



# (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101801293 A

(43) 申请公布日 2010.08.11

(21) 申请号 200880101978.X

(22) 申请日 2008.08.07

(30) 优先权数据

60/954443 2007.08.07 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010.02.05

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2008/072481 2008.08.07

(87) PCT申请的公布数据

W02009/021116 EN 2009.02.12

(71) 申请人 新特斯有限责任公司

地址 瑞士奥伯多夫

(72) 发明人 V·恩格尔曼 M·克拉夫特

B·勒赫曼

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 薛峰 曹若

(51) Int. Cl.

A61B 17/70(2006.01)

A61L 31/14(2006.01)

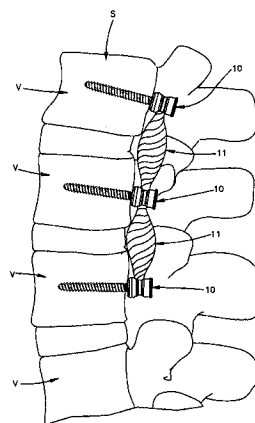
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 5 页

## (54) 发明名称

动态线缆系统

## (57) 摘要

一种跨越两个或多个相邻椎骨 V 的动态线缆系统 (11), 其包括: 具有内腔 (12a) 的纵向线缆 (12); 以及置于内腔中的至少一个阻尼材料 (13)。每个椎骨包括附接到其上的至少一个骨固定元件 (10)。该骨固定元件包括在其中形成的通道。纵向线缆能够定位在通道内且纵向线缆为辫状线缆、机织线缆、编织线缆、针织线缆、绞合线缆或管。该动态固定系统可包括: 安装到第一椎骨的第一骨固定元件, 安装到第二椎骨的第二骨固定元件, 包括第一孔 (33) 的第一夹持套筒 (19), 包括第二孔的第二夹持套筒, 具有第一端、第二端和内腔的纵向线缆, 以及至少置于内腔中的阻尼材料。



1. 一种跨越两个或更多个相邻椎骨的动态线缆系统,每个所述椎骨具有附接到其上的至少一个骨固定元件,所述骨固定元件皆包括在其中形成的通道,所述动态线缆系统包括:

具有内腔的纵向线缆,所述纵向线缆能够定位在所述通道内;以及

注模成型到内腔中的至少一个阻尼材料,其中所述纵向线缆选自辫状线缆、机织线缆、编织线缆、针织线缆、绞合线缆和管构成的组中。

2. 根据权利要求1所述的动态线缆系统,其特征在于,所述线缆包括由多个间隙分开的多个纤维,所述至少一个阻尼材料经由所述线缆中形成的间隙注模成型到所述线缆的内腔中。

3. 根据权利要求1所述的动态线缆系统,其特征在于,所述至少一个阻尼材料还注模成型在缆线周围,使得所述线缆的至少一部分被所述阻尼材料封住。

4. 根据权利要求1所述的动态线缆系统,进一步包括:

至少一个夹持套筒,所述夹持套筒包括用于接收所述线缆的至少一部分的孔,至少一个夹持套筒被接收在所述通道中的一个内。

5. 根据权利要求4所述的动态线缆系统,其特征在于,被接收在所述孔内的线缆的至少一部分没有任何阻尼材料。

6. 根据权利要求4所述的动态线缆系统,其特征在于,所述至少一个夹持套筒包括第一端和第二端,所述第一端包括由凹部分开的多个片。

7. 根据权利要求4所述的动态线缆系统,其特征在于,所述至少一个夹持套筒包括第一、第二和第三夹持套筒,所述第一、第二和第三夹持套筒中的每一个具有第一端、第二端和中间夹持区,所述第一、第二和第三夹持套筒与纵向线缆的纵向轴线同轴布置,所述纵向线缆延伸穿过所述第一、第二和第三夹持套筒的孔,所述第二夹持套筒的第一和第二端分别面对所述第一夹持套筒和所述第二夹持套筒,所述至少一个阻尼材料至少部分地置于所述第一、第二和第三夹持套筒以及所述纵向线缆的周围。

8. 根据权利要求1所述的动态线缆系统,其特征在于,所述线缆包括两组或更多组在相反方向上编织、针织或绞合在一起的纤维。

9. 一种跨越第一椎骨和第二椎骨的动态固定系统,所述第一椎骨接近所述第二椎骨定位,所述动态固定系统包括:

安装到第一椎骨的第一骨固定元件,所述第一骨固定元件具有在其中形成的第一通道;

安装到第二椎骨的第二骨固定元件,所述第二骨固定元件具有在其中形成的第二通道;

包括第一孔的第一夹持套筒,所述第一夹持套筒至少部分位于第一通道内;

包括第二孔的第二夹持套筒,所述第二夹持套筒至少部分位于第二通道内;

具有第一端、第二端和内腔的纵向线缆,所述第一端被接收在所述第一孔内,所述第二端被接收在所述第二孔内;以及

至少在内腔中设置的阻尼材料,其中所述线缆选自辫状线缆、机织线缆、编织线缆、针织线缆、绞合线缆、或管中的一种。

10. 根据权利要求9所述的动态固定系统,其特征在于,所述至少一个阻尼材料注模成

型到内腔中。

11. 根据权利要求 10 所述的动态固定系统,其特征在于,所述纵向线缆包括由多个间隙分开的多个纤维,所述阻尼材料经由多个间隙注模成型到所述纵向线缆的内腔中。

12. 根据权利要求 11 所述的动态固定系统,进一步包括:

至少一个阻尼材料,所述至少一个阻尼材料注模成型在所述纵向线缆周围使得所述纵向线缆的至少一部分被所述阻尼材料封住。

13. 根据权利要求 12 所述的动态固定系统,其特征在于,所述阻尼材料注模成型在所述夹持套筒的至少一部分和所述线缆的周围。

14. 根据权利要求 9 所述的动态固定系统,其特征在于,所述纵向线缆的第一和第二端没有所述阻尼材料。

15. 根据权利要求 9 所述的动态固定系统,其特征在于,所述第一和第二夹持套筒包括由凹部分开的多个片。

## 动态线缆系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求 2007 年 8 月 7 日提交的, 名称为“动态线缆系统”的美国临时申请 No. 60/954, 443 的权益, 在此通过引用方式将该临时申请的全部内容并入本文。

### 背景技术

[0003] 脊柱融合术是一种涉及将两个或更多个相邻椎骨连接起来以限制椎骨彼此间运动的手术。出于很多已知原因, 在脊柱外科中使用脊柱固定装置以对准和 / 或紧固相邻椎骨体之间的所需关系。这种装置典型地包括脊柱固定元件, 例如相对刚性的固定杆, 其通过将该固定元件附接到各种骨固定元件 (例如钩子、螺栓、线、螺钉等等) 上而联接到相邻椎骨上。固定元件能具有预定的轮廓, 并且一旦安装, 固定元件就将椎骨保持为所需的空間关系, 或者直至进行了所需的治疗或脊柱融合术, 或者用于某些更长的时期。

[0004] 需要动态固定元件至少部分是因为它们吸收震动, 例如在脊柱的伸展和压缩中吸收震动。另外, 骨结构 (例如小关节或椎板) 的移除导致脊柱运动节段的不稳定性。因此, 固定系统应使前后平移以及轴向旋转中的运动节段稳定化。两种运动方式都在固定系统的脊柱固定元件内产生剪应力。这对于骨质往往已受损, 变得硬化或骨质疏松的老年患者特别重要。

[0005] 期望具有这样一种动态固定系统, 其提供了对剪应力的约束并提高了稳定性, 而不限制系统在弯曲上的运动范围。还期望提供一种系统, 其包括低数量的部件以降低组件的复杂性。

### 发明内容

[0006] 本发明的优选实施例涉及一种用于后侧脊柱固定的动态线缆系统。该动态线缆系统优选地设定尺寸并构造成跨越两个或更多个相邻椎骨, 每个椎骨具有附接到其上的至少一个骨固定元件。每个骨固定元件包括形成在其中的通道。

[0007] 在一个示例性实施例中, 动态线缆系统包括具有内腔的纵向线缆。纵向线缆优选地设定尺寸并构造成被接收在骨固定元件中形成的通道内, 并且至少一个阻尼材料置于线缆的内腔中。线缆优选地为辫状、机织、编织、针织或绞合线缆的形式。替代性地, 线缆可为管的形式, 优选地为绞合管。

[0008] 阻尼材料可优选地注模成型到缆线的内腔中。更优选地, 阻尼材料可通过在辫状、机织、编织、针织或绞合线缆或管中形成的间隙注模成型到缆线的内腔中。另外地和 / 或替代性地, 动态线缆系统可包括阻尼材料, 该阻尼材料注模成型在缆线周围, 使得线缆的至少一部分被阻尼材料封住。

[0009] 动态线缆系统还可包括至少一个夹持套筒。夹持套筒优选地可包括孔以接收 (优选地可滑动地接收) 线缆的至少一部分。夹持套筒优选地被接收在骨固定元件中形成的通道内, 使得夹持套筒能置于骨固定元件中形成的通道内且线缆能置于夹持套筒中形成的孔内。线缆被接收在孔内的部分优选地没有任何阻尼材料。夹持套筒还可包括从其端部延伸

的多个片,其中该片由凹部分开。

[0010] 动态线缆系统优选地包括至少两个相邻的夹持套筒和至少部分地围绕相邻夹持套筒和置于其间的线缆部分放置的阻尼材料。

[0011] 在另一个示例性实施例中,动态线缆系统包括至少两个夹持套筒,其中每个夹持套筒包括孔。夹持套筒优选地被接收在骨固定元件中形成的通道内。动态线缆系统还可包括具有第一端、第二端和内腔的纵向线缆。纵向线缆的第一端优选地被接收在一个夹持套筒中形成的孔内。纵向线缆的第二端优选地被接收在另一个夹持套筒中形成的孔内。至少一个阻尼材料置于线缆的内腔中。线缆优选地为辫状、机织、编织、针织或绞合线缆的形式。替代性地,线缆可为管的形式,优选地为绞合管。

### 附图说明

[0012] 当结合附图阅读时,将更好地理解本申请优选实施例的前述概述和后面的具体描述。为了示出本申请的装置,在附图中示出了优选实施例。然而应当理解的是,本申请不限于所示的确切布置和机构。附图中:

[0013] 图 1 是脊柱节段的侧视图,示出了紧固到其上的动态线缆系统的示例性实施例;

[0014] 图 2 是图 1 动态线缆系统的示例性实施例的剖视图;

[0015] 图 3 是在拉力下的图 2 动态线缆系统的示例性实施例的剖视图;

[0016] 图 4 是在压缩下的图 2 动态线缆系统的示例性实施例的剖视图;

[0017] 图 5 是结合了任选夹持套筒的图 2 动态线缆系统的示例性实施例的剖视图;

[0018] 图 6 是图 5 的结合了任选夹持套筒的动态线缆系统的透视图;

[0019] 图 7 是图 6 的结合了任选夹持套筒的动态线缆系统的剖视图;以及

[0020] 图 8 是结合了任选夹持套筒的动态线缆系统的示例性实施例的另一透视图。

### 具体实施方式

[0021] 仅为了方便在下面描述中使用了某些术语且该术语不是限制性的。词语“右”、“左”、“下”和“上”在所参照的附图中表示方向。词语“向内”和“向外”分别指的是向着和远离装置及其指定部分的几何中心的方向。词语“前侧”、“后侧”、“上侧”和“下侧”和相关词语和 / 或短语表示在所参照的人体中优选的位置和定向,并且该词语不意味着是限制性的。术语包括上面列出的词语、其衍生词和具有类似意义的词语。

[0022] 现在将参照附图描述本发明的示例性实施例。总体来说,这样的实施例涉及固定系统,作为非限制性的示例,其涉及用于后侧脊柱固定的动态固定系统。如下面将更详细地描述的,动态固定系统可包括动态线缆系统,该动态线缆系统包括纵向线缆和 / 或绳索,优选地为辫状、机织、编织、针织或绞合线缆。替代性地,线缆可为管的形式,优选地为绞合管或其他类似形状。然而应理解的是,可想象到其他的形式和 / 或形状。辫状线缆或绳索、机织线缆或绳索、编织线缆或绳索、针织线缆或绳索、绞合线缆或绳索、管状线缆和 / 或绞合线缆在此称为线缆,然而应理解的是这些术语可互相交换使用。动态线缆系统还可包括阻尼材料和 / 或部件(在此可共同称为阻尼材料)。阻尼材料可注模成型到缆线中。替代性地和 / 或另外地,阻尼材料可围绕和 / 或覆盖缆线注模成型。动态线缆系统还可包括一个或多个夹持套筒。

[0023] 参照图 1-8,通常由附图标记 10 表示的骨固定元件包括但不限于多轴向或单轴向的椎弓根螺钉、钩子(单轴向和多轴向的钩子,其包括椎弓根钩子、横突钩子、椎板下钩子)、或其他紧固件、夹具或植入物,并且决不限制本申请的动态线缆系统 11 与任意特定类型的骨固定元件 10 一起使用。

[0024] 本申请的优选实施例的线缆 12 由本领域已知的任意生物相容性材料制造,该材料包括但不限于,聚芳醚酮族成员,例如,聚醚醚酮(PEEK)、聚醚酮酮(PEKK)、聚醚酮(PEK),等等;聚酯族成员,例如,聚对苯二甲酸乙二酯(PET)、聚对苯二甲酸丁二酯(PBT),等等;聚乙烯纤维、超高分子量聚乙烯(UHMWPE)、玻璃纤维、钴铬、碳纤维、芳纶纤维、不锈钢、塑料、碳纤维增强基体、碳纤维增强塑料,等等。优选地,线缆 12 由钛或钛合金制造。

[0025] 本申请的优选实施例的阻尼材料 13 可由例如凝胶核、水凝胶、硅胶、弹性部件和/或材料、橡胶、热塑性弹性体或其组合制造。优选地,阻尼材料 13 由聚碳酸酯聚氨酯(PCU)构成。阻尼材料的弹性优选地高于动态线缆系统 11 的其余部件(包括线缆 12 和任选夹持套筒)的弹性。

[0026] 本申请的优选实施例的夹持套筒 19 由本领域已知的任意生物相容性材料构成,该材料包括但不限于,芳醚酮族成员,例如,聚醚醚酮(PEEK)、聚醚酮酮(PEKK)、聚醚酮(PEK),等等;聚酯族成员,例如,聚对苯二甲酸乙二酯(PET)、聚对苯二甲酸丁二酯(PBT),等等;聚乙烯纤维、玻璃纤维、钴铬、钛、钛合金、碳纤维、芳纶纤维、不锈钢、塑料、碳纤维增强基体、碳纤维增强塑料,等等。

[0027] 在初始位置,动态线缆系统 11 可接合一个或多个骨固定元件 10,该一个或多个骨固定元件接合一个或多个椎骨 V 使得动态线缆系统 11 跨越两个或更多个相邻椎骨 V 来使椎骨 V 相对于彼此稳定化(例如,稳定或固定)。例如,动态线缆系统 11 可与椎间植入物(未示出)结合使用。动态线缆系统 11 可允许椎骨 V 随时间的流逝而稳定下来(例如压缩),因此有助于椎间植入物和相邻椎骨 V 之间的融合。替代性地,动态线缆系统 11 可结合关节连接的椎间植入物(未示出)或本领域已知的任意其他植入物一起使用,或什么也不结合地使用。而且,动态线缆系统 11 的运动量和运动类型能够针对个别患者定制。例如,对于病状不是很严重的患者(例如,较好的骨结构),可能要求系统的刚性较低以允许额外的运动。同样地,对于椎间盘更为恶化的患者,可能要求系统的刚性较高以允许较少的运动或不允许运动。

[0028] 如本领域普通技术人员所普遍理解的,动态线缆系统 11 可用于跨越相邻的椎骨 V。替代性地,动态线缆系统 11 可跨越任意数量的椎骨 V。例如,动态线缆系统 11 可用于跨越三个或更多个椎骨 V。

[0029] 而且,尽管动态线缆系统 11 将被描述为并且可能通常就是使用于脊柱 S(例如,在腰部、胸部和/或颈部区域中),本领域技术人员将认识到的是动态线缆系统 11 及其部件可用于身体其他部位的固定,例如,关节、长骨、或手、脸、足部的骨头,等等。

[0030] 参照图 1,单个椎骨 V 可在后侧被稳定住。特别地,骨固定元件 10 从后侧方向紧固到三个椎骨 V 中。每个骨固定元件 10 的头部均具有通道,一般指的是杆接收通道,该通道用于分别容纳和/或接收动态线缆系统 11 的多部分。如本领域普通技术人员所普遍理解的,通过以例如封闭盖或固定螺钉将动态线缆系统 11 紧固在通道中,动态线缆系统 11 优选地能够相对于骨固定元件 10 固定。以此方式,患者的脊柱能被稳定住。

[0031] 参照图 1-4, 动态线缆系统 11 包括纵向线缆 12, 该纵向线缆 12 包括内腔 12a。阻尼材料 13 优选地置于内腔 12a 内以向线缆 12 提供阻尼特性。线缆 12 优选地由编在一起的单个线和 / 或纤维 14 (在此共同称为纤维) 制造。阻尼材料 13 可插入线缆 12 使得阻尼材料 13 可至少部分地由线缆 12 包围或至少部分地由线缆 12 封住。这可通过例如扭转线缆 12 使得线缆 12 的单个纤维 14 分开从而在单个纤维 14 之间使间隙 15 扩展而实现。阻尼材料 13 优选地经由间隙 15 插入内腔 12a。替代性地, 线缆 12 可包括自然地出现单个纤维 14 之间的间隙 15, 这可免去扭转纤维 14 使其分开的需要。替代性地, 阻尼材料 13 可通过本领域已知的任何手段插入线缆 12 中形成的内腔 12a 中。例如, 阻尼材料 13 可预先模制成型为多种形状 (例如, 圆柱形或卵形), 并随后插入线缆 12 的内腔 12a 中。

[0032] 阻尼材料 13 优选地注模成型到线缆 12 的内腔 12a 中, 更优选地注模成型到在线缆 12 单个纤维 14 之间形成的间隙 15 中间。以此方式, 随着阻尼材料 13 的固化和硬化, 阻尼材料 13 可填充间隙 15, 这相应地可有助于防止阻尼材料 13 与线缆 12 脱离和 / 或分开。

[0033] 替代性地和 / 或另外地, 阻尼材料 13 可注模成型在线缆 12 周围使得阻尼材料 13 至少部分地围绕线缆 12。以此方式, 阻尼材料 13 占据由线缆 12 的内腔 12a 形成的空间、由单个纤维 14 中间的间隙 15 形成的空间, 并至少部分地围绕线缆 12。具有不同弹性特性的不同阻尼材料可用于构成阻尼材料 13。例如, 阻尼材料 13 可由插入线缆 12 的内腔 12a 的第一材料和围绕线缆 12 的第二材料构成。在优选实施例中, 阻尼材料 13 由相同材料构成。

[0034] 在初始位置, 随着附接的椎骨 V 运动, 该运动和相关联的负载经由骨固定元件 10 从椎骨 V 传递到动态线缆系统 11。以此方式, 动态线缆系统 11 允许附接的椎骨 V 彼此相互运动。柔性线缆 12 和阻尼材料 13 的组合可吸收一些或全部运动 (例如, 平移的、关节的、旋转的 (例如, 扭转的) 运动, 等等) 以及相关联的负载和 / 或应力。

[0035] 参照图 3, 当动态线缆系统 11 在拉力下加载时, 线缆 12 拉长, 导致线缆 12 的中间截面变窄。拉应力 / 弯曲应力可至少部分地由线缆 12 吸收, 且横向压应力可被传递到阻尼材料 13 并可至少部分地由阻尼材料 13 吸收。使用线缆 12 还可通过限制阻尼材料 13 的轴向和平移运动而限制阻尼材料 13 的变形。

[0036] 可对线缆 12 的允许的轴向运动量进行约束, 例如, 通过线缆 12 的单个纤维 14 绕线缆 12 的纵向轴线 12b 缠绕的角度来进行约束。例如, 以更平的角度缠绕纤维 14 (即, 更平行于纵向轴线 12b) 比以更陡的角度缠绕纤维 14 (即, 更垂直于纵向轴线 12b) 允许了更小的轴向运动。优选地, 线缆 12 的纤维 14 可在大约十五度 ( $15^\circ$ ) 到大约七十五度 ( $75^\circ$ ) 的角度范围内缠绕。更优选地, 纤维 14 可在大约二十五度 ( $25^\circ$ ) 到大约六十五度 ( $65^\circ$ ) 的角度范围内缠绕。更优选地, 纤维 14 可按照大约四十五度 ( $45^\circ$ ) 的角度来缠绕。

[0037] 可对动态线缆系统 11 的允许的旋转运动量进行约束, 例如, 通过由两组或多组纤维 14 制造线缆 12 来进行约束, 所述两组或多组纤维 14 可在相反方向上编织。在一个实施例中, 例如, 两组纤维 14 可相互交织。另外地和 / 或替代性地, 一组纤维 14 可绕另一组纤维 14 缠绕。每组纤维 14 可限制纤维 14 编织的方向上的旋转运动, 譬如说, 例如, 类似于在轮胎或碳增强纤维基体中使用的编织的纤维。另外, 能使用两个或多个同轴编织纤维或绳索以便实现刚性的逐渐减小 (作为到纵向轴线 12b 的距离的函数  $f(x)$ )。所用的纤维 14 可为绞合、编织、机织或针织的。

[0038] 参照图 4, 在压缩下加载动态线缆系统 11 导致线缆 12 压缩和 / 或卷绕, 这相应地

导致线缆 12 的中间截面变宽。因此,轴向压应力可被传递到阻尼材料 13 并可至少部分地由阻尼材料 13 吸收。

[0039] 参照图 5-7,动态线缆系统 11 可结合一个或多个夹持套筒 19 使用。夹持套筒 19 可包括第一端 30、第二端 31、中间夹持区 32 和从第一端 30 延伸到第二端 32 的孔 33。中间夹持区 32 优选地被接收并接着紧固在骨固定元件 10 中形成的通道内。替代性地,夹持套筒 19 可仅包括第一端 30、夹持区 32 和孔 33。此构造对于跨越两个相邻椎骨 V 的情况或者当跨越三个或更多个椎骨 V 时用在末端椎骨 V 上是尤其有效的。

[0040] 夹持套筒 19 优选地至少部分围绕动态线缆系统 11 并且更优选地至少部分围绕线缆 12。也就是说,夹持套筒 19 中形成的孔 33 优选地将线缆 12 接收在其中。线缆 12 优选地可滑动地置于夹持套筒 19 的孔 33 内。夹持套筒 19 优选地围绕线缆 12,其围绕位置位于线缆 12 被接收在骨固定元件 10 的通道内的位置(例如,夹持点 20)。夹持套筒 19 有助于动态线缆系统 11 附接到骨固定元件 10,而骨固定元件 10 相应地紧固到椎骨 V。夹持套筒 19 优选地围绕线缆 12 以便保护线缆 12 以防在夹持点 20 处剪断。因此,夹持套筒 19 保护线缆 12 免于线缆 12 经受压缩和拉力时由骨固定元件 10 引起的塑性变形和凹口应力。

[0041] 夹持套筒 19 的第一和第二端 30、31 可包括从其上延伸的由多个凹部 36 分开的多个片 35。片 35 和凹部 36 优选地使刚性能够逐渐地减小,例如当阻尼元件 13 呈现增大的变形时,如在平移和 / 或弯曲 / 伸展过程中可出现的情况。正如将会通常认识到的,夹持套筒 19 优选地允许夹持点 20 上的变形而同时仍保护阻尼材料 13 以防凹口应力。而且,相邻夹持套筒 19 上形成的片 35 和凹部 36 可相互旋转偏移使得一个套筒 19 上形成的片 35 与邻近套筒 19 上形成的凹部 36 对准。如所示的,夹持套筒 19 可包括在夹持套筒 19 的第一和第二端 30、31 周围均匀布置的四个片 35,然而应当设想到可使用更多或更少的片 35。

[0042] 在线缆 12 插入夹持套筒 19 之后,阻尼材料 13 优选地注模成型到线缆 12 中。以此方式,很少的(如果有的话)阻尼材料 13 位于线缆 12 的夹持部分 32(例如,线缆 12 插入夹持套筒 19 的孔 33 中的部分)中。替代性地,整个线缆 12 可包括置于其中的阻尼材料 13。如前所述,线缆 12 可被自由地接收和 / 或可滑动地置于夹持套筒 19 的孔 33 内。线缆 12 可替代性地紧固到夹持套筒 19。优选地,线缆 12 可被自由地接收和 / 或可滑动地置于夹持套筒 19 的孔 33 内一直到阻尼材料 13 注模成型到线缆 12 的内腔 12a 中。在注模成型之后,线缆 12 的位置优选地相对于夹持套筒 19 固定。线缆 12 可由本领域已知的任何手段紧固到夹持套筒 19,这些手段包括但不限于,粘结剂、夹持套筒 19 的束缚、螺钉、螺栓、夹具、销、编织,等等。

[0043] 参照图 7 和 8,动态线缆系统 11 还可包括在线缆 12 周围模制成型或注模成型的附加阻尼材料 13。该附加阻尼材料 13 优选地至少部分围绕和 / 或包住相邻夹持套筒 19 的第一和第二端 30、31 并且优选地至少部分围绕和 / 或包住线缆 12 的暴露部分。附加阻尼材料 13 可吸收一些剪切力,以及一些由脊柱 S 的伸展或压缩所产生的震动。另外,在线缆 12 的暴露部分周围包括附加阻尼材料 13 可有助于确保线缆 12 的全部被保护以防碎屑的磨损和积累。也就是说,置于线缆 12 周围的任选的附加阻尼材料 13 可被看作防止磨损的碎屑从动态线缆系统 11 中出来的保护层。

[0044] 在使用中,动态线缆系统 11 的长度将取决于被紧固的椎骨 V 的尺寸和数量。例如,如果对患者的整个脊柱进行紧固和 / 或加装仪器,线缆 12 的长度可大至一米(1m)。如本领域

域普通技术人员将普遍理解的,线缆 12 直径的大小将被设定成以便吸收预计负载。因此,尺寸设定为用于腰部区域的线缆 12 将典型地比尺寸设定为用于胸部或颈部区域的线缆 12 具有更大的直径。例如,为了用于脊柱的腰部区域,线缆 12 的直径可在一毫米 (1mm) 到二十毫米 (20mm) 的范围内,或为了用于脊柱的颈部区域,线缆 12 的直径可在一毫米 (1mm) 到十五毫米 (15mm) 的范围内。替代性地,线缆 12 可具有在其整个长度上延伸的均匀直径。线缆 12 的更细的或被夹持的部分可通过紧紧地扭转或编织线缆 12 而制造,从而获得用于夹持区的更细的部分。

[0045] 如本领域技术人员将认识到的,本文所述的任意或所有部件(例如,骨固定元件 10、线缆 12、夹持套筒 19,等等)可成组或成套提供,使得外科医生可选择各种部件组合以施行固定手术并形成患者的特定需求/解剖结构而特别构造的固定系统。应注意到的是每个部件的一个或多个可成套或成组提供。在一些套件或组件中,相同装置可以不同形状和/或尺寸提供(例如,不同尺寸的多个骨固定元件 10、线缆 12 和/或夹持套筒 19)。

[0046] 本领域技术人员将认识到上述实施例在不脱离其宽泛的创造性概念的情况下可进行改变。因此应理解的是本发明不限于所公开的特定实施例,而是旨在覆盖由所附权利要求限定的本发明精神和范围内的修改。

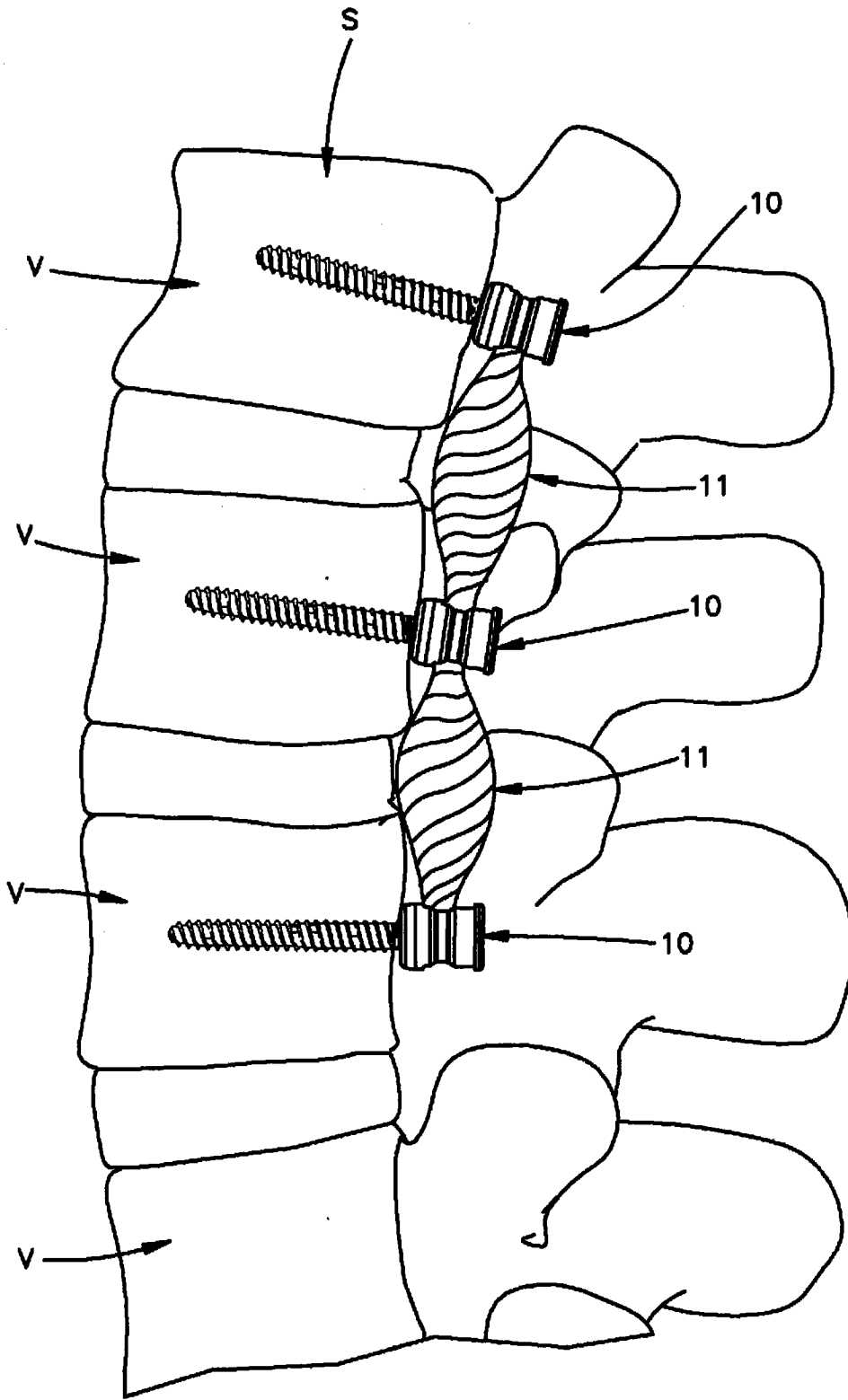


图 1

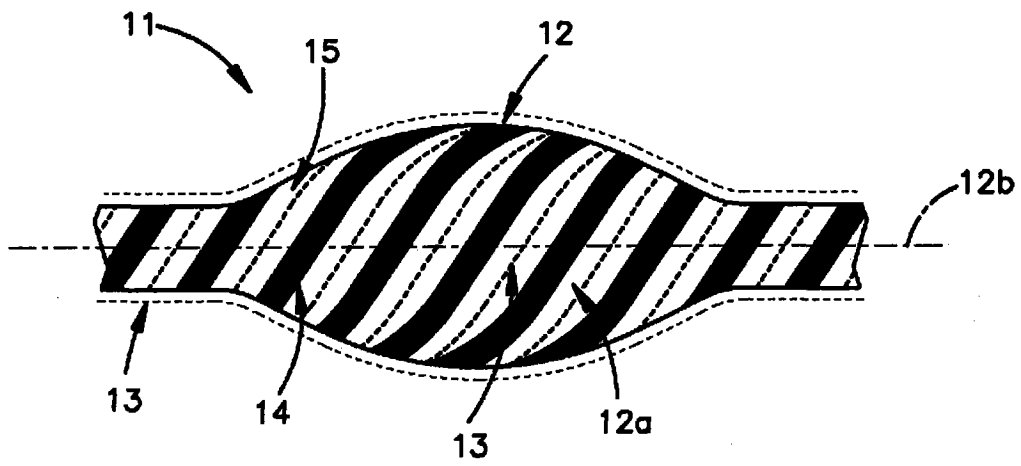


图 2

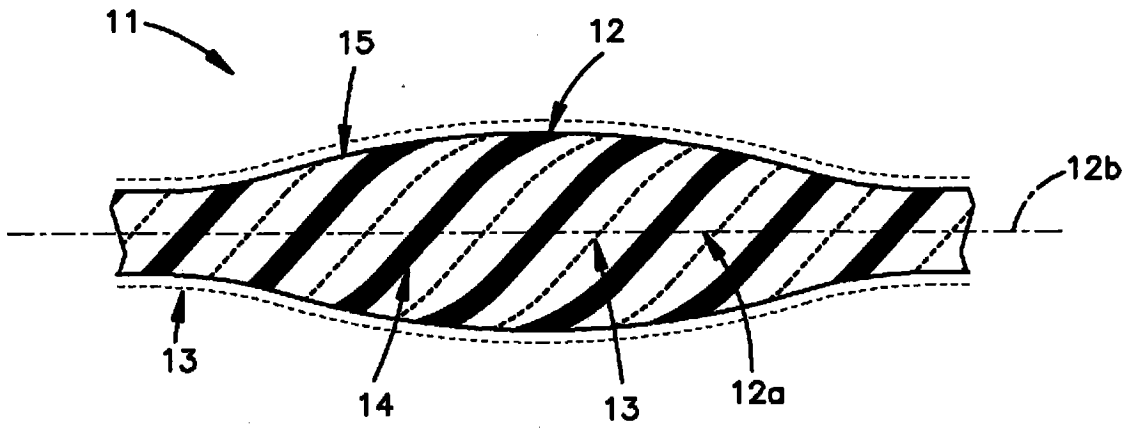


图 3

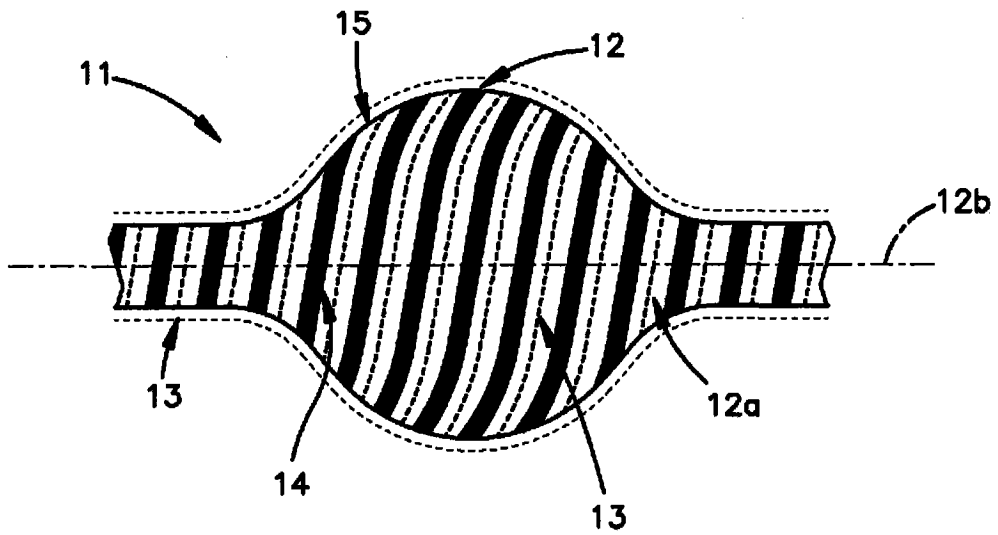


图 4

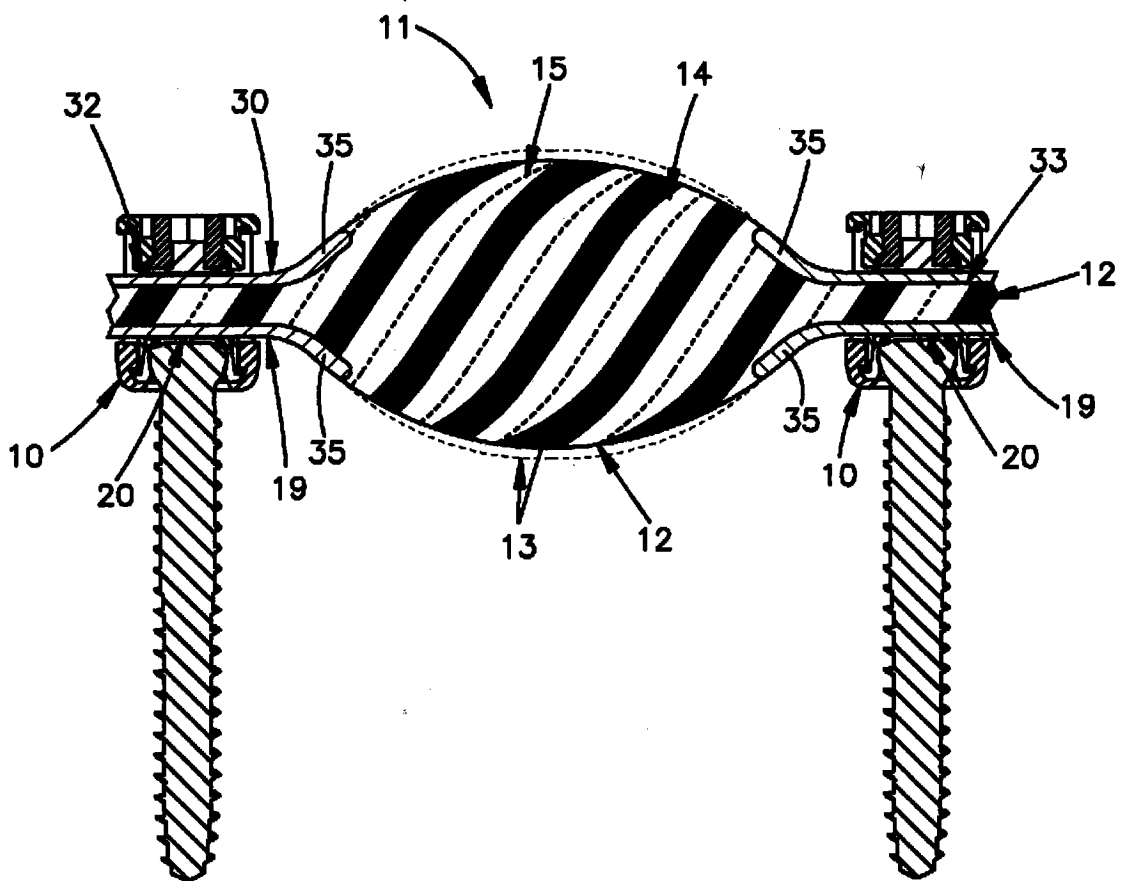


图 5

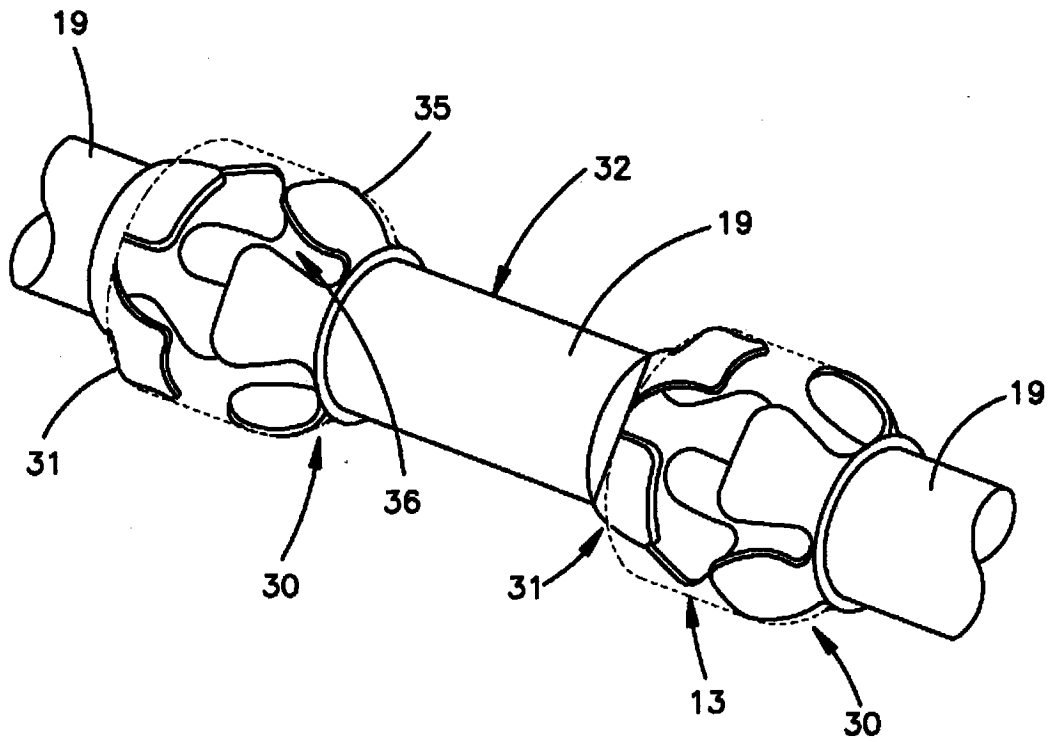


图 6

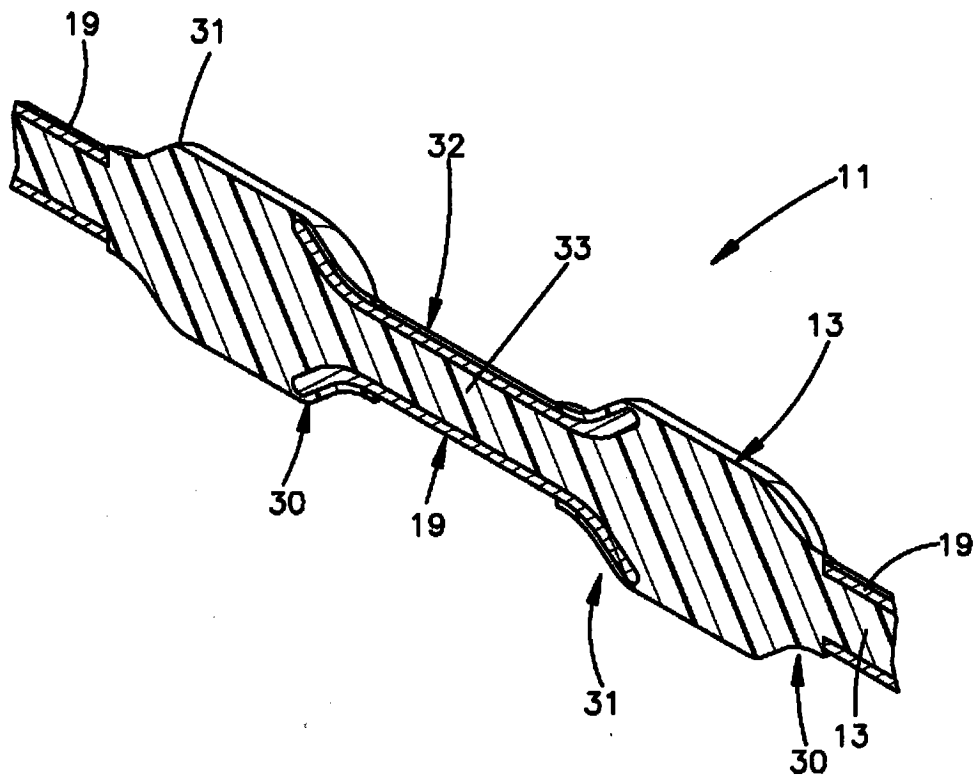


图 7

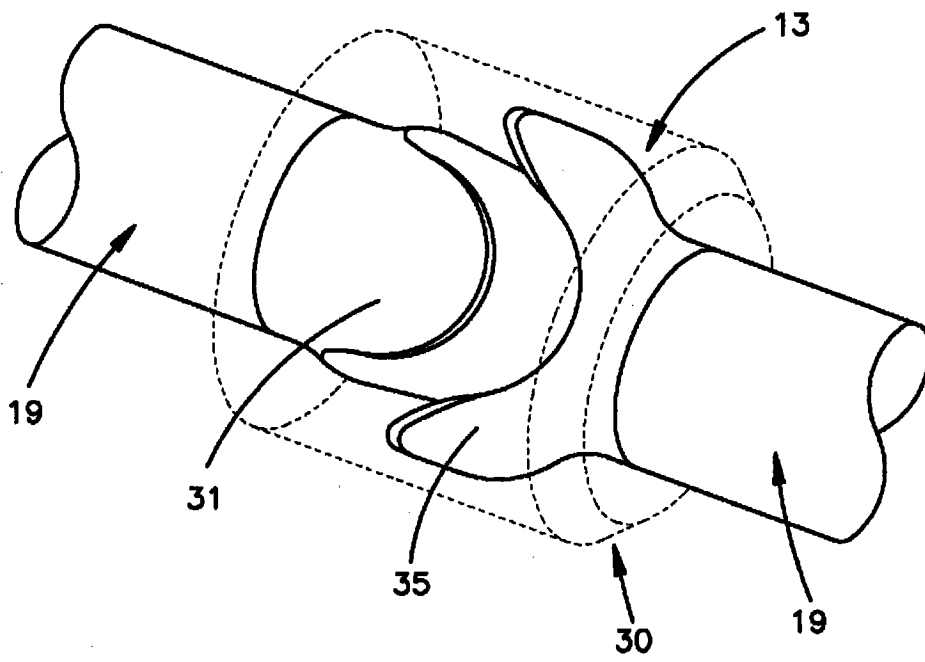


图 8