

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 17/32 (2006.01)

A61B 17/56 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410008971.7

[45] 授权公告日 2006 年 2 月 15 日

[11] 授权公告号 CN 1241524C

[22] 申请日 2004.3.22

[21] 申请号 200410008971.7

[71] 专利权人 清华大学

地址 100084 北京市海淀区清华园

[72] 发明人 周兆英 罗晓宁 史文勇 张毓笠

陈颖

审查员 颜涛

[74] 专利代理机构 北京清亦华知识产权代理事务所

代理人 廖元秋

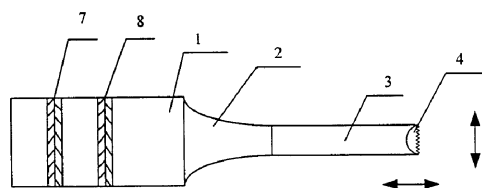
权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 1 页

[54] 发明名称

超声骨骼切割仪

[57] 摘要

本发明涉及一种超声骨骼切割仪，属于外科手术医疗器械领域。主要包括主机和手柄两部分，该手柄由依次连接形成一体的复合振动换能器、变幅杆和刀具组成，主机由信号发生器及功率放大器构成；其特征在于，该复合振动换能器由一组纵向极化压电片和一组切向极化压电片组成，以使刀具端部的振动为复合振动；该主机通过电缆与该换能器相连接。本发明可使切割效率和切割的骨骼组织硬度提高 2 倍以上，且刀齿形状有利于通畅排屑，可进行精确切割。



1、一种超声骨骼切割仪，主要包括主机和手柄两部分，该手柄由依次连接形成一体的换能器、变幅杆和刀具组成，主机由信号发生器及功率放大器构成；其特征在于，该换能器为由一组纵向极化压电片和一组切向极化压电片组成的复合振动换能器，以使刀具端部的振动为复合振动；该主机通过电缆与该换能器相连接。

2、如权利要求1所述的超声骨骼切割仪，其特征在于，还包括一冷却装置，该冷却装置与冷却导管相连，该冷却导管的出口端设置在该接刀具端部对其冷却。

3、如权利要求1所述的超声骨骼切割仪，其特征在于，所说的刀具的相邻两刀齿对称分布，该刀齿与齿根所在平面之间成5-10度的倾斜角度。

4、如权利要求1所述的超声骨骼切割仪，其特征在于，采用以输出能量作为优化目标对其手柄中的换能器、变幅杆和刀具的尺寸进行优化，得到优化的手柄的尺寸范围是：在谐振频率27KHz—40KHz的范围内，该换能器长度为20-60mm，直径为8-30mm；该变幅杆长度为12-30mm，侧壁由指数形、双曲线、圆锥形之一构成；该刀杆的长度为15-40mm，直径为3-25mm。

超声骨骼切割仪

技术领域

本发明属于外科手术医疗器械领域，特别涉及超声骨骼切割仪的改良设计。

背景技术

外科上与骨骼切割有关的手术基本上有两类：一类是为达到实施手术的区域而进行骨骼的切割，如各种脊柱手术需要切开椎板等；另一类为各种骨组织整形修复，如骨科的矫形，面额骨整形等，这些场合都要用到骨骼的切割。目前骨科临床手术中使用的切割方法主要是传统的方法，如使用咬骨钳、电锯、电钻和气动工具等进行切割。电动、气动工具切削骨骼组织效率高，但有很多负面的影响，如孔面不均匀，有裂隙和小的断裂碎片，骨组织易坏死，轴向切割力大，手术中有可能伤及患者手术部位周围的神经组织，手术切割范围大，安全性差，患者损失大，恢复慢，医生劳动量大，难以进行精细手术。咬骨钳比电锯安全，易于操作，但是手术时间长，效率低。

本申请人已公开了一种超声骨骼切割仪（专利号 00236715.7），其结构包括主机和手柄两部分，主机包括信号发生器及功率放大器。手柄由依次连接形成一体的换能器、变幅杆和刀具组成，该换能器由一组纵向极化压电片组成，刀具端部刀齿采用立刃式结构。该电源与换能器相连，使换能器产生单一纵向超声振动并通过变幅杆传递给刀具端部刀齿，施行骨骼切割手术。这种超声骨骼切割刀具具有较高的操作安全性和精确性，很适合如椎间盘突出、骨瘤等重要精细手术，具有选择性碎裂、损伤小、切面整齐、出血量低等优点。但其采用的单一纵振动切割方式在骨骼上开宽槽或者在磨骨时效率还可进一步提高。且其刀具采用的简单的锯齿刀的齿形不利于排屑，特别是对于切槽为封闭型的情况。切割过程产生的切屑积累，会影响切割的效率。

现有的超声骨骼切割刀以空载设计为主，优化目标是振幅比、形状因素等。但是空载性能在有负载的条件下会发生变化。且振幅比或形状因素只是表象参数，不能反应切割破坏骨组织的作用本质。按照空载振幅比最大设计的超声振动系统接触较大载荷后，输出振幅就剧烈下降，降低了切割能力。

发明内容

本发明的目的就是要克服传统超声手术仪的不足，提供一种新型的超声骨骼切割仪，可在刀具头部产生复合振动，使切割效率和切割的骨骼组织硬度提高2倍以上，且刀齿形状有利于通畅排屑，可进行精确切割。

本发明设计的一种超声骨骼切割仪，主要包括主机和手柄两部分，该手柄由依次连接形成一体的换能器、变幅杆和刀具组成，主机由信号发生器及功率放大器构成；其特征在于，该换能器由一组纵向极化压电片和一组切向极化压电片组成复合振动换能器，该主机通过电缆与该换能器相连接。

本发明还可包括冷却装置，该冷却装置与冷却导管相连，该冷却导管的出口端设置在该接刀具端部对其冷却。

本发明可采用以输出能量作为优化目标对其手柄中的换能器、变幅杆和刀具的尺寸进行优化，以适应负载变化，保持切割效率。得到优化的手柄的尺寸范围是：在谐振频率 27KHz—40KHz 的范围内，该换能器长度为 20-60mm，直径为 8-30mm；该变幅杆长度为 12-30mm，侧壁由指数形、双曲线、圆锥形之一种构成；该刀杆的长度为 15-40mm，直径为 3-25mm。

上述手柄确定尺寸范围的方法说明如下：本发明以输出能量作为优化目标，包括以下优化的步骤：

(1) 将由换能器、变幅杆和刀杆等部分组成超声振动系统等效为 Mason 模型如图 1 所示，其等效网络和等效阻抗的推导和应用经过多领域的验证，已是一种可靠的方法。其中，换能器、变幅杆和刀杆等效为由 Z_{1a} 、 Z_{1b} 、 Z_{2a} 、 Z_{2b} 、 Z_{3a} 、 Z_{3b} 组成的 T 形电阻网络， C_0 、 R_0 为压电片的等效电容和电阻。 N 为变压比。 Z_w 为负载阻抗。其中：

$$Z_i = \rho_i c_i s_i, \quad k_i = \frac{\omega}{c_i}, \quad Z_{ia} = \frac{Z_i}{j \sin(k_i l_i)}, \quad Z_{ib} = j Z_i \tan\left(\frac{k_i l_i}{2}\right)$$

其中 ρ_i 为换能器、变幅杆和刀杆中某一段的密度， c_i 为声速， s_i 为换能器、变幅杆和刀杆中某一段的截面积， ω 为谐振频率， l_i 为换能器、变幅杆和刀杆中某一段的长度，换能器、变幅杆和刀杆作为三段：即 $i=1-3$ 。

(2) 进一步的分析研究可以和能量的指标联系起来。负载阻 Z_w 经过两次变换后变成压电变压器副边的输出阻 Z_m ，手柄工作在谐振状态时 Z_m 相当于纯力阻，折合到压电变压器原边变为 R_l ，因此负载电阻 R_l 与超声振动系统负载阻抗 Z_w 具有如下关系：

$$R_l = \frac{\left(\frac{AZ_w + B}{CZ_w + D} \right)}{N_e^2}$$

式中 A、B、C、D 为与超声刀具系统的结构、形状等参数密切相关的复常数， N 为压电变比。

(3) R_l 上所获得的电功率 P_l 为:

$$P_l = \left(\frac{U \frac{R_0 // R_l}{N_e^2}}{R_e + \frac{R_0 // R_l}{N_e^2}} \right)^2 / R_l$$

其中 R_e 为电源内阻, R_0 为刀具固有电阻, R_l 为负载电阻, U 为电源电压, N_e 为变压器的变压比。 P_l 对 R_l 求导, 得到负载获得最大输出功率的条件为:

$$R_l = \frac{N_e^2 R_e R_0}{N_e^2 R_e + R_0}$$

利用以上的方法和步骤, 在谐振频率 27KHz—40KHz 得到优化的超声振动系统的尺寸范围是: 换能器长度为 20-60mm, 直径为 8-30mm, 变幅杆长度为 12-30mm, 形状为指数形、双曲线、圆锥形。刀杆 3 的长度为 15-40mm, 直径为 3-25mm。

本发明除了具有常规的超声刀具的选择性碎裂、损伤小、手术精细, 安全性好, 切面整齐、出血量低等优点外, 还具有切割能力强、效率高、手柄轻小, 带负载能力强、排屑顺畅等优点, 可达到普通手术器械不能到达的部位, 适应不同的骨骼切割手术。

本发明可以广泛用于脊柱外科、开颅、心胸外科、截骨和骨矫形、关节置换与修复、髌骨移植、口腔外科、耳鼻喉科、颌面整形外科、眼科、妇科等手术治疗中。

附图说明

图 1 为本发明中使用的已有的超声振动系统的等效 Mason 图。

图 2 为本发明提出的复合振动超声骨骼切割仪的手柄实施例结构示意图。

图 3 为本实施例与已有的超声刀具的振幅与频率关系的比较曲线图。

图 4 为本发明提出的排屑倾斜刀齿结构。

具体实施方式

本发明设计的一种超声骨骼切割仪结合实施例及附图详细说明如下:

本发明设计的一种超声骨骼切割仪实施例, 主要包括主机和手柄两部分, 该手柄由依次连接形成一体的换能器、变幅杆和刀具组成, 主机包括由信号发生器及功率放大器构成复合振动换能器; 该换能器由一组纵向极化压电片和一组切向极化压电片组成, 该主机通过电缆与该换能器相连接; 本实施例还包括一冷却装置, 该冷却装置与冷却导管相连, 该冷却导管的出口端设置在该接刀具端部对其冷却。

本实施例的主机的信号发生器及功率放大器可根据所需的频率选用已有的元器件。

本实施例所采用的纵向极化压电片和切向极化压电片组均为已有的产品。

本实施例的手柄结构如图2所示，包括设置由两组压电片7和8组成的一圆柱形换能器1，由一端大、一端小构成的变幅杆2，由刀杆及装配在其前端部的刀齿组成的刀具3，变幅杆2的大端与换能器端面相连，小端与刀杆的后端面相连，三者形成一个连续过渡的整体。该结构能在刀杆3末端的刀齿结构4上产生复合振动。本实施例手柄的尺寸为：谐振频率27KHz，圆柱部分长度为42mm，直径为15mm，过渡部分长度为19.5mm，侧壁曲线为指数型，刀杆3的长度为30mm，直径为8mm。

图3为本实施例与已有的超声刀具的振幅与频率关系的比较，其中曲线11为已有超声刀具空载时纵向振幅—频率关系。曲线13为已有超声刀具带负载后纵向振幅—频率关系。曲线12为本实施例的复合振动超声刀具带负载后纵向振幅—频率关系。由图3可见，本发明的复合振动超声刀具在经过优化设计后，带负载能力比现有的超声刀具能力大大提高。

本实施例的刀具的刀齿结构如图4所示，图中，刀齿5与齿根所在平面之间成5-10度左右的倾斜角度，刀具的相邻两刀齿对称分布，即刀齿6与齿根所在平面成与刀齿5方向相反的5-10度左右的倾斜角度。

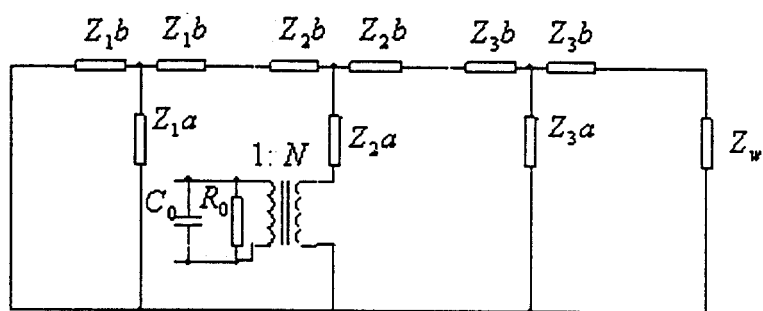


图 1

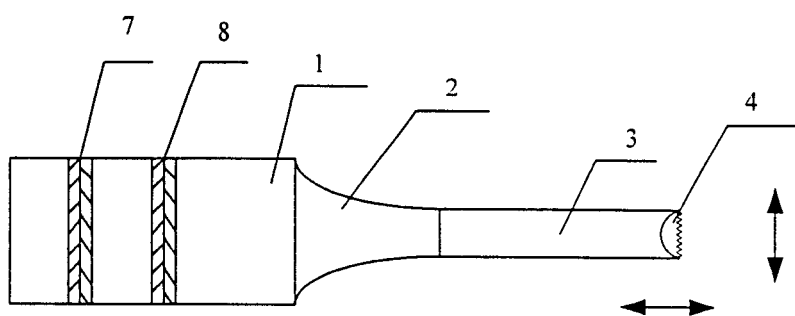


图 2

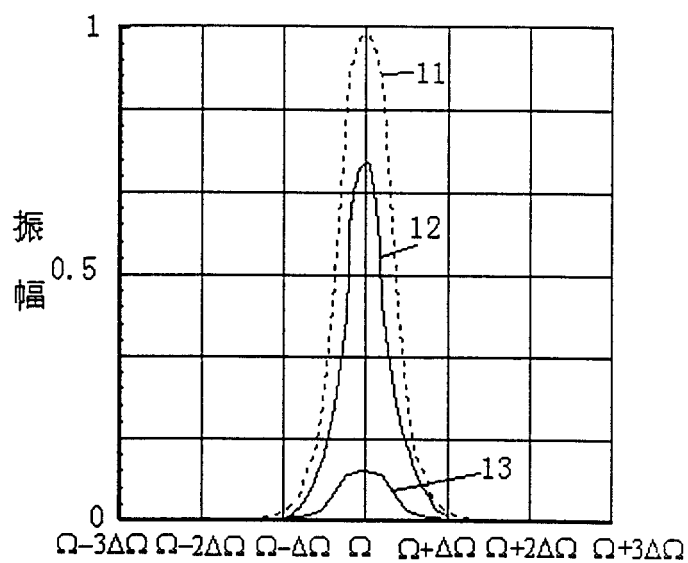


图 3

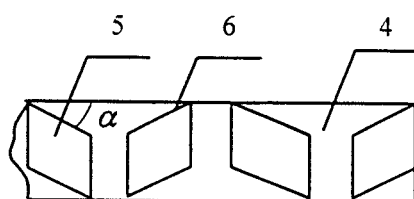


图 4

专利名称(译)	超声骨骼切割仪		
公开(公告)号	CN1241524C	公开(公告)日	2006-02-15
申请号	CN200410008971.7	申请日	2004-03-22
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学		
申请(专利权)人(译)	清华大学		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学		
[标]发明人	周兆英 罗晓宁 史文勇 张毓笠 陈颖		
发明人	周兆英 罗晓宁 史文勇 张毓笠 陈颖		
IPC分类号	A61B17/32 A61B17/56		
其他公开文献	CN1561919A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种超声骨骼切割仪，属于外科手术医疗器械领域。主要包括主机和手柄两部分，该手柄由依次连接形成一体的复合振动换能器、变幅杆和刀具组成，主机由信号发生器及功率放大器构成；其特征在于，该复合振动换能器由一组纵向极化压电片和一组切向极化压电片组成，以使刀具端部的振动为复合振动；该主机通过电缆与该换能器相连接。本发明可使切割效率和切割的骨骼组织硬度提高2倍以上，且刀齿形状有利于通畅排屑，可进行精确切割。

