文章编号:1000-5404(2007)11-1087-03

论著

一种新型软组织冷冻夹头的实验研究

欧阳云飞,杨 柳,段小军,戴 刚 (第三军医大学西南医院关节外科中心,重庆 400038)

提 要:目的 研发一种用于生物力学测试的软组织夹头,解决传统方法不可避免损伤材料导致测量结果不精确的难题。**方法** 应用成熟的制冷剂蒸发制冷原理对金属铜管蒸发器进行结构创新,制作一种具有冷冻夹持功能的软组织夹头,并对其技术性能进行初步测试。**结果** 该冷冻夹头能够牢固夹持直径3 mm的尼龙丝线,最大夹持力(499.14±1.05)N,并且其温度可以保持在(-20±1)℃左右。**结论** 这种运用制冷剂制冷原理研制的软组织冷冻夹头的功能可行有效,且冷冻效能维持不受时间限制。

关键词: 冷冻夹具;软组织;生物力学
中图法分类号: R-331; R318.01 **文献标识码:** A

An experimental development of a new cryogenic gripper for soft tissues

OUYANG Yun-fei, YANG Liu, DUAN Xiao-jun, DAI Gang (Joint Surgery Center, Southwest Hospital, Third Military Medical University, Chongqing 400038, China)

Abstract: Objective To develop a cryogenic gripper for soft tissues used in tensile test for secure fixation of soft tissues without damages. **Methods** Based on the principle of coolant evaporator, we reconstructed copper pipes in novel architecture for fixing the soft tissues. **Results** This cryogenic gripper could firmly grip wet nylon thread of 3 mm in diameter and its holding force was (499.14±1.05) N and its temperature could be kept at (-20±1) ℃. **Conclusion** The function of this gripper developed by coolant cryogenic technology is satisfactory and reliable, and its continuance is not concerned with time.

Key words: cryogenic grip; soft tissue; biomechanics

在生物力学实验中经常会碰到生物软组织夹持固定的难题。以往的夹持方法都是采用坚硬的金属夹具对组织块进行钳夹,对于硬度高的组织如骨还可行,但对于软组织如肌肉、肌腱、韧带、皮肤等就很难。软组织柔软湿滑的特性使其被稳固夹持非常困难[1-6]。传统方法是利用夹具与软组织之间接触面产生的摩擦力来发挥作用的,而生物软组织具有强烈的黏弹特性,摩擦力仅仅是作用于其表面,其内部受力与外部受力是不同的。在夹持固定的过程中势必形成应力集中导致软组织的滑脱和损伤,所以必须有一种均衡应力的无创夹持方法来解决这一问题。运用冷冻技术提高软组织硬度使之与夹头牢固结合成一体是一种有效的方法。软组织被冷冻后硬度明显提高,夹具的作用力可以较均衡地传递到冻结区域的软组织,并通过冻结区域将应力均匀传递到非冻结区。冷冻夹持是靠液膜冰或四周溶液冰紧固,紧固力均匀一致,不会让材料夹伤变形,冷冻本身能消除钳夹应力,可提高材料与夹头稳固连接。这就为过去难以加工的韧、黏性材料,难以夹持的工件,特别是成型件的加工提供了新的解决途径[7,8]。

1 材料与方法

1.1 材料

紫铜管(直径4、5、6、20 mm),耐高压软管2个,尼龙棒(聚酰胺66),功率100 W全封闭小型压缩机2台,空气过滤器2个,散热器2个,毛细铜管(外径2.5 mm,内径1 mm),电子温度计2个,防水胶圈2个(外径5 mm,内径3 mm)。主要工具为车床、焊具和电钻等。

1.2 方法

1.2.1 冷冻夹头工作原理 利用制冷剂蒸发带走热量的原理来产生制冷效果。夹具采用良好导热特性的金属紫铜制造,夹头与软组织之间有一个管形接触面,在制冷过程中金属接触面将低温传导至软组织材料,使之冻结硬化并与金属管内壁紧密黏合成一体。当对金属管加载时,应力通过这个接触面均一地传递到软组织整个受冻部分。这样就有效地防止了应力集

作者简介:欧阳云飞(1976-),男,四川省泸州市人,硕士研究生,医师,主要从事膝关节韧带生物力学方面的研究。电话:(023)65399092,E-mail: yunfeioyang@hotmail.com
通讯作者:杨 柳,电话:(023)68765280, E-mail: jointsurgery@mail.tmmu.com.cn
收稿日期:2007-03-05;修回日期:2007-04-13

中避免了材料的损伤和滑脱。产生制冷作用的制冷剂需要一个外部设备循环驱动。压缩机将液态的制冷剂经入口管压入套管腔内,制冷剂由液态蒸发为气态,使套管内的温度迅速降到零下。随着温度的降低,中央夹持管内装载的软组织材料被逐渐冷冻硬化,并与金属管内壁牢固黏合(图1)。材料与金属管壁之间形成坚硬的冰固层,二者变成了一个紧固的整体。均匀分布的紧固力取代了传统夹具非均匀分布的压力和摩擦力,不改变材料受力前形状。此外夹头对材料施力的方向与软组织夹持管长轴方向一致,所以管壁与材料接触区域不存在剪切力,不会损伤材料。

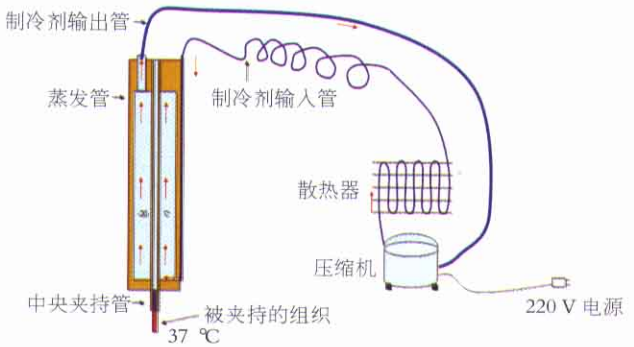


图1 冷冻夹头工作原理示意图

1.2.2 软组织冷冻夹头的设计 本生物软组织拉伸实验用冷冻夹头,包括一个金属管,金属管外套有夹套,金属管与夹套之间构成密封的腔室形成蒸发管用于通入制冷剂,夹套上连接有制冷剂入口管和制冷剂出口管与所述的腔室相通。中央的金属管的管腔与外界相通,用于装载和夹持实验用的生物软组织。同时夹套外设计了防水隔热外套,使夹头能够在水浴环境中保持低温冷冻的性能(图2)。

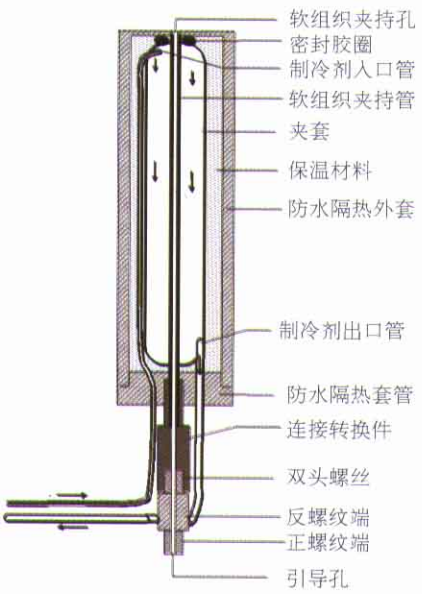


图2 冷冻夹头结构剖面图

1.2.3 冷冻夹头的制作 选用内径2 mm,外径4 mm铜管作为软组织夹持管,其一端用电钻将内径扩大为3 mm,用于装载直径3 mm的软组织材料,此端套置密封胶圈。另一端用作钢丝穿引的引导孔。直径20 mm铜管制成夹套,中央夹持管位于夹套中央通过焊接形成一个密闭的腔。此腔与毛细铜管(制冷剂入口管)和直径5 mm铜管(制冷剂出口管)相通。二管沿夹套长轴平行排出,它们的远端接于外置的制冷设备(图2)。

1.2.4 防水隔热外套制作 防水隔热外套选用了耐温高强度材料——尼龙棒。上夹头防水隔热外套被加工为外径40 mm,内径34 mm的套管,其一端开放一端相对闭合,闭合端的中心点钻有直径3 mm孔(夹持孔)。安放于夹持管口处的胶圈也落入其中,起到了防水的作用。隔热外套开放一端配有套盖。套盖中央钻有直径20 mm孔,方便制冷剂(出、入)管的排出。防水隔热外套与夹套之间用隔热泡沫填充。将蒸发器与防水隔热外套组装,具有防水隔热功能的冷冻夹头制作完毕。

1.2.5 外置冷冻设备匹配 外围冷冻设备主要由制冷用压缩机(220 V,100 W)和散热器组成,压缩机的高压管和低压管分别与冷冻夹头的制冷剂入口管和出口管相连接。高压管选用了直径2 mm毛细铜管,低压管由耐高压软管替代,以便于夹头拖动。用真空泵抽空整个管路,于压缩机制冷剂加注口加入适量制冷剂。启动压缩机后观察到夹头结冰,提示运行正常。

1.2.6 冷冻夹持设备组装 将上冷冻夹头外围制冷设备固定于材料实验机升降台上,上夹头尾部与传感器连接。下夹头外套底部与底座连接,底座固定与材料实验机平台上,其外围制冷设备放置于实验机平台旁。至此,整套系统组装完毕。

2 结果

2.1 性能测试

测试的主要目的是检测冷冻夹具夹持固定的可靠性(最大夹持力),所以首次加载没有选用生物软组织,而是采用了尼龙丝线。因为尼龙丝线的拉伸断裂强度较大,可以较好反映夹具的夹持效果。冷冻夹具对软硬材料都是适用的,对于坚硬的材料要预先淋水以提高紧固力,对于含水的生物组织则紧固的效果更显著。本实验中尼龙材料也要预先淋水湿润再行冷冻。

2.2 试件装载

将尼龙丝线(直径1.0 mm)进行两次双折既4根丝线成一束并用水湿润(尼龙不亲水,预先沾水后便于冷冻夹持)。依次将上、下夹头从实验机上松解开,用细钢丝将4根成束的丝线两端分别引入冷冻夹头(上、下)中央管(直径3.0 mm)内,深度约100 mm。两夹头之间丝线长度(夹头间距离)为100 mm。然后将夹头连接回位,保持丝线处于松弛状态。

2.3 启动制冷

试件(丝线)装载完成后将水用注射器向软组织夹持管内淋滴,同时启动制冷剂压缩机,约5~10 min后见夹头上的温度显示器显示夹头内温度降到-20 ℃,且试件与夹头接合部观察到白色冰霜形成时进入下一操作。

2.4 加载

夹头温度达到0 ℃以下,等待15 min后以2 mm/min的速

度对试件进行 20 次的加载卸载拉伸，Powertest 系统记录下试件被拉伸的位移和力值，所采用美国 STC-50 kg"S"形力传感器其最大量程 50 kg，最高力值接近 500 N。肉眼观察下没有一次试件明显被拉断（试件由 4 个小束组成，实验中没有出现小束断裂的情况），最高力值（499.14 ± 1.05）N。实验结果显示，该冷冻夹头的内部温度能在 5 ~ 10 min 内从室温降到 - 20 ℃，对直径 3 mm 尼龙材料的夹持力在 500 N 附近，在 120 min 的实验过程中低温状态无波动，且不受时间影响。

3　讨论

因传感器最大量程是 50 kg（约 500 N），根据实验结果可推断夹头的最大夹持力应该在 500 N 以上。至于准确的最大夹持力值需更大量程传感器进一步测试论证。

冷冻夹持技术在 20 世纪中后期在工业领域有一定范围的运用，但生物力学领域运用较少。1982 年 Riemersa 等[9]研制了一种叫做"Cryo-jaw" 的冷冻夹具用于夹持拉伸马的屈趾肌腱，其拉力可达到 13 800 N 而不滑脱。1994 年美国的 Sharkey 等[1]在前者的基础上对"Cryo-jaw"进行了改进，研制了几种不同的夹具用于模拟肩、肘、膝、踝等不同部位的肌肉功能，其夹具可以在 5 ~ 10 min 内产生冷冻夹持效用。德国的 Wieloch 和 Rickert 等[4,10]分别于 1998、2004 年先后采用了 Riemersa 的原理制做了用于软组织力学测试的冷冻夹具。2002 年法国的 Lepetit 等[5]研制了一种独特的冷冻夹具，这种夹具可以保持低温夹持 3 min。欧美发达国家采用的是电子冷冻技术研制了几种冷冻夹持的装置，能够迅速使被夹持软组织冷冻，但只是用于软组织的抓取。20 世纪以来，英、美等西方国家各自研发了用于软组织夹持固定的冷冻夹具，其中美国的 BOSE 公司 2003 年研发了一种电子冷冻夹具（tissue grips- thermal-electrically cooled）[3]可以夹持 33 mm × 19 mm（宽、厚）的大块软组织，最大夹持力可到 2 250 N。

根据以上资料，冷冻夹具作为一种有效的软组织夹具在实践中得到了证明。冷冻夹具的夹持力可大可小，主要与设计和需求有关。从以上各种国外冷冻夹具看，有的冷冻夹具设计轻巧，操控性强，有的制冷维持时间较短可操作性差。大部分缺乏保温设计，冷冻效果不稳定，更不能在水浴环境中运作。

本生物软组织拉伸实验用冷冻夹头采用了制冷剂蒸发制冷的原理，研发了具有夹持固定作用的蒸发器夹头。夹头运用成熟的压缩机制冷技术提高了冷冻夹持的稳定性，同时有效的隔热防水设计使冷冻夹头能够在水浴环境中保持稳定地冷冻夹持功能，其制冷性能不受时间限制。就本夹头而言，假如整套系统在测试材料装载后的冷冻、加载、卸载、解冻、重新装载及数据采集等一系列程序的自动控制方面进一步完善和改进，性能会更加可靠和便于操作。

该冷冻夹头虽然是针对生物软组织力学测试需要而研发，但只需对结构进行改造，其可靠的冷冻夹持性能可以运用到所有相关软组织材料（韧带、肌肉、肌腱、皮肤、软骨及内脏器官）的钳取、夹持及固定，并能够运用到除生物力学以外的运动医学和临床手术等广阔领域。

（致谢：感谢在夹具的设计制作过程中欧阳俊德及李太明技师的倾力支持，重庆大学资源环境学院工程力学系的杨昌棋教授及其研究生唐亮、卞煜在夹具的测试过程中给予的大力帮助！）

参考文献：

[1] Sharkey N A, Smith T S, Lundmark D C. Freeze clamping musculotendinous junctions for *in vitro* simulation of joint mechanics[J]. J Biomech, 1995, 28(5): 631 - 635.

[2] Rincon L, Schatzmann L, Brunner P, *et al*. Design and evaluation of a cryogenic soft tissue fixation device-load tolerances and thermal aspects [J]. J Biomech, 2001, 34(3): 393 - 397.

[3] Nickel T, Vilendrer K, Grimes K, *et al*. Thermo-electric grip for holding soft tissue: US, 6 547 783[P]. 2003 - 04 - 15.

[4] Wieloch P, Buchmann G, Roth W, *et al*. A cryo-jaw designed for in vitro tensile testing of the healing Achilles tendons in rats[J]. J Biomech, 2004, 37(11): 1719 - 1722.

[5] Lepetit J, Favier R, Grajales A, *et al*. A simple cryogenic holder for tensile testing of soft biological tissues[J]. J Biomech, 2004, 37(4): 557 - 562.

[6] Ramachandran N, Koike Y, Poitras P, *et al*. Dual cryogenic fixation for mechanical testing of soft musculoskeletal tissues[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2005, 52(10): 1792 - 1795.

[7] 姬鹏先，时　阳，罗晓玉. 电子冷冻加工的特点与应用研究[J]. 制冷与空调，2004，(4)：38 - 40，67.

[8] 刘　璇，王小北. 基于相变材料的柔性夹具[J]. 机械设计与制造工程，2000，29(5)：53 - 54，56.

[9] Riemersa D J, Schamhardt H C. The cryo-jaw, a clamp designed for *in vitro* rheology studies of horse digital flexor tendons[J]. J Biomech, 1982, 15(8): 619 - 620.

[10] Rickert M, Georgousis H, Witzel U, *et al*. Tensile strength of the tendon of the supraspinatus muscle in the human. A biomechanical study[J]. Unfallchirurg, 1998, 101(4): 265 - 270.

（编辑　栾　嘉）