

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61F 2/38 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200910166947.9

[43] 公开日 2010年3月17日

[11] 公开号 CN 101669844A

[22] 申请日 2009.6.30

[21] 申请号 200910166947.9

[30] 优先权

[32] 2008.6.30 [33] US [31] 12/165574

[71] 申请人 德普伊产品公司

地址 美国印第安纳州

[72] 发明人 C·M·沃纳 D·索科洛夫

J·S·李 J·L·威廉斯

S·T·戈马 J·M·阿马科斯特

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 温大鹏 刘华联

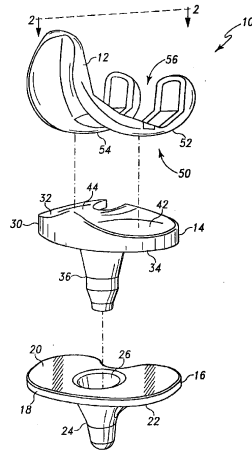
权利要求书2页 说明书16页 附图13页

[54] 发明名称

具有可控髌曲率的后十字韧带保持型骨科膝盖假体

[57] 摘要

本发明涉及具有可控髌曲率的后十字韧带保持型骨科膝盖假体。一种骨科膝盖假体包括胫骨支承件和构造成与胫骨支承件关节连接的股骨部件。股骨部件包括在矢状面内弯曲的髌表面。髌表面的曲率半径在早期屈曲和中期屈曲之间逐渐变小。此外，在一些实施例中，曲率半径可在中期屈曲过程中增加。



1、一种骨科膝盖假体，包括：
股骨部件，其具有在矢状面内弯曲的髁表面；以及
胫骨支承件，具有构造成与所述股骨部件的所述髁表面关节连接的支承表面，

其中，所述髁表面 (i) 在所述髁表面上的第一接触点处以第一屈曲度接触所述支承表面，所述第一屈曲度小于大约 30 度，以及 (ii) 在所述髁表面上的第二接触点处以第二屈曲度接触所述支承表面，所述第二屈曲度大于约 45 度，

其中 (i) 所述矢状面中的所述髁表面在所述第一接触点处具有第一曲率半径，(ii) 所述矢状面中的所述髁表面在第二接触点处具有第二曲率半径，以及 (iii) 第一曲率半径与第二曲率半径之比在 1.10 到 1.45 的范围内。

2、根据权利要求 1 所述的骨科膝盖假体，其中所述第一曲率半径与所述第二曲率半径之比为大约 1.35。

3、根据权利要求 1 所述的骨科膝盖假体，其中所述第一屈曲度在 0 度到 10 度的范围内，所述第二屈曲度在 60 度到 70 度的范围内。

4、根据权利要求 1 所述的骨科膝盖假体，其中：

(i) 所述髁表面在所述髁表面上的第三接触点处以第三屈曲度接触所述支承表面，所述第三屈曲度大于所述第二屈曲度，以及

(ii) 所述矢状面中的所述髁表面在所述第三接触点处具有第三曲率半径，所述第三曲率半径比所述第二曲率半径大至少 0.5 毫米。

5、根据权利要求 4 所述的骨科膝盖假体，其中所述第一曲率半径与所述第三曲率半径之比在 1.10 到 1.45 的范围内。

6、根据权利要求 4 所述的骨科膝盖假体，其中：

(i) 所述髁表面在所述髁表面上的第四接触点处以第四屈曲度接触所述支承表面，所述第四屈曲度大于所述第三屈曲度，以及

(ii) 所述矢状面中的所述髁表面在所述第四接触点处具有第四曲率半径，所述第四曲率半径小于所述第三曲率半径。

7、根据权利要求 6 所述的骨科膝盖假体，其中所述第一曲率半径与所述第二曲率半径之比为大约 1.35，所述第一曲率半径与所述第三曲率半径之比为大

约 1.28，所述第一曲率半径与所述第三曲率半径之比为大约 1.305。

8、根据权利要求 6 所述的骨科膝盖假体，其中：

所述股骨部件的所述髌表面在所述矢状面中包括 (i) 在所述第二接触点和所述第三接触点之间限定的第一弯曲表面部分，以及 (ii) 在所述第三接触点和所述第四接触点之间限定的第二弯曲表面部分，

所述第一弯曲表面部分具有大体等于所述第三曲率半径的基本恒定的曲率半径，以及

所述第二弯曲表面部分具有大体等于所述第四曲率半径的基本恒定的曲率半径。

9、根据权利要求 1 所述的骨科膝盖假体，其中：

所述第二屈曲度在 45 度到 90 度的范围内，

当所述股骨部件从所述第一屈曲度向所述第二屈曲度运动时，所述髌表面在所述第一接触点和所述第二接触点之间的多个接触点接触所述支承表面，以及

所述多个接触点中的每一个接触点由从公共原点延伸到所述多个接触点的各个接触点的射线所限定，每条射线具有由下列多项式定义的长度：

$$r_{\theta} = (a + (b * \theta) + (c * \theta^2) + (d * \theta^3)),$$

其中 r_{θ} 为在 θ 屈曲度时限定接触点的射线长度， a 为处于 20 至 50 之间的系数值， b 为处于选自 $-0.30 < b < 0.00$ 、 $0.00 < b < 0.30$ 和 $b=0$ 的区间的系数值，

其中当 b 处于 $-0.30 < b < 0.00$ 区间时，(i) c 为在 0.00 到 0.012 间的系数值，(ii) d 为在 -0.00015 到 0.00 之间的系数值，

其中当 b 处于 $0 < b < 0.30$ 区间时，(i) c 为在 -0.010 到 0.00 间的系数值，(ii) d 为在 -0.00015 到 0.00 间的系数值，以及

其中当 b 等于 0 时，(i) c 为处于选自 $-0.0020 < c < 0.00$ 和 $0.00 < c < 0.0025$ 的区间的系数值，(ii) d 为在 -0.00015 到 0.00 间的系数值。

10、根据权利要求 9 所述的骨科膝盖假体，其中：

所述第一曲率半径具有原点，以及

在所述第一曲率半径的原点和所述射线的公共原点之间的距离在 0 到 10 毫米范围内。

具有可控髁曲率的后十字韧带保持型骨科膝盖假体

相关美国专利申请的交叉参考

【0001】 对2008年6月30日申请的、专利申请号为No.XX/XXX,XXX、由Joseph G Wyss发明的、名称为“Posterior Stabilized Orthopaedic Prosthesis Having Controlled Condylar Curvature”的美国专利申请；2008年6月30日申请的、专利申请号为No.XX/XXX,XXX、由John L. Williams发明的、名称为“Orthopaedic Femoral Component Having Controlled Condylar Curvature”的美国专利申请；2008年6月30日申请的、专利申请号为No.XX/XXX,XXX、由Joseph G Wyss发明的、名称为“Posterior Stabilized Orthopaedic Prosthesis”的美国专利申请；和2008年6月30日申请的、专利申请号为No.XX/XXX,XXX、由Joseph G Wyss发明的、名称为“Orthopaedic Knee Prosthesis Having Controlled Condylar Curvature”的美国临时专利申请进行交叉参考，上述申请中的每一个的整体在此引用作为参考。

技术领域

【0002】 本发明总体上涉及骨科假体，尤其是用在膝盖置换手术中的骨科假体。

背景技术

【0003】 关节成形术是一种公知的外科手术程序，其使用假体关节来替换患病的和/或受损的天然关节。典型的膝盖假体包括胫骨盘、股骨部件聚合物插件或在胫骨盘和股骨部件之间定位的支承件。根据患者关节受损的严重程度，可以使用灵活变动的骨科假体。例如，当期望限制膝盖假体的运动，诸如当呈现重要软组织损伤或缺失时，膝盖假体可以包括“固定的”胫骨支承件。备选地，当期望更大的运动自由度时，膝盖假体可以包括“活动的”胫骨支承件。另外，膝盖假体可以是设计成替换患者股骨的两个髁的股骨-胫骨界面的整个膝盖假体，或是设计成替换患者股骨的单个髁的股骨-胫骨界面的单间隔的（或单髁的）

膝盖假体。

【0004】 用于替换患者天然膝盖的骨科膝盖假体的类型也取决于患者的后十字韧带在外科手术中是得以保持还是被牺牲掉（即移除）。例如，如果患者的后十字韧带在外科手术中损伤、患病和/或以其他方式被移除，后稳定膝盖假体可以用于以更后的屈曲度来提供另外的支撑和/或控制。备选地，如果后十字韧带是完整无缺的，可以使用十字保持型膝盖假体。

【0005】 通常将典型的骨科膝盖假体设计成复制患者关节的自然运动。当膝盖屈曲和伸展时，股骨和胫骨部件关节连接并经受相对前后运动和相对内外转动的组合。但是，患者的周围软组织在贯穿关节的运动范围内也影响骨科膝盖假体的运动学和稳定性。即，由骨科部件上的患者软组织施加于骨科部件上的力会导致骨科膝盖假体不想要的或非期望的运动。例如，当股骨部件相对于胫骨支承件运动经过屈曲范围时，骨科膝盖假体可能呈现出大量非自然（反常的）前向平移（即，股骨部件和胫骨支承件之间的接触点前向移动）。该反常的前向平移可能导致关节稳定性的缺失、加速磨损、反常的膝盖运动学，和/或使患者在一些活动中经历非稳定性的感觉。

发明内容

【0006】 根据一方面，骨科膝盖假体可以包括股骨部件和胫骨支承件。在一些实施例中，股骨部件可以实施为后十字保持型股骨部件。股骨部件可以包括在矢状面中弯曲的髁表面。胫骨支承件可以包括构造成与股骨部件的髁表面关节连接的支承表面。在一些实施例中，股骨部件的髁表面可以在髁表面上的第一接触点处以第一屈曲度来接触支承表面，以及在髁表面上的第二接触点处以第二屈曲度来接触支承表面。第一屈曲度可以小于大约 30 度。例如，第一屈曲度可以在 0 度到 10 度的范围内。第二屈曲度可以在 45 度到 90 度的范围内。例如，第二屈曲度可以在 60 度到 90 度的范围内。在一个特定的实施例中，第一屈曲度为大约 5 度，第二屈曲度为大约 65 度。

【0007】 股骨部件的矢状面中的髁表面可以包括在第一接触点处的第一曲率半径和在第二接触点处的第二曲率半径。在一些实施例中，第一曲率半径和第二曲率半径之比可在 1.10 至 1.45 范围内。例如，在一个特定的实施例中，第一曲率半径与第二曲率半径之比为大约 1.35。

【0008】 在一些实施例中，矢状面中的髌表面还可以在髌表面上的第三接触点处以第三屈曲度来接触支承表面。第三屈曲度可以大于第二屈曲度。例如，第三屈曲度可以在 80 度至 110 度范围内。在一个特定的实施例中，第三屈曲度为大约 90 度。

【0009】 矢状面中的髌表面在第三接触点处可以包括第三曲率半径。第三曲率半径可以大于第二曲率半径至少 0.5 毫米。第一曲率半径和第三曲率半径之比在 1.10 至 1.45 范围内，并且可小于第一曲率半径和第二曲率半径之比。例如，在一个特定的实施例中，曲率半径为大约 1.28。

【0010】 另外，在一些实施例中，髌表面可以在髌表面上的第四接触点处以第四屈曲度来接触支承表面。第四屈曲度可以大于第三屈曲度。例如，第四屈曲度可以在 90 度至 120 度范围内。在一个特定的实施例中，第三屈曲度为大约 105 度。

【0011】 矢状面中的髌表面在第四接触点处还可以包括第四曲率半径。第四曲率半径可小于第三曲率半径。第一曲率半径和第四曲率半径之比可以在 1.10 至 1.45 范围内。例如，在一个特定的实施例中，曲率半径为大约 1.305。

【0012】 此外，在一些实施例中，当股骨部件从第一屈曲度向第二屈曲度运动时，髌表面可以在第一接触点和第二接触点之间的多个接触点接触支承表面。多个接触点中的每个接触点可由从公共原点延伸到多个接触点的各个接触点的射线限定。每条射线可具有由下式定义的长度： $r_{\theta} = (a + (b * \theta) + (c * \theta^2) + (d * \theta^3))$ ，其中 r_{θ} 为在 θ 屈曲度时限定接触点的射线长度， a 为 20 至 50 之间的系数值， b 为选自 $-0.30 < b < 0.0$ ， $0.00 < b < 0.30$ 和 $b = 0$ 的区间内的系数值。如果 b 处于 $-0.30 < b < 0.00$ 区间，则 c 为在 0.00 至 0.012 间的系数值，而 d 为在 -0.00015 至 0.00 间的系数值。备选地，如果 b 处于 $0 < b < 0.30$ 区间，则 c 为在 -0.010 至 0.00 之间的系数值，而 d 为在 -0.00015 至 0.00 间的系数值。还备选地，如果 b 等于 0，则 c 为处于选自 $-0.0020 < c < 0.00$ 和 $0.00 < c < 0.0025$ 的区间内的系数值，且 d 为在 -0.00015 至 0.00 之间的系数值。在一些实施例中，第一曲率半径的原点和射线的公共原点之间的距离在 0 至 10 毫米范围内。

【0013】 在一些实施例中，股骨部件的髌表面在矢状面中可以包括第一弯曲表面部分和第二弯曲表面部分。在第二接触点和第三接触点之间可限定第一弯曲表面部分。在第三接触点和第四接触点之间可限定第二弯曲表面部分。在这

样的实施例中，第一弯曲表面部分可具有大体等于第三曲率半径的基本恒定的曲率半径。另外，第二弯曲表面部分可具有大体等于第四曲率半径的基本恒定的曲率半径。

【0014】 根据另一方面，骨科膝盖假体可包括股骨部件和胫骨支承件。在一些实施例中，股骨部件可实施为后十字保持型股骨部件。股骨部件可包括在矢状面中弯曲的髌表面。胫骨支承件可包括构造为与股骨部件的髌表面关节连接的支承表面。在一些实施例中，股骨部件的髌表面可以在髌表面上的第一接触点处以第一屈曲度来接触支承表面，在髌表面上的第二接触点处以第二屈曲度来接触支承表面，当股骨部件从第一屈曲度向第二屈曲度运动时，髌表面可以在第一接触点和第二接触点之间的多个接触点接触支承表面。第一屈曲度可以小于大约 30 度。例如，第一屈曲度可在 0 度到 10 度的范围内。第二屈曲度可在 45 度到 90 度的范围内。例如，第二屈曲度可在 60 度到 90 度的范围内。在一个特定的实施例中，第一屈曲度为大约 5 度而第二屈曲度为大约 65 度。

【0015】 多个接触点中的每一个接触点可由从公共原点延伸到多个接触点的各个接触点的射线限定。每条射线可具有由下式定义的长度： $r_{\theta} = (a + (b * \theta) + (c * \theta^2) + (d * \theta^3))$ ，其中 r_{θ} 为在 θ 屈曲度时限定接触点的射线长度， a 为处于 20 至 50 间的系数值，以及 b 为选自 $-0.30 < b < 0.0$ ， $0.00 < b < 0.30$ 和 $b = 0$ 的区间中的系数值。如果 b 处于 $-0.30 < b < 0.00$ 区间，则 c 为在 0.00 到 0.012 间的系数值，而 d 为在 -0.00015 到 0.00 间的系数值。备选地，如果 b 处于 $0 < b < 0.30$ 区间，则 c 为在 -0.010 到 0.00 间的系数值，而 d 为在 -0.00015 到 0.00 间的系数值。还备选地，如果 b 等于 0，则 c 为处于选自 $-0.0020 < c < 0.00$ 和 $0.00 < c < 0.0025$ 的区间中的系数值，且 d 为在 -0.00015 到 0.00 间的系数值。在一些实施例中，第一曲率半径的原点和射线的公共原点之间的距离在 0 到 10 毫米范围内。

【0016】 另外，在一些实施例中，髌表面可在髌表面上的第三接触点处以第三屈曲度来接触支承表面，并且可在髌表面上的第四接触点处以第四屈曲度来接触支承表面。第三屈曲度可大于第二屈曲度，而第四屈曲度可大于第三屈曲度。矢状面中的髌表面可包括第一接触点处的第一曲率半径，第二接触点处的第二曲率半径，第三接触点处的第三曲率半径，以及第四接触点处的第四曲率半径。第一曲率半径与第三曲率半径之比可小于第一曲率半径与第二曲率半径之比。另外，第一曲率半径与第三曲率半径之比可小于第一曲率半径与第四曲

率半径之比。例如，在一个特定的实施例中，第一曲率半径与第二曲率半径之比约为 1.35，第一曲率半径与第三曲率半径之比约为 1.28，第一曲率半径与第三曲率半径之比约为 1.305。

【0017】 此外，在一些实施例中，股骨部件的髌表面在矢状面中可包括第一弯曲表面部分和第二弯曲表面部分。在第二接触点和第三接触点之间可定义第一弯曲表面部分。在第三接触点和第四接触点之间可定义第二弯曲表面部分。在这样的实施例中，第一弯曲表面部分可具有大体等于第三曲率半径的基本恒定的曲率半径。另外，第二弯曲表面部分可具有大体等于第四曲率半径的基本恒定的曲率半径。

【0018】 根据另一方面，骨科膝盖假体可包括股骨部件和胫骨支承件。股骨部件可包括在矢状面中弯曲的髌表面。胫骨支承件可包括构造成与股骨部件的髌表面关节连接的支承表面。在一些实施例中，股骨部件的髌表面可在髌表面上的第一接触点处以第一屈曲度来接触支承表面，在髌表面上的第二接触点处以第二屈曲度来接触支承表面，在髌表面上的第三接触点处以第三屈曲度来接触支承表面，以及当股骨部件从第一屈曲度向第二屈曲度运动时，髌表面可在第一接触点和第二接触点之间的多个接触点来接触支承表面。第一屈曲度可小于约 30 度，第二屈曲度可在 45 度到 90 度之间，且第三屈曲度可大于第二屈曲度。

【0019】 股骨部件的矢状面中的髌表面可包括第一接触点处的第一曲率半径，第二接触点处的第二曲率半径，以及第三接触点处的第三曲率半径。第一曲率半径与第二曲率半径之比可在 1.10 到 1.45 范围内。第一曲率半径与第三曲率半径之比可小于第一曲率半径与第二曲率半径之比，并且可在 1.10 到 1.45 范围内。

【0020】 多个接触点中的每一个接触点可由从公共原点延伸到多个接触点的各个接触点的射线限定。每条射线可具有由下式定义的长度： $r_{\theta} = (a + (b * \theta) + (c * \theta^2) + (d * \theta^3))$ ，其中 r_{θ} 为在 θ 屈曲度时限定接触点的射线长度， a 为处于 20 至 50 之间的系数值， b 为处于选自 $-0.30 < b < 0.0$ ， $0.00 < b < 0.30$ 和 $b = 0$ 的区间的系数值。如果 b 处于 $-0.30 < b < 0.00$ 区间，则 c 为在 0.00 到 0.012 间的系数值，而 d 为在 -0.00015 到 0.00 间的系数值。备选地，如果 b 处于 $0 < b < 0.30$ 区间，则 c 为在 -0.010 到 0.00 间的系数值，而 d 为在 -0.00015 到 0.00 间的系数

值。还备选地，如果 b 等于 0，则 c 为处于选自 $-0.0020 < c < 0.00$ 和 $0.00 < c < 0.0025$ 的区间的系数值，且 d 为在 -0.00015 到 0.00 间的系数值。在一些实施例中，第一曲率半径的原点和射线的公共原点之间的距离在 0 到 10 毫米范围内。

【0021】 另外，在一些实施例中，彼此间隔的每对髌可包括髌表面。在这样的实施例中，髌表面可以为大致对称的或者不对称的。

附图说明

【0022】 详细描述具体参考以下附图，其中：

【0023】 图 1 是骨科膝盖假体的一个实施例的分解透视图；

【0024】 图 2 是大体沿着剖面线 2-2 截取的图 1 的骨科假体的股骨部件的一个实施例的横截面视图；

【0025】 图 3 是以约 0 屈曲度放置于图 1 的骨科假体的胫骨支承件上的图 2 的股骨部件的横截面视图；

【0026】 图 4 是以约 45 屈曲度放置的图 3 的股骨部件和胫骨支承件的横截面视图；

【0027】 图 5 是以约 90 屈曲度放置的图 3 的股骨部件和胫骨支承件的横截面视图；

【0028】 图 6 是一个仿真股骨部件的前后向平移的图表，所述仿真股骨部件具有位于各种屈曲度处的增加的曲率半径；

【0029】 图 7 是另一个仿真股骨部件的前后向平移的图表，所述仿真股骨部件具有位于各种屈曲度处的增加的曲率半径；

【0030】 图 8 是另一个仿真股骨部件的前后向平移的图表，所述仿真股骨部件具有位于各种屈曲度处的增加的曲率半径；

【0031】 图 9 是另一个仿真股骨部件的前后向平移的图表，所述仿真股骨部件具有位于各种屈曲度处的增加的曲率半径；

【0032】 图 10 是股骨部件尺寸族的曲率半径长度值和比值的一个实施例的表格；

【0033】 图 11 是图 1 的骨科假体的股骨部件的一个实施例的横截面视图；

【0034】 图 12 是股骨部件尺寸族的限定图 1 的股骨部件弯曲的多项式的系数值的一个实施例的表格；以及

【0035】 图 13 是图 1 的股骨部件的另一个实施例的另一个髌的横截面视图。

具体实施方式

【0036】 虽然本公开的构思易于具有各种修改和替代方式，其通过附图中的例子已经示出了其特定的示范性实施例，并将在此进行详细的描述。然而应该理解的是，并没有意图将本公开的构思限制于所公开的特殊形式，而相反，其意图在于覆盖所有落入由所附权利要求限定的本发明的精神和范围内的修改、等同变化以及可替代形式。

【0037】 参考在此描述的骨科植入物和患者自然骨骼，在整个本公开中可以使用诸如前、后、内侧、外侧、上、下等等表示解剖学参考的术语。这样的术语在骨骼研究和骨科领域均具有众所周知的意义。在说明书和权利要求中这样的解剖学参考术语的使用意图在于与它们众所周知的意义保持一致，除非另外注明。

【0038】 现在参考图 1，在一个实施例中，后十字保持型骨科膝盖假体 10 包括股骨部件 12、胫骨支承件 14 和胫骨盘 16。示意性地，股骨部件 12 和胫骨盘 16 由诸如钴-铬或钛的金属材料构成，但在其它实施例中，也可以由诸如陶瓷材料、聚合物材料、生物工程材料等的其它材料形成。示意性地，胫骨支承件 14 由诸如超高分子量聚乙烯 (UHMWPE) 的聚合物材料形成，但在其它实施例中也可以由诸如陶瓷材料、金属材料、生物工程材料等的其它材料形成。

【0039】 如下面进行更详细的讨论，将股骨部件 12 构造成与胫骨支承件 14 关节连接，所述胫骨支承件 14 被构造成与胫骨盘 16 连接。将胫骨支承件 14 实施为旋转或活动胫骨支承件并将所述胫骨支承件 14 构造成在使用中相对胫骨盘 12 旋转。但是，在其它实施例中，可以将胫骨支承件 14 实施为固定的胫骨支承件，其可以受到限制或约束以防相对胫骨盘 16 旋转。

【0040】 将胫骨盘 16 构造成固定至外科手术准备的患者胫骨近端（未示出）。可以将胫骨盘 16 通过使用骨粘结或其它连接方式而固定至患者胫骨上。胫骨盘 16 包括具有顶表面 20 和底表面 22 的平台 18。示意性地，顶表面 20 是大致平坦的，在一些实施例中可以是高抛光的。胫骨盘 16 也可以包括从平台 18 的底表面 22 向下延伸的杆 24。腔或孔 26 限定在平台 18 的顶表面 20 中且向下延伸至杆 24 中。如下面更详细的讨论，孔 26 成形为容纳胫骨插件 14 的互补杆。

【0041】 如上所讨论的，将胫骨支承件 14 构造成与胫骨盘 16 连接。胫骨支承件 14 包括具有上支承表面 32 和底表面 34 的平台 30。在将胫骨支承件 14 实施为旋转或活动胫骨支承件的示意性实施例中，支承件 14 包括从平台 30 的底表面 32 向下延伸的杆 36。当将胫骨支承件 14 连接至胫骨盘 16 时，杆 36 就容纳在胫骨盘 16 的孔 26 中。在使用中，将胫骨支承件 14 构造成绕着由杆 36 限定的轴线相对于胫骨盘 16 旋转。在将胫骨支承件 14 实施为固定的胫骨支承件的实施例中，支承件 14 可以或不包括杆 22 和/或可以包括其它装置或特征以将胫骨支承件 14 固定至非旋转构造的胫骨盘 12 上。

【0042】 胫骨支承件 14 的上支承表面 32 包括内侧支承表面 42 和外侧支承表面 44。将内侧和外侧支承表面 42、44 构造成容纳或以其它方式接触对应的股骨部件 14 的内侧和外侧髁，如下面更详细讨论。这样，每个支承表面 42、44 具有凹的轮廓。

【0043】 将股骨部件 12 构造成连接患者股骨远端的外科手术准备表面（未示出）。可以将股骨部件 12 通过骨粘结或其它连接方式而固定至患者股骨上。股骨部件 12 包括具有一对内侧和外侧髁 52、54 的外关节连接表面 50。将髁 52、54 间隔开以将髁内开口 56 限定在其间。在使用中，髁 52、54 替换患者股骨的天然髁且被构造成关节连接在胫骨支承件 14 的平台 30 的对应支承表面 42、44 上。

【0044】 应认识到的是，将示意性的骨科膝盖假体 10 构造成替换患者的右膝盖，并且这样的，将支承表面 42 和髁 52 看作内侧定位；以及将支承表面 44 和髁 54 看作外侧定位。但是，在其它实施例中，可以将骨科膝盖假体 10 构造成替换患者的左膝盖。在这样的实施例中，应认识到的是支承表面 42 和髁 52 可以外侧定位而支承表面 44 和髁 54 可以内侧定位。无论如何，可以将在此描述的特征和构思并入构造成替换患者任一膝盖的骨科膝盖假体中。

【0045】 现在参照附图 2，股骨部件 12 的每个髁 52、54 包括髁表面 100，其在矢状面中凸形地弯曲。髁表面 100 由多个弯曲表面部分 102、104、106 和 108 形成，其每个都与相邻的弯曲表面部分相切。每个弯曲表面部分 102、104、106 和 108 以不同屈曲度范围接触胫骨支承件 14。例如，在早期屈曲期间，髁表面 100 的弯曲表面部分 102、104 接触胫骨支承件 14。即，当股骨部件 12 以早期屈曲度相对于胫骨支承件 14 关节连接时，股骨部件 12 以每个早期屈曲度在弯

曲表面部分 102 或弯曲表面部分 104 上的一个或多个接触点接触胫骨支承件 14。例如，如图 3 所示，当股骨部件 12 以约 0 屈曲度定位时，股骨部件 12 在髌表面 100 上的接触点 112 接触胫骨支承件 14 的支承表面 42。

【0046】 类似地，髌表面 100 的弯曲表面部分 104 在中期屈曲中接触胫骨支承件 14；并且髌表面 100 的弯曲表面部分 106 在后期屈曲中接触胫骨支承件 14。当股骨部件 12 以中间屈曲度相对于胫骨支承件 14 关节连接时，股骨部件 12 以每个中期屈曲度在弯曲表面部分 104 上的一个或多个接触点接触胫骨支承件 14。例如，如图 4 所示，当股骨部件 12 以约 45 屈曲度定位时，股骨部件 12 在髌表面 100 上的接触点 114 接触胫骨支承件 14 的支承表面 42。另外，当股骨部件 12 以后期屈曲度相对于胫骨支承件 14 关节连接时，股骨部件 12 以每个后期屈曲度在弯曲表面部分 106 的一个或多个接触点接触胫骨支承件 14。例如，如图 5 所示，当股骨部件 12 以约 90 屈曲度定位时，股骨部件 12 在髌表面 100 上的接触点 116 处接触胫骨支承件 14 的支承表面 42。当然，应认识到的是，股骨部件 12 以任意一个特定的屈曲度在髌表面 100 上的多个接触点处接触胫骨支承件 14。然而，为了清楚地描述，仅在图 3-5 中分别示出了接触点 112、114、116。

【0047】 返回参照附图 2，髌表面 100 的每个弯曲表面部分 102、106、108 分别由恒定的曲率半径 R1、R3、R4 限定。然而，如下面更详细描述，弯曲表面部分 104 由多条射线而非恒定的曲率半径限定。如下面更详细讨论的，弯曲表面部分 104 设计为将髌表面 100 从弯曲表面部分 102 的曲率半径 R1 逐渐过渡到曲率半径 R2，弯曲表面部分 104 与弯曲表面部分 106 相切。

【0048】 弯曲表面部分 102、104、106、108 被设计为使得股骨部件 12 相对胫骨支承件 14 的反常前向平移量减少或以其他方式延迟到更大的屈曲度发生。应认识到的是，通过将股骨部件开始任何反常前向平移延迟到更大的屈曲度，在患者的通常不能深度弯曲的活动中可以减少反常前向平移的总体发生率。

【0049】 在典型的骨科膝盖假体中，无论何时膝盖假体以大于零度的屈曲度定位时，都可能发生反常前向平移。当骨科膝盖假体关节连接至较大屈曲度时，前向平移的可能性增加。在这样的方位中，只要股骨部件和胫骨支承件之间的切向（牵引）力不能满足下面等式时，股骨部件在胫骨支承件上的反常前向平移就可发生：

$$\text{【0050】} \quad T < \mu N \quad (1)$$

【0051】 其中“T”为切向（牵引）力，“ μ ”为股骨部件和胫骨支承件的摩擦系数，“N”为股骨部件和胫骨支承件之间的法向力。通常而言，股骨部件和胫骨支承件之间的切向（牵引）力可以由下式限定：

$$\text{【0052】} \quad T = M / R \quad (2)$$

【0053】 其中“T”为股骨部件和胫骨支承件之间的切向（牵引）力，“M”为膝盖力矩，“R”为在特定屈曲度与胫骨支承件接触的髌表面的矢状面中的曲率半径。应认识到的是，等式（2）是主导的现实中的等式的简化形式，其没有考虑如惯性和加速度的其它因素。无论如何，等式（2）提供骨科膝盖假体的反常前向平移可以通过控制股骨部件的髌表面的曲率半径而减少或延迟的见解。即，通过控制髌表面的曲率半径（如增加或维持曲率半径），等式（2）的右边减少，从而降低切向（牵引）力的值并满足等式（1）。如上所讨论的，通过确保切向（牵引）力满足等式（1），股骨部件在胫骨支承件上的反常前向平移可以减少或以其他方式延迟至更大的屈曲度。

【0054】 基于上述分析，一种减少或者延迟股骨部件 12 的反常前向平移的方法是确保髌表面 100 在早期和中期屈曲范围中的曲率半径的变化不是太大或者太突然（如，曲率半径中的角度变化相对于屈曲度变化之比不是很大）。即，如果曲率半径 R1 与曲率半径 R2、R3 或 R4 之比过大，则可能发生股骨部件 12 的反常前向平移。这样，通过设计股骨部件 12 的髌表面 100 使得早期屈曲的弯曲表面部分 102 的曲率半径 R1 与 (i) 早期屈曲的弯曲表面部分 104 的曲率半径 R2 之比，与 (ii) 中期屈曲的弯曲表面部分 106 的曲率半径 R3 之比，以及与 (iii) 后期屈曲的弯曲表面部分 108 的曲率半径 R4 之比小于预定的阈值，能意想不到地减少或者以其他方式延迟反常前向滑动。

【0055】 因此，在一个实施例中，股骨部件 12 的髌表面 100 被设计为这样，即曲率半径 R1 与曲率半径 (i) R2、(ii) R3 和 (iii) R4 之比的每一个都处于约 1.10 到约 1.45 之间。在一个特定的实施例中，髌表面 100 设计为这样，即曲率半径 R1 与曲率半径 R2 之比处于约 1.30 到约 1.40 之间，而在另一个特定的实施例中，约为 1.35。此外，在一个特定的实施例中，髌表面 100 设计为这样，即曲率半径 R1 与曲率半径 R3 之比处于约 1.20 到约 1.30 之间，而在另一个特定的实施例中，约为 1.28。再者，在一个特定的实施例中，髌表面 100 设计为这样，即曲率半径 R1 与曲率半径 R4 之比处于约 1.25 到约 1.35 之间，而在另一个特定

的实施例中，约为 1.305。

【0056】 此外，根据关于等式 (1) 和 (2) 的上述分析，另一种减少或者延迟股骨部件 12 的反常前向平移的方法是在早期和/或中期屈曲过程中增加髌表面 100 的曲率半径。这样，在一个实施例中，股骨部件 12 的髌表面 100 设计为这样，即弯曲表面部分 106 的曲率半径 R3 大于弯曲表面部分 104 的曲率半径 R2。

【0057】 确定曲率半径 R2 和曲率半径 R3 之间的增加量，以及在产生这种增加时的髌表面 100 上的屈曲度，从而影响反常前向平移的产生。更详细的讨论见与此同时提交的序列号为 XX/XXX,XXX，题目为“Orthopaedic Femoral Component Having Controlled Condylar Curvature”的美国专利申请，其在此引用作为参考，采用 LifeMOD/Knee Sim, 2007.1.0 Beta 16 软件程序执行对各种股骨部件设计的多个仿真以分析在早期屈曲度和中期屈曲度中增加股骨部件的髌表面的曲率半径的效果，所述软件程序可以从 LifeModeler, Inc. of San Clemente, California 商业获取。基于这样的分析，可以确定，可以通过在大约 30 屈曲度至大约 90 屈曲度范围内的屈曲度处增加髌表面的曲率半径大约 0.5 毫米至大约 5 毫米范围中的量来减少或以其他方式延迟股骨部件相对于胫骨支承件的反常前向平移。

【0058】 例如，图 6 中示出的图表 200 呈现了使用股骨部件的深弯曲膝盖仿真的结果，其中髌表面的曲率半径在 30 屈曲度、50 屈曲度、70 屈曲度和 90 屈曲度处增加了 0.5 毫米（即从 25.0 毫米至 25.5 毫米）。类似地，图 7 中示出的图表 300 呈现了使用股骨部件的深弯曲膝盖仿真的结果，其中髌表面的曲率半径在 30 屈曲度、50 屈曲度、70 屈曲度和 90 屈曲度处增加了 1.0 毫米（即从 25.0 毫米至 26.0 毫米）。图 8 中示出的图表 400 呈现了使用股骨部件的深弯曲膝盖仿真的结果，其中髌表面的曲率半径在 30 屈曲度、50 屈曲度、70 屈曲度和 90 屈曲度处增加了 2.0 毫米（即从 25.0 毫米至 27.0 毫米）。再者，图 9 中示出的图表 500 呈现了使用股骨部件的深弯曲膝盖仿真的结果，其中髌表面的曲率半径在 30 屈曲度、50 屈曲度、70 屈曲度和 90 屈曲度处增加了 5.0 毫米（即从 25.0 毫米至 30.0 毫米）。

【0059】 在图表 200、300、400、500 中，将股骨部件的内侧髌（“内侧”）和外侧髌（“外侧”）的髌最低或最远点（CLP）描绘成股骨部件相对胫骨支承件

定位的图示。这样，向下倾斜的线表示股骨部件在胫骨支承件上的向后滚动，向上倾斜的线表示股骨部件在胫骨支承件上的前向平移。

【0060】 如在图表 200、300、400、500 中所示出的，在每个实施例中股骨部件的前向滑动延迟直到大约 100 屈曲度之后；以及将前向平移量限制到小于大约 1 毫米。具体地，通过在更早屈曲度处髌表面的曲率半径更大量的增加来促进股骨部件在胫骨支承件上的“向后滚动”。当然，曲率半径的增加量和在引入这种增加时的屈曲度受到诸如患者膝盖的解剖学关节空隙、胫骨支承件的尺寸等的限制。无论如何，基于图表 200、300、400、500 中记录的仿真，股骨部件在胫骨支承件上的反常前向平移可以通过在早于中期屈曲过程中增加股骨部件的髌表面的曲率半径而减少或以其他方式延迟。

【0061】 返回参照附图 2，基于上述分析，在一个实施例中，股骨部件 12 的髌表面 100 设计为这样，即曲率半径 R3 大于曲率半径 R2 的量在约 0.5 毫米至约 5 毫米范围内。如下论述，在一些实施例中，特定的增加量可基于股骨部件的尺寸而定。此外，基于上述分析，髌表面 100 被设计为这样，即曲率半径从 R2 到 R3 的增加在约 45 到约 90 屈曲度范围内发生。在一个特定的实施例中，曲率半径从 R2 到 R3 的增加在髌表面 100 上的约 65 屈曲度时发生。

【0062】 如上所述，弯曲表面部分 104 被设计为使曲率半径从 R1 逐渐过渡到曲率半径 R2。这样，可基于所需的过渡率选择由弯曲表面部分 104 限定的角度大小。例如，在一个实施例中，股骨部件 12 的髌表面 100 设计为这样，即弯曲表面部分 104 从约 0 度到约 30 度范围内的第一屈曲度延伸到从约 45 度到约 90 度范围内的第二屈曲度。在一个特定的实施例中，弯曲表面部分 104 从约 5 屈曲度延伸到约 65 屈曲度。应认识到的是，弯曲表面部分 104 的定位（即，初始屈曲度）和大小（即，由此限定的角度）还至少部分地确定出早期屈曲的弯曲表面部分 102 的定位和大小。这样，在一个实施例中，弯曲表面部分 102 从约-10 屈曲度（即，过度伸展 10 度）到约 0 屈曲度范围内的第一屈曲度延伸到从约 5 度到约 30 度范围内的第二屈曲度。在一个特定的实施例中，弯曲表面部分 102 从约-10 屈曲度延伸到约 5 屈曲度。

【0063】 类似地，弯曲表面部分 106 和 108 的定位和大小至少部分地确定了弯曲表面部分 104 的定位和大小。此外，弯曲表面部分 106 和 108 的定位和大小基于或者其他方式受限于膝盖的关节间隙的解剖学限制。也就是，股骨部件

12 的髌表面 100 的后侧的总体尺寸和构造被这样设计, 即股骨部件 12 “装配”到膝盖的关节间隙中, 且允许股骨部件 12 适当地固定到患者的手术准备远端股骨。如此, 在一个实施例中, 弯曲表面部分 106 从约 45 度到约 90 度范围内的第一屈曲度延伸到从约 80 度到约 110 度范围内的第二屈曲度。在一个特定的实施例中, 弯曲表面部分 106 从约 65 屈曲度延伸到约 90 屈曲度。类似地, 在一个实施例中, 弯曲表面部分 108 从约 80 度到约 110 度范围内的第一屈曲度延伸到从约 90 度到约 120 度范围内的第二屈曲度。在一个特定的实施例中, 弯曲表面部分 106 从约 90 屈曲度延伸到约 105 屈曲度。

【0064】 应认识到的是, 股骨部件 12 的髌表面 100 的曲率半径 R2 到 R3 的特定增加量和/或对髌表面 100 上的这种增加的定位还可基于股骨部件 12 的尺寸按比例调节或者受其他方式的影响。即, 应认识到的是, 髌表面 100 的曲率半径 R2 到 R3 的 0.5 毫米的增加在与较大尺寸股骨部件相比的小尺寸股骨部件中是相对较大的增加。如此, 股骨部件 12 的髌表面 100 的曲率半径 R2 到 R3 增加的幅度可基于股骨部件的大小而改变。然而, 在一个实施例中, 曲率半径 R1 与曲率半径 R2、R3 和 R4 之比在股骨部件尺寸族中保持在基本恒定的值。

【0065】 例如, 如图 10 中所示, 表格 600 为股骨部件尺寸族 1 到 10 限定了每个曲率半径 R1、R2、R3、R4 的长度。如在表格 600 中所示, 股骨部件 12 的每个尺寸 1-10 的每个曲率半径 R1、R2、R3、R4 的长度可这样选择, 即 R1/R2、R1/R3、以及 R1/R4 之比在股骨部件尺寸上是基本恒定的。在示例性的实施例中, 如之前讨论的, 对于股骨部件尺寸 1 到 10, 曲率半径 R1 与曲率半径 R2 之比保持在大约 1.35, 对于股骨部件尺寸 1 到 10, 曲率半径 R1 与曲率半径 R3 之比保持在大约 1.28, 并且对于股骨部件尺寸 1 到 10, 曲率半径 R1 与曲率半径 R4 之比保持在大约 1.305。

【0066】 现在参照图 11, 基于对等式 (1) 和 (2) 的上述分析, 另一种减少或者延迟股骨部件 12 在胫骨支承件 14 上的反常前向平移发生的方法是在离散的曲率半径之间逐渐过渡, 这样在屈曲度范围内髌表面 100 的曲率半径的变化被减少。如此, 在一个实施例中, 早期屈曲的弯曲表面部分 104 设计为提供从第一曲率半径 R1 到第二曲率半径 R2 的逐渐过渡。为此, 弯曲表面部分 104 由多条射线 120 定义, 所述射线从公共原点 O 发出。多条射线 120 的每一条限定了弯曲表面部分 104 上的各个接触点 130。虽然为了使得附图清晰, 仅在图 11

中示出了三条射线 120, 但应认识到可采用无穷多条射线 120 来限定弯曲表面部分 104。

【0067】 基于每个屈曲度的每条射线 120 的长度可以确定每个接触点 130 的位置, 接触点 130 共同限定了弯曲表面部分 104。尤其地且令人意想不到地, 已经确定通过根据下面的多项式限定弯曲表面部分 104, 能够减少或者延迟股骨部件 12 在胫骨支承件 14 上的反常前向平移, 多项式为:

$$\text{【0068】} \quad r_{\theta} = (a + (b * \theta) + (c * \theta^2) + (d * \theta^3)), \quad (3)$$

【0069】 其中“ r_{θ} ”为在“ θ ”屈曲度下限定弯曲表面部分 104 上的接触点 130 的射线 120 的长度(公制单位), “a”是 20 至 50 间的标量值, “b”是系数值, “b”如下选择:

$$\text{【0070】} \quad -0.30 < b < 0.00, \quad (4)$$

$$\text{【0071】} \quad 0.00 < b < 0.30, \text{ 或者}$$

$$\text{【0072】} \quad b = 0$$

【0073】 如果选择的系数“b”在 $-0.30 < b < 0.00$ 范围内, 则系数“c”和“d”如下选择:

$$\text{【0074】} \quad 0.00 < c < 0.012, \text{ 以及} \quad (5)$$

$$\text{【0075】} \quad -0.00015 < d < 0.00$$

【0076】 备选地, 如果选择的系数“b”在 $0.00 < b < 0.30$ 范围内, 则系数“c”和“d”如下选择:

$$\text{【0077】} \quad -0.010 < c < 0.00, \text{ 以及} \quad (6)$$

$$\text{【0078】} \quad -0.00015 < d < 0.00$$

【0079】 再者, 如果选择的系数“b”等于 0, 则系数“c”和“d”如下选择:

$$\text{【0080】} \quad -0.0020 < c < 0.00, \text{ 或者} \quad (7)$$

$$\text{【0081】} \quad 0.00 < c < 0.0025, \text{ 以及}$$

$$\text{【0082】} \quad -0.00015 < d < 0.00$$

【0083】 应认识到的是, 标量“a”和系数“b”、“c”和“d”的值的范围是多项式(3)的无穷多个可能解的子集。即, 可从无穷多个可能解中确定上面提供的特定的范围组从而得出曲线族(即, 弯曲表面部分 104), 其提供髌表面 100 从曲率半径 R1 到曲率半径 R2 的逐渐过渡, 这样可减少或延迟股骨部件 12 相对于胫骨支承件 14 的前向平移。此外, 应认识到的是, 上面的每个系数“a”、“b”、

“c”和“d”的数值范围是关于使用公制单位设计的实施例所提供的。然而，这种系数值范围可转换到使用其他单位制的实施例中，例如英制单位。

【0084】 弯曲表面部分 104 的总体形状还受到设置多条射线 120 的公共原点 O 的影响。通过限制多条射线 120 的公共原点 O 和曲率半径 R1 的原点 122 之间的距离 124（其限定出早期屈曲的弯曲表面部分 102），可以减少或者延迟股骨部件 12 在胫骨支承件 14 上的反常前向滑动。如此，在一个实施例中，多条射线 120 的公共原点 O 的位置这样选择，即公共原点 O 和曲率半径 R1 的原点 120 之间的距离 124 小于大约 10 毫米。

【0085】 应认识到的是，在一些实施例中，公共原点 O 和曲率半径 R1 的原点 122 之间的距离 124 以及特定的系数值可基于股骨部件 12 的特定尺寸而定。例如，如图 12 所示，表格 700 示出了上面定义的多项式 (3) 的系数值以及公共原点 O 和曲率半径 R1 的原点 122 之间的距离 124 的值的一个特定实施例。如表格 700 所示，公共原点 O 和曲率半径 R1 的原点 122 之间的距离 124 和标量“a”的数值相对股骨部件尺寸而变化。然而，在这个特定的实施例中，系数“b”、“c”和“d”的数值相对股骨部件尺寸是恒定的。然而，应认识到的是，在其他的实施例中，系数值“b”、“c”和“d”可相对股骨部件的尺寸而变化。

【0086】 上面已经关于股骨部件 12 的单一髌 52、54 对股骨部件 12 的髌表面 100 的总体形状和设计进行了描述。应认识到的是，在一些实施例中，股骨部件 12 的两个髌 52、54 可以是对称的且具有类似的髌表面 100。但是，在其它实施例中，股骨部件 12 的髌 52、54 可以不对称。例如，如图 13 中所示，股骨部件 12 可包括具有髌表面 800 的第二髌 52、54，髌表面 800 部分地由多个弯曲表面部分 802、804、806、808 限定。类似于髌表面 100 的弯曲表面部分 102、104、106、108，每个弯曲表面部分 802、804、806、808 与每个邻接的髌表面 800 的弯曲表面部分相切。此外，弯曲表面部分 802 由曲率半径 R5 限定，曲率半径 R5 经由弯曲表面部分 804 逐渐过渡为曲率半径 R6。类似于弯曲表面部分 104，弯曲表面部分 804 由多条射线 820 限定，射线 820 从公共原点 O1 发出。此外，弯曲表面部分 806 由曲率半径 R7 限定，而弯曲表面部分 808 由曲率半径 R8 限定。

【0087】 如此，在髌 52、54 对称的实施例中，弯曲表面部分 202、802 在基本相等的屈曲度之间延伸（即，弯曲表面部分 202、802 每个可从基本相等的早

期屈曲度延伸到基本相等的后期屈曲度)。类似地, 弯曲表面部分 204、804 在基本相等的屈曲度之间延伸, 弯曲表面部分 206、806 在基本相等的屈曲度之间延伸, 弯曲表面部分 208、808 在基本相等的屈曲度之间延伸。此外, 曲率半径 R5 大致等于曲率半径 R1, 曲率半径 R6 大致等于曲率半径 R2, 曲率半径 R7 大致等于曲率半径 R3, 以及曲率半径 R8 大致等于曲率半径 R4。再者, 上述的等式 (4) 的系数值 “a”、“b”、“c” 和/或 “d” 的组对于两个髌是基本类似的。

【0088】 然而, 在其他实施例中, 髌 52、54 是不对称的。如此, 弯曲表面部分 202、802 可在不同的屈曲度之间延伸。此外, 弯曲表面部分 204、804 可在不同的屈曲度之间延伸, 弯曲表面部分 206、806 可在不同的屈曲度之间延伸, 以及弯曲表面部分 207、807 可在不同的屈曲度之间延伸。

【0089】 此外, 在髌 52、54 非对称的那些实施例中, 曲率半径 R5 可不同于曲率半径 R1, 曲率半径 R6 可不同于曲率半径 R2, 曲率半径 R7 可不同于曲率半径 R3, 和/或曲率半径 R8 可不同于曲率半径 R4。再者, 上述的等式 (3) 的系数值 “a”、“b”、“c” 和/或 “d” 的组在髌表面 100 和 800 之间可以是不同的。

【0090】 虽然在附图和前面描述中已经对本公开进行了示出和描述, 但是这样的示出和描述在本质上被认为是示例性的而非限制性的, 要理解的是, 只对示意性的实施例进行了示出和描述, 在本公开精神内的所有改变和修改都需要得到保护。

【0091】 本公开的多个优点来自本文描述的装置和组件的各种特征。要注意的是, 本公开的装置和组件的可替代实施例可以不包括所有描述的特征, 但仍从这类特征的至少一些优点中受益。那些本领域的普通技术人员可以容易地自行设计出结合本发明一个或多个特征并且落入由所附权利要求限定的本公开的精神和范围内的装置和组件。

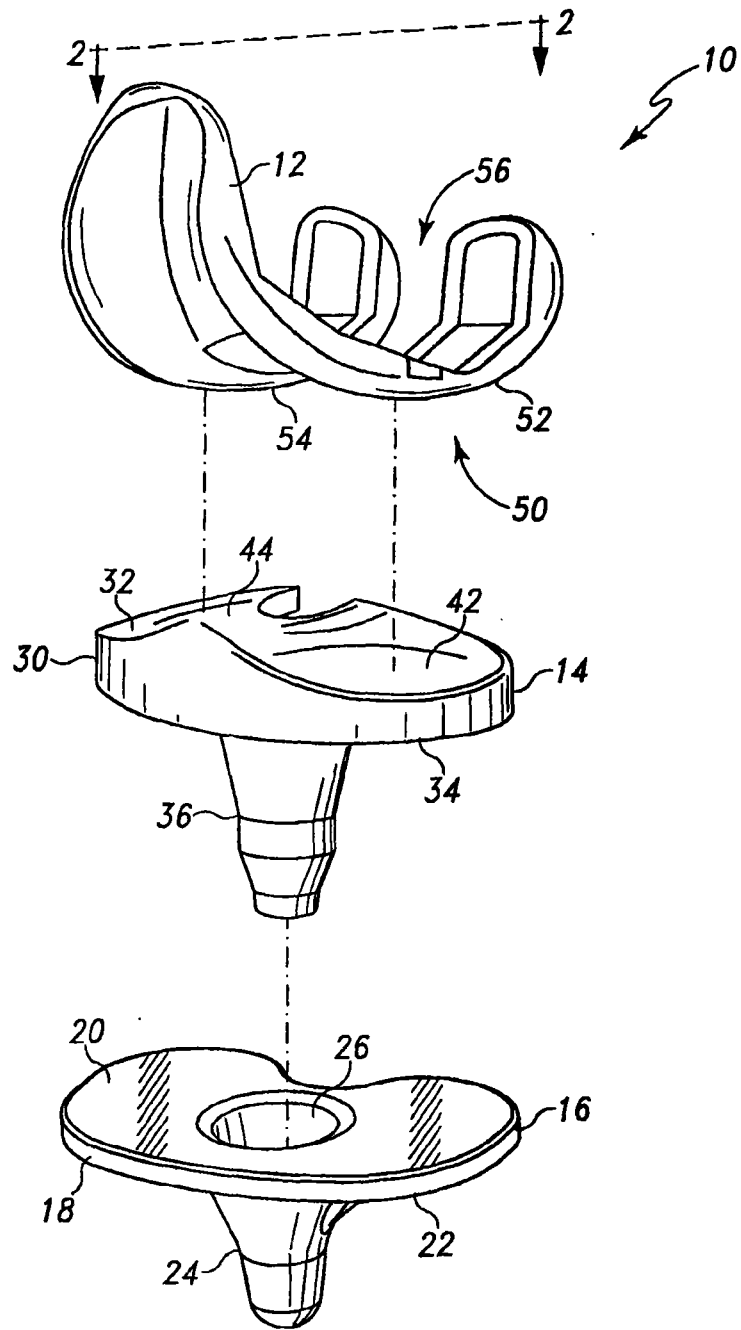


图 1

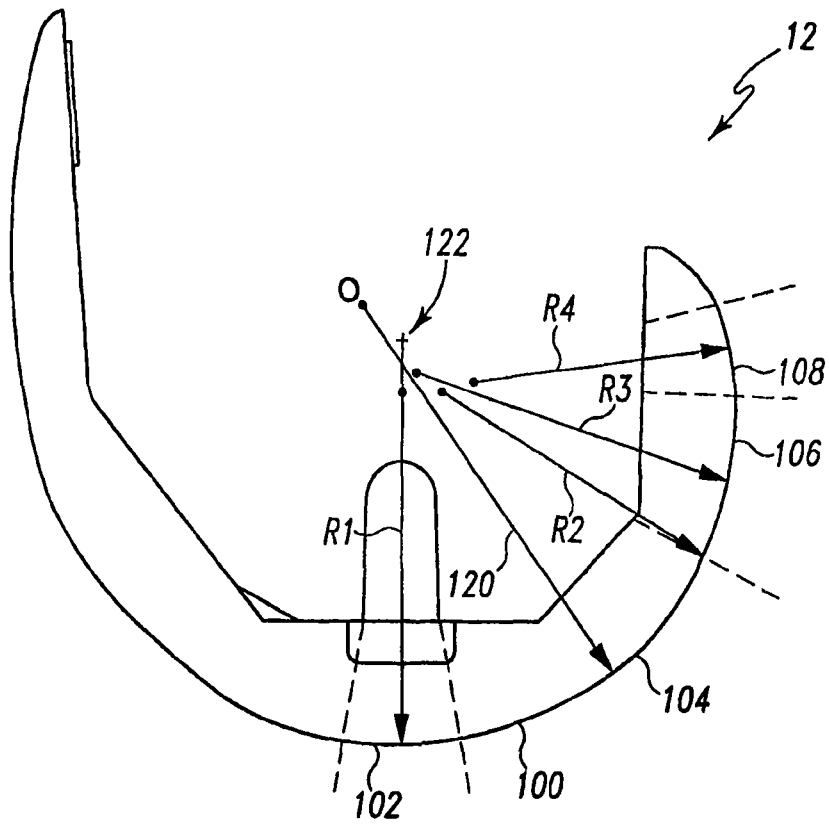


图 2

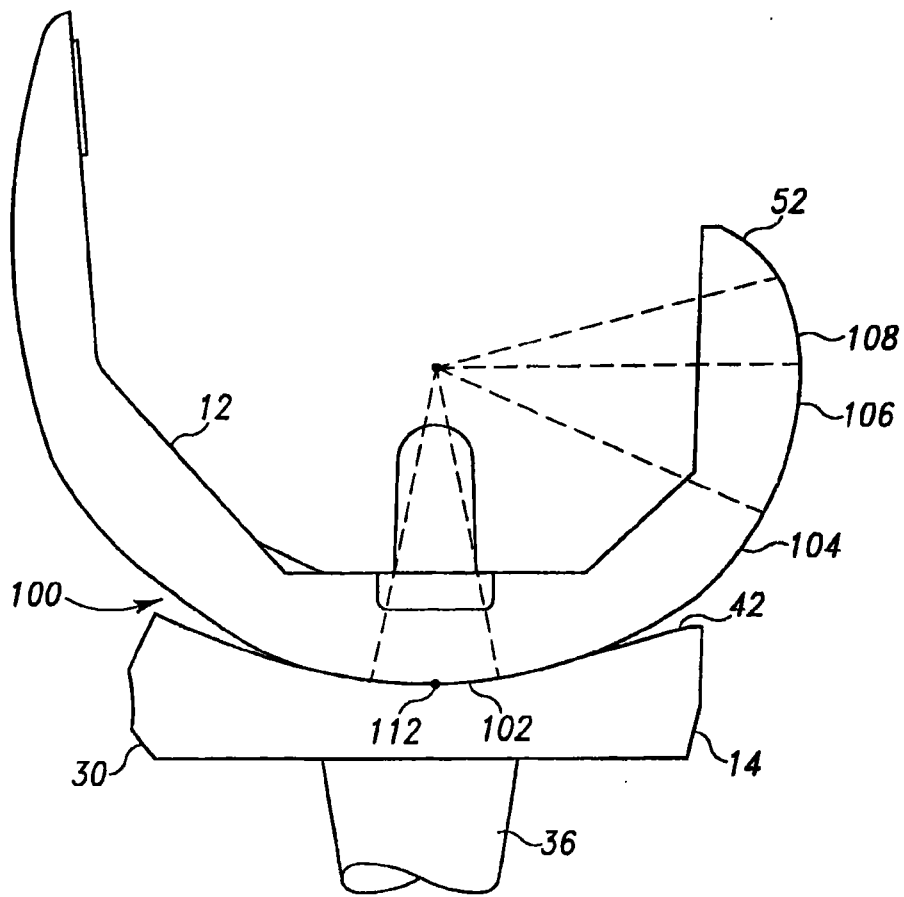


图 3

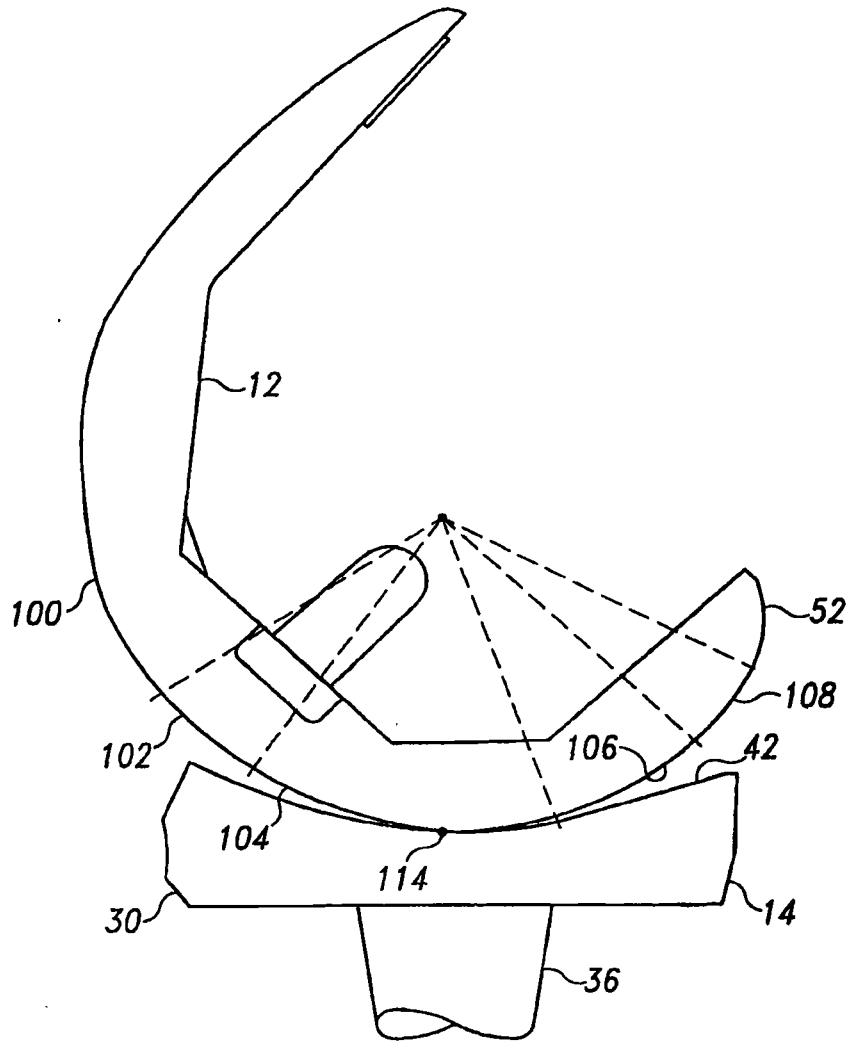


图 4

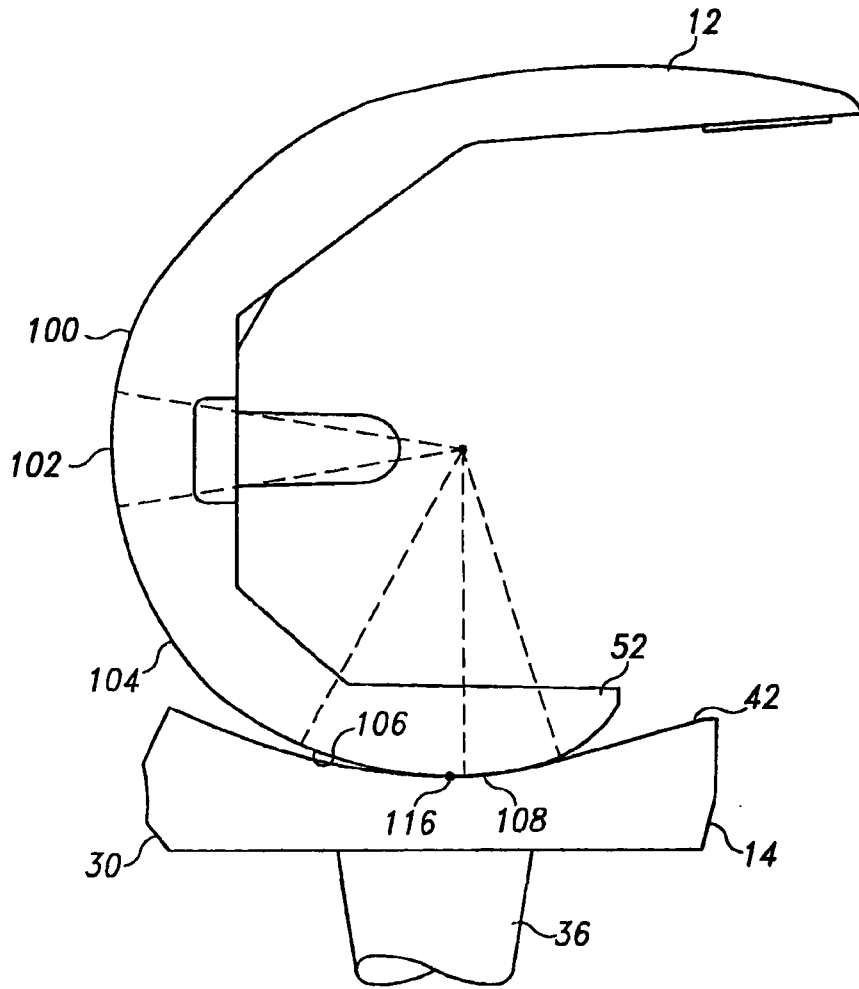


图 5

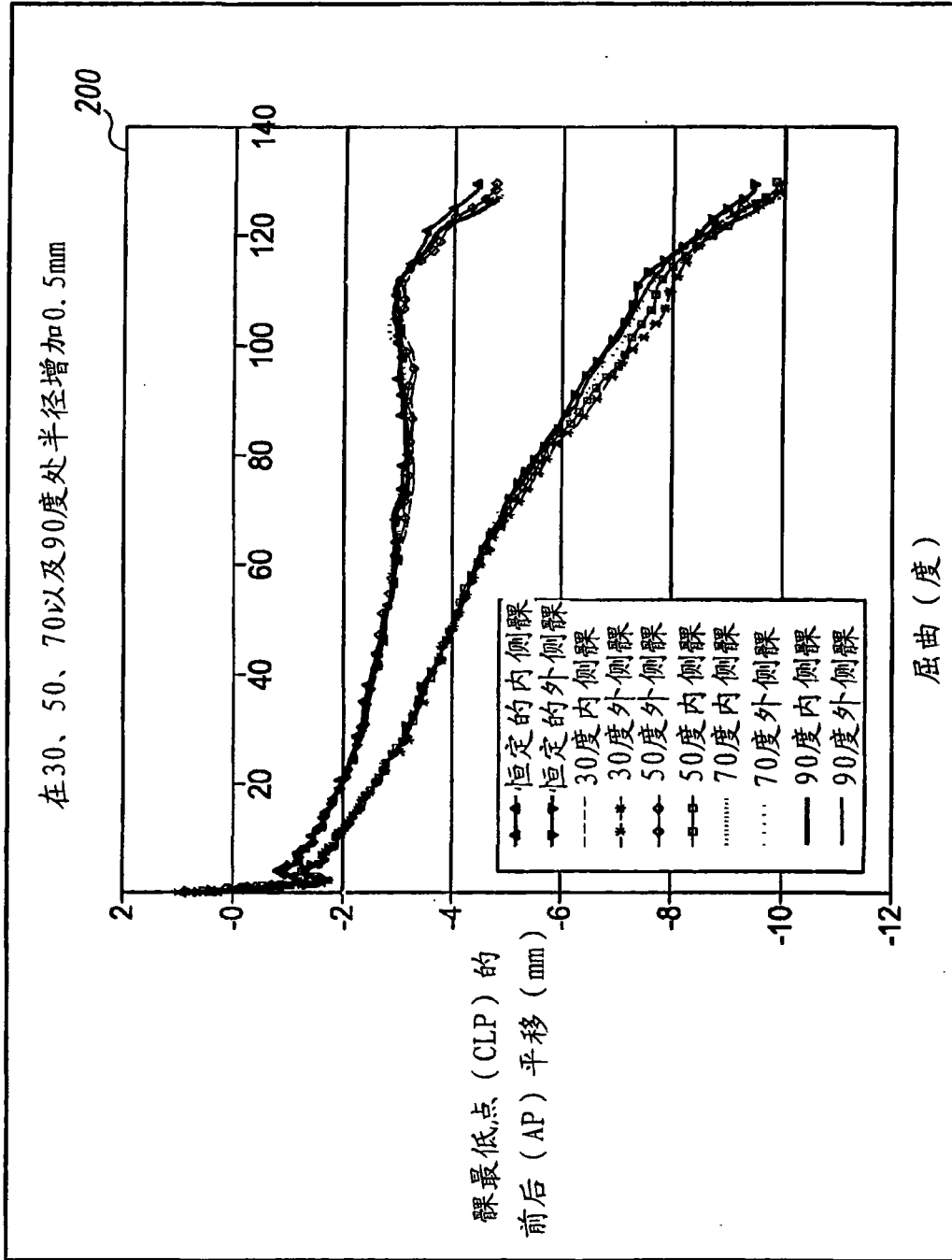


图 6

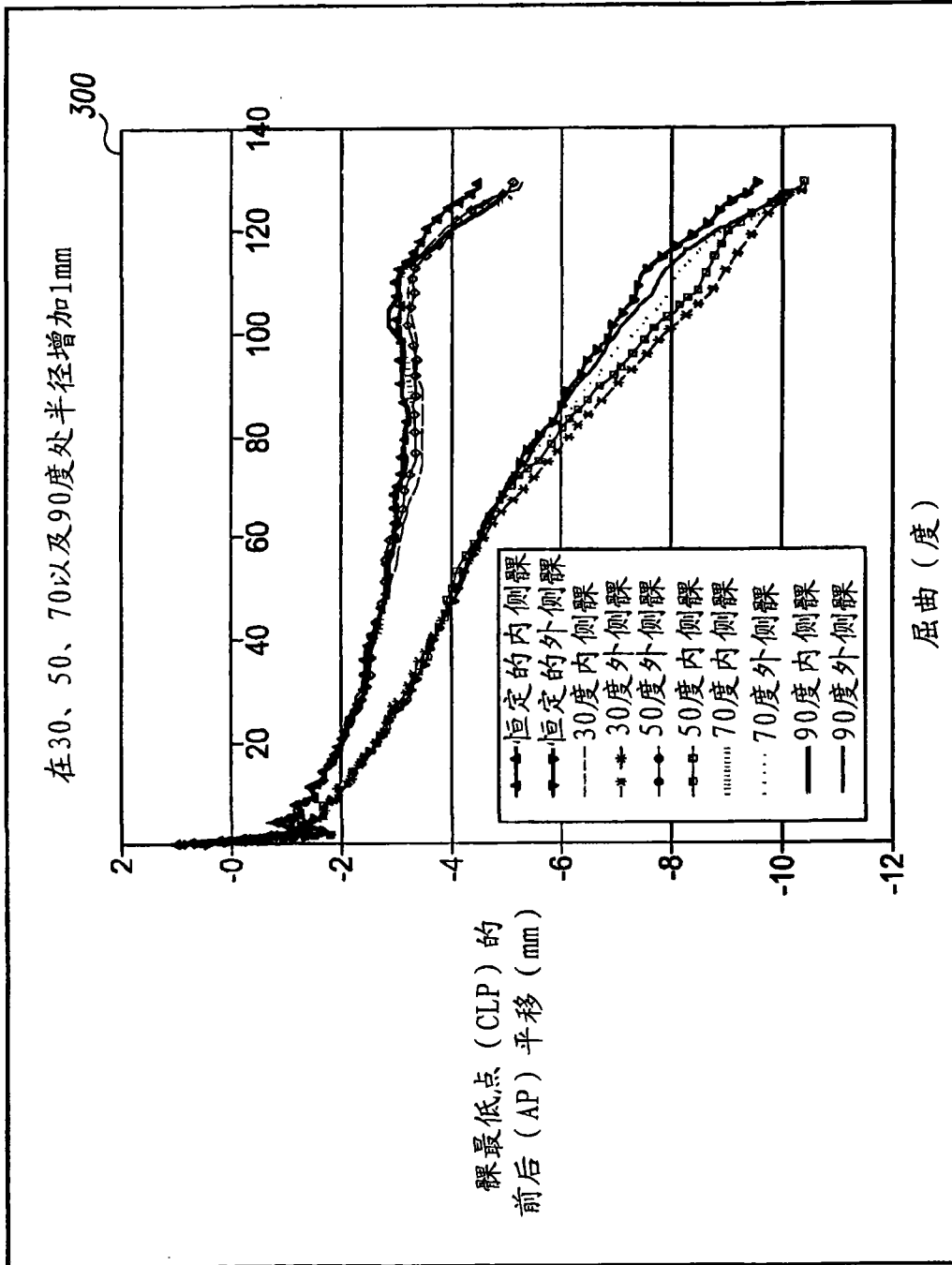


图 7

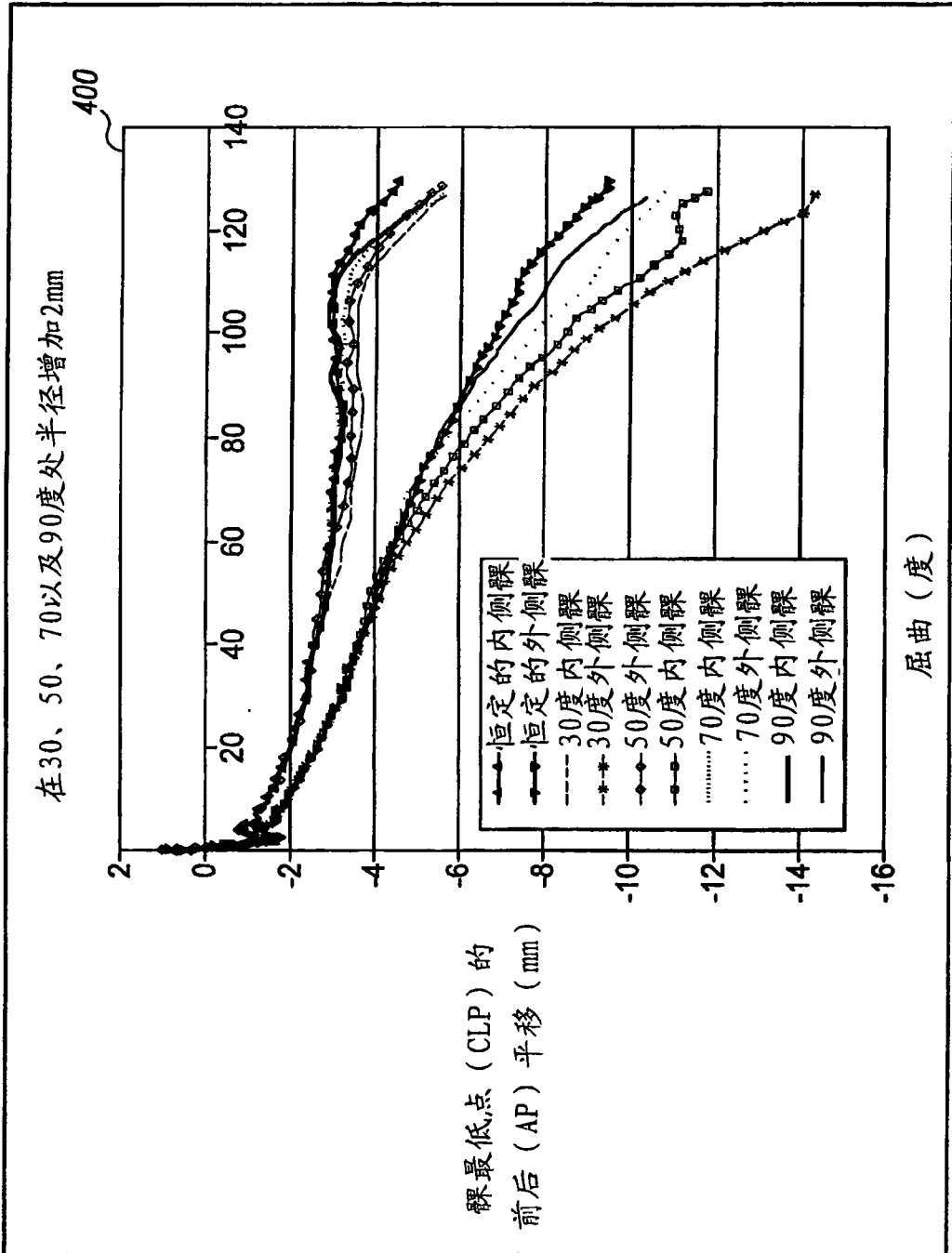


图 8

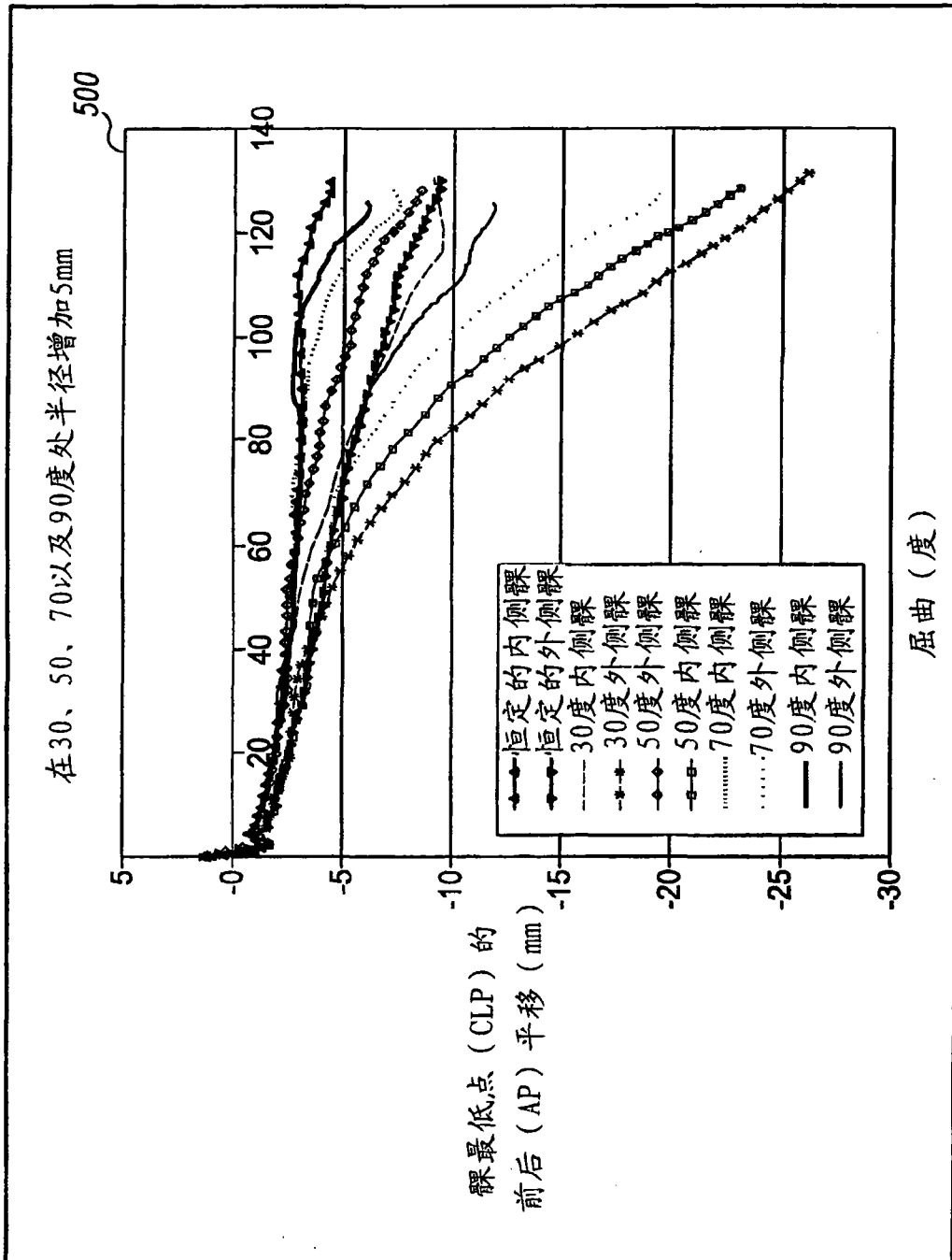


图 9

600 ↘

元件尺寸	R1	R2	R3	R4	R1/R2 比率	R1/R3 比率	R1/R4 比率
1	25.514	18.830	19.972	19.556	1.35	1.28	1.305
2	26.714	19.750	20.911	20.475	1.35	1.28	1.305
3	27.969	20.700	21.894	21.438	1.35	1.28	1.305
4	29.284	21.690	22.923	22.445	1.35	1.28	1.305
5	30.660	22.730	24.000	23.500	1.35	1.28	1.305
6	32.101	23.810	25.128	24.605	1.35	1.28	1.305
7	33.610	24.940	26.309	25.761	1.35	1.28	1.305
8	35.189	26.120	27.546	26.972	1.35	1.28	1.305
9	36.843	27.350	28.840	28.239	1.35	1.28	1.305
10	38.575	28.630	30.196	29.567	1.35	1.28	1.305

图 10

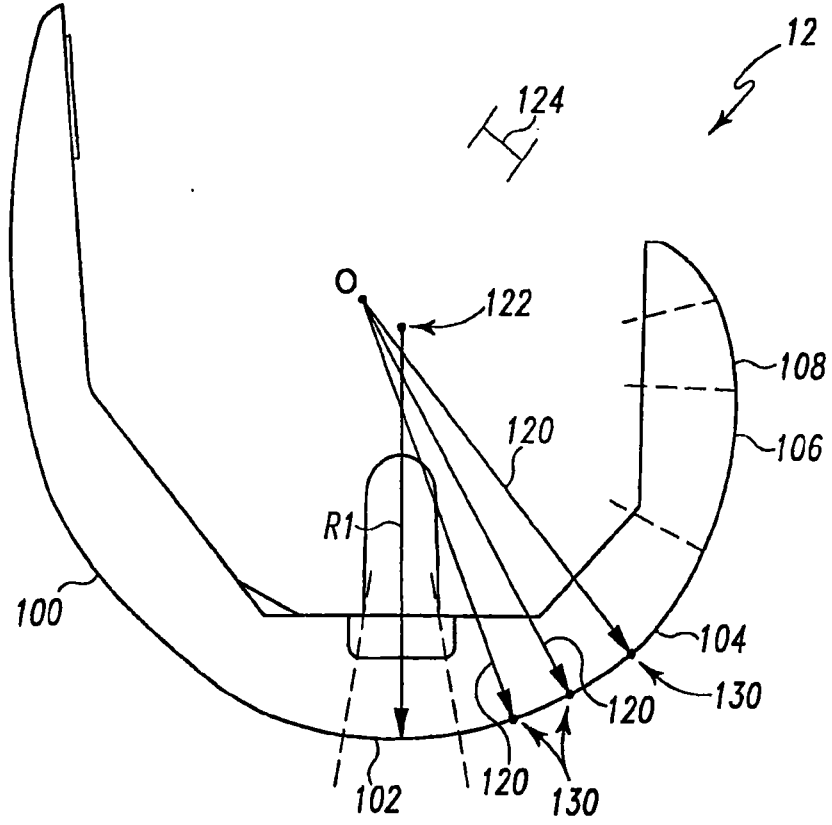


图 11

700 ↙

元件尺寸	起点距离	射线长度等式
1	4.008	$R=29.383391+0.0166694187*\theta-0.00027002378*\theta^2-0.0000124837*\theta^3$
2	3.898	$R=30.470577+0.0166694187*\theta-0.00027002378*\theta^2-0.0000124837*\theta^3$
3	3.722	$R=31.597988+0.0166694187*\theta-0.00027002378*\theta^2-0.0000124837*\theta^3$
4	3.629	$R=32.767114+0.0166694187*\theta-0.00027002378*\theta^2-0.0000124837*\theta^3$
5	3.468	$R=33.979497+0.0166694187*\theta-0.00027002378*\theta^2-0.0000124837*\theta^3$
6	3.288	$R=35.236738+0.0166694187*\theta-0.00027002378*\theta^2-0.0000124837*\theta^3$
7	3.088	$R=36.540498+0.0166694187*\theta-0.00027002378*\theta^2-0.0000124837*\theta^3$
8	2.866	$R=37.892496+0.0166694187*\theta-0.00027002378*\theta^2-0.0000124837*\theta^3$
9	2.623	$R=39.294518+0.0166694187*\theta-0.00027002378*\theta^2-0.0000124837*\theta^3$
10	2.356	$R=40.748416+0.0166694187*\theta-0.00027002378*\theta^2-0.0000124837*\theta^3$

图 12

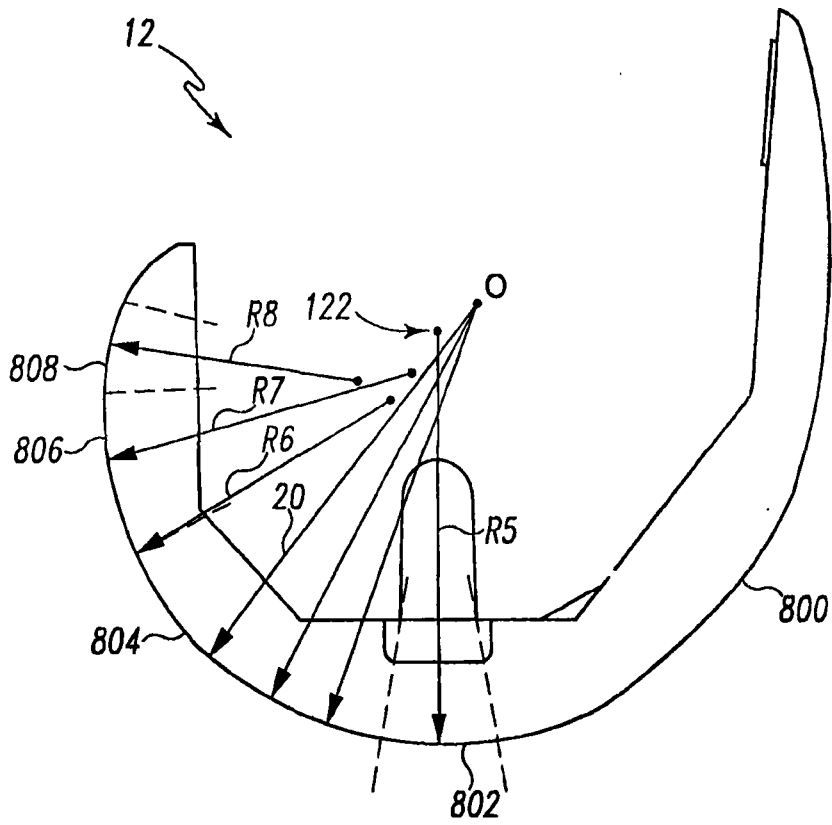


图 13