

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

C08L 67/04

A61L 27/26



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02810101.4

[43] 公开日 2004 年 6 月 30 日

[11] 公开号 CN 1509315A

[22] 申请日 2002.5.17 [21] 申请号 02810101.4

[30] 优先权

[32] 2001.5.17 [33] US [31] 09/859,734

[86] 国际申请 PCT/FI2002/000425 2002.5.17

[87] 国际公布 WO2002/092691 英 2002.11.21

[85] 进入国家阶段日期 2003.11.17

[71] 申请人 伊尼恩有限公司

地址 芬兰坦佩雷

[72] 发明人 T·波赫约宁 H·哈波宁

P·海莱维尔塔 A·凯科宁

J·尼乌文赫伊斯 P·黑尔斯

H·赛勒

[74] 专利代理机构 北京市中咨律师事务所

代理人 黄革生 林柏楠

权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 11 页

[54] 发明名称 可再吸收的聚合物组合物

[57] 摘要

本发明提供了一种新的聚合物组合物，该组合物包含一种基体材料和一种共聚物添加剂，所述基体材料包含生物可降解的聚合物或共聚物，共聚物添加剂包含一种或多种单体，所述单体可使聚合物组合物在室温下的拉伸强度低于基体材料在室温下的拉伸强度。

1. 一种熔融共混的聚合物组合物，含有：

包含可生物降解的聚合物或共聚物的基体材料，和

包含一种或多种单体的共聚物添加剂，所述单体可以使熔融共混的聚合物组合物在室温下的拉伸强度低于基体材料在室温下的拉伸强度。

2. 权利要求 1 的熔融共混的聚合物组合物，其中基体材料为包含丙交酯的聚合物或共聚物。

3. 权利要求 2 的熔融共混的聚合物组合物，其中基体材料选自聚丙交酯、聚乙交酯、聚(L-丙交酯)、聚(D-丙交酯)、聚(L-丙交酯-共-D,L-丙交酯)、聚(L-丙交酯-共-内消旋丙交酯)、聚(L-丙交酯-共-乙交酯)、聚(L-丙交酯-共-ε-己内酯)、聚(D,L-丙交酯-共-内消旋丙交酯)、聚(D,L-丙交酯-共-乙交酯)、聚(D,L-丙交酯-共-ε-己内酯)、聚(内消旋丙交酯-共-乙交酯)、聚(内消旋丙交酯-共-ε-己内酯)。

4. 权利要求 1 的熔融共混的聚合物组合物，其中共聚物添加剂包含碳酸三亚甲酯或二噁烷酮。

5. 权利要求 1 的熔融共混的聚合物组合物，其中基体材料选自聚(L-丙交酯-共-D,L-丙交酯)70: 30、聚(L-丙交酯-共-D,L-丙交酯)80: 20、聚(L-丙交酯-共-乙交酯)85: 15 和聚(L-丙交酯-共-乙交酯)80: 20。

6. 权利要求 1 的熔融共混的聚合物组合物，其中共聚物添加剂选自聚(L-丙交酯-共-碳酸三亚甲酯)、聚(D,L-丙交酯-共-碳酸三亚甲酯)、聚(内消旋丙交酯-共-碳酸三亚甲酯)、聚(乙交酯-共-碳酸三亚甲酯)、聚(L-丙交酯-共-二噁烷酮)、聚(D,L-丙交酯-共-二噁烷酮)、聚(内消旋丙交酯-共-二噁烷酮)和聚(乙交酯-共-二噁烷酮)。

7. 权利要求 1 的熔融共混的聚合物组合物，其中共聚物添加剂为聚(L-丙交酯-共-碳酸三亚甲酯)。

8. 权利要求1的熔融共混的聚合物组合物，其中基体材料的存在量为约50至99%，共聚物添加剂的存在量为1至50%。

9. 一种制备植入物的方法，该方法包括

熔融共混基体材料和共聚物添加剂的混合物，以形成熔融共混的混合物，

由熔融共混的混合物形成植入物，其中该植入物在室温下的拉伸强度低于由不含共聚物添加剂的基体材料形成的植入物在室温下的拉伸强度。

10. 一种由熔融共混的聚合物组合物形成的植入物，所述植入物含有：

包含可生物降解的聚合物或共聚物的基体材料，和

包含一种或多种单体的共聚物添加剂，所述单体可以使该植入物在室温下的拉伸强度低于由不含共聚物添加剂的基体材料形成的植入物在室温下的拉伸强度。

11. 一种制备植入物的方法，该方法包括

熔融共混基体材料和共聚物添加剂的混合物，以形成熔融共混的混合物，

由熔融共混的混合物形成植入物，其中该植入物的玻璃化转变温度低于由不含共聚物添加剂的基体材料形成的植入物的玻璃化转变温度。

12. 一种恢复植入物初始拉伸强度的方法，该方法包括

熔融共混基体材料和共聚物添加剂的混合物，以形成熔融共混的混合物，

由熔融共混的混合物形成植入物，

使植入物的拉伸强度提高，以及

加热植入物以使植入物的拉伸强度降低数分钟以上的时间。

可再吸收的聚合物组合物

发明背景

1.发明领域

本发明总体上涉及适用于生产医疗植入物的新的聚合物组合物。更具体地讲，本发明涉及具有一种添加组分的共混聚合物组合物，与没有该添加组分的聚合物组合物相比，所述共混聚合物组合物可制得具有低拉伸强度的共混物。该共混聚合物组合物可生物降解或可生物再吸收。还公开了降低共聚物拉伸强度的方法。这种新的聚合物组合物可被制成植入人体用的医疗植入物。

2.背景技术

用于生产植入物的可生物降解聚合物材料及其共混物以及植入物本身已经是公知的。例如参见美国专利 USP 5700901、5502159、5868746、5569250、6093201、5314989、5403347、5372598、4905680、5468242 和 5690631，这里将它们每一个的全部引入作为参考。然而，没有公开过由其制成的植入物的拉伸强度较低并由此获得冷弯曲性能的聚合物组合物与共聚物。

发明概述

本发明总体上涉及适用于生产医疗植入物的新的聚合物组合物。该聚合物组合物为生物可相容的并可生物再吸收。按照本发明的一个实施方案，将基于乳酸或羟基乙酸的聚合物或共聚物与一种或多种共聚物添加剂共混。例如通过公知的方法如熔融共混和注射成型等，将所得的共混物用于形成植入物。与由缺少该一种或多种共聚物添加剂的聚合物或共聚物形成的植入物相比，所得的植入物具有较低的拉伸强度和较高的延展性。按照

本发明的共聚物添加剂包含可生物再吸收的单体以及可降低整个聚合物组合物拉伸强度的单体。结果，由本发明的新的聚合物组合物制成的植入物具有有利的冷弯曲性能，即在室温下不破裂或断裂即可弯曲。此外，本发明的植入物可被复原，即通过使植入物升温可恢复经长时间后可能会降低的冷弯曲性能。

本发明还包括制备植入物的方法以及所得的植入物本身，由于在挤出过程之前或者在挤出过程中向可生物再吸收的聚合物或共聚物中混入了共聚物添加剂，所得的植入物具有较低的拉伸强度。按照该方法，可提供可生物再吸收的聚合物或共聚物。可将可生物再吸收的聚合物或共聚物与共聚物添加剂混合，然后对混合物进行熔融共混。或者是，各组分可在注射成型工序之前单独或顺序地熔融，然后再一起共混。

本发明进一步还涉及由本发明的聚合物组合物形成的植入物的初始物理性能的恢复方法。按照本发明，由本发明形成的植入物的物理性能允许随例如时间的推移而改变，这种时间的推移与储存期有关。之后将植入物在例如温度控制加热板上加热足够长的时间，以大体上恢复植入物的初始物理性能。

据此，本发明的一个目的是提供具有较低拉伸强度和较高延展性的聚合物组合物。本发明的另一目的是提供适用于生产可生物降解或可生物再吸收的植入物的聚合物组合物。本发明的另一目的是提供一种改变植入物的拉伸强度以适应具体植入应用的方法。本发明的再一目的是提供一种可生物降解或可生物再吸收的植入物，该植入物是可冷弯曲的，即在室温下不破裂或断裂即可弯曲。本发明的再一目的是消除在植入人体前对植入物进行预加热的需要。本发明的再一目的是提供一种大体上恢复植入物初始物理性能的方法。由下述描述并结合附图，本发明的这些和其它目的、特征和优点将变得十分清楚。

附图说明

图1是给出用于生产注射成型板测试片的不同的聚合物组合物的表。

图 2 是由不同的聚合物组合物制得的 25 个植入物在室温和 37℃下的断裂伸长图。

图 3 是由不同的聚合物组合物制得的 25 个植入物在室温和 37℃下的断裂拉伸应力图。

图 4 是称为 LACTOSORB 的现有技术设备的、以牛顿表示的拉伸应力图。

图 5 是称为 BIOSORB FX 的现有技术设备的、以牛顿表示的拉伸应力图。

图 6 是不同植入物在室温下的伸长 - 拉伸应力(牛顿)图。

图 7 是 37℃下的伸长 - 拉伸应力(牛顿)图。

图 8 是在室温和 37℃下，植入物中本发明的共聚物添加剂的重量 % - 植入物的拉伸应力(牛顿)图。

图 9 是在室温和 37℃下，植入物中本发明的共聚物添加剂的重量 % - 植入物的断裂伸长(mm)图。

图 10 是不同植入物在制成后以及储存 12 周后的断裂伸长 - 拉伸强度图。

图 11 显示的是通过 50℃下热处理 5 分钟得到的、不同的老化植入物的初始拉伸性能的恢复。

某些优选实施方案的详细描述

可以特别有利地应用本发明的原理，以提供由具有优越拉伸性能的聚合物组合物形成的新的植入物。一方面，本发明提供了一种包含基体材料和共聚物添加剂的熔融共混的聚合物组合物，其中基体材料包含一种可生物降解的聚合物或共聚物，共聚物添加剂包含一种或多种赋予、提供或者改变熔融共混的聚合物组合物在室温下的拉伸强度的单体，所述熔融共混的聚合物组合物在室温下的拉伸强度低于基体材料在室温下的拉伸强度。通过各种加工步骤包括注射成型、挤出、加压熔融(pressure melting)、热压和其它本领域技术人员公知的方法，本发明的聚合物组合物可以用来形

成具有所需性能的植入物。术语“注射成型”不应被解释成制备本发明植入物的唯一方式。另一方面，本发明涉及通过热塑性变形而制备或改性的植入物。

按照本发明，提供一种作为初始基体材料的可生物降解的聚合物或共聚物，然后将其与一种或多种共聚物添加剂混合，以改变可生物降解的聚合物或共聚物的拉伸性能。按照本发明的一个实施方案，可生物降解的聚合物或共聚物，即基体材料，为乳酸、L-丙交酯、D-丙交酯、D,L-丙交酯、内消旋丙交酯、羟基乙酸、乙交酯等，和任选地其它可与丙交酯共聚的环酯的聚合物或共聚物。也可以有其它的共聚单体以赋予所需的性能，例如 α -、 β -或 γ -羟基丁酸， α -、 β -或 γ -羟基戊酸，以及其它羟基脂肪酸(C₁₁-C₂₅)如硬脂酸、棕榈酸、油酸和月桂酸等。据此，本发明的基体材料包括聚丙交酯、聚乙交酯、聚(L-丙交酯)、聚(D-丙交酯)、聚(L-丙交酯-共-D,L-丙交酯)、聚(L-丙交酯-共-内消旋丙交酯)、聚(L-丙交酯-共-乙交酯)、聚(L-丙交酯-共- ϵ -己内酯)、聚(D,L-丙交酯-共-内消旋丙交酯)、聚(D,L-丙交酯-共-乙交酯)、聚(D,L-丙交酯-共- ϵ -己内酯)、聚(内消旋丙交酯-共-乙交酯)、聚(内消旋丙交酯-共- ϵ -己内酯)等。当基体材料为共聚物时，单体单元的比例为50: 50、60: 40、70: 30、80: 20、85: 15，以及介于其间的所有适宜的比例。例如适宜的基体材料包括聚(L-丙交酯-共-D,L-丙交酯)70: 30，聚(L-丙交酯-共-D,L-丙交酯)80: 20，聚(L-丙交酯-共-乙交酯)85: 15，和聚(L-丙交酯-共-乙交酯)80: 20。含L-丙交酯组分的共聚物优选含有至少70%的L-丙交酯组分，更优选含有约70至95%的L-丙交酯组分。适于作基体材料的聚合物或共聚物可由许多来源购得，或由本领域技术人员公知的方法很容易制得。

按照本发明，本发明的共聚物添加剂基于可生物降解的单体和可以改变所得植入物拉伸性能的单体。包含在共聚物添加剂中的单体可以是任何顺序。例如，共聚物添加剂包括无规共聚物和嵌段共聚物。根据本发明的一个实施方案，共聚物添加剂是包含乳酸、L-丙交酯、D-丙交酯、D,L-丙交酯、内消旋丙交酯、羟基乙酸、乙交酯等中的一种或多种以及碳酸三亚

甲酯和二噁烷酮中的一种或多种的那些。在本发明范围内的一些优选的共聚物添加剂包括聚(L-丙交酯-共-碳酸三亚甲酯)、聚(D,L-丙交酯-共-碳酸三亚甲酯)、聚(内消旋-丙交酯-共-碳酸三亚甲酯)、聚(乙交酯-共-碳酸三亚甲酯)、聚(L-丙交酯-共-二噁烷酮)、聚(D,L-丙交酯-共-二噁烷酮)、聚(内消旋-丙交酯-共-二噁烷酮)和聚(乙交酯-共-二噁烷酮)等。适于作基体材料的聚合物或共聚物可由许多来源购得，或由本领域技术人员公知的方法很容易制得。

按照本发明，向基体材料中加入包含碳酸三亚甲酯和/或二噁烷酮的共聚物添加剂，可使得由其制得的植入物或其它器件具有较高的断裂伸长率和较低的拉伸强度。特别有利的是，本发明的植入物具有较低的拉伸强度，所形成的植入物为冷可弯曲的，即在室温下可弯曲而不会在视觉上看出破裂或断裂。本发明的具有优势的冷可弯曲的植入物，使得使用者在使植入物成不规则或弯曲表面轮廓时具有更大的灵活性，而不会给植入物本身过度地施加应力。据此，本发明特别有用的一点是，通过将基体材料与本发明的聚合物添加剂共混，降低了由可生物降解的聚合物或共聚物单独形成的植入物的拉伸强度。所得的冷可弯曲的植入物避免了使用加热系统来预加热否则将会是脆性的植入物以使其在植入体内轮廓面上之前成为韧性状态。

按照本发明的另一方面，提供了一种制备植入物的方法，所述植入物最终的结晶度低于共混在一起以制备植入物的每一单独的聚合物或共聚物的结晶度。据此，将具有一定结晶度的基体聚合物或共聚物与具有一定结晶度的共聚物添加剂共混。所得的可以是植入物形式的共混物的结晶度低于基体聚合物或者共聚物添加剂的结晶度。较低的结晶度导致与基体聚合物自身相比，共混物具有较低的拉伸强度。按照本发明的这一点，制得了其中共混物的特征是成连续相或者非连续相的共混物。

按照本发明的另一方面，提供了一种制备基体聚合物或共聚物与共聚物添加剂的共混物的植入物的方法，所述共混物最终的玻璃化转变温度低于基体聚合物或共聚物自身的玻璃化转变温度。据此，将具有一定玻璃化

转变温度的基体聚合物或共聚物与共聚物添加剂共混。所得的可以是植入物形式的共混物的玻璃化转变温度低于基体聚合物或共聚物的玻璃化转变温度。较低的玻璃化转变温度导致与基体聚合物自身相比，共混物具有较低的拉伸强度。

按照本发明的某些方面，本发明的混合物或共混物含有其量为约 50 至约 99 % 的基体材料。同样地，根据选择的基体材料的初始量以及所需的对拉伸强度的降低，聚合物或共聚物添加剂的存在量为约 1 至约 50 %。图 1 确定了已被配制并用于制备注射成型板测试片的 25 个不同的组合物。基体材料包括图 1 所示以百分量表示的聚(L-丙交酯-共-D,L-丙交酯)70: 30、聚(L-丙交酯-共-D,L-丙交酯)80: 20、聚(L-丙交酯-共-乙交酯)85: 15 和聚(L-丙交酯-共-乙交酯)80: 20。聚合物添加剂为图 1 所示的以百分量表示的聚(L-丙交酯-共-碳酸三亚甲酯)70: 30。

下述实施例意在说明本发明的某些实施方案，并不是以任何方式限制本发明。

实施例 I

聚合物组合物的制备

总的来说，通过人工混合商品可得的基体材料和商品可得的共聚物添加剂，来制备图 1 确定的聚合物组合物。然后将所得的混合物熔融共混并注射成型为板状测试片。然后按下述程序测定板状测试片的断裂伸长、断裂拉伸应力和拉伸强度。

更具体地讲，通过对商品可得的颗粒材料和商品可得的共聚物添加剂进行干混来制备聚合物组合物。按所需重量比将各组分称量加入一容器内，然后将该容器在 Turbula T2F 振动混合器中旋转 30 分钟，直至得到均匀的干混物。随后将所得的混合物在 60 °C 下真空干燥 6 小时，之后熔融共混并注射成型为板状测试片。然后按下述程序测定板状测试片的断裂伸长、断裂拉伸应力和拉伸强度。所用的注射成型机为合模力为 300kN 的全电子化 Fanuc Roboshot Alpha i30A 注塑机。注射单元配有高速(最大

66cm³/s-330mm/s)、高压(最大 2500 巴)注射选择。机筒直径为 16mm 并配有三个带式加热区、一个标准断面耐腐蚀螺杆和一个 2.5mm 孔径的标准开放注嘴。在加工的计量阶段过程中，材料的挤出机熔融共混和均化条件包括背压 40 至 60 巴、螺杆速度 60 至 100rpm 和机筒温度 160 至 230°C。注射成型条件包括注嘴温度 180 至 230°C、注射速度 80 至 300mm/s、最大注射压力 2500 巴、保压压力 1000 至 2300 巴 3 至 8 秒、冷却时间 10 至 22 秒、以及模具温度 20 至 30°C。

总的循环时间为 20 至 40 秒，由下述在一个注射成型加工循环过程中的几个阶段组成：关闭模具，将熔融的聚合物注射入模具内，保压，冷却(在冷却阶段过程挤出机对下一个循环进行计量)，打开模具，以及顶出板材。

实施例 II

测定断裂伸长

按上述程序，测定了不同的注射成型板的断裂伸长。

用带有 10kN 载荷传感器的 Zwick Z020/TH2A 通用材料测试机测定测试板的断裂伸长。在刚一打开消毒箱之后、在室温下测定，或者在 37°C 的水中预老化 30 分钟之后在 37°C 的水浴中测定 γ 射线消毒的板。通过板孔在板的两端用三个销固定板。以定速 5mm/分钟对板加载，直至板断裂。按照标准(ASTM D638M)确定以毫米(mm)表示的断裂伸长。用通用材料测试机的滑动横梁移动来测定样品的伸长。

实施例 III

测定断裂拉伸应力

按上述程序，测定了不同的注射成型板的断裂拉伸应力。

用带有 10kN 载荷传感器的 Zwick Z020/TH2A 通用材料测试机测定测试板的断裂拉伸应力。在刚一打开消毒箱之后、在室温下测定，或者在 37 °C 的水中预老化 30 分钟之后在 37 °C 的水浴中测定 γ 射线消毒的板。通过板孔在板的两端用三个销固定板。以定速 5mm/分钟对板加载，直至板断裂。按照标准(ASTM D638M)确定以牛顿(N)表示的断裂拉伸应力。

实施例 IV

测定拉伸强度

按上述程序，测定了不同的注射成型板的拉伸强度。

用带有 10kN 载荷传感器的 Zwick Z020/TH2A 通用材料测试机测定测试板的拉伸强度。在刚一打开消毒箱之后、在室温下测定，或者在 37℃ 的水中预老化 30 分钟之后在 37℃ 的水浴中测定 γ 射线消毒的板。通过板孔在板的两端用三个销固定板。以定速 5mm/分钟对板加载，直至板断裂。确定以牛顿(N)表示的最大载荷，并按照标准(ASTM D638M)确定拉伸强度。

$$\sigma = F_{\max}/A_{\min}$$

其中 σ = 拉伸强度(MPa)

F_{\max} = 最大载荷(N)

A_{\min} = 板的最小横截面积(mm^2)

实施例 V

测试数据

图 2 是图 1 的不同注射成型测试板在室温(RT)和 37℃ 下的断裂伸长图。R1LF-1 是用于某些颅部-颌-面部骨折镶片体系的商品可得的聚合物组合物。由图 2 可以看出，在室温和 37℃ 下的断裂伸长通常随共聚物添加剂量的增加而提高。由 R1LF-1 表示的、不含共聚物添加剂的商品可得的材料断裂伸长较低，说明测试板在室温下是脆性的且不是冷可弯曲的。按照本发明，当测试板的断裂伸长率大于 5% 时，测试板为冷可弯曲的。

图 3 是图 1 的测试板的断裂拉伸应力图。由图 3 可以看出，室温和 37℃ 下的断裂拉伸应力通常随共聚物添加剂量的增加而降低。此外，退火后的断裂拉伸应力增加说明测试板的稳定性提高。

图 4 是商品名为 LACTOSORB、由 82% 乙交酯和 18% L-丙交酯的嵌段共聚物形成的商品可得的板在室温和 37℃ 下的拉伸应力-伸长图。数据说明，没有本发明共聚物添加剂的 LACTOSORB 板在室温下是脆性的，且不是冷可弯曲的。

图 5 是商品名为 BIOSORB、由增强的聚(L-丙交酯-共-乙交酯)70: 30 形成的商品可得的板在室温和 37℃下的拉伸应力-伸长图。数据说明，BIOSORB 板不象 LACTOSORB 板那样脆，然而，BIOSORB 板是自增强的，这减损了它的弯曲强度。而且，BIOSORB 板一旦在水中加热便不能被成形，且加热后尺寸收缩。

图 6 是不含本发明的共聚物添加剂的测试板以及含本发明的共聚物添加剂的测试板在室温下的拉伸应力-伸长图。不含共聚物添加剂的测试片在 1.5mm 应变下断裂，说明该材料不是冷可弯曲的。

图 7 是不含本发明共聚物添加剂的图 6 的测试板，以及含本发明共聚物添加剂的图 6 的测试板，在 37℃下的拉伸应力-伸长图。不含共聚物添加剂的测试片在 37℃下具有所需的拉伸应力，然而在室温下它仍呈脆性。相反，本发明的测试板在室温和 37℃下均是可弯曲的。

图 8 是拉伸强度-共聚物添加剂重量百分数图，它进一步说明了不含共聚物添加剂的测试片在室温下的脆性本质。

图 9 是断裂伸长-共聚物添加剂重量百分数图，它进一步说明了不含共聚物添加剂的测试片在室温下的脆性本质。

图 10 是不同的植入物在生产后以及在储存 12 周后的拉伸强度和断裂伸长图。由于老化影响，断裂伸长随储存时间的增加而降低。据信，聚合物链随时间的推移而重排，以减小自由体积并提高了测试板的玻璃化转变温度，由此提高了测试板的拉伸强度，因此降低了测试板的冷可弯曲能力。然而，图 11 显示了通过将测试板浸入到 50℃的水中 5 分钟，各种不同的老化的植入物其初始拉伸性能的恢复。当测试板被加热时，聚合物链回到其初始构象且自由体积增加，由此降低了测试板的拉伸强度。因此根据本发明的这一方面，提供了一种恢复由本发明的聚合物组合物制得的植入物的初始物理性能的方法，例如降低拉伸强度的方法，其中，允许植入物的拉伸强度可以例如在室温下增加。然后在室温之上将植入物加热足够长的一段时间，以降低植入物在室温下的拉伸强度。按照本发明，含共聚物添加剂的测试片当复原时可保持其较低的拉伸强度较长时间，即几小时至几天，与此相对比，不含共聚物添加剂的测试片则只有几秒至几分钟。

应当理解的是，已经描述的本发明的实施方案，仅举例说明了本发明原理的一些应用。本领域技术人员在不背离本发明精神和范围的前提下可以作出许多改进。

研究基体: R1LF
产品: 2.0×33mm GL底壳形板
生产方法: 注射成型

材料: PLA/ATHC 70:30
组成: A PLA/ATHC 70:30
B P(LDCL)A 70:30
C P(LDCL)A 70:30
D P(LDCL)A 80:20
E PLGA 85:15
F PLGA 85:15

配方序号	材料 A (w-%)	材料 B (w-%)	材料 C (w-%)	材料 D (w-%)	材料 E (w-%)	材料 F (w-%)
R1LF-1	0	100				
R1LF-2	20	80				
R1LF-3	30	70				
R1LF-4	40	60				
R1LF-5	50	50				
R1LF-6	100	0				
R1LF-7	0	100				
R1LF-8	20	80				
R1LF-9	30	70				
R1LF-10	40	60				
R1LF-11(未注)	50	50				
R1LF-12	0	100				
R1LF-13	20	80				
R1LF-14	30	70				
R1LF-15	40	60				
R1LF-16	50	50				
R1LF-17	0	100				
R1LF-18	20	80				
R1LF-19	30	70				
R1LF-20	40	60				
R1LF-21(未注)	50	50				
R1LF-22	0	100				
R1LF-23	20	80				
R1LF-24	30	70				
R1LF-25	40	60				
R1LF-26(未注)	50	50				

图1

6孔板B15570 Rev0的拉伸测试结果

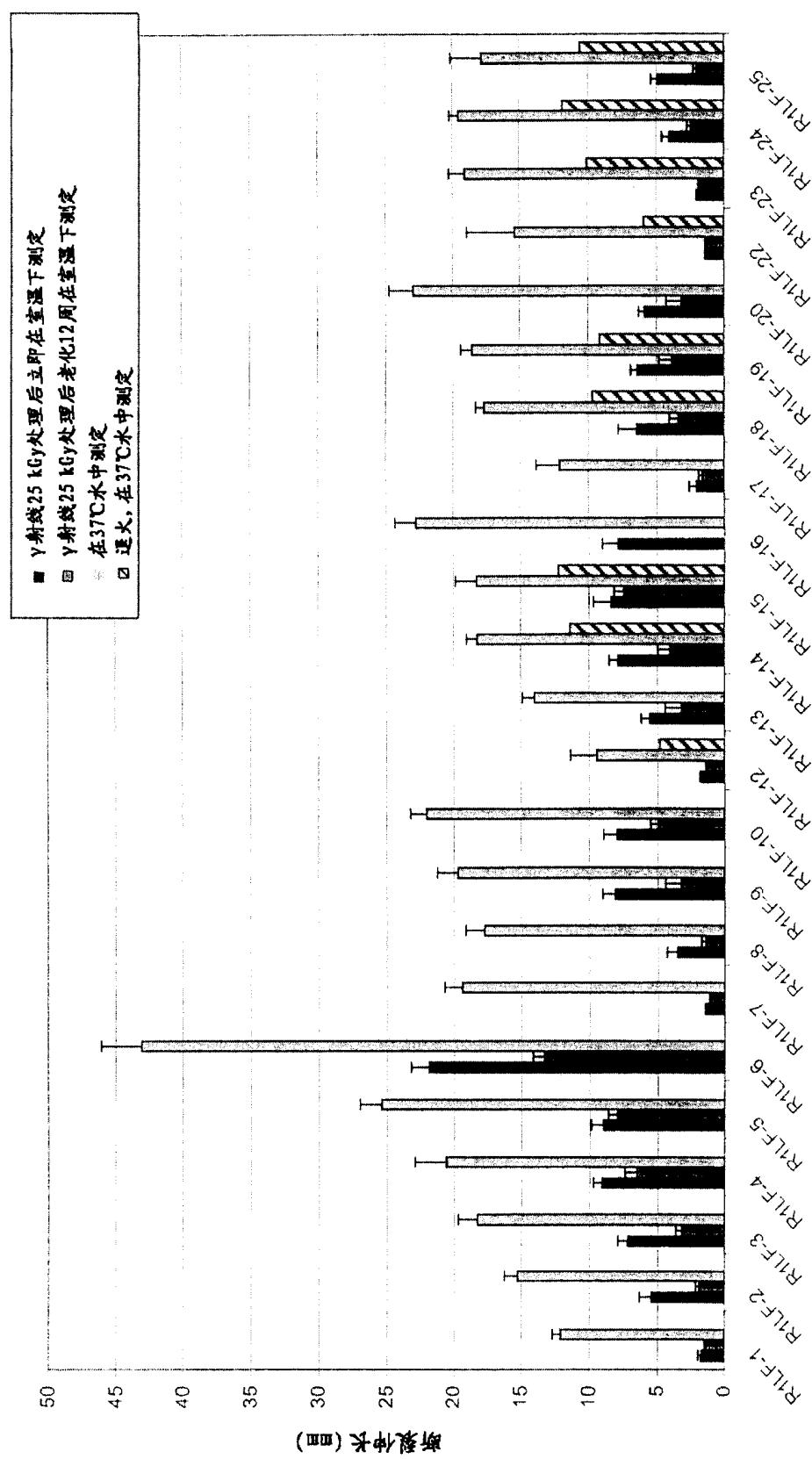


图2

6孔板B15570 Rev0的拉伸测试结果

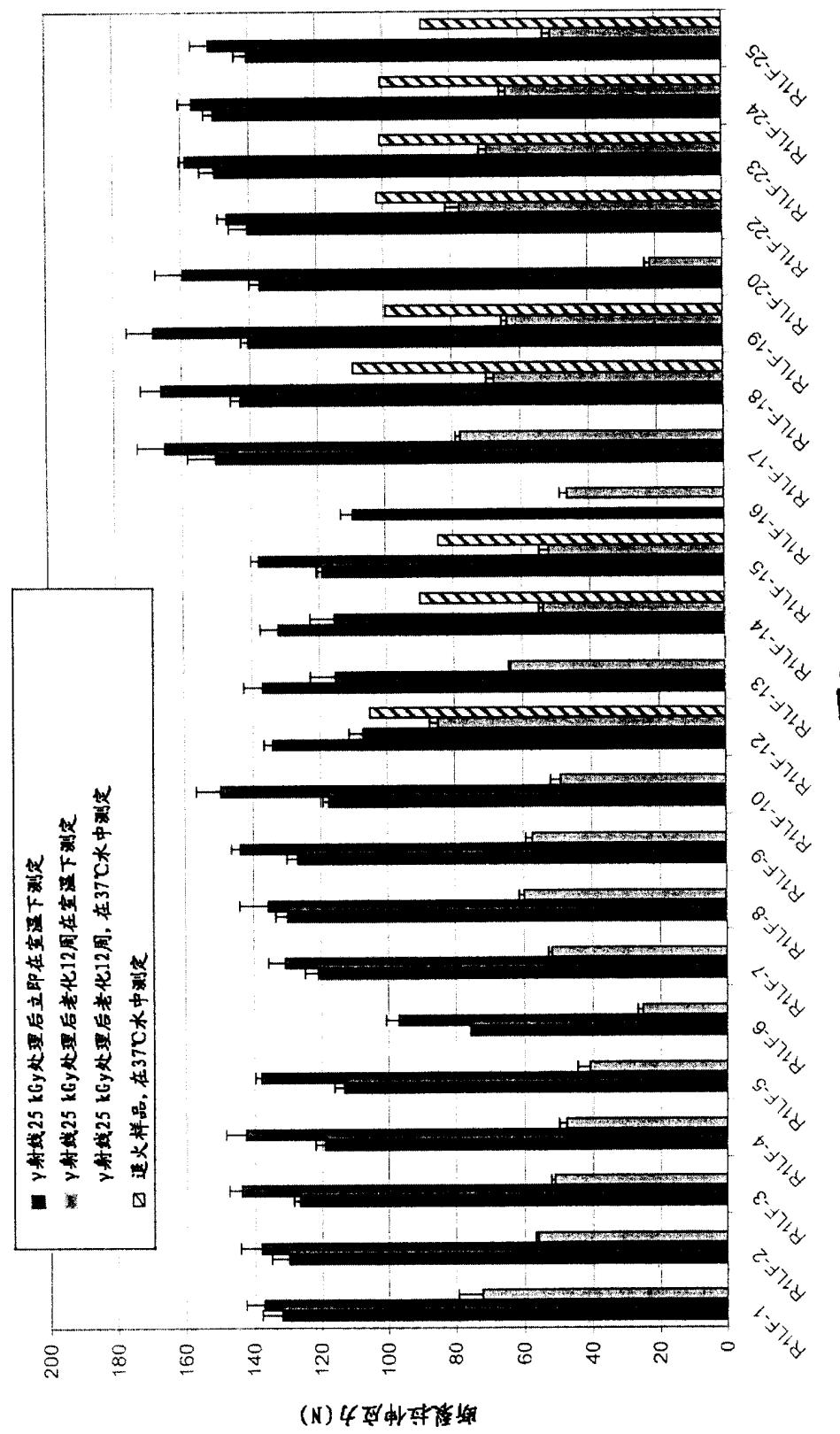


图3

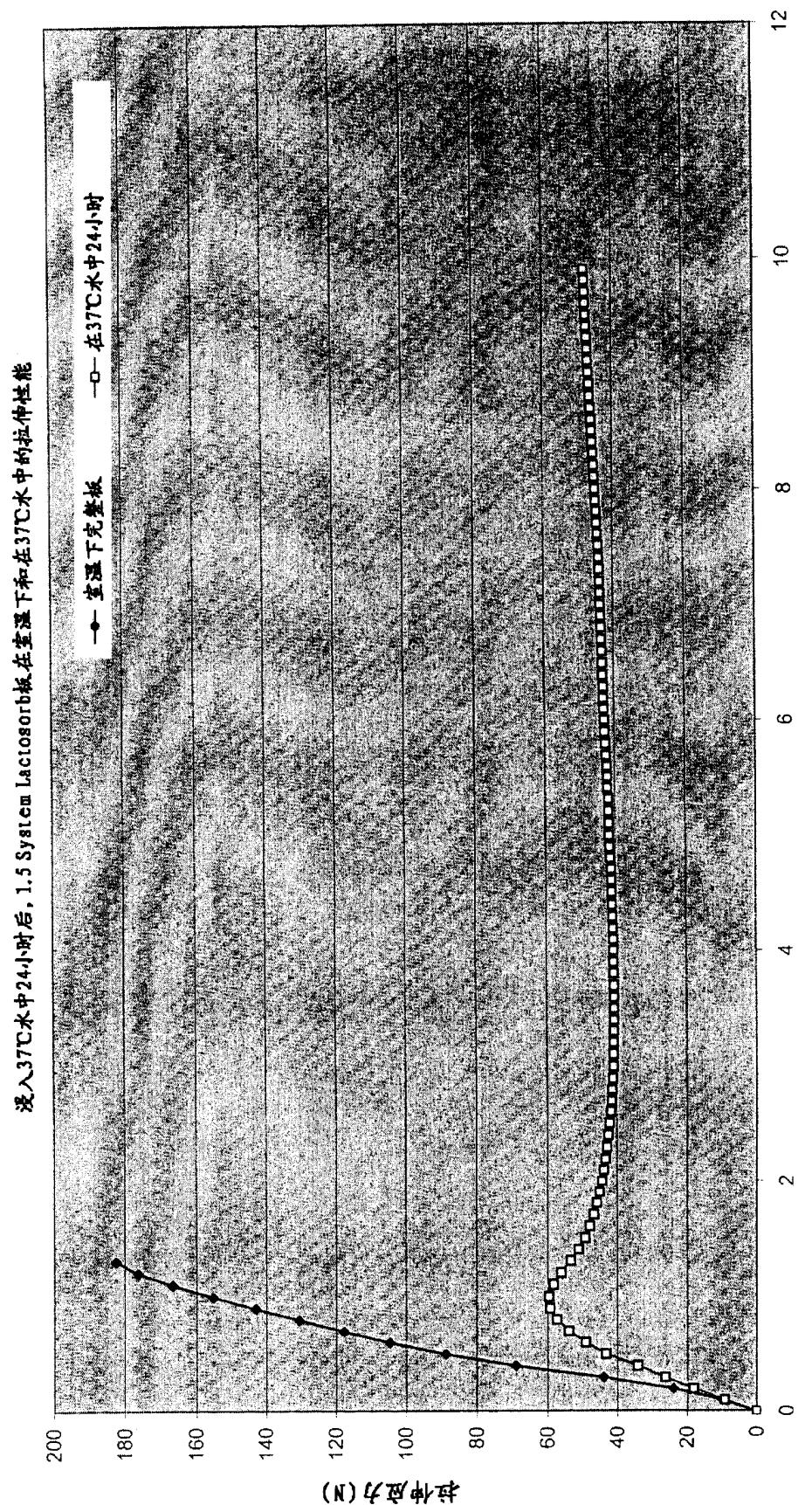


图4

浸入37℃水中后,超高强度1.5 System BioSorb FX板在室温下和在37℃水中的拉伸性能

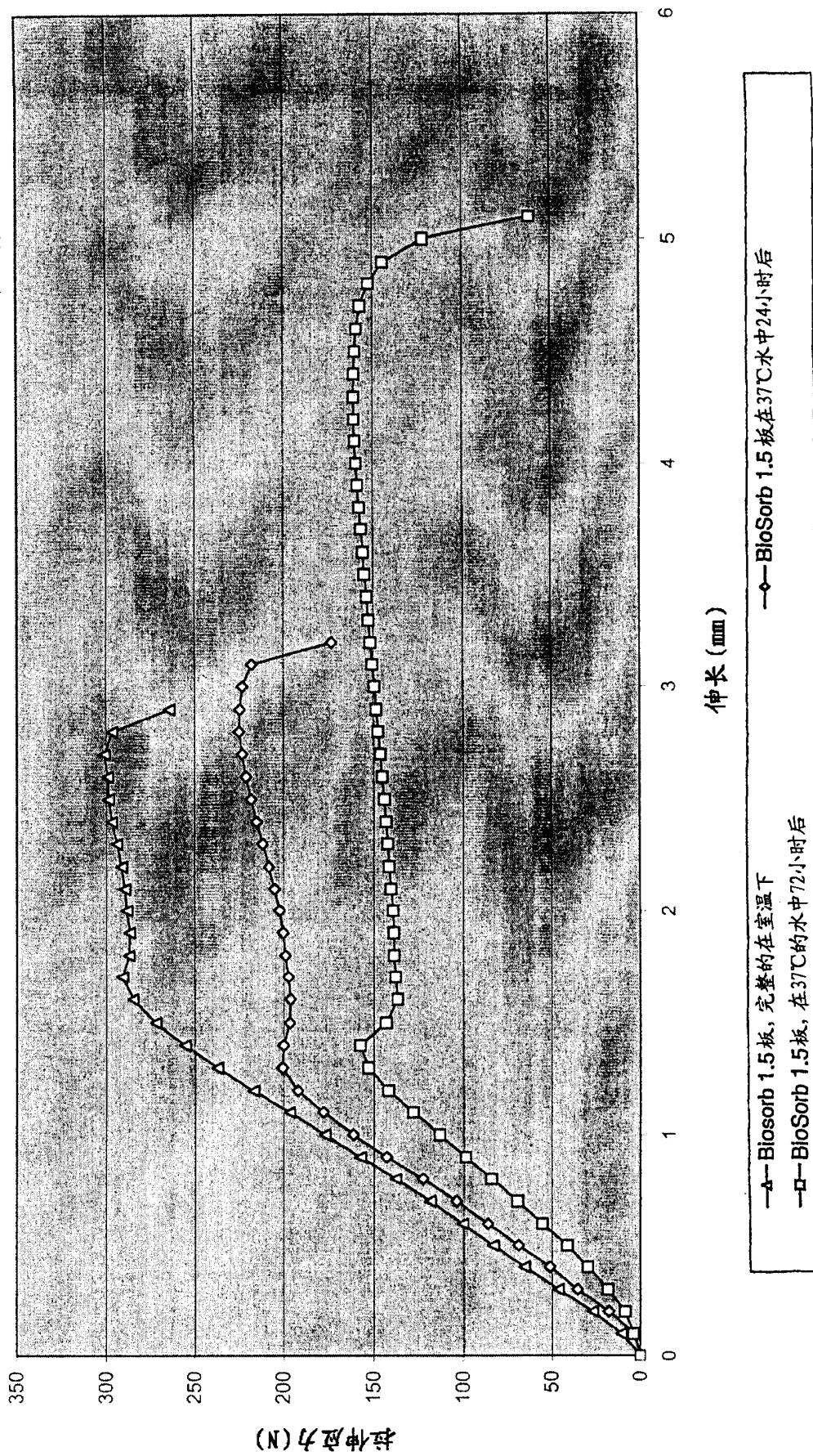


图5

—△— Biosorb 1.5板, 完整的在室温下
—□— Biosorb 1.5板, 在37℃的水中24小时后

PLLA/TMC+70L/30DL PLA共混物在室温下的拉伸测试系列

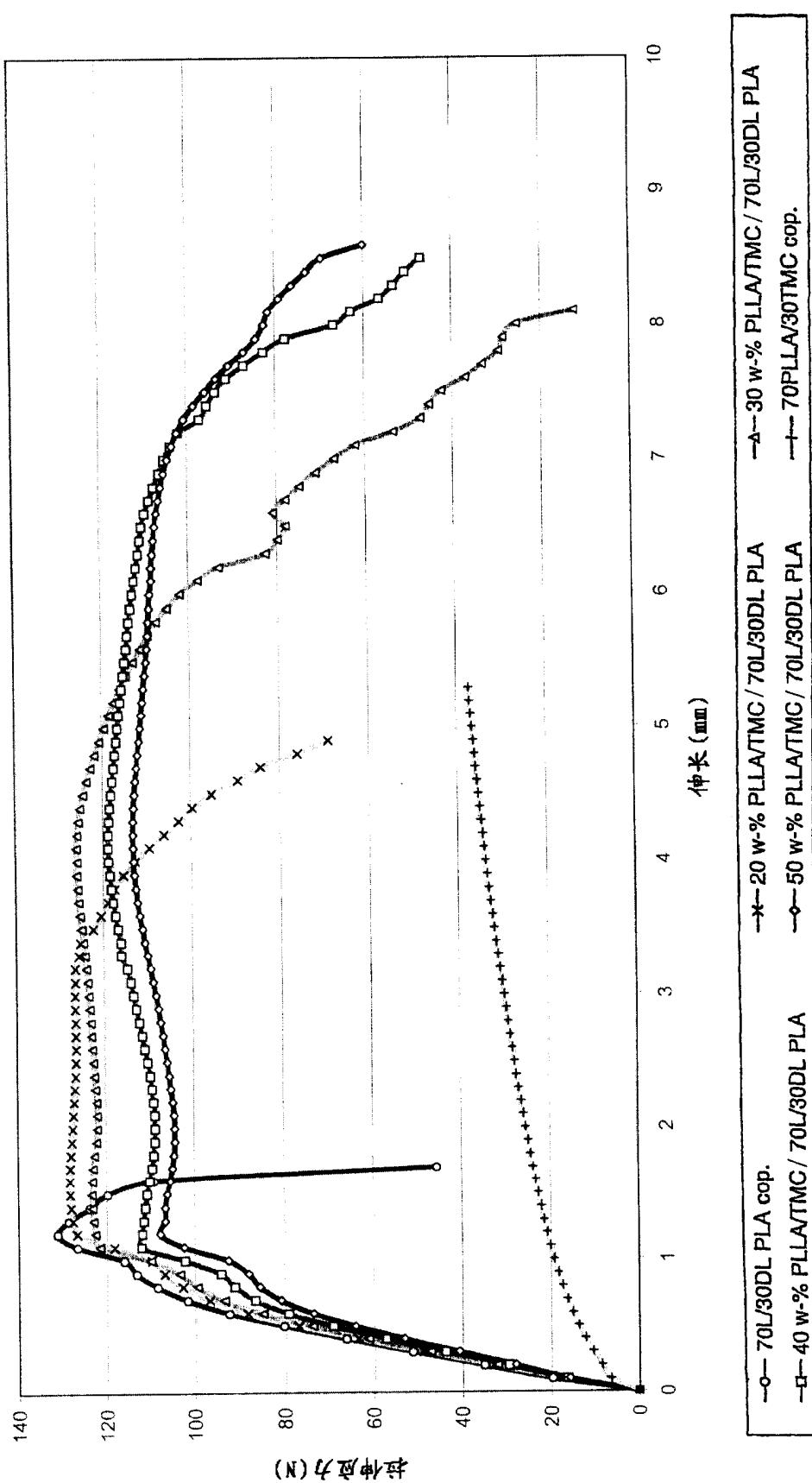


图6

PLLA/TMC+70L/30DL PLA共混物在37℃水中的拉伸测试系列

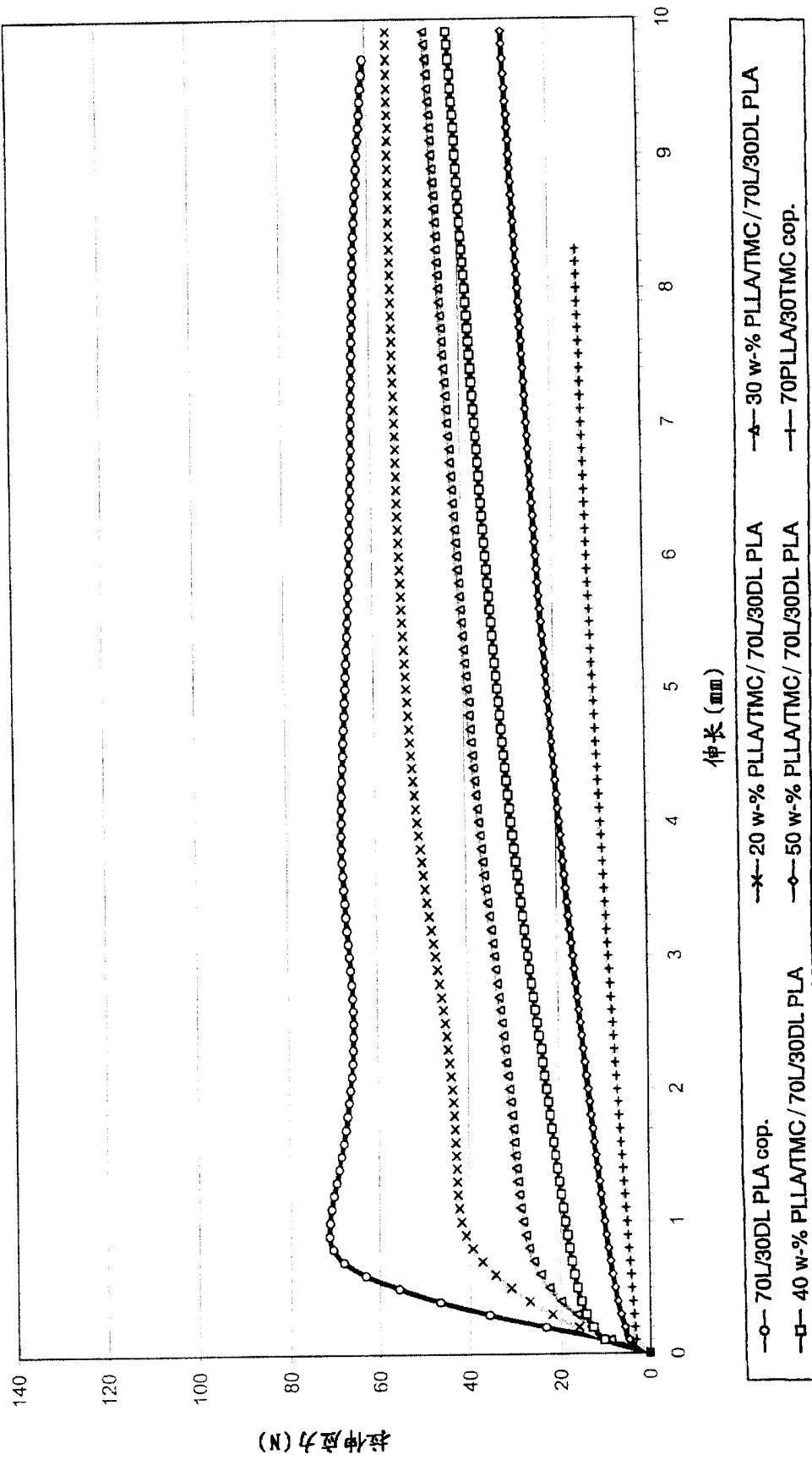


图7

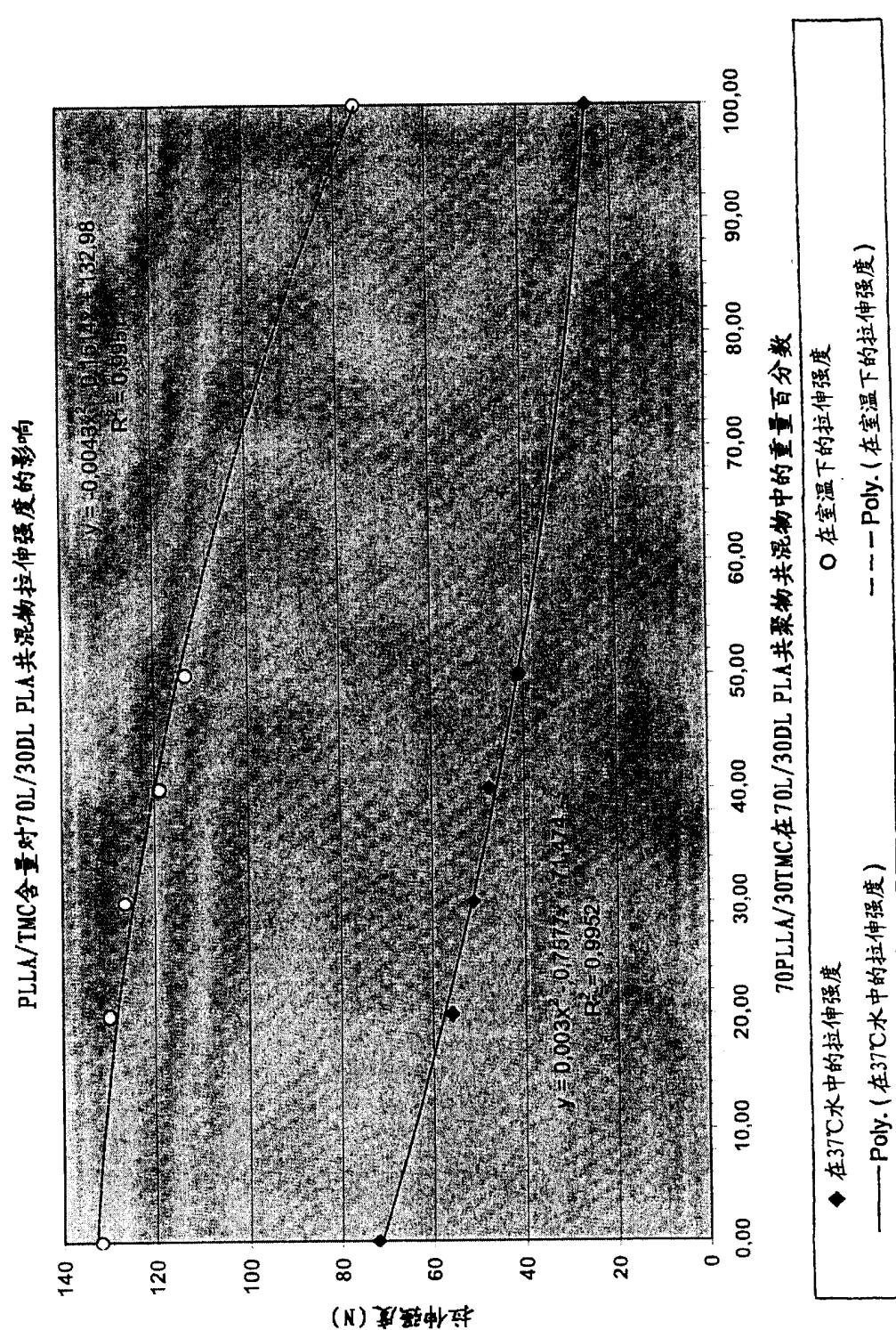


图8

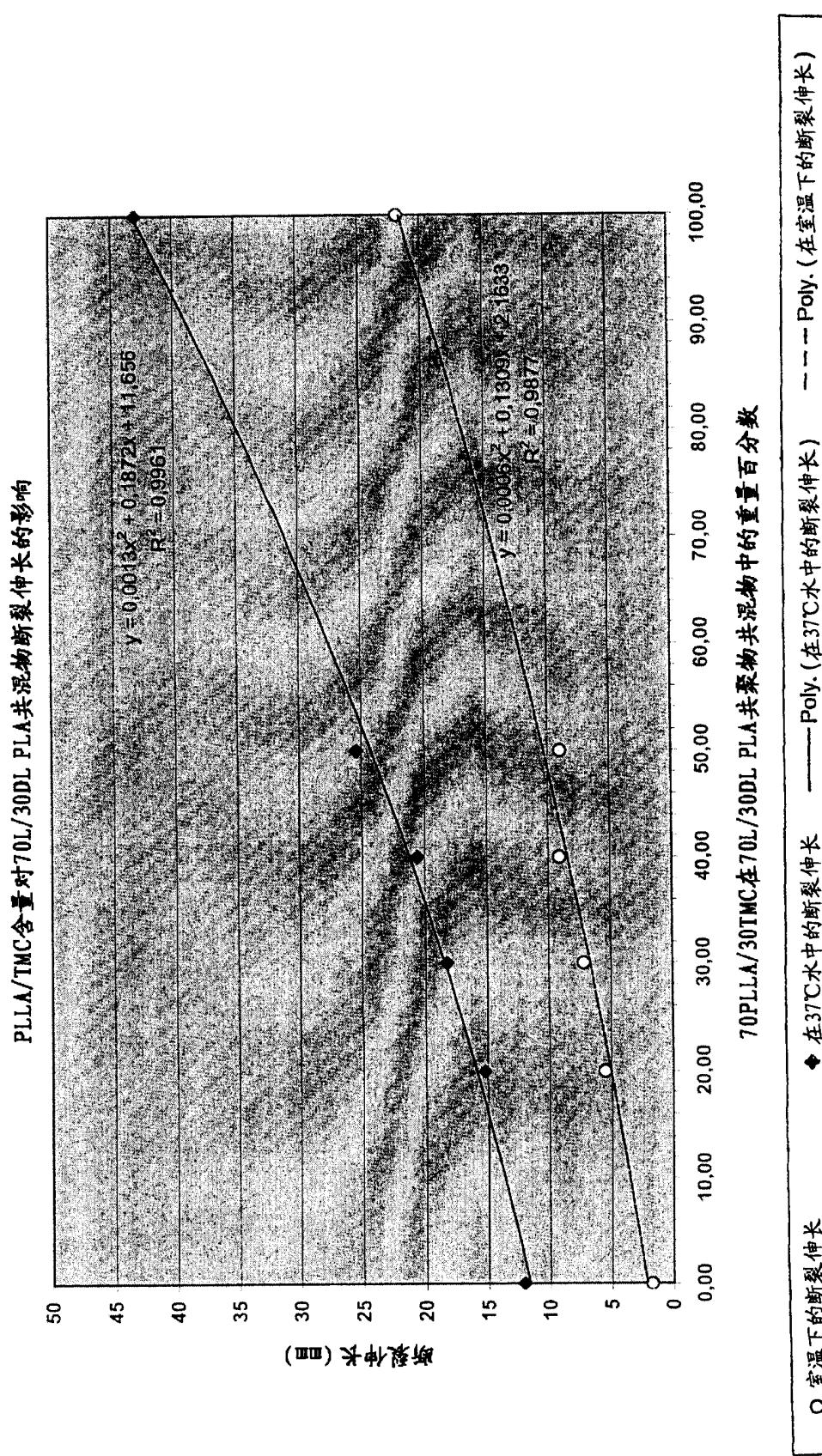


图9

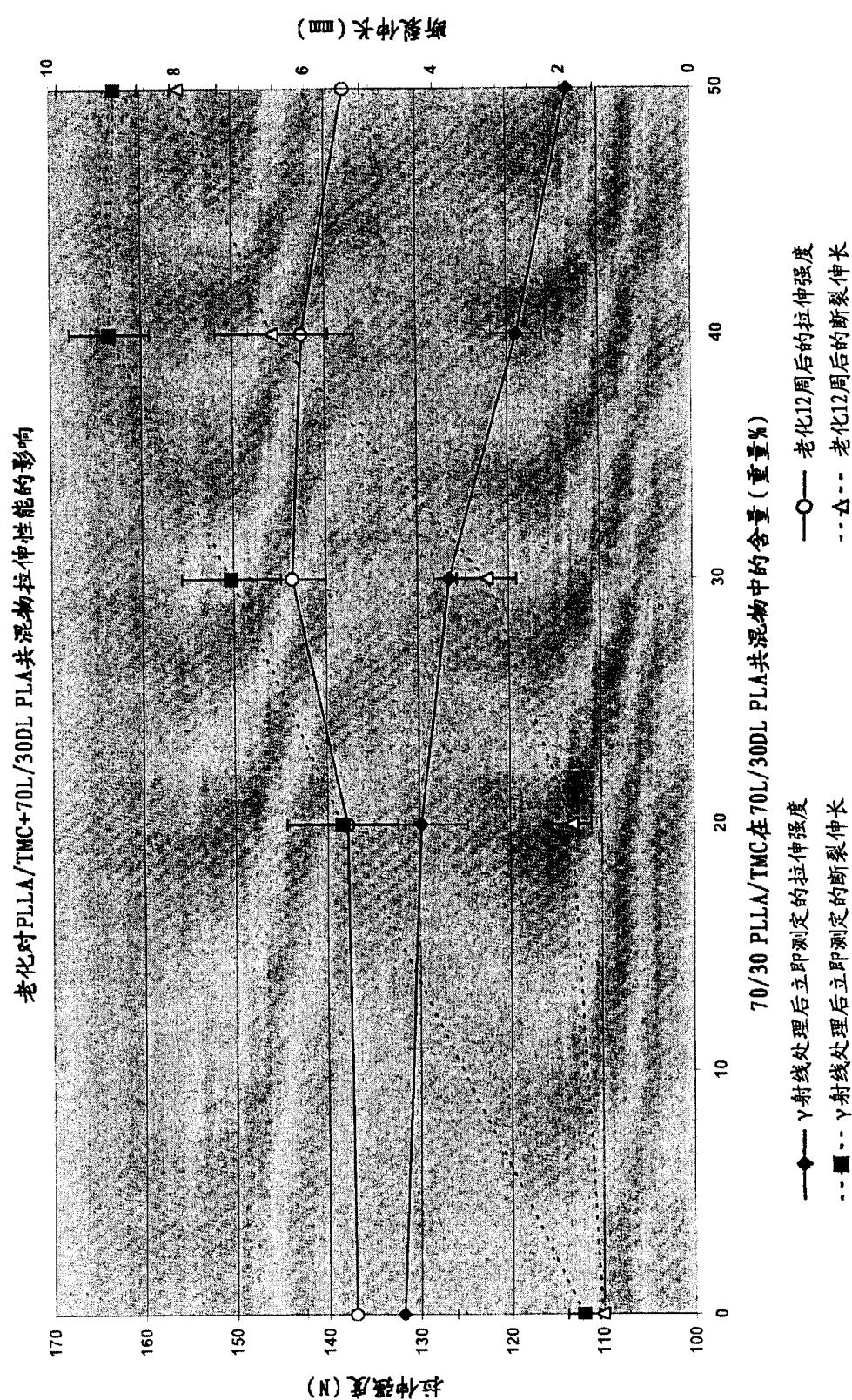


图10

通过50℃下加热处理5分钟，老化的PLLA/TMC+70L/30DL PLA共混物(30+70)的初始拉伸性能的恢复

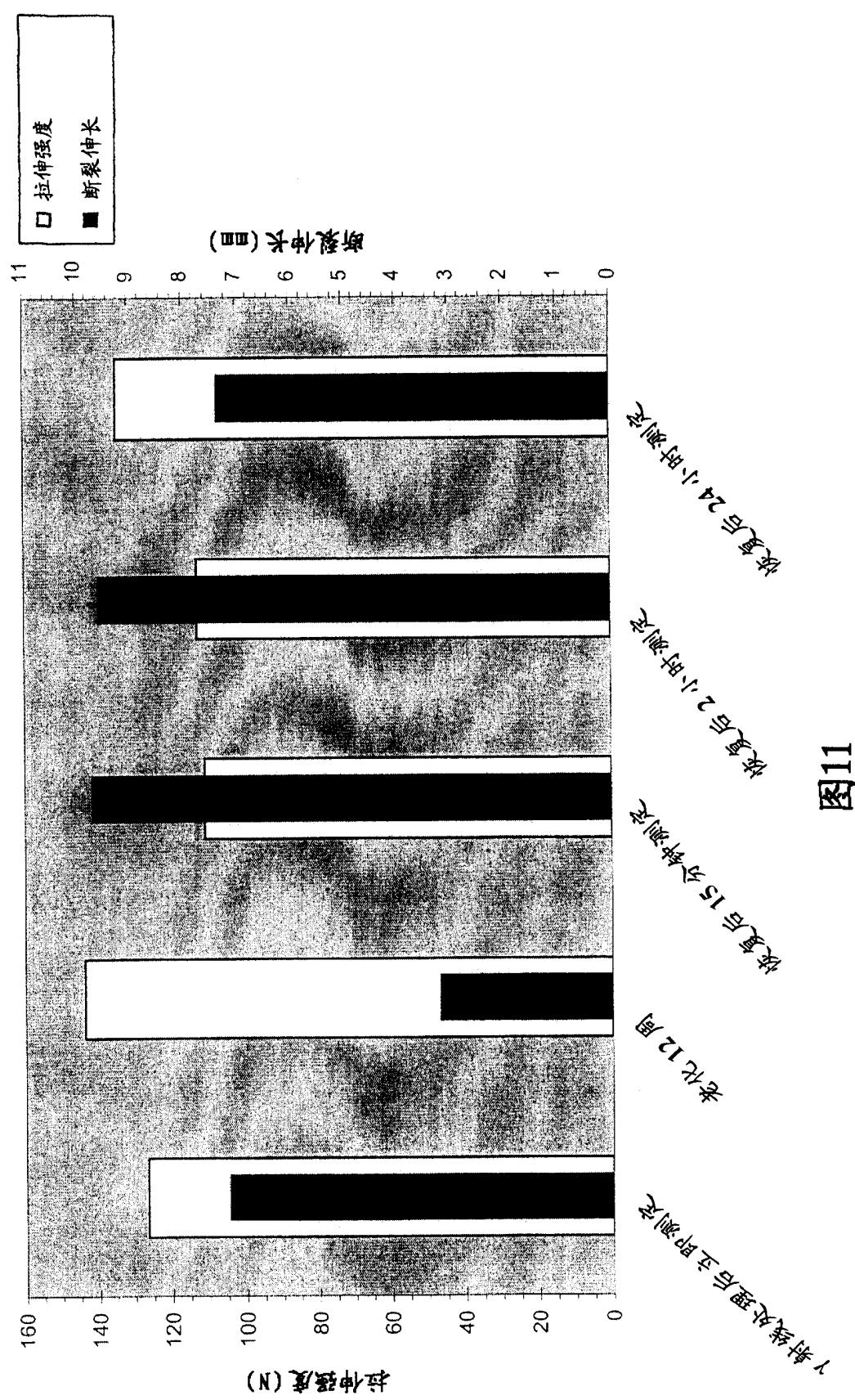


图11