量吸收部件;

[0275] 第二连接结构,其配置成连接到所述关节的第二构件,所述第二构件具有第二能量吸收部件;以及

[0276] 承载构件,其包括连接到所述第一连接结构和第二连接结构的凸轮分段支撑组件,所述承载构件具有柔韧性和载荷操控几何结构;

[0277] 其中所述承载构件的柔韧性被选择成允许所述关节的构件遵循所述运动路径,且所述载荷操控几何结构被选择成抵消所述软骨的所述载荷吸收部件以及所述关节的所述第一构件和第二构件的相应的所述第一能量吸收部件和第二能量吸收部件的载荷的大约1%到大约40%。

[0278] 4. 一种用于操控限定关节的构件上的载荷的系统,所述构件共同限定运动路径并

具有软骨,所述软骨具有配置在其间的载荷吸收部件,所述系统包括:

[0279] 第一连接结构,其配置成连接到所述关节的第一构件,所述第一构件具有第一能量吸收部件;

[0280] 第二连接结构,其配置成连接到所述关节的第二构件,所述第二构件具有第二能量吸收部件;以及

[0281] 承载构件其包括连接到所述第一连接结构和第二连接结构的活塞支撑组件,所述承载构件具有柔韧性和载荷操控几何结构;

[0282] 其中所述承载构件的柔韧性被选择成允许所述关节的构件遵循所述运动路径,且所述载荷操控几何结构被选择成抵消所述软骨的所述载荷吸收部件以及所述关节的所述第一构件和第二构件的相应的所述第一能量吸收部件和第二能量吸收部件的载荷的大约1%到大约40%。

[0283] 5. 一种用于减轻关节疼痛的方法,包括:

[0284] 植入不需要对关节软骨进行更改的设备。

[0285] 6. 如权利要求5所述的方法,包括:

[0286] 减轻疼痛,同时保留形成关节的骨头的完全运动。

[0287] 7. 如权利要求5所述的方法,其中所述关节是膝关节,且所述方法包括:

[0288] 在步行期间吸收所述膝关节所正常经受的能量的至少一部分。

[0289] 8. 如权利要求5所述的方法,包括:

[0290] 减少自然关节的至少一部分上的载荷。

[0291] 9. 如权利要求5所述的方法,包括:

[0292] 将所述膝关节所正常经受的能量的至少一部分从自然关节转移走。

[0293] 10. 如权利要求5所述的方法,包括:

[0294] 分担自然关节所正常经受的载荷的至少一部分。

[0295] 11. 如权利要求5所述的方法,包括:

[0296] 衰减自然关节所正常经受的载荷的至少一部分。

[0297] 12. 如权利要求5所述的方法,包括:

[0298] 操控关节骨骼的期望部分上的载荷而不使健康表面超载。

[0299] 13. 一种减小疼痛的方法,包括:

[0300] 植入能量吸收器以减少通过自然关节传输的能量。

[0301] 14. 如权利要求13所述的方法,还包括:

[0302] 将能量从所述自然关节传输走。

[0303] 15. 如权利要求13所述的方法,其中所述疼痛由所述自然关节的骨关节炎引起。

[0304] 16. 一种减小与骨关节炎相关的疼痛的方法,包括:

[0305] 植入关节外能量吸收器以减小通过患骨关节炎的关节传输的能量。

[0306] 17. 如权利要求1所述的方法,其中所述能量吸收构件是衰减构件。

[0307] 18. 如权利要求1所述的方法其中所述能量吸收构件是粘弹性组件。

[0308] 19. 加权利要求1所述的方法其中所述能量吸收构件是仿软骨组件。

[0309] 20. 一种治疗骨关节炎的方法,包括:

[0310] 从关节吸收能量以为软骨细胞提供超载保护。

- [0311] 21. 一种治疗骨关节炎的方法,包括 :
  - [0312] 对关节施加期望的能量剂量。
- [0313] 22. 如权利要求 21 所述的方法,其中通过吸收在步行期间在关节中正常传输的能量的至少一部分来施加所述期望能量剂量。
- [0314] 23. 一种减少来自患骨关节炎的关节的疼痛的方法,包括以下步骤 :
  - [0315] 将一设备植入患者皮肤下并与所述骨关节炎关节附近的骨头接触其中所述设备能够在所述骨关节炎关节的运动期间吸收能量,使得在所述骨关节炎关节上传输的能量重新分布,导致通过所述骨关节炎关节本身传输的较低的能量。

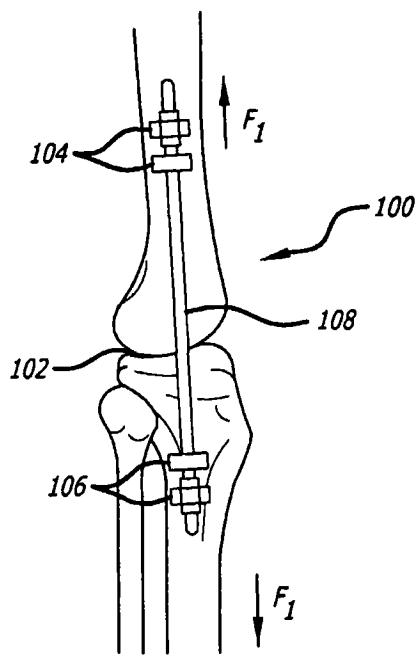


图 1

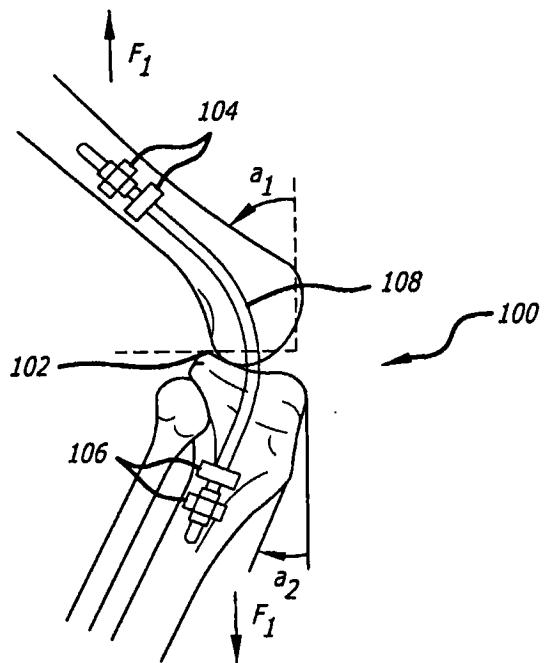


图 2

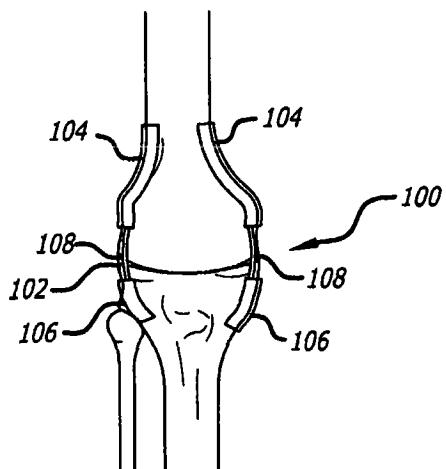


图 3

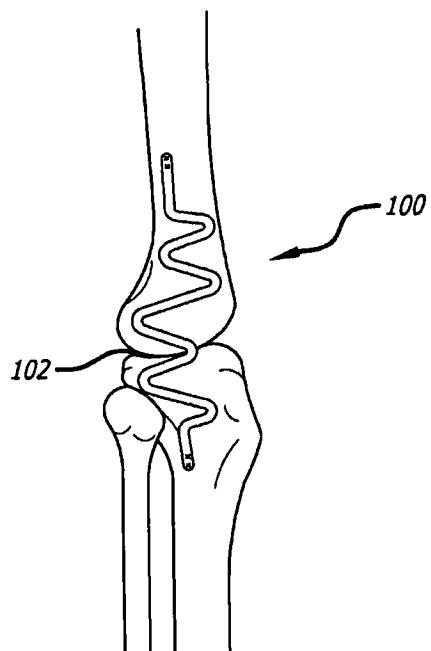


图 4

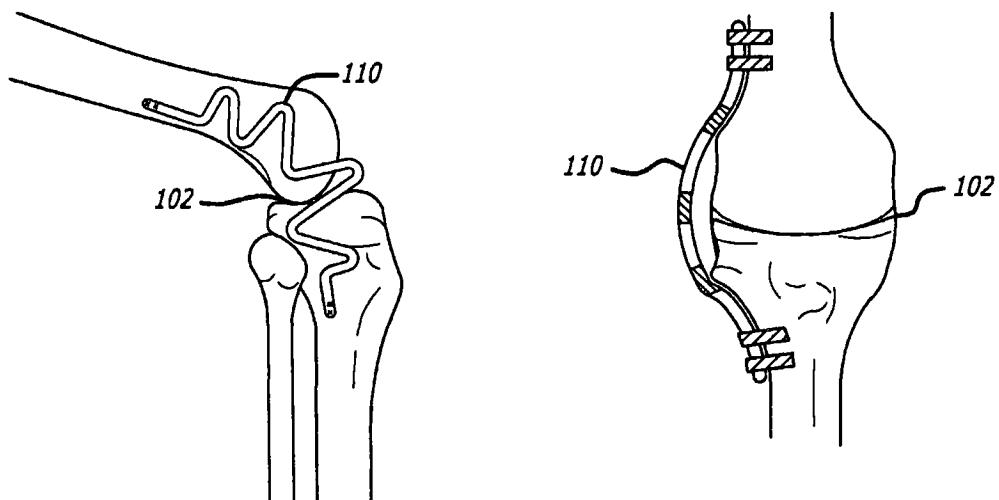


图 6

图 5

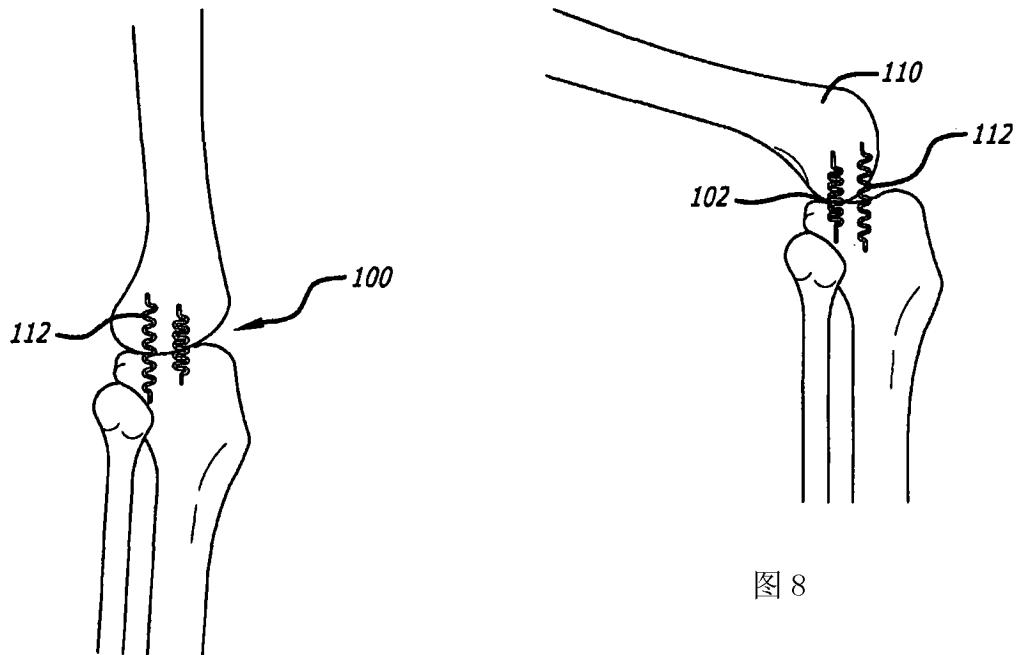


图 8

图 7

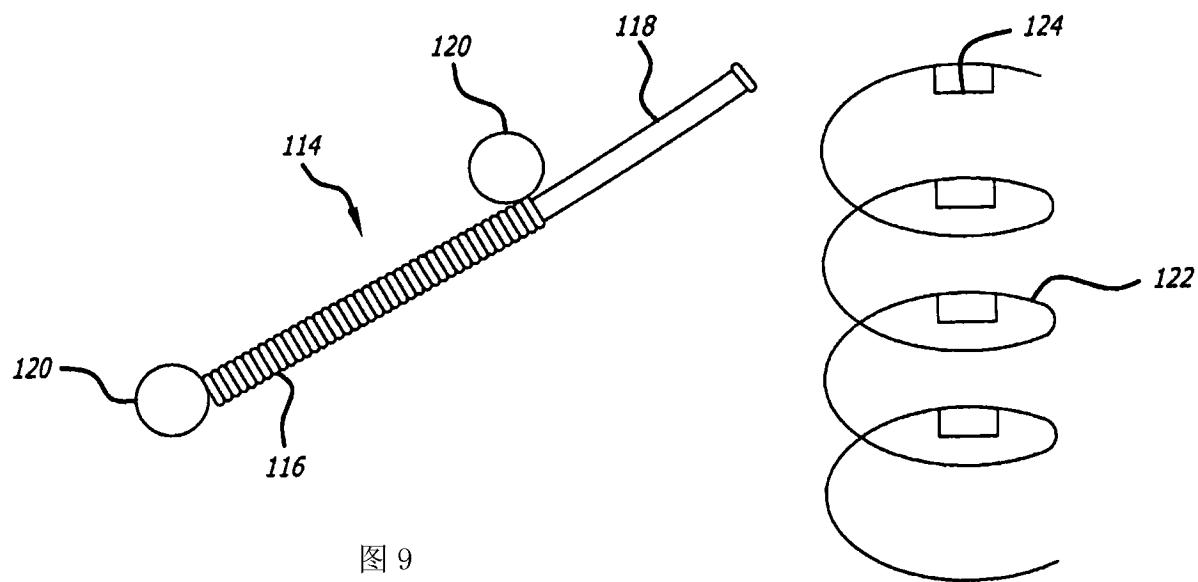


图 9

图 10

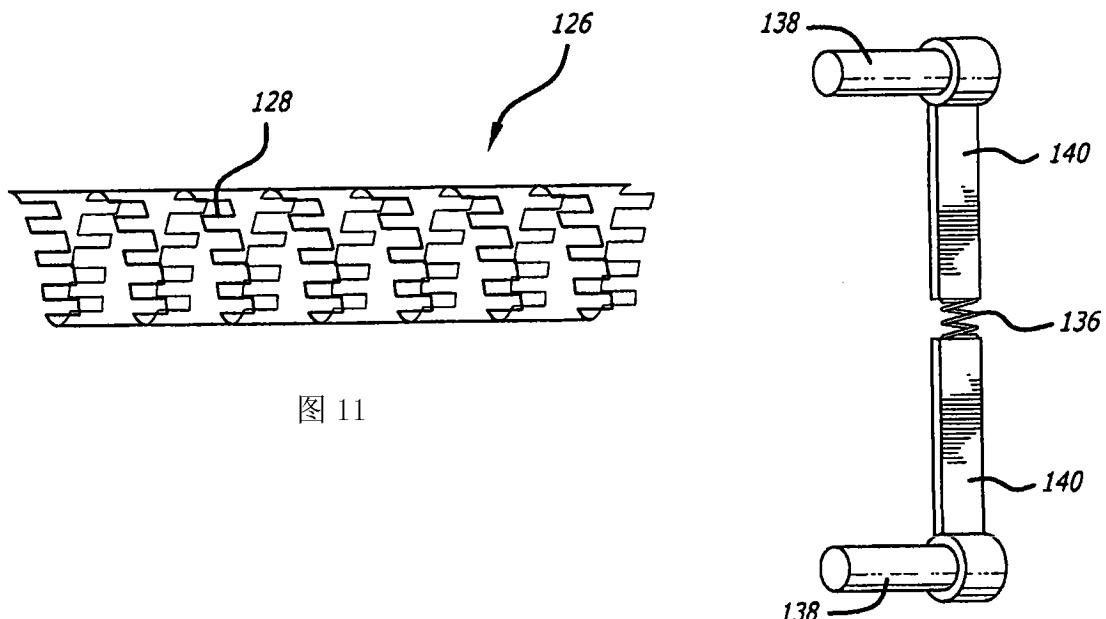


图 11

图 12

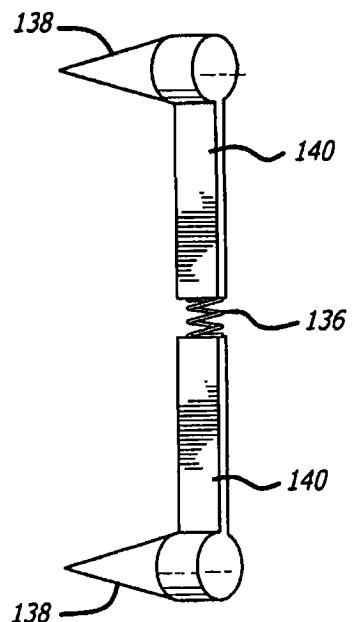


图 13

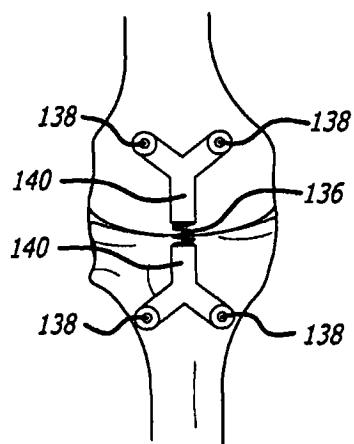


图 14

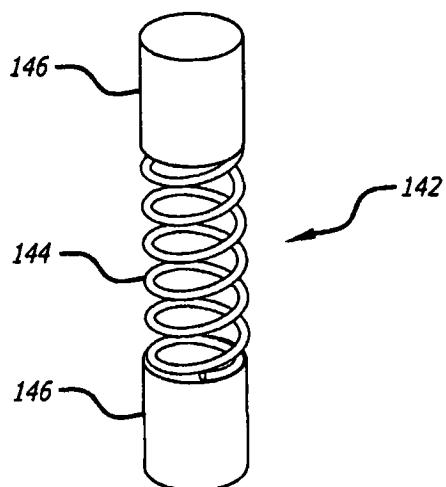


图 15

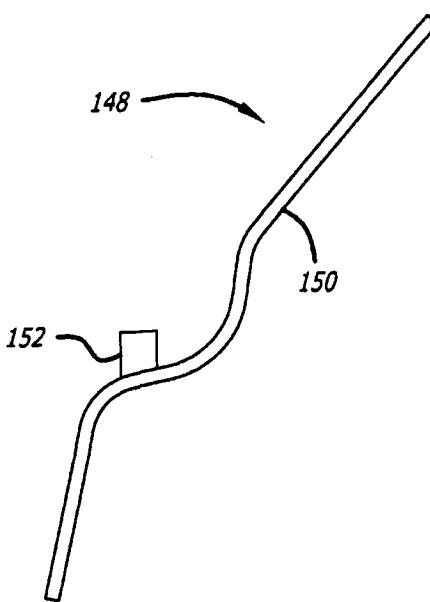


图 16

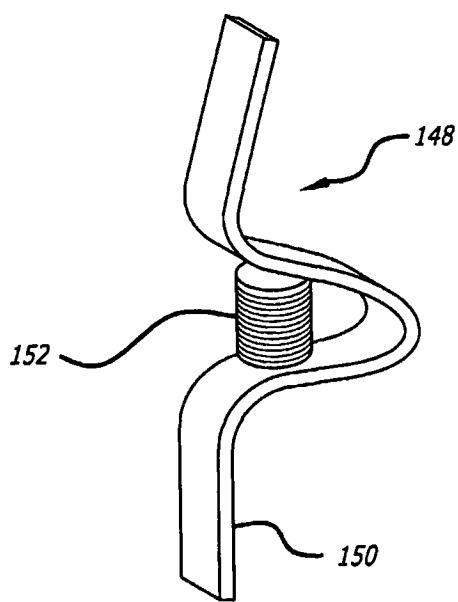


图 17

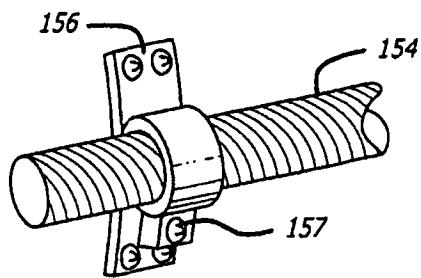


图 18

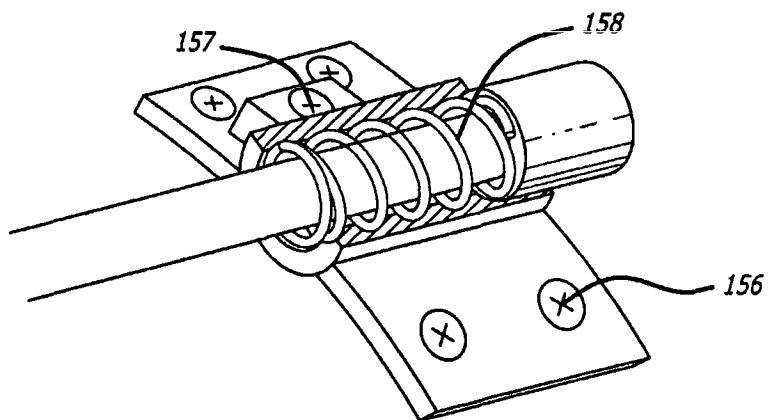


图 19

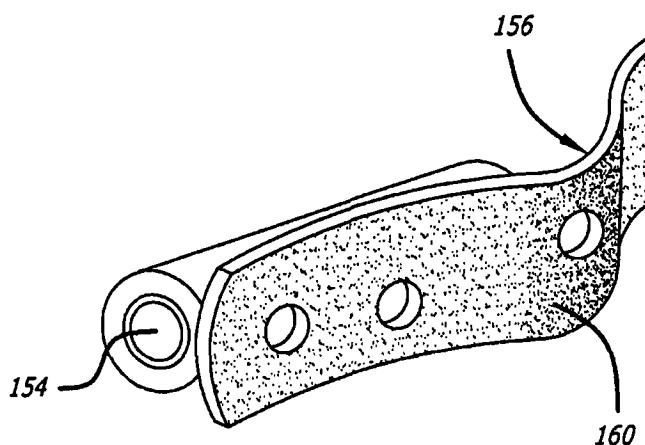


图 20

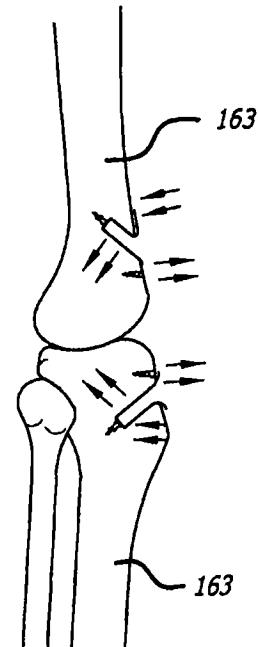


图 21

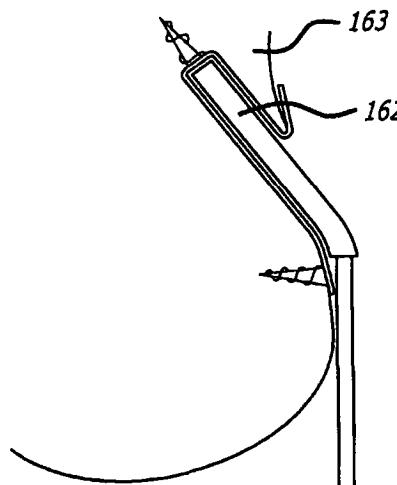


图 22

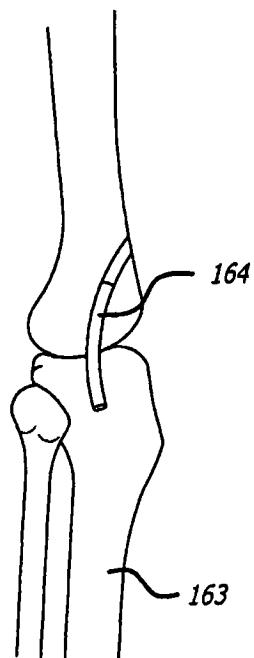


图 23

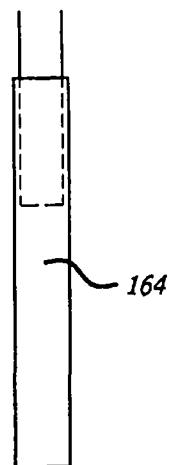


图 24

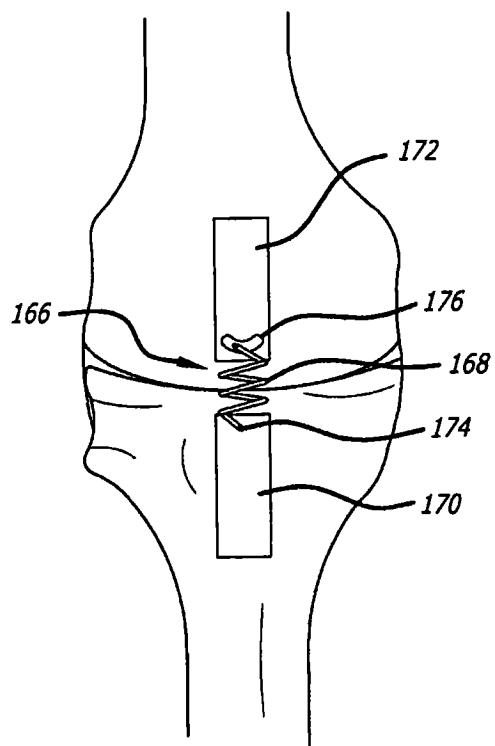


图 25

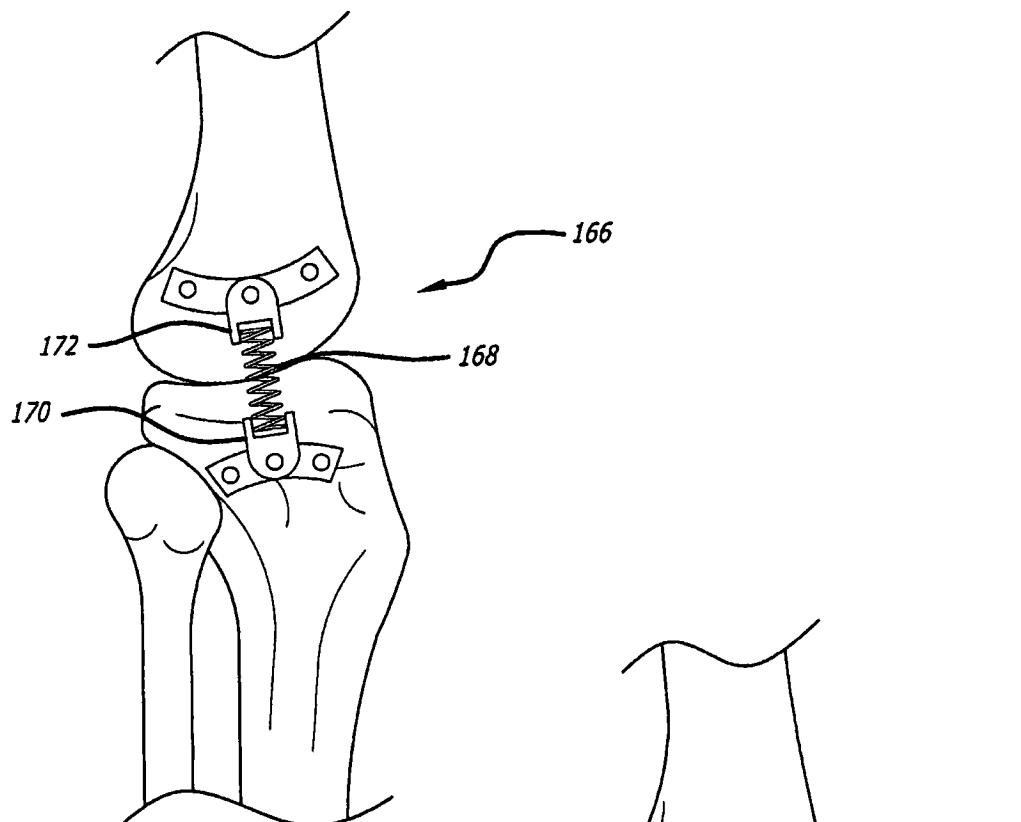


图 26

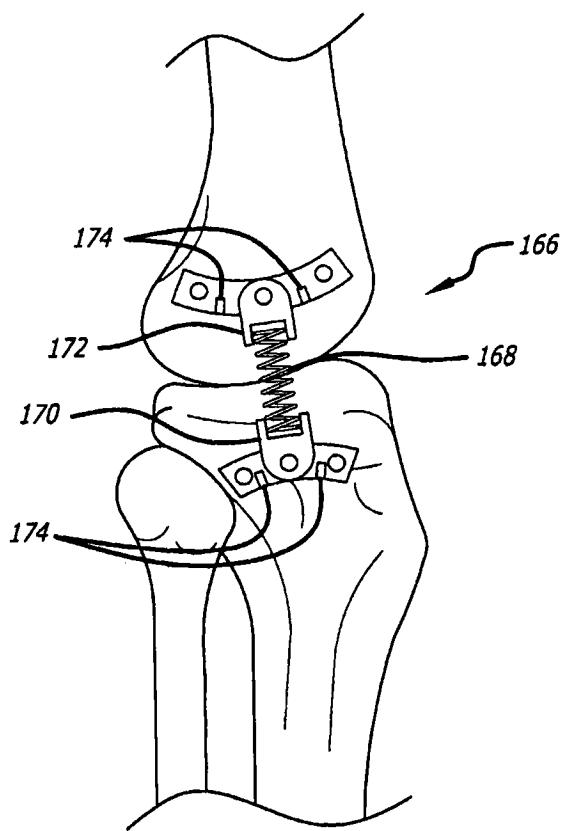


图 27

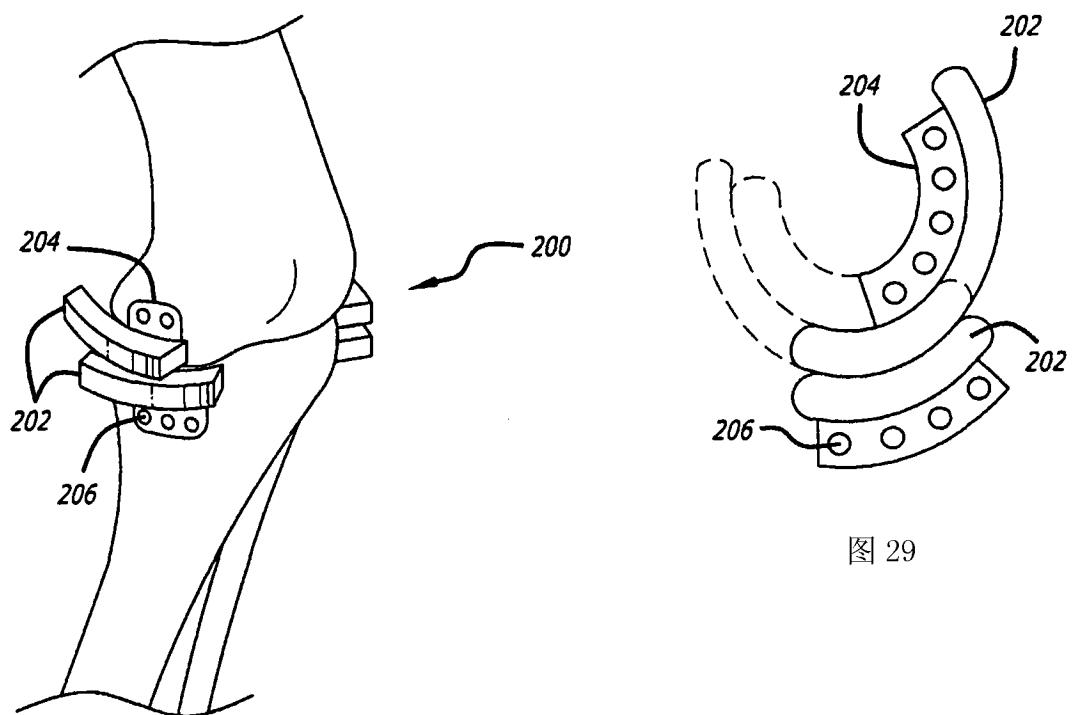


图 28

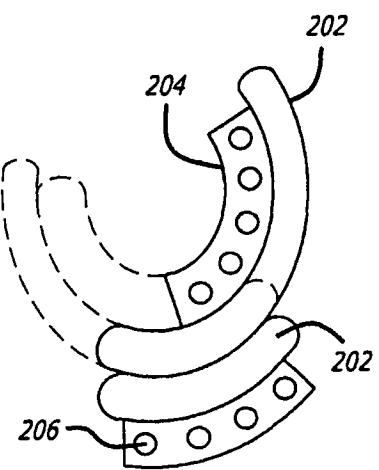


图 29

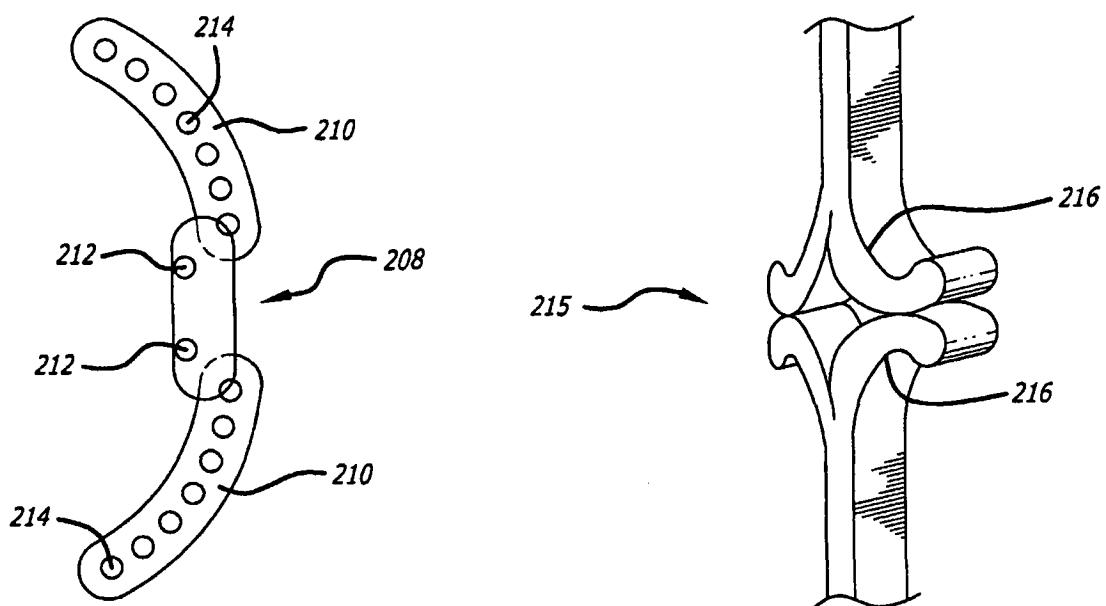


图 30

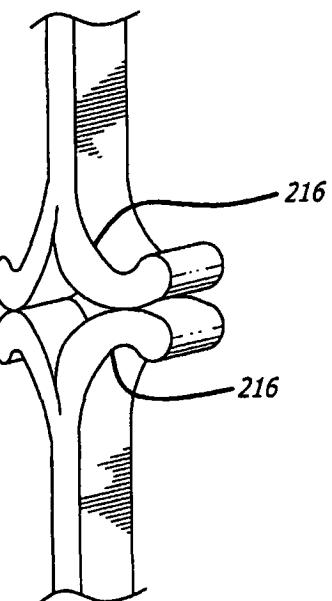


图 31

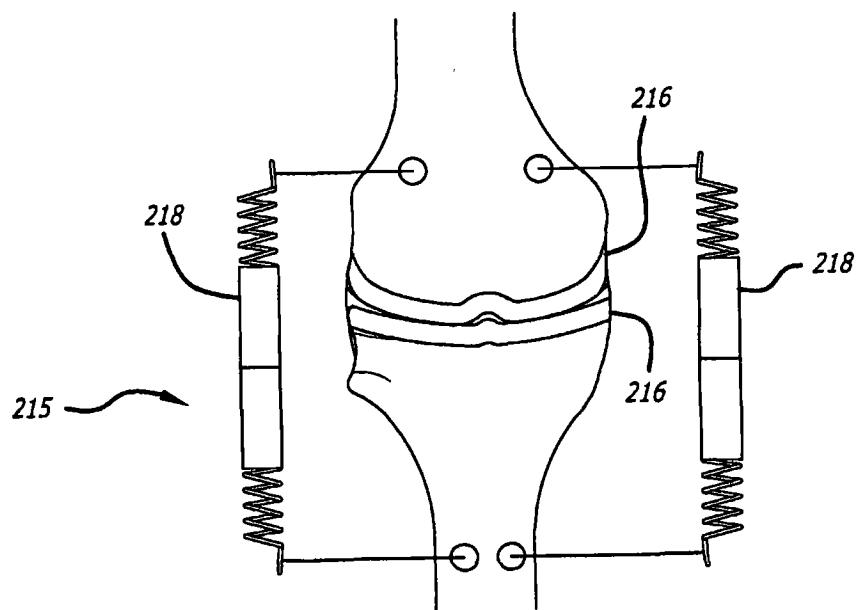


图 32

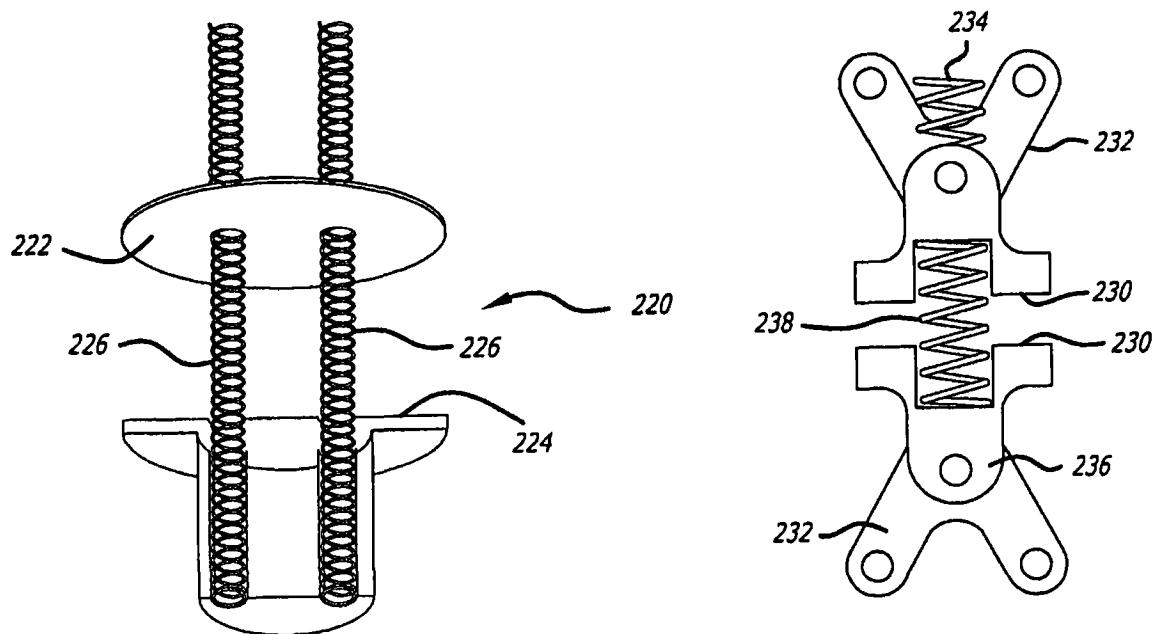


图 33

图 34

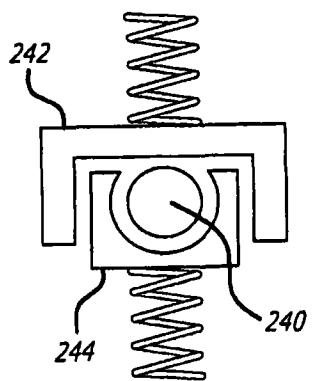


图 35

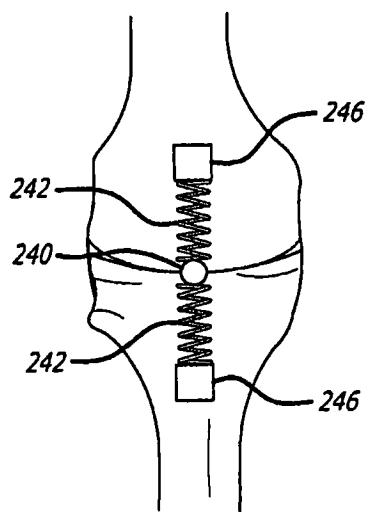


图 36

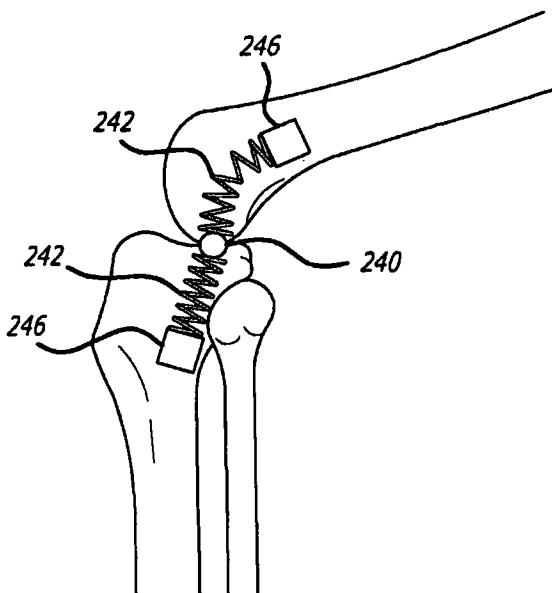


图 37

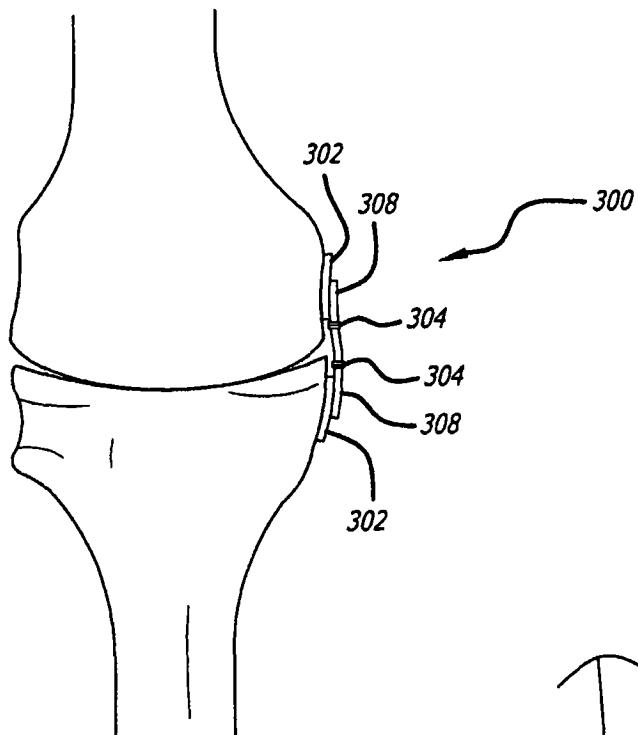


图 38

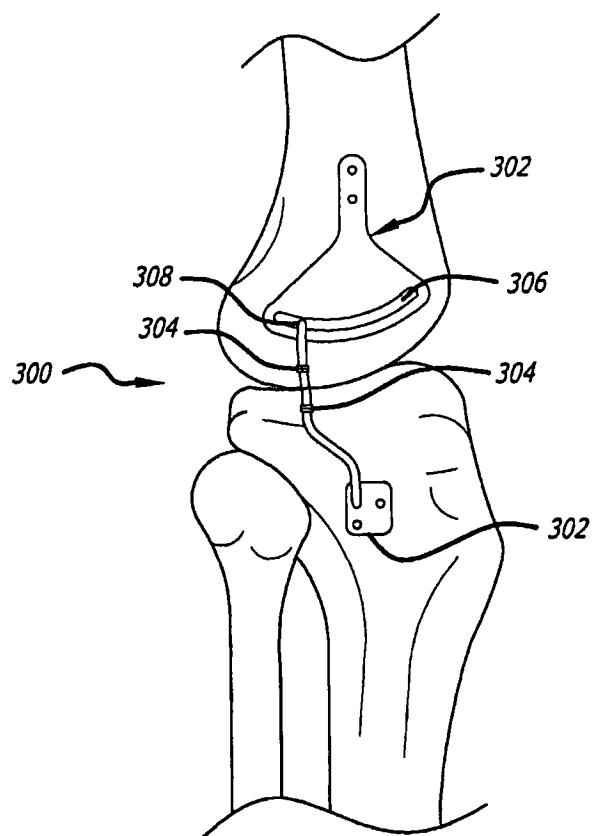


图 39

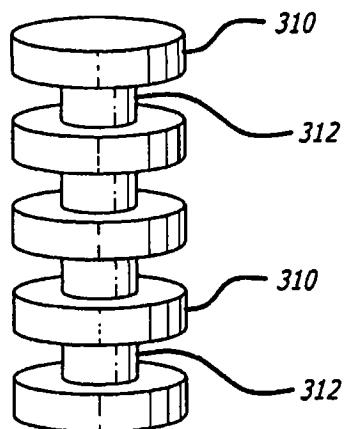


图 40

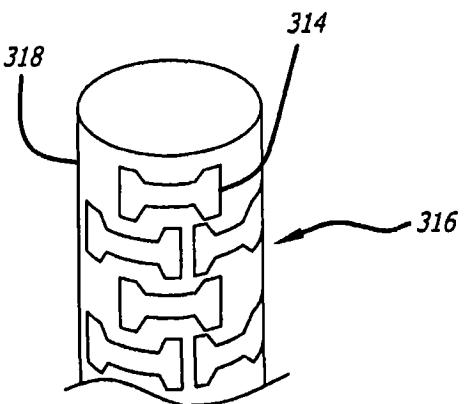


图 41

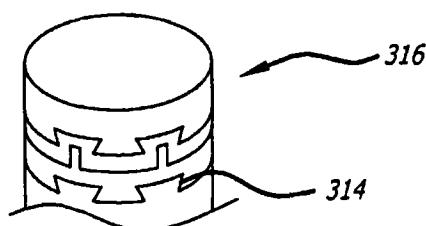


图 42

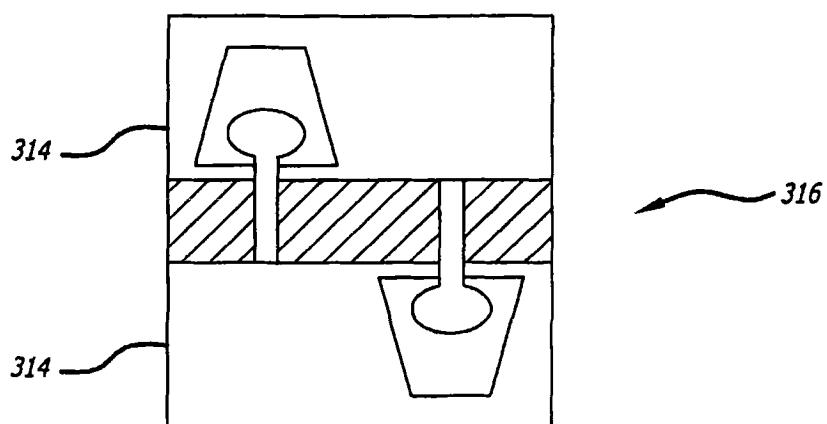


图 43

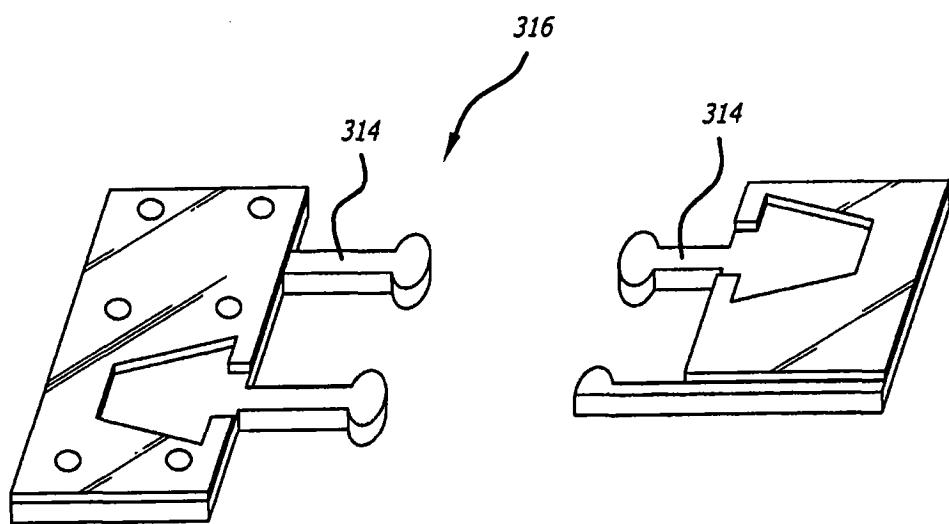


图 44

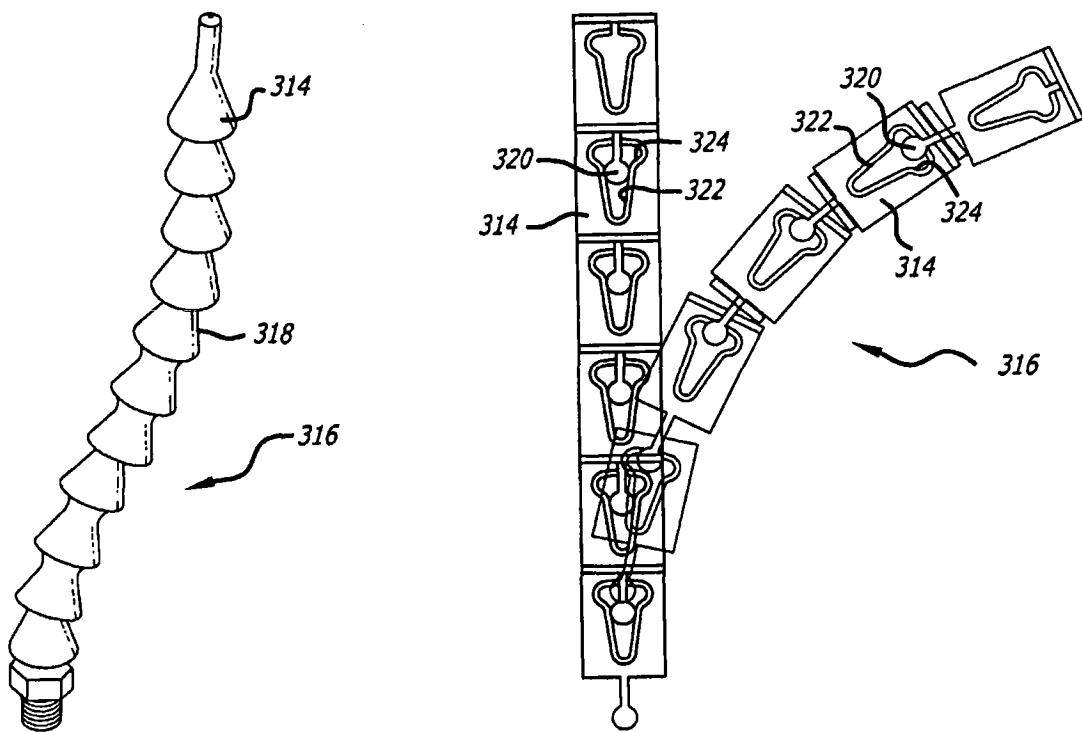


图 45

图 46

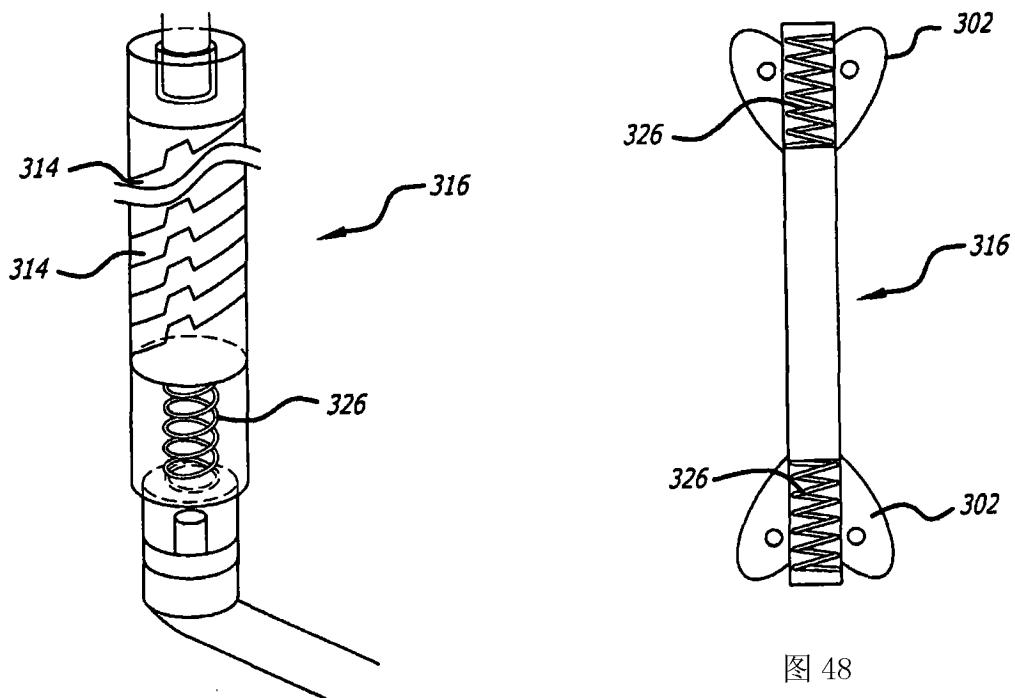


图 47

图 48

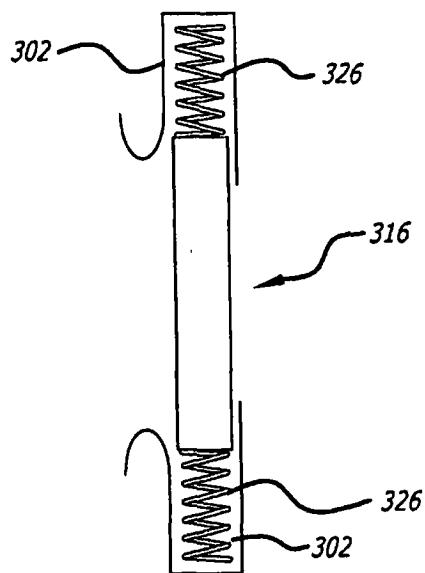


图 49

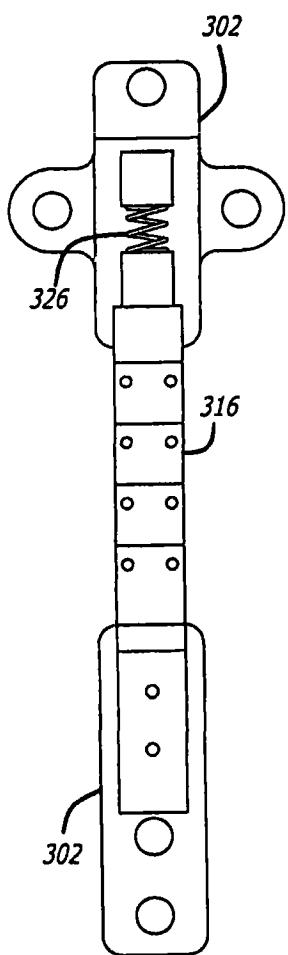


图 50

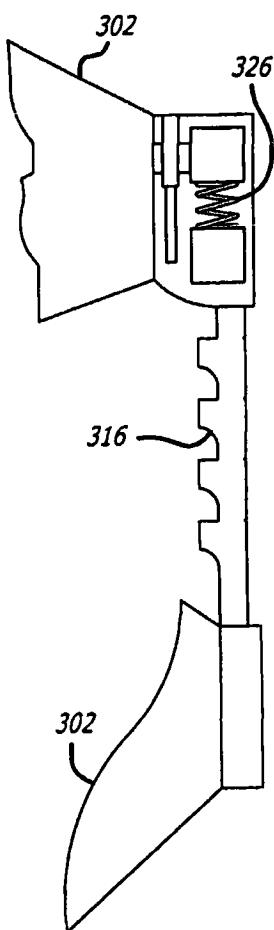


图 51

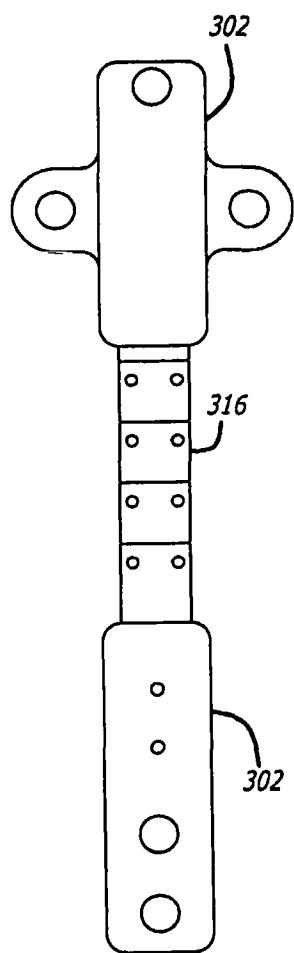


图 52

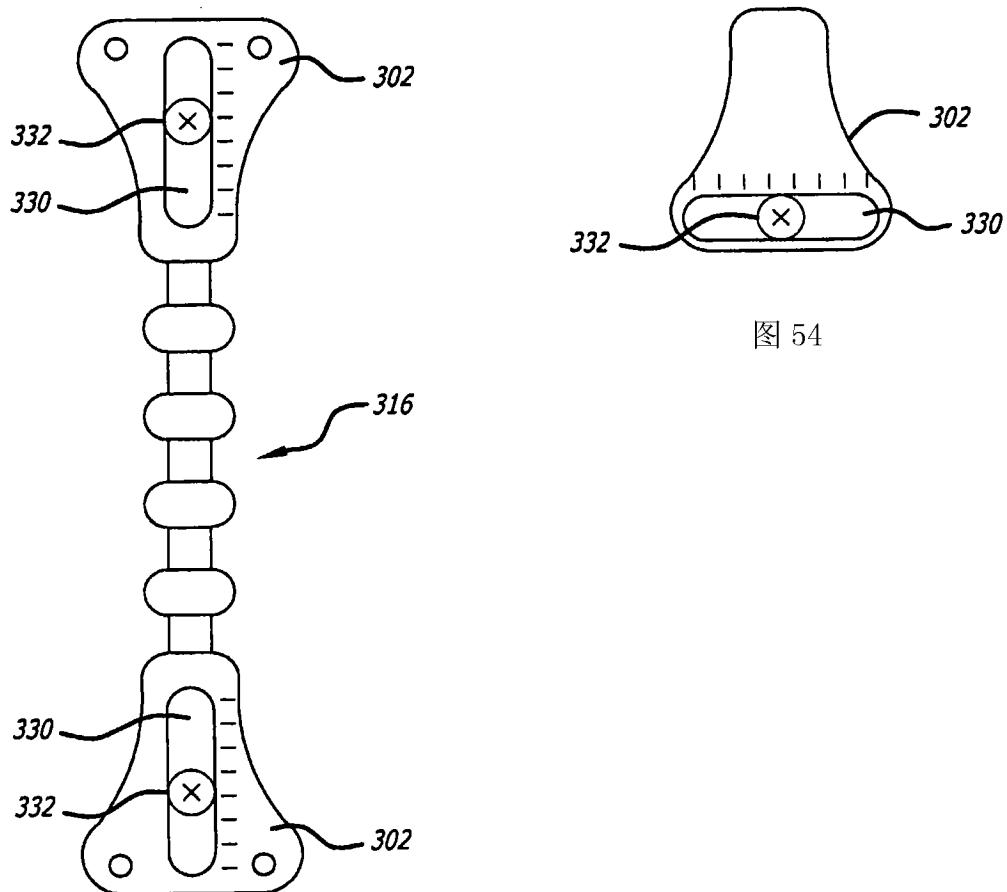


图 53

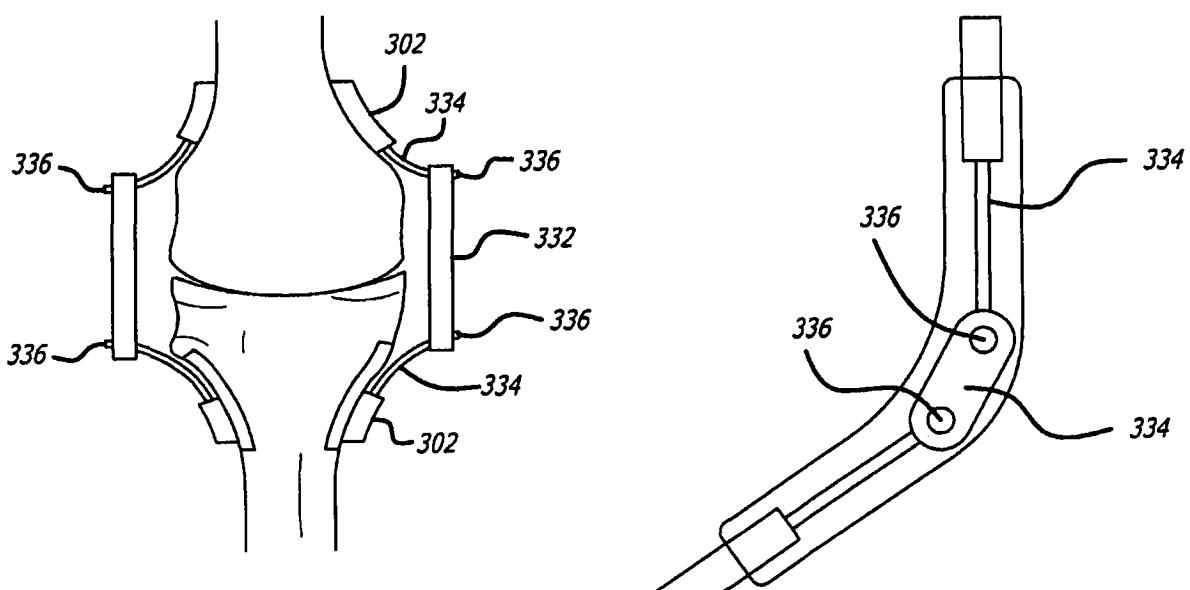


图 55

图 56

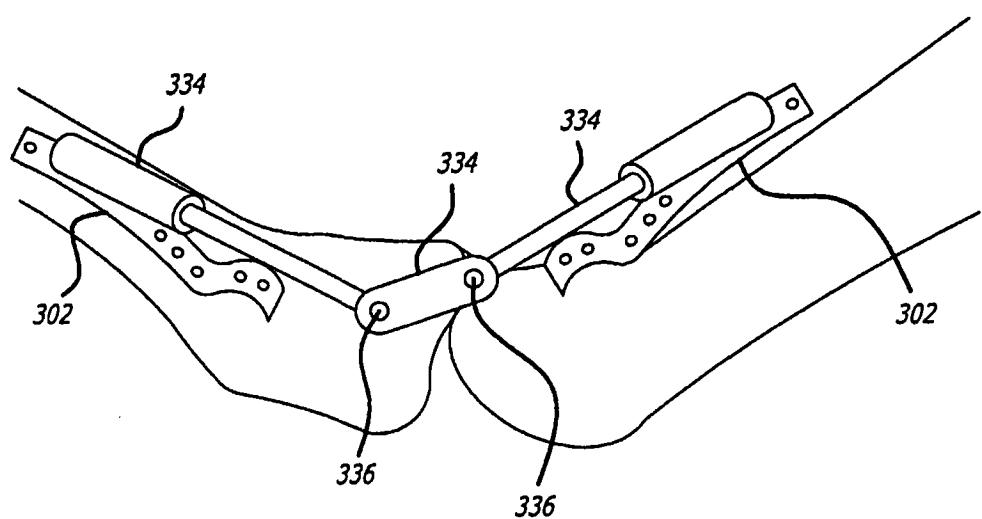


图 57

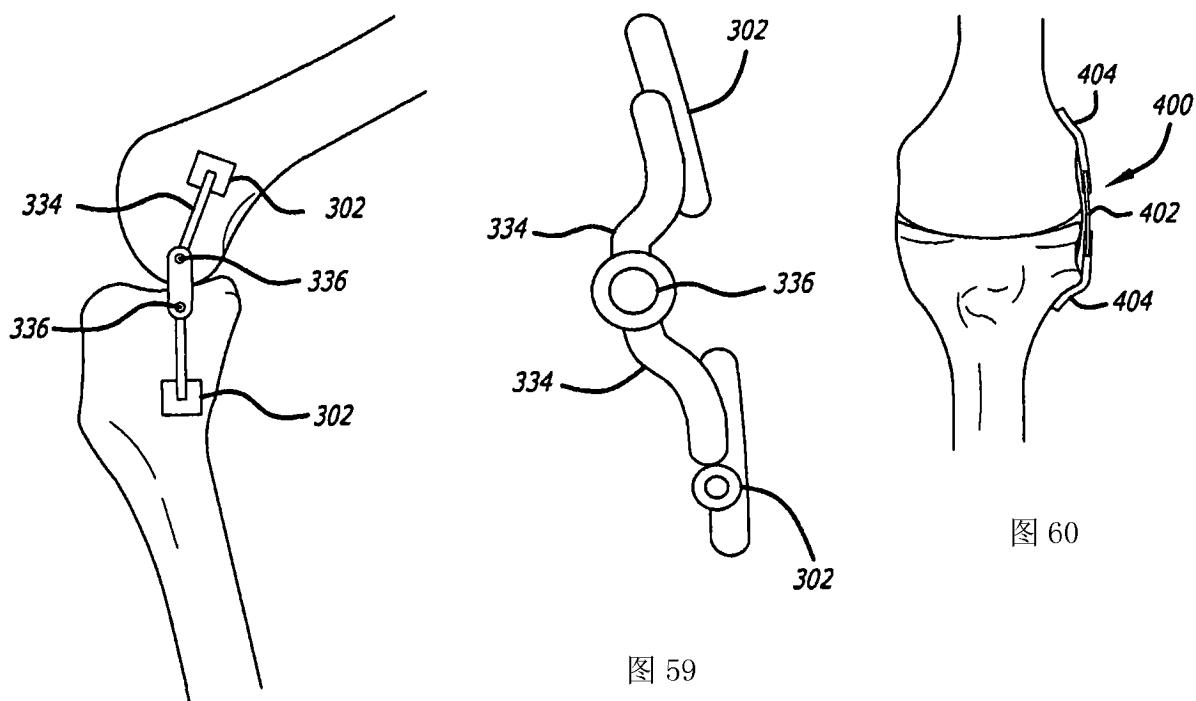


图 59

图 58

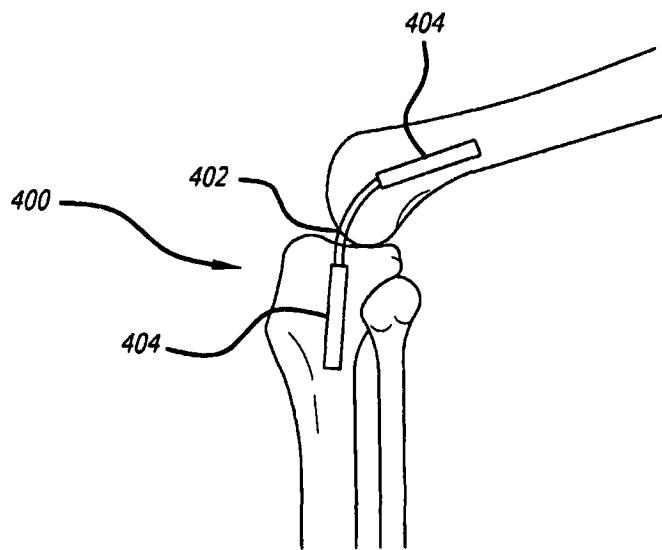


图 61

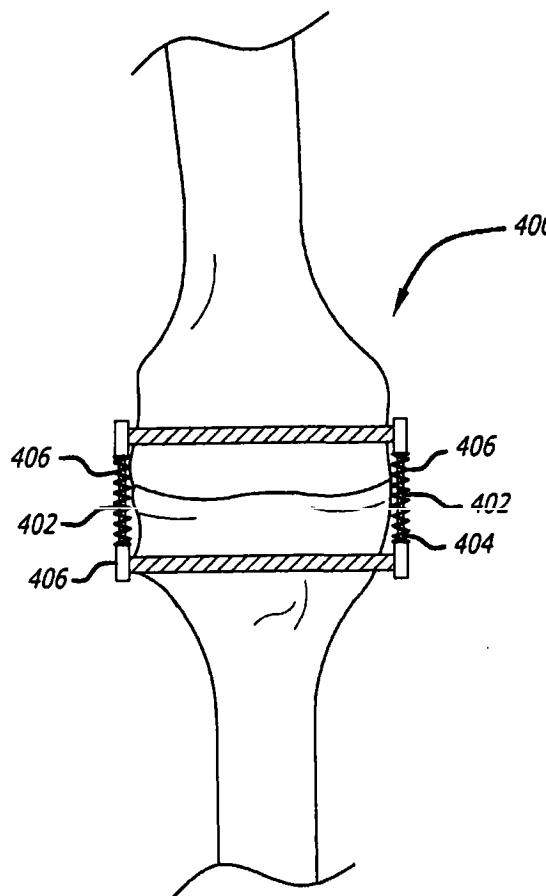


图 62

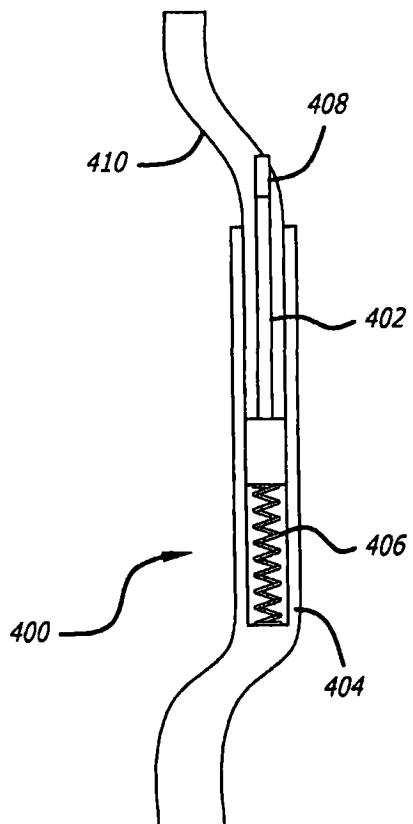


图 63

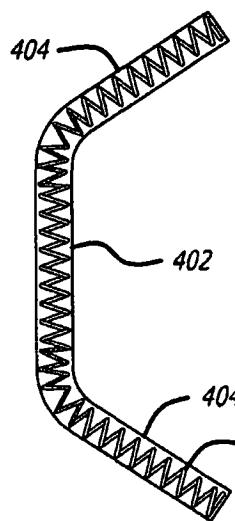


图 64

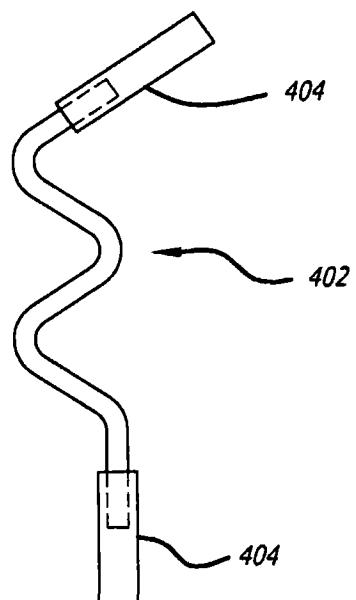


图 65

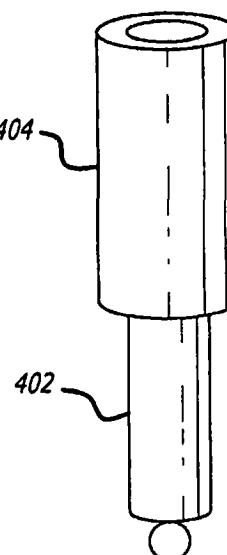


图 66

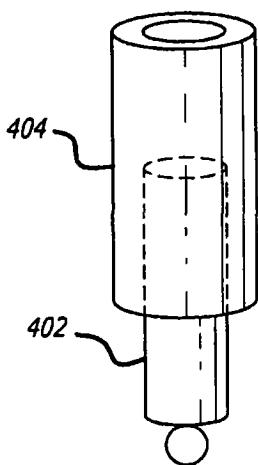


图 67

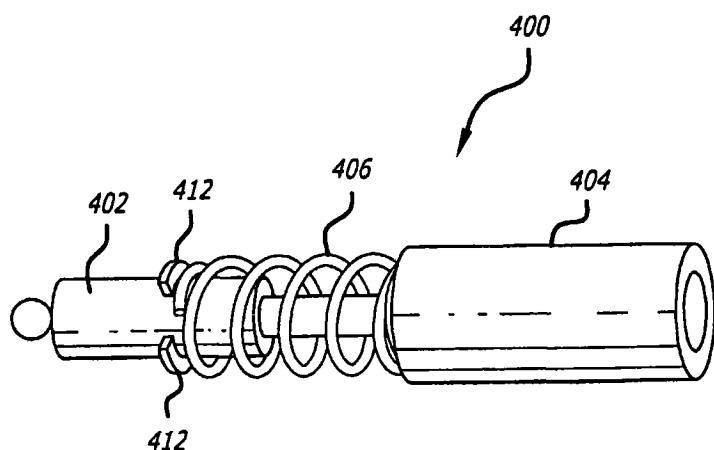


图 68

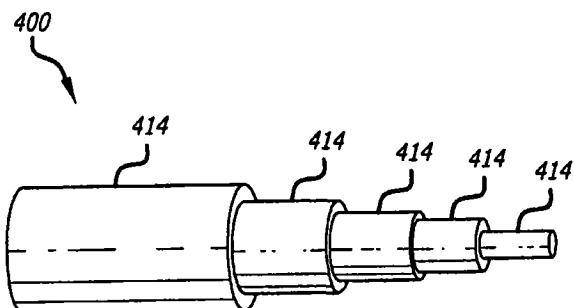


图 69

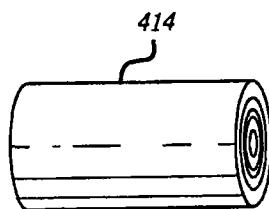


图 70

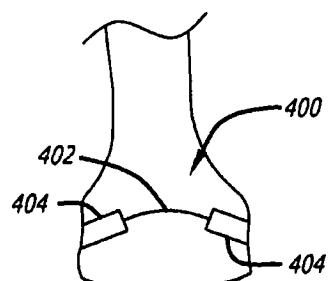


图 71

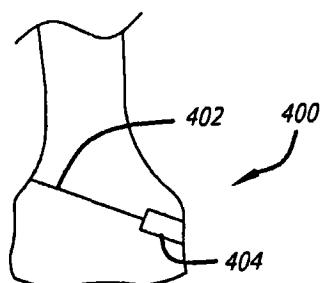


图 72

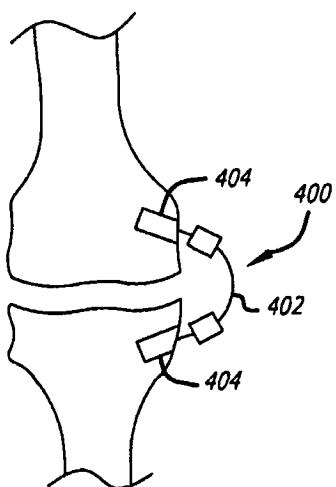


图 73

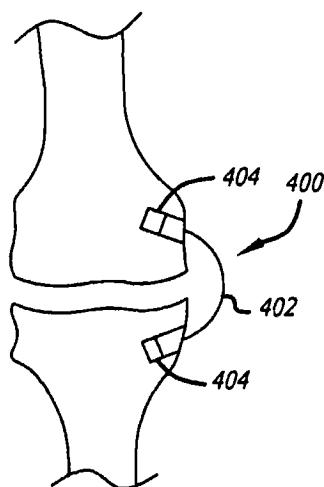


图 74

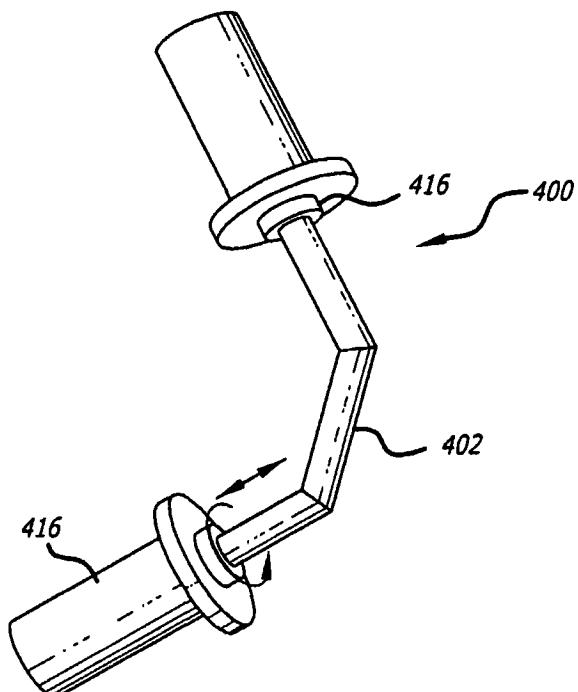


图 75

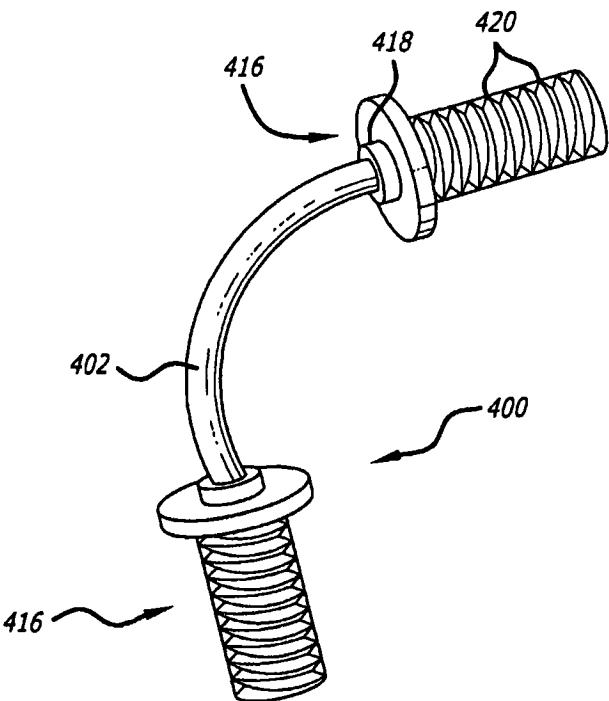


图 76

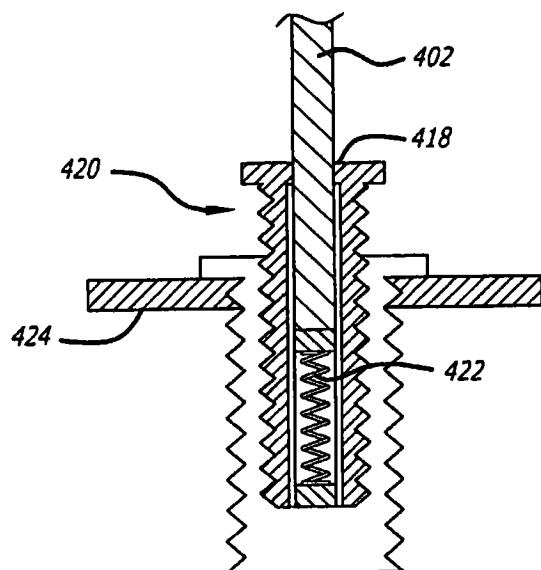


图 77

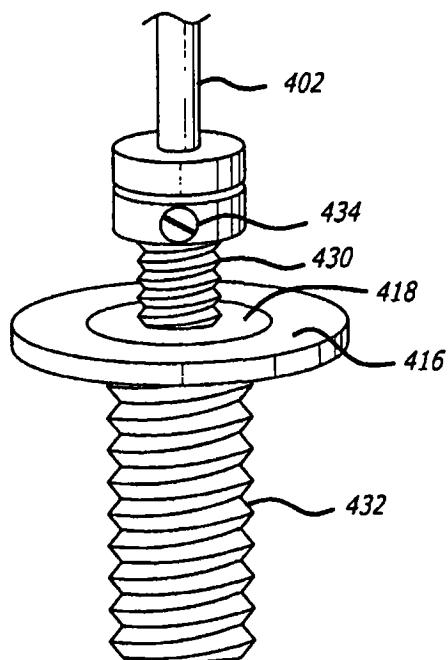


图 78

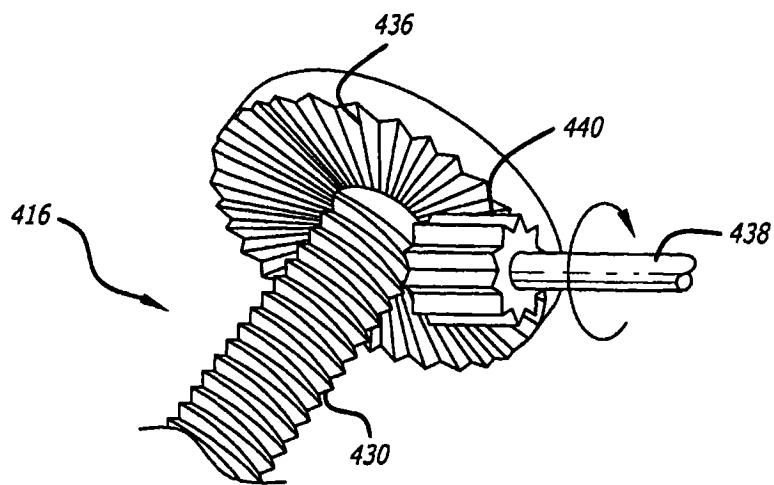


图 79

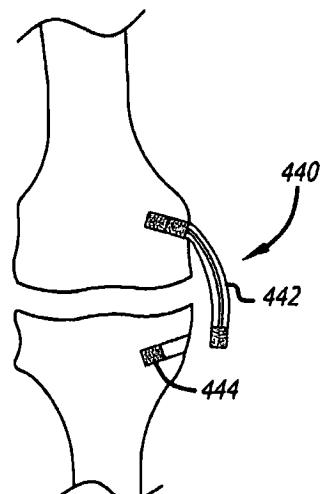


图 80

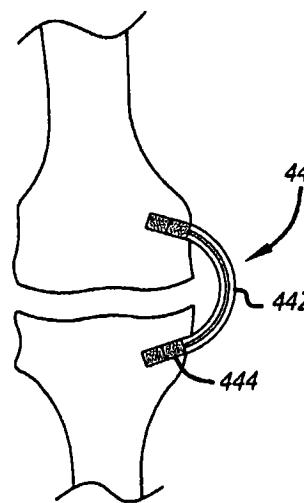


图 81

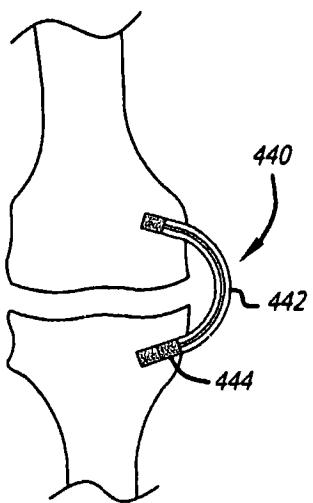


图 82

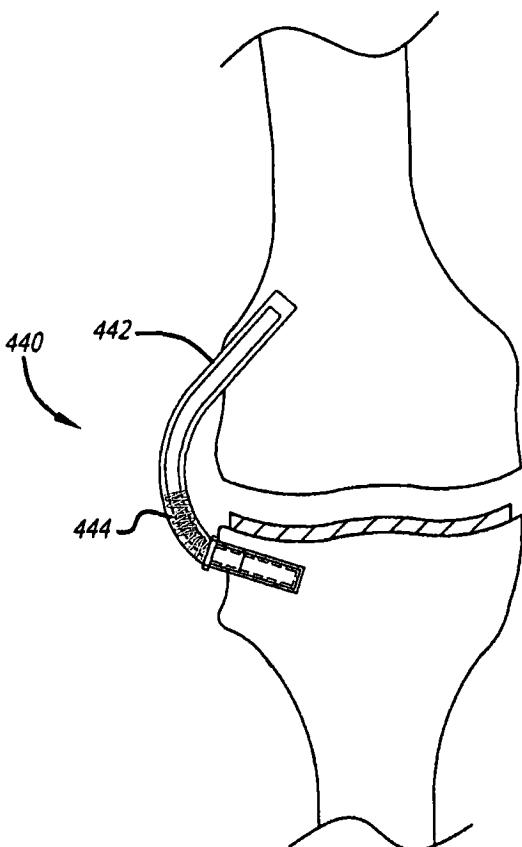


图 83

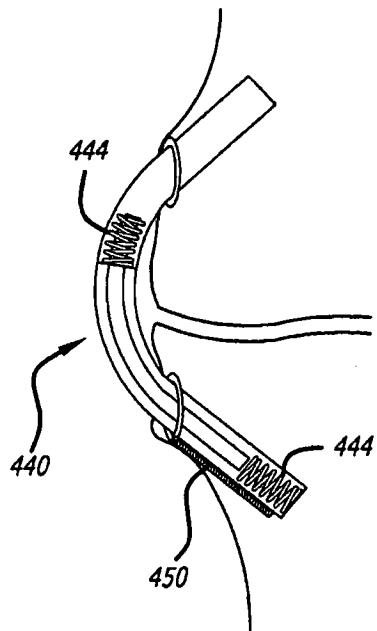


图 84

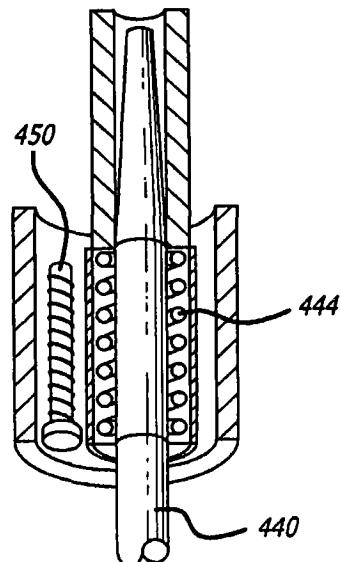


图 85

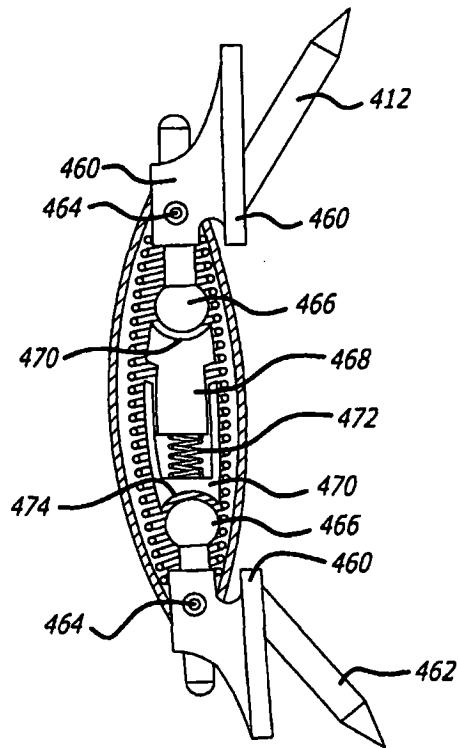


图 86

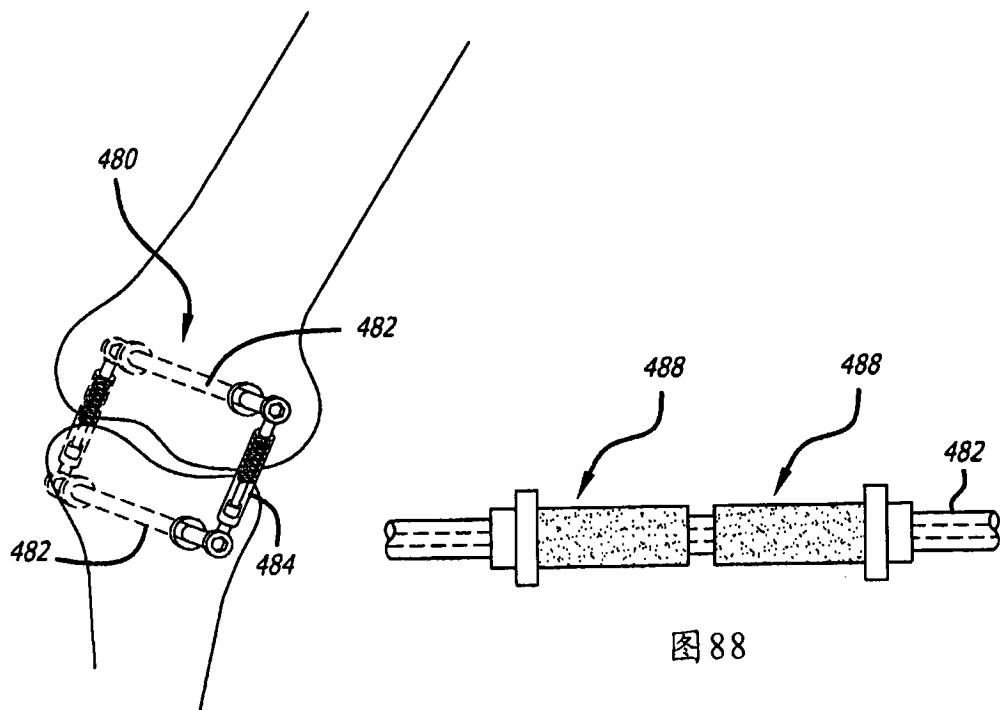


图 87

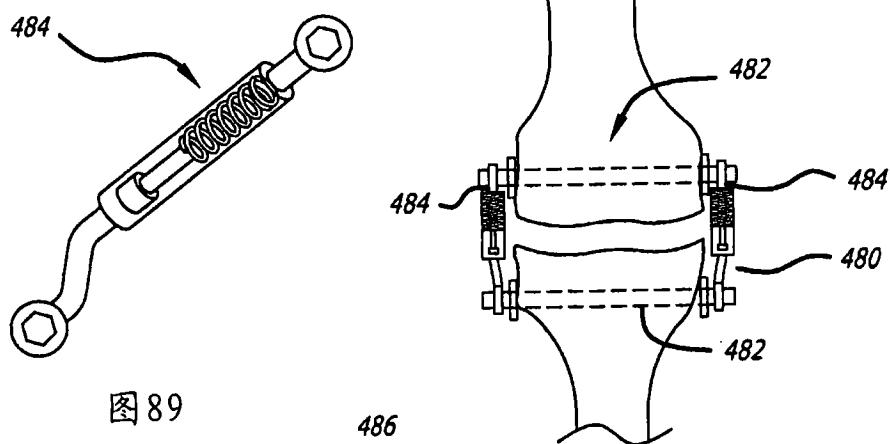


图 89

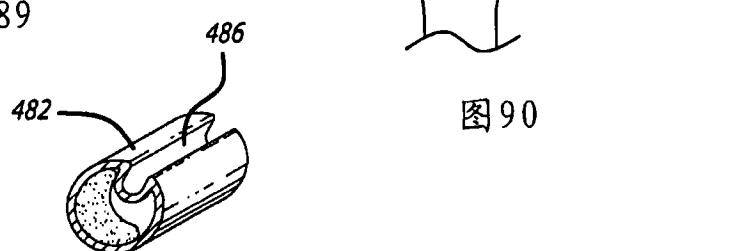


图 90

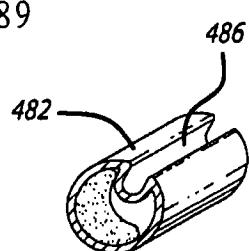


图 91

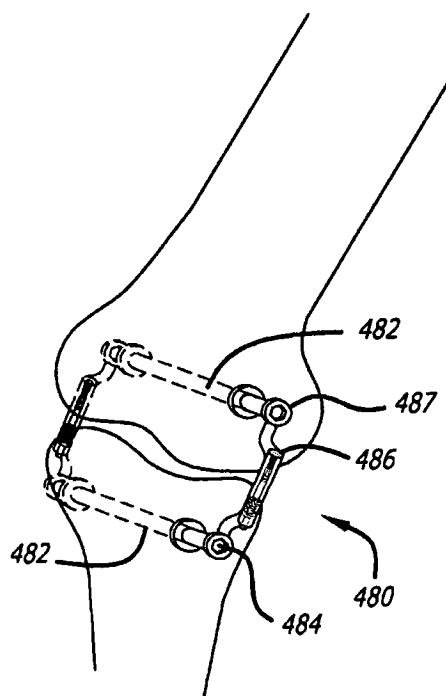


图 92

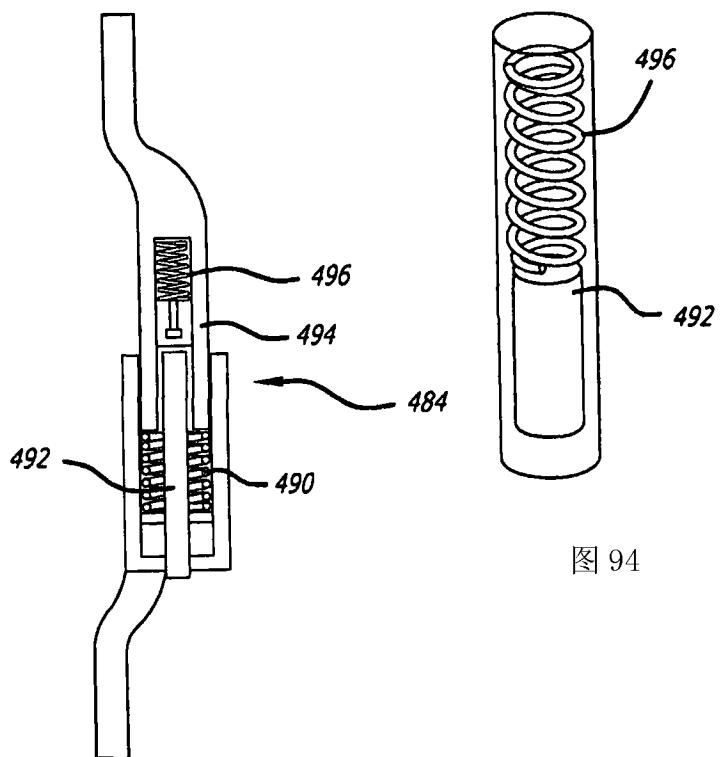


图 94

图 93

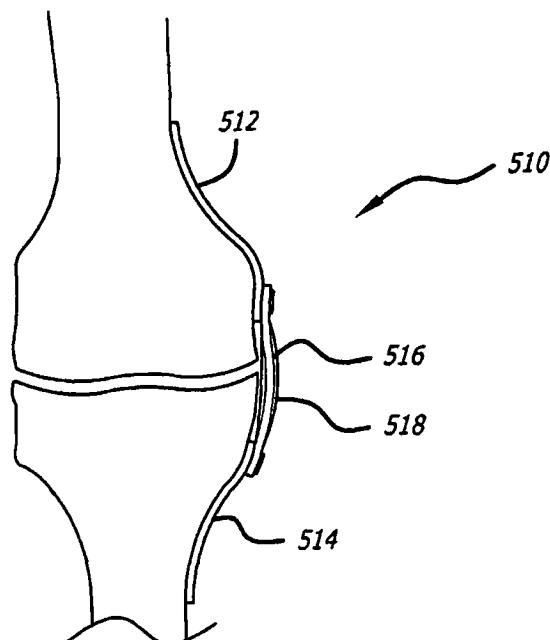


图 95

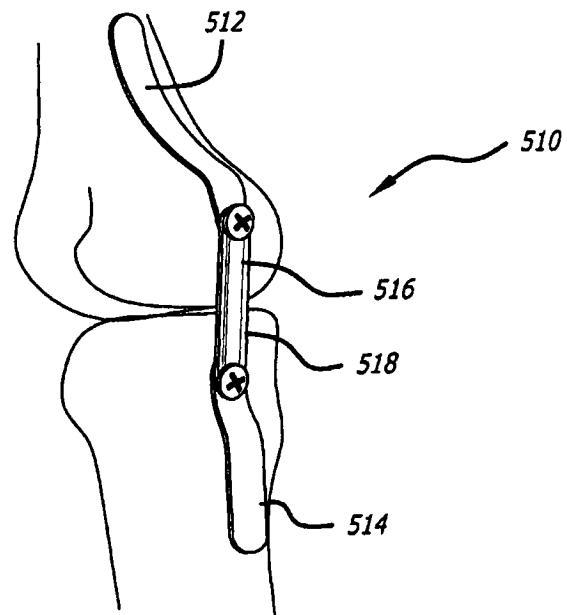


图 96

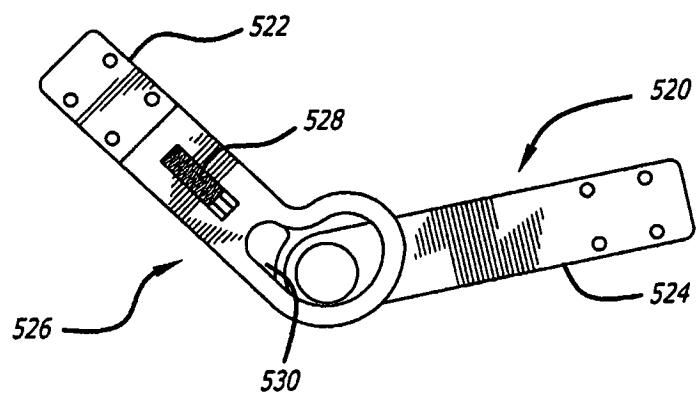


图 97

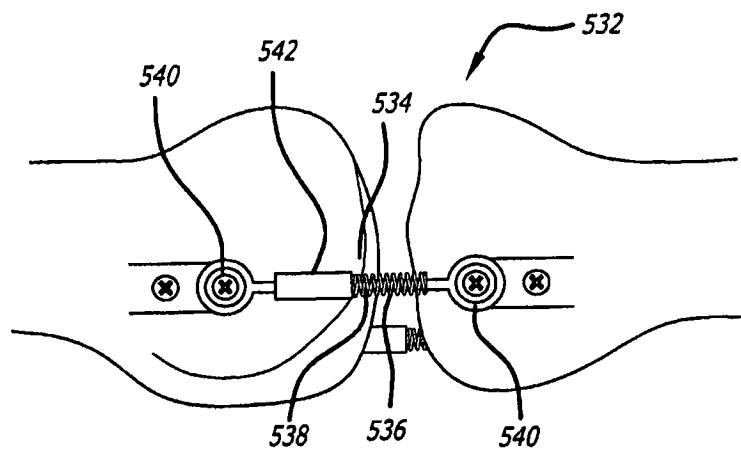


图 98

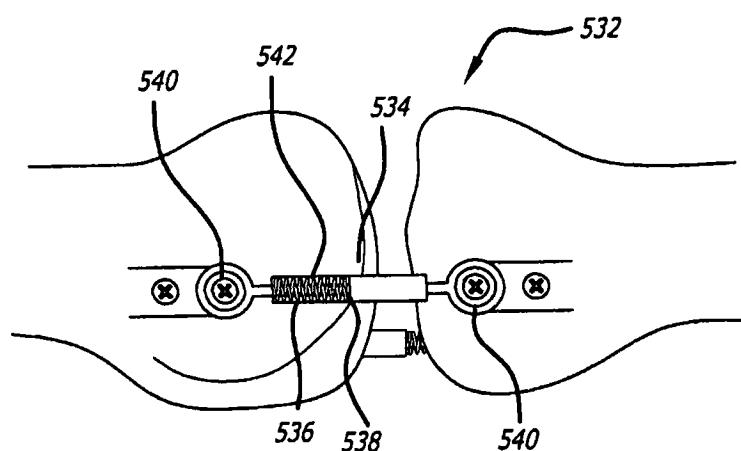


图 99

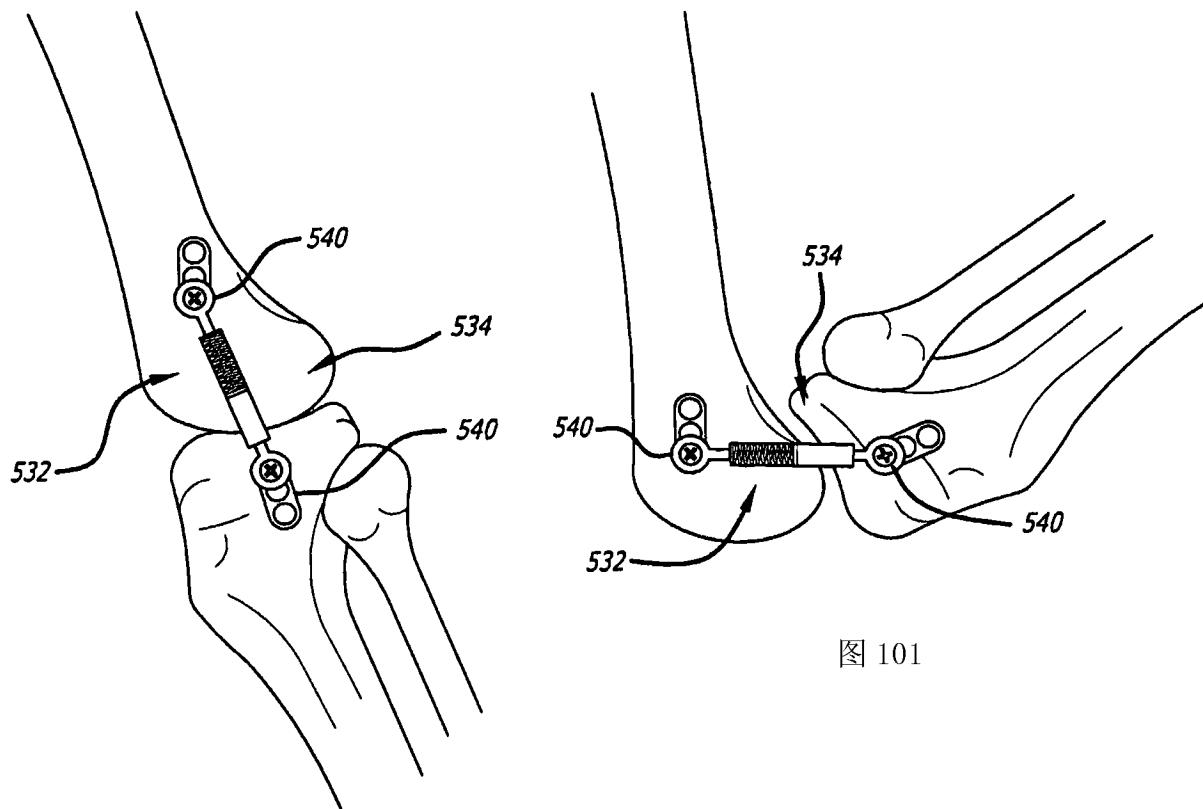


图 100

图 101

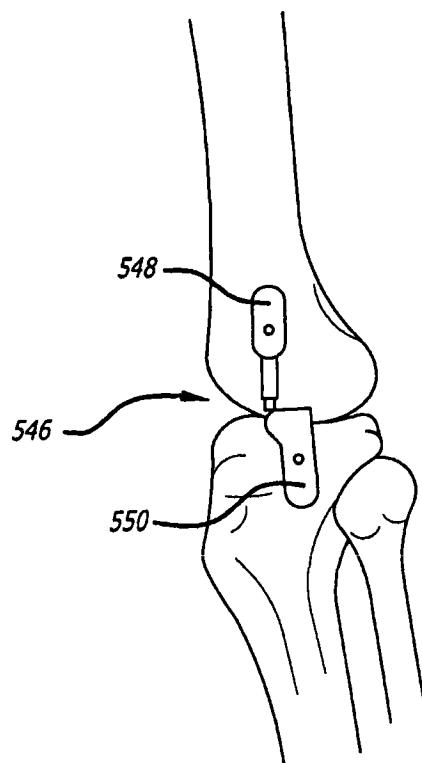


图 102

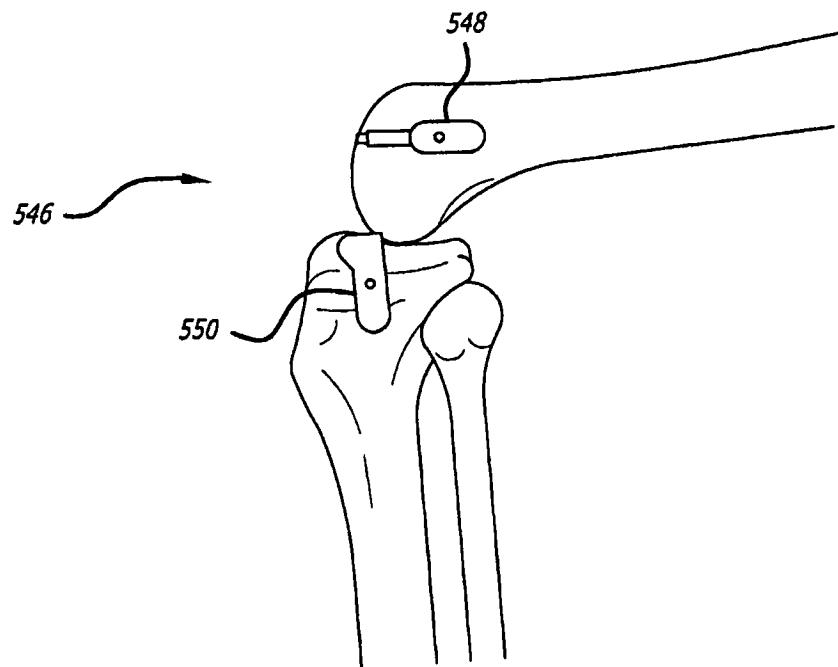


图 103

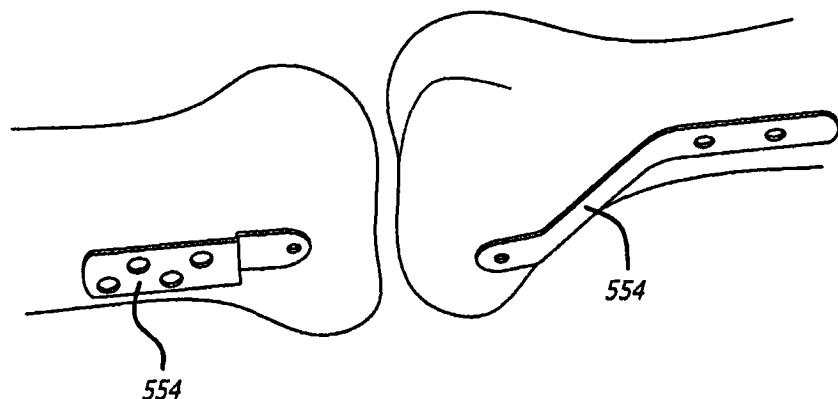


图 104

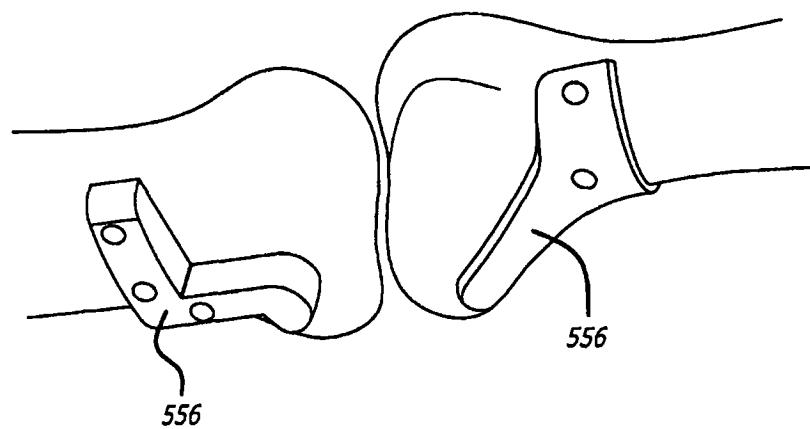


图 105

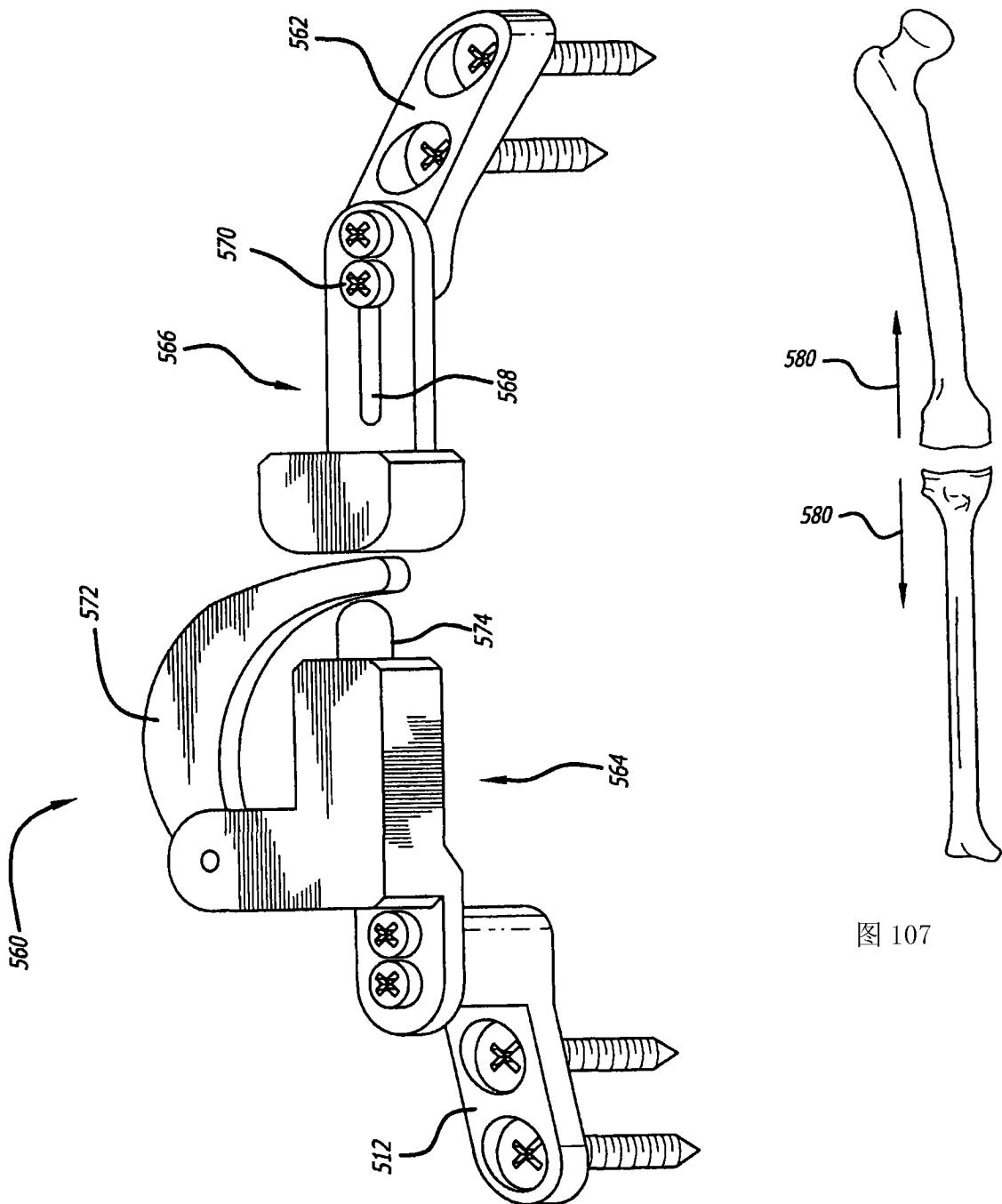


图 106

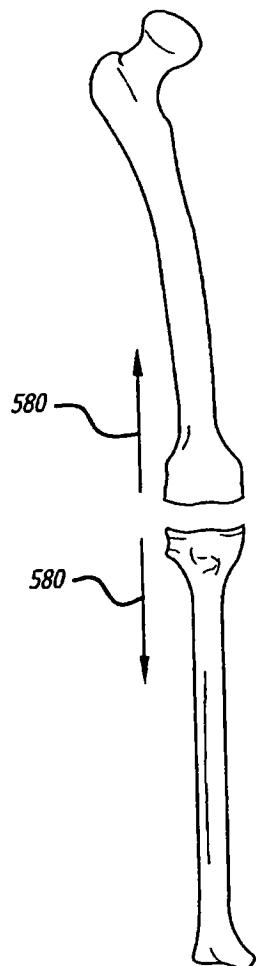


图 107

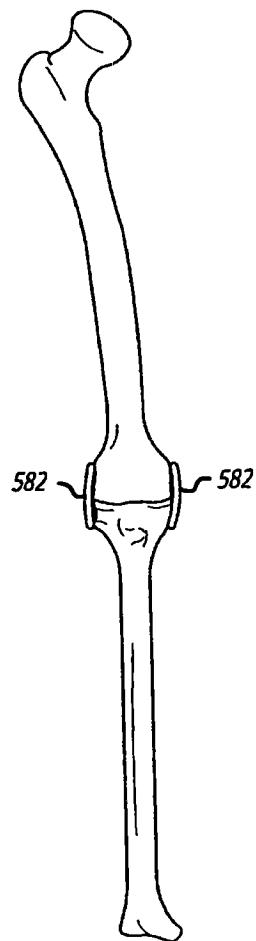


图 108

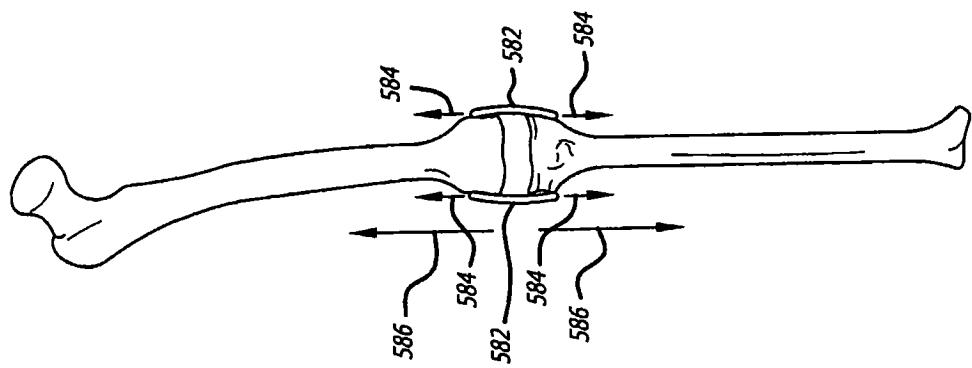


图 109

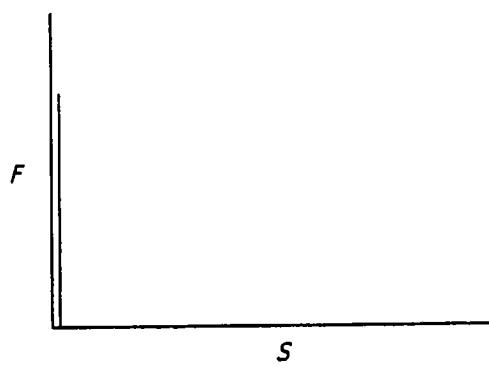


图 110

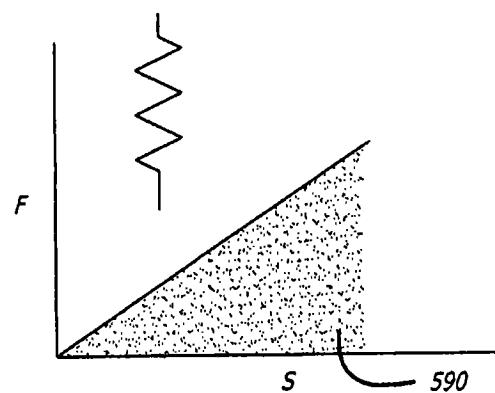


图 111

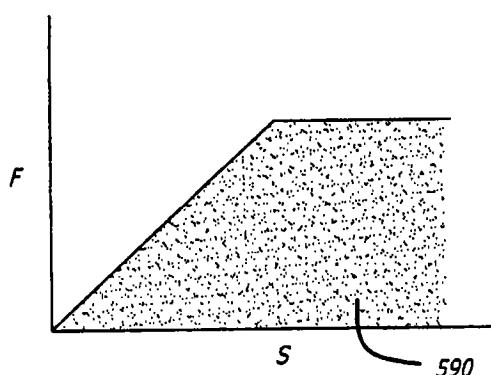


图 112

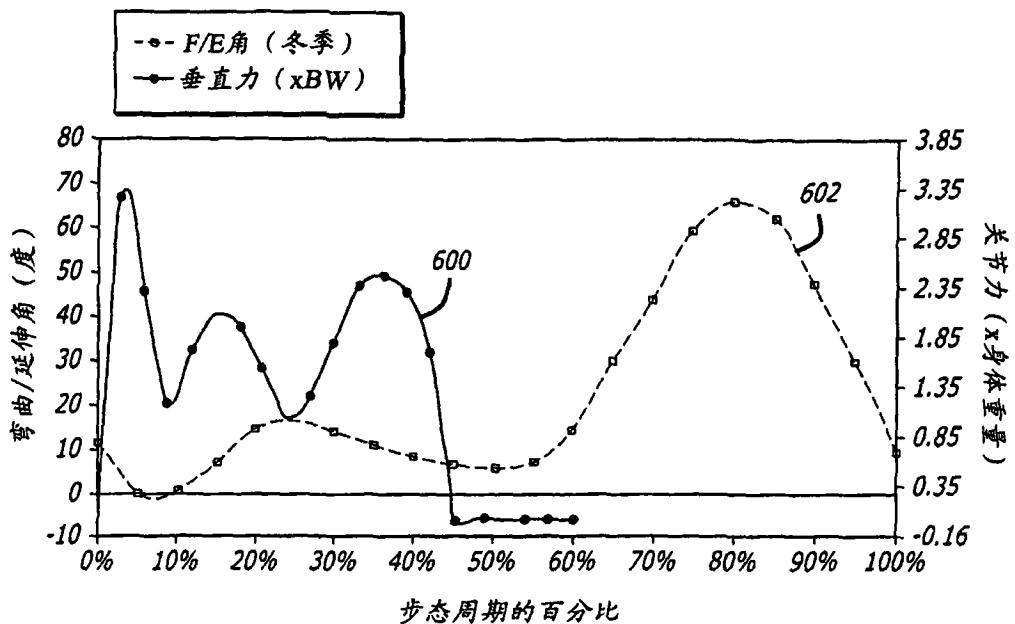


图 113

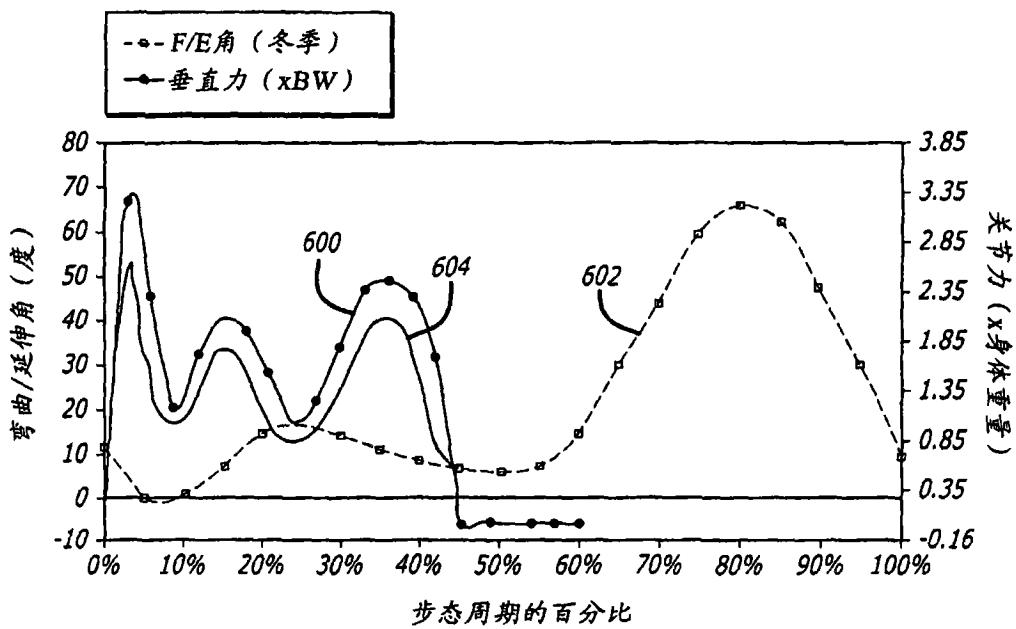


图 114

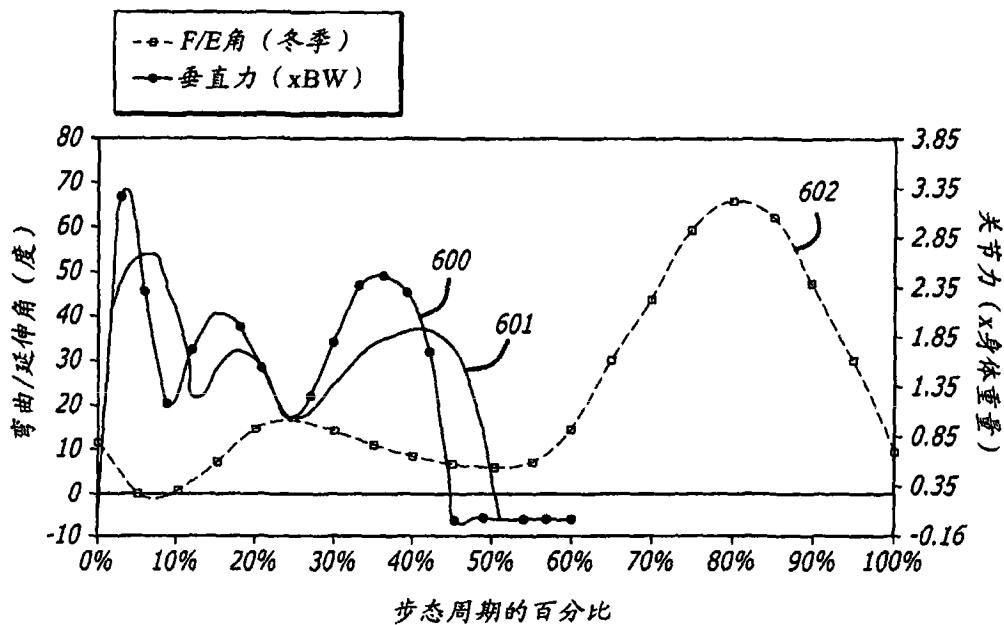


图 115

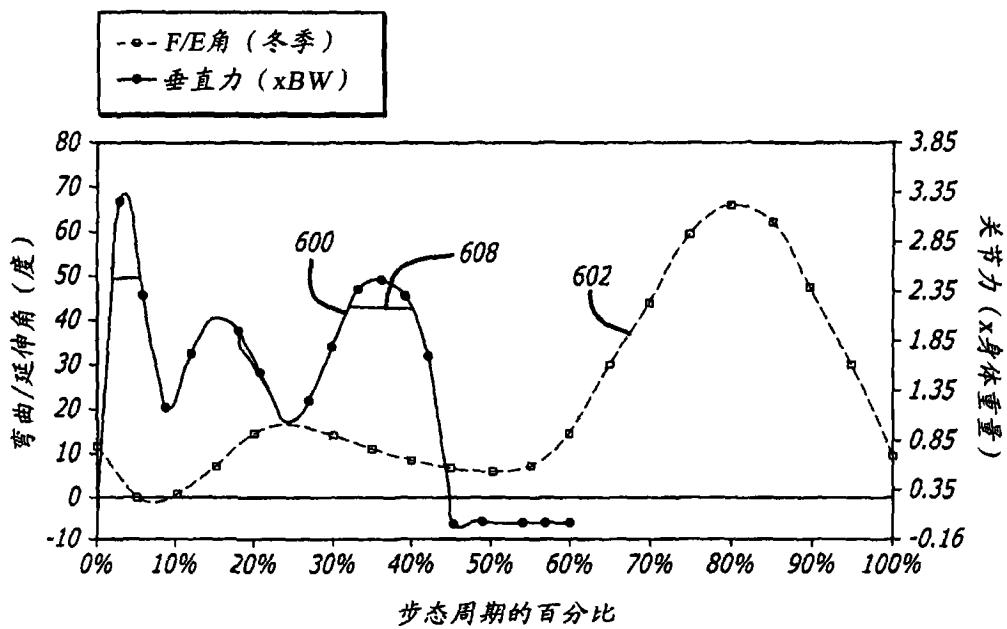


图 116

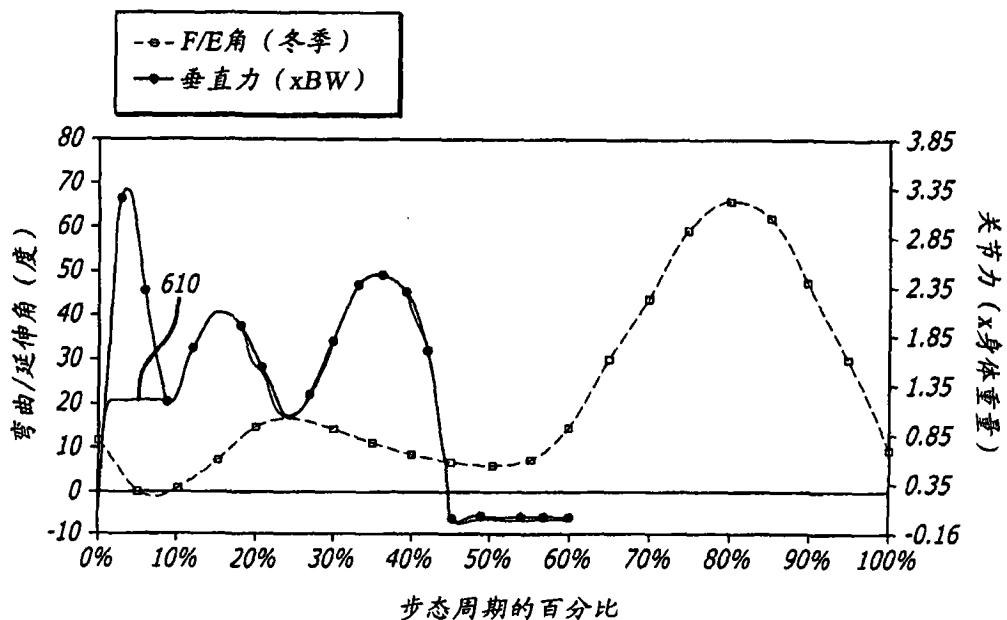


图 117

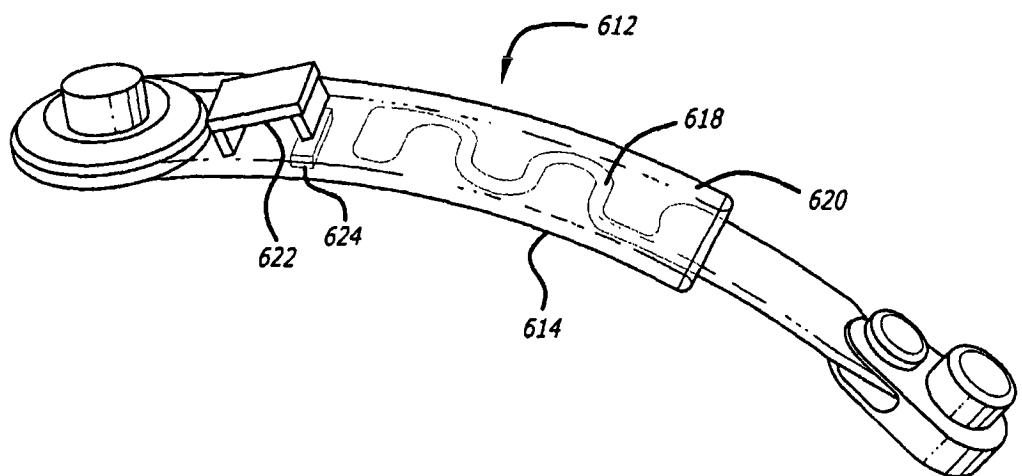


图 118

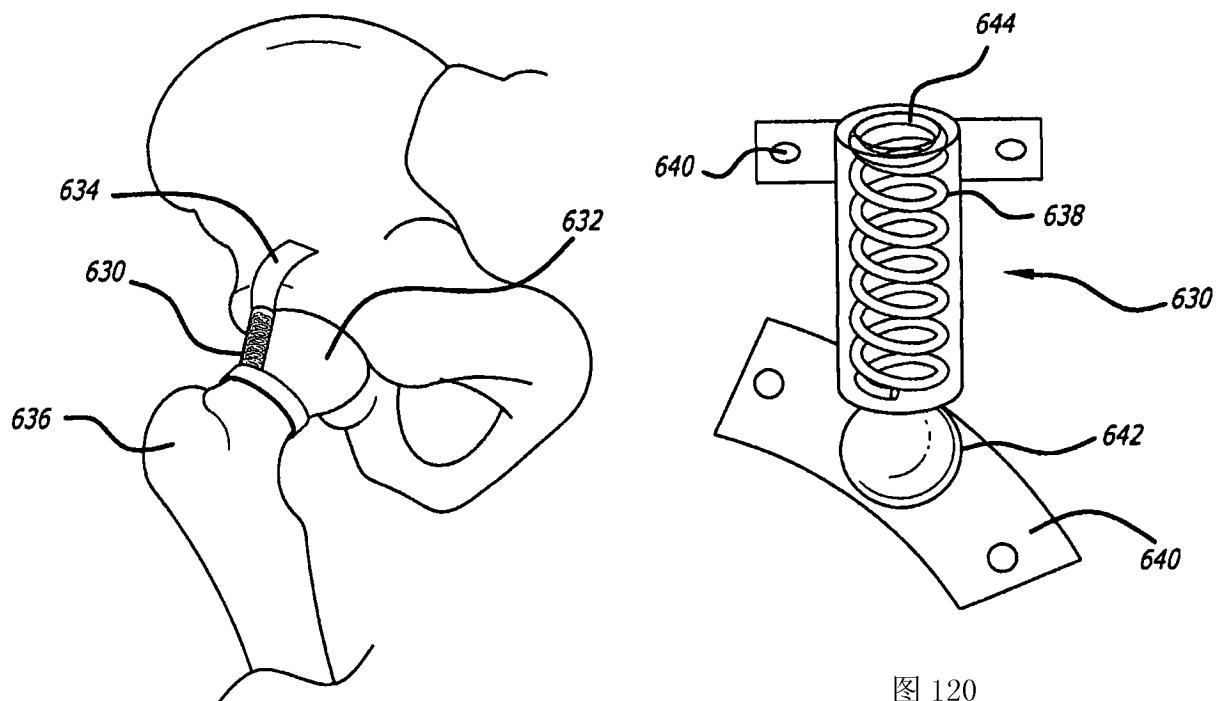


图 120

图 119

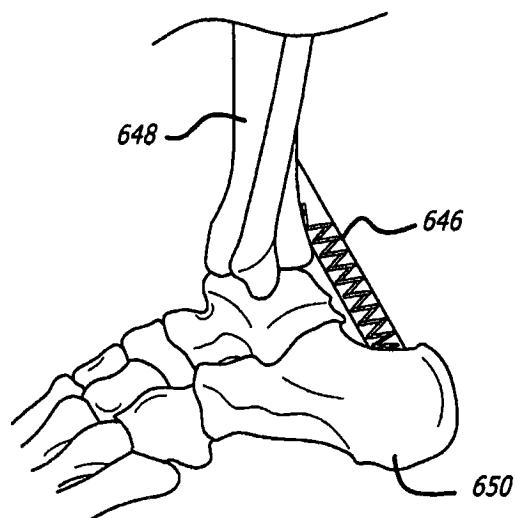


图 121

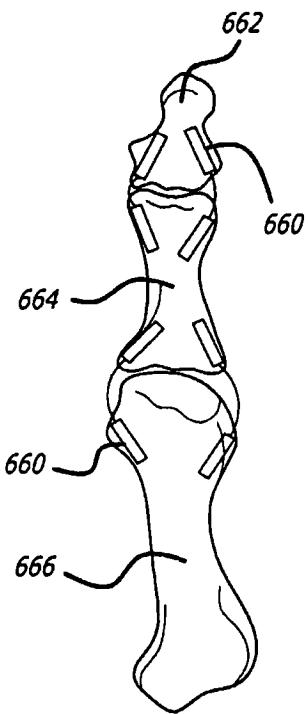


图 122

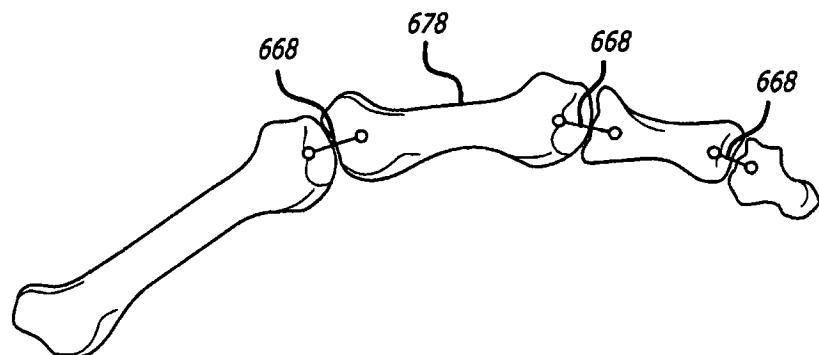


图 123

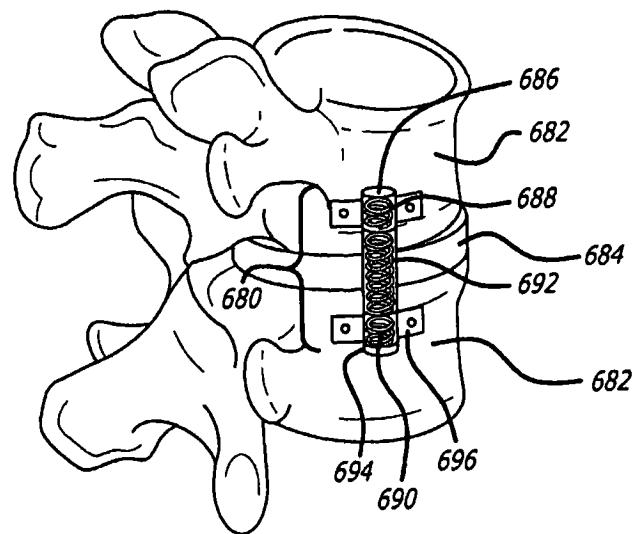


图 124

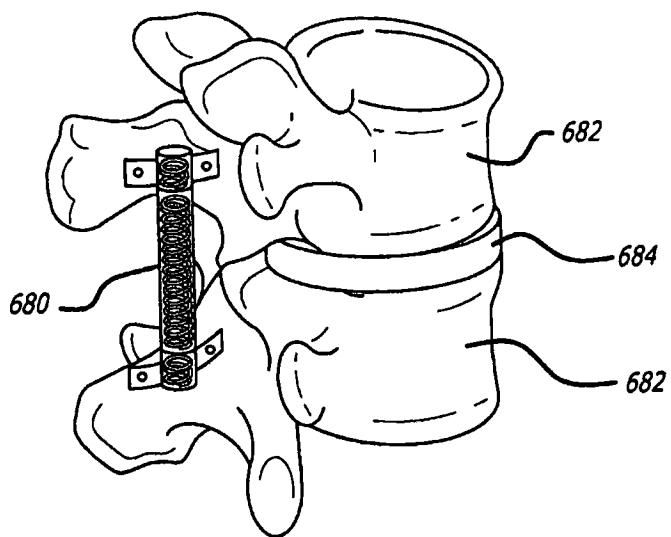


图 125