

新型材料磁性附着体设计模型的建立

姜 瑞, 聂二民, 张春元, 曾尽娣, 谈济州(中山大学附属第一医院口腔科, 广东省广州市 510080)

文章亮点:

实验选用磁性性能较好的钕铁硼 N52 永磁体材料, 进行合理的磁路设计和结构设计, 成功完成磁性附着体的制作, 用专业软件模拟和实测法两种方法测量了该型号磁性附着体磁力和磁感应强度, 并模拟了磁体和衔铁之间距离与磁力之间的线性关系, 为该新型磁性附着体早日应用于临床提供了重要的理论依据。

关键词:

生物材料; 口腔生物材料; 钕铁硼; 磁性附着体; 永磁体; 模型; 磁感应强度

主题词:

义齿精密附着体; 模型; 结构; 义齿

基金资助:

广东省科技厅社会发展项目(2011B080701010、2012B061700066)

摘要

背景: 研究表明钕铁硼是体积小、质量轻、高性能的新型永磁体材料, 最新研制出来的钕铁硼永磁体(钕铁硼 N52)磁能积可达 53MGOe, 目前尚未应用于口腔领域。

目的: 建立钕铁硼永磁体的磁性附着体模型并进行模型结构的评价。

方法: 根据设计模型结构图, 磁体结构采用闭路磁场中的“杯型”结构, 按照尺寸对购买的钕铁硼磁性材料、铁镍软磁合金和 HPM75 不锈钢进行切割, 分别制备出永磁体、衔铁、磁轭、垫片、隔磁环, 然后进行组装、焊接、镀铬与充磁。制作 10 个试件, 测试并记录每个试件的磁力和磁感应强度。

结果与结论: 成功建立了 10 个闭路式磁性附着体模型, 其模拟磁力和实际磁力分别为 87.6 mT 和 (48.930 ± 2.827) mT, 侧面模拟磁感应强度和实际磁感应强度分别为 0.331 mT 和 2.7 mT, 顶面模拟磁感应强度和实际磁感应强度分别为 6.52 mT 和 18.7 mT。3D 软件模拟钕铁硼 N52 磁性附着体中磁体和衔铁之间距离与磁力的关系显示, 磁体和衔铁从紧密接触到二者之间分开距离 0.1 mm 的过程中, 随着磁体与衔铁之间距离的增加, 磁力迅速下降; 当磁体和衔铁分开距离 0.1 mm 时, 磁力由最大下降为最初固位力的 24% 左右, 随着二者分开距离继续增加, 磁力下降趋势减缓, 当分开距离达到 0.5 mm 时, 磁力几乎为零。结果表明新型材料磁性附着体设计模型能够满足临床需求, 磁场泄露符合安全标准。

姜瑞, 聂二民, 张春元, 曾尽娣, 谈济州. 新型材料磁性附着体设计模型的建立[J]. 中国组织工程研究, 2015, 19(3):460-464.

Establishment of a design model of magnetic attachment with new magnetic material

Jiang Rui, Nie Er-min, Zhang Chun-yuan, Zeng Jin-di, Tan Ji-zhou (Department of Stomatology, the First Affiliated Hospital of Sun Yat-sen University, Guangzhou 510080, Guangdong Province, China)

Abstract

BACKGROUND: Studies have demonstrated that neodymium iron boron (NdFeB) is a new kind of permanent magnet material with size reduction, light quality and high performance. The magnetic energy product of NdFeB N52 newly developed is 53MGOe, and the N52 is not used in dental field.

OBJECTIVE: To establish and evaluate the model of NdFeB magnetic attachment.

METHODS: The NdFeB magnetic material, Fe-Ni soft magnetic alloy and HPM75 stainless steel were bought and cut by the size of model structure with the “cup” type of closed magnetic field, to prepare the permanent magnet, keeper, yoke, shield disk and ring. All the parts were assembled, welded, chromed and magnetized. The magnetic force and magnetic induction intensity of 10 specimens were tested and recorded.

RESULTS AND CONCLUSION: Ten models of magnetic attachment with closed magnetic field were established. The simulated magnetic force and actual magnetic force were 87.6 mT and (48.930 ± 2.827) mT. The simulated magnetic induction intensity and actual magnetic induction intensity were 0.331 mT and 2.7 mT in the side, 6.52 mT and 18.7 mT in the top. The geometric diagram between the magnetic force and distance was simulated by the 3D simulation software. The results showed the magnetic force decreased rapidly with the distance increase between the magnet and keeper when the distance became from close contact to a gap of 0.1 mm. The magnetic force with a gap of 0.1 mm between the magnet and the keeper was decreased to about 24% of the magnetic force at zero gap. The magnetic force decreased slowly with the distance increase from 0.1 mm gap, and then the magnetic force was almost zero with the 0.5 mm gap. The clinical demand and the safety standard of magnetic leakage can be met with the model of magnetic attachment by using the new magnetic material.

姜瑞, 女, 1986 年生, 河南省商丘市人, 汉族, 2013 年中山大学毕业, 硕士, 医师, 主要从事口腔修复方面研究。

通讯作者: 聂二民, 中山大学附属第一医院口腔科, 广东省广州市 510080

doi:10.3969/j.issn.2095-4344.

2015.03.024

[http://www.crter.org]

中图分类号:R318

文献标识码:B

文章编号:2095-4344

(2015)03-00460-05

稿件接受: 2014-12-28

Jiang Rui, Master, Physician, Department of Stomatology, the First Affiliated Hospital of Sun Yat-sen University, Guangzhou 510080, Guangdong Province, China

Corresponding author: Nie Er-min, Department of Stomatology, the First Affiliated Hospital of Sun Yat-sen University, Guangzhou 510080, Guangdong Province, China

Accepted: 2014-12-28

Subject headings: Denture Precision Attachment; Models, Structural; Dentures

Funding: the Social Development Project of Guangdong Provincial Science and Technology Department, No. 2011B080701010, 2012B061700066

Jiang R, Nie EM, Zhang CY, Zeng JD, Tan JZ. Establishment of a design model of magnetic attachment with new magnetic material. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2015;19(3):460-464.

0 引言 Introduction

磁性附着体(Magnetic attachment, MA)是利用磁性材料间的磁力将义齿吸附到基牙或种植体上,使义齿获得固位和稳定的一种装置^[1-3]。对于口腔中余留天然牙或牙根较少的患者,采用传统卡环固位的可摘局部义齿或全口覆盖义齿存在修复体面积大、固位力小、不美观、侧向力较大易造成基牙松动脱落或者义齿固位不良等问题。磁性附着体具有修复体面积小、固位力强、美观、基牙的侧向力小等优点,使其在活动修复领域中得到了广泛应用。

磁性附着体分为磁体和衔铁两部分,磁体(永磁体材料)的发展经历了从铝镍钴(Al-Ni-Co5)合金到铂钴合金,再到钐钴合金(Sm-Co5)和钕铁硼合金(Nd-Fe-B)等稀土类永磁体的过程,目前在临床上常用的是稀土类永磁体,包括钕铁硼合金永磁体、钐钴合金永磁体及钕铁镨合金(Nd-Fe-D)永磁体等,这类永磁体的磁能积和矫顽力较大。目前临床上常用的磁性附着体是由日本爱知制钢公司研制开发的Magfit系列磁性附着体,该型号附着体采用的是闭路式“三明治”型设计结构,因其具有体积小、固位力强、耐腐蚀等优点受到众多研究者和临床医生的青睐^[4-6]。诸多研究表明,该类型的磁性附着体可显著增加全口义齿的固位力,达到较为满意的固位效果,但因价格昂贵,使其在口腔临床的应用中受到很大限制。国内有学者研制出了强固位力的Z-1型磁性附着体及JJ磁性附着体等,但是由于腐蚀、磁力衰减较快等原因,未能在口腔临床的应用中很好推广。钕铁硼永磁体是目前世界上发现的磁性材料中磁性最强的一种,近年来由于钕铁硼永磁体市场价格不断下降,已经显现出很高的性能价格比,成为制造高效能、小体积、轻质量磁性功能器件的理想材料^[7-10]。最新研制出来的钕铁硼永磁体(钕铁硼N52)的磁能积可达53MGOe,目前尚未应用于口腔领域。本实验旨在通过采用新型磁性材料建立磁性附着体的设计模型,为临床选择磁性附着体提供参考依据。

1 材料和方法 Materials and methods

设计: 建立结构模型。

时间及地点: 于2012年4月至2013年9月在广东工业大学材料与能源学院实验室完成。

材料: 选用目前磁能积最高的钕铁硼永磁体N52,衔铁、磁轭、导磁垫片采用铁镍软磁合金,隔磁环选用HPM75不锈钢。

实验方法:

结构设计模型: 首先将永磁材料和软磁合金、不锈钢

磁性附着体设计实验的主要材料及仪器:

材料及仪器	来源
钕铁硼永磁体	宁波韵升高科磁业有限公司
铁镍合金	上海宝山钢铁有限公司
HPM75不锈钢	日本日立金属株式会社
SODICK AD360慢走丝数控机床 PST-250CJT	常州群基机电设备有限公司
中走丝数控机床	福斯特有限公司

HPM75加工成所设计的形状和尺寸,磁体结构采用闭路磁场中的“杯型”结构,即将圆盘状永磁体用软磁合金制作的钢帽包裹起来,永磁体的一极与帽顶相吸,另一极与钢帽的边缘共同吸附于衔铁上。磁力线从永磁体的一极出发,通过磁轭、衔铁,回到永磁体上,从而形成闭合磁路,见图1。

各个部件尺寸:永磁体为 $\varnothing 3.0\text{ mm}\times 0.8\text{ mm}$ 的圆柱体;磁轭为内径3.0 mm、外径4.0 mm、顶厚度为0.5 mm的磁体帽;垫片为 $\varnothing 2.5\text{ mm}\times 0.2\text{ mm}$ 的扁圆柱形;隔磁圈为内径2.5 mm、外径3.0、厚0.2 mm的圆环形;衔铁为 $\varnothing 4.0\text{ mm}\times 0.8\text{ mm}$ 的圆柱形。

磁轭加工工艺流程: 将数控车床精车 $\varnothing 6.0\text{ mm}\times 225\text{ mm}$ 的铁镍合金钢条,用车外径专用刀具将钢条直径车到4.0 mm。中走丝截断高度,高度留有余量0.15~0.2 mm,再用磨床磨至所需高度1.5 mm,最后用火花机放电加工中心凹孔,将圆盘状的钢块加工成顶部厚度0.5 mm,侧面厚度0.5 mm、内径3.0 mm的磁体帽。

钕铁硼磁铁工艺流程: 用慢走丝线割磁铁(70 mm $\times$ 45 mm $\times$ 40 mm)外径并截断高度,得到 $\varnothing 3.0\text{ mm}\times 0.8\text{ mm}$ 的圆柱体。

导磁垫片加工工艺流程: 将铁镍合金用中走丝线割成薄片,厚度方向留有余量0.1 mm,然后用磨床将厚度磨到位,再用自制直径为2.5 mm的冲头,冲出导磁片,最后以1 200目的砂纸轻轻打磨去除毛边。

隔磁环加工工艺流程: 将HPM75不锈钢用中走丝线割成薄片,厚度方向留有余量0.1 mm,然后用磨床将厚度磨到位,再用自制直径为3.0 mm和内径2.5 mm的冲头,冲出隔磁环,最后以1 200目的砂纸去除毛边。

衔铁加工工艺流程: 将铁镍合金用数控车床精车外圆,将直径车到4.0 mm,中走丝截断高度,高度留有余量0.15~0.2 mm,再用磨床将高度磨到0.8 mm。

附着体组装: 附着体5种零件精细抛光后,将永磁体装入磁体帽(即磁轭)中,并用垫片、隔磁圈组成完整的闭合磁路。磁体部分,在隔磁环处进行激光焊接,焊条材

质用无磁材质。精磨磁体烧焊平面, 单臂式自动电镀生产线对磁体和衔铁的工作面镀铬。磁体部分充磁, 注意各磁体充磁方向一致。整理各个零件, 去除吸附物等, 见图2。

磁力的测试: ①3D软件模拟各组磁力, 使用专业的磁体模拟软件Magnetov70(2D)和AmperesV64(3D)模拟出各组磁体磁力的大小。②使用手动拉力计测得每个附着体的实际磁力, 每个试件测量3次, 取平均值。

磁感应强度的测试: ①3D软件模拟各组磁感应强度, 使用专业的磁体模拟软件Magnetov70(2D)和AmperesV64(3D)模拟出磁体外表面磁感应强度的大小。②启动高斯计电源, 将连接高斯计的霍尔探头接触磁体顶面和侧面, 每个面测量3次, 取平均值。

主要观察指标: 实验主要观测该设计结构是否合理, 模拟磁力和实际测得磁力对照, 磁感应强度模拟和实际值对照, 磁力是否接近临床以及是否存在漏磁等现象。

2 结果 Results

2.1 设计模型的模拟磁力(理论拉力值)和实际磁力 将磁体结构设计、材料牌号和成分、各部件尺寸等信息输入电脑, 使用专业的磁体模拟软件Magnetov70(2D)和AmperesV64(3D)模拟出设计模型的磁力, 钕铁硼N52的模拟磁力为87.6 mT, 通过拉力计测得10组附着体的磁力为 (48.930 ± 2.827) mT。

2.2 设计模型的模拟磁感应强度和实际磁感应强度 通过3D模拟软件测得磁感应强度磁体侧面为0.331 mT, 顶面为6.52 mT, 通过高斯计测得的实际磁感应强度侧面为2.7 mT, 顶面为18.7 mT, 符合磁场泄露的安全标准(小于40 mT)^[11]。

2.3 磁体和衔铁之间距离与磁力的关系 3D软件模拟钕铁硼N52磁性附着体中磁体和衔铁之间距离与磁力的关系, 结果发现随着磁体与衔铁之间距离的增加, 磁力迅速下降, 见图3。磁体和衔铁从紧密接触到二者之间分开距离0.1 mm的过程中, 随着磁体与衔铁之间距离的增加, 磁力迅速下降; 当磁体和衔铁分开距离0.1 mm时, 磁力由最大下降为最初固位力的24%左右; 随着二者分开距离继续增加, 磁力下降趋势减缓, 当分开距离达到0.5 mm时, 磁力几乎为零。

2.4 磁力线走向分布图 由图4可知, 大部分磁场被密闭在导磁体内。

3 讨论 Discussion

近年来, 随着磁性材料的发展, 磁性固位系统在口腔修复领域得到了广泛应用, 比如在覆盖局部义齿、全口义齿、颅颌面的赈复修复体等, 其中在全口义齿领域应用最多, 其主要功能是提高修复体的固位力, 改善美观和恢复功能, 提高患者生活质量^[12-15]。目前对于磁性固位系统的

研究, 主要针对磁性材料的组成、磁路设计及结构设计等方面对固位力的影响。应用于口腔修复的磁性固位体应满足以下要求: 能提供良好固位力使修复体的能够持久固位力; 尽可能小的磁场泄露; 良好的耐腐蚀性; 体积小, 方便操作等。

磁性固位体材料分为硬磁性材料和软磁性材料, 硬磁性材料必须在强磁场中才能磁化, 磁化后即使去除磁场仍然保持很强的磁力而成为永磁体(磁性固位系统中的磁体部分); 软磁性材料在外加磁场作用下被磁化, 而去除磁场后磁性即消失(磁性固位系统中的衔铁部分)。

钕铁硼磁性材料是一种新型硬磁性材料, 作为稀土永磁材料发展的最新结果, 具有极高的磁能积和矫顽力, 由于其优异的磁性能而被称为“磁王”^[16-18]。钕铁硼分为烧结钕铁硼和黏结钕铁硼两种, 黏结钕铁硼各个方向都有磁性, 耐腐蚀, 而烧结钕铁硼易腐蚀, 一般分轴向充磁与径向充磁, 根据所需要的工作面来定。该材料目前被各个行业广泛利用, 并不断被引入医疗仪器方面, 口腔领域的应用也在逐步开发^[19-20]。口腔中使用的钕铁硼正是易于腐蚀的烧结钕铁硼, 该结构通过磁轭包裹和激光焊接缝隙把磁铁密封在一个密闭的空间内, 阻止了磁铁与外界的联系, 从而显著提高了其使用寿命。烧结的强磁材料一般是很容易破碎, 该结构避免了磁铁的直接撞击, 能有效保护磁铁防止碎掉^[21]。软磁性材料(衔铁)本身并没有磁性, 而在磁场中可被迅速磁化为继发磁体。软磁合金最重要的特性是饱和磁束密度, 其越高集中磁场的的能力越强。目前比较多用的软磁性合金为铁镍合金软磁合金, 其具有良好的耐腐蚀性。

传统的磁性附着体结构有杯型和三明治型, 较新形式的磁体结构又包括裂极式、改良裂极式、圆柱型3种^[22]。裂极式和改良裂极式单位体积的磁力最大, 但因结构复杂、工艺程序繁琐而很少被采用。圆柱型磁性附着体的回复力只占固位力的5%, 意味着只有当距离为零时才有吸力, 磁体与衔铁一旦分离0.1 mm磁性附着体就几乎没有固位力了, 而临床上在将磁体单位黏固在义齿基托内时很难保证磁体与衔铁二者之间的距离为零。对于杯型和三明治型的磁性附着体结构, 二者的回复力适中且单位体积下的杯型结构磁力要明显大于三明治型^[22]。磁性附着体根据磁体结构又分为开放式磁路和闭合式磁路, 研究表明采用闭合磁路设计较采用同种磁体开放磁路设计的固位力强^[11, 23-24], 所以本实验采用的是闭合磁路下的经典结构—“杯型”磁性附着体。

本实验所设计的磁性附着体通过强导磁钢材与非导磁钢材搭配使用, 从而使磁力线能在一个密闭的实体内形成一个闭合回路, 既能增加磁体的吸力又能有效遏止磁力线的外逸。不导磁磁轭和隔磁圈将永磁体密闭, 防止磁力外泄并提高磁体结构的防腐蚀性性能, 导磁垫片通过焊接技术和磁体融为一体, 使磁力线顺利通过并防止磁体腐蚀。如图4所示, 图片的箭头表示磁力线的方向和大小, 大部分的磁力线沿着磁轭外壁竖直穿到衔铁上, 绕开隔磁片又几乎

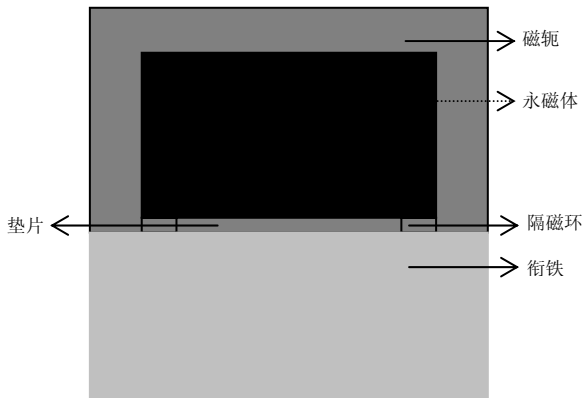


图1 磁体结构示意图(纵剖面)

Figure 1 The diagram of magnet structure (longitudinal profile)

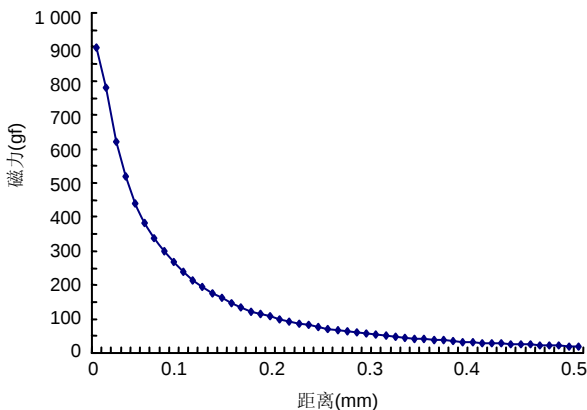


图3 磁性附着体中磁体和衔铁距离与磁力的关系

Figure 3 The relationship of magnet with magnetic force and distance

竖直地穿出衔铁。磁铁的磁力线对软磁合金是有力的作用的, 磁力线穿越软磁合金越多, 则二者之间表现出的吸力就越大, 该结构能使大部分的磁力线包裹在磁铁与衔铁内部, 磁力线在衔铁的同个面上穿进去又穿出来。有学者研究也证明闭路磁场固位力明显大于开路磁场, 这是因为闭路利用了磁体的两级, 而开路只利用了一极^[14, 25-26]。不导磁磁轭和隔磁圈将永磁体密闭, 防止磁力外泄并提高磁体结构的防腐蚀性能, 导磁垫片通过焊接技术和磁体融为一体, 使磁力线顺利通过并防止磁体腐蚀。

本实验10个试件的实际磁力为 (48.930 ± 2.827) mT, 而软件模拟的磁力为87.6 mT。有学者认为磁体与衔铁的同心度及表面的光洁度对拉力有着极大的影响, 实际测量时无法保证完全同心, 也无法保证磁铁和衔铁在测量时是紧密接触的^[27], 因此测量数据与理论数据相差较大。在实际测试中影响磁性附着体固位力的因素很多, 附着体材料、体积、形状, 机加工误差, 材料本身属性和测量误差, 测试设备和方法, 脱载力的方向、速度等诸多因素, 得到的实际数据也有较大的误差。而在临床使用过程中, 还受到义齿加工工艺, 患者唾液成分、口腔环境以及反复摘戴和摘戴习惯, 口腔内余留牙以及基牙出现牙周状况, 材料腐蚀、退磁等因素的影响^[28-30]。

本实验结果显示, 随着磁体与衔铁二者之间距离的增

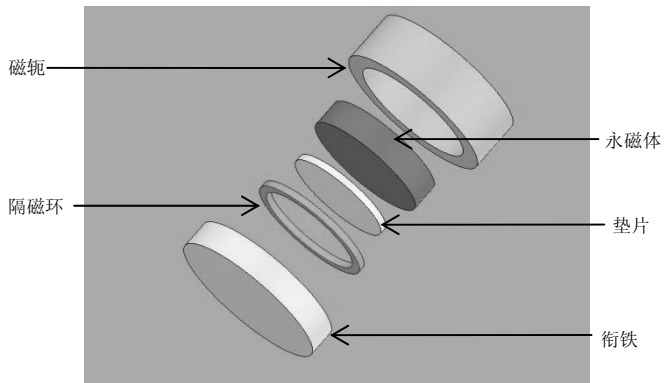


图2 磁体单位组装示意图

Figure 2 The diagram of magnet assembly

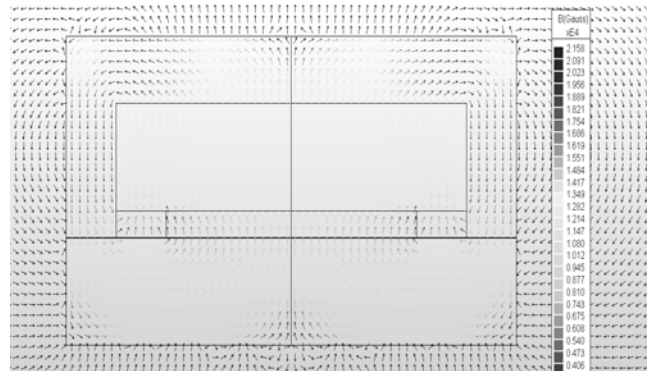


图4 磁性附着体磁力线走向及分布示意图

Figure 4 The diagram of magnetic lines and distribution

加, 磁力迅速下降(图3), 当磁体和衔铁之间分开距离0.1 mm时, 二者之间的磁力只剩下最大固位力的24%左右。Tegawa等^[22]对一种“杯型”磁性附着体磁力与距离的关系进行测试发现, 当磁体与衔铁离开0.1 mm时, 二者之间的磁力只剩下最大固位力的25%左右。另有学者研究表明, 当衔铁和磁体分开距离0.1 mm时, 固位力只剩下最大固位力40%左右^[26]。上述两个研究结果略大于本实验结果, 这可能与衔铁表面的光洁度和实验器材的精密度的原因有关。磁力随距离的增加而迅速下降, 这是因为在磁性附着体系统中, 衔铁参与构成磁回路, 其接触面积和体积对系统固位力有直接影响。在一定范围内, 磁性固位体的固位力与磁体与衔铁间的距离有关。可以用公式表示: $F = i \cdot m_1 \cdot m_2 / u \cdot r^2$ 即磁引力与相互吸引的物体各自的引力乘积成正比, 而与两者间距离的平方成反比。其次, 衔铁为软磁合金材料, 被磁体产生的磁场磁化后才会产生磁性, 而当二者的距离增加也即是衔铁所处的磁感应强度减小时, 其被磁化的程度亦随之降低, 从而导致了二者固位力的迅速下降。

本实验选用磁性性能较好的永磁体材料, 进行合理的磁路设计和结构设计, 成功完成磁性附着体的制作, 用专业软件模拟和实测法两种方法测量了该型号磁性附着体磁力和磁感应强度, 并模拟了磁体和衔铁之间距离与磁力之间的线性关系, 为该新型磁性附着体早日应用于临床提供了重要的理论依据。本实验设计的磁性附着体具有体积小、

磁力强、耐腐蚀等优点,且该设计结构所选的磁性材料具有退磁后可再次充磁的特点,为患者减少就医成本。该实验由于只涉足对结构和磁路设计的评价,下一步将进行和其他磁性材料以及不同结构设计的磁性附着体进行横向对比研究,进而评价其临床应用价值。

作者贡献: 第一和通讯作者进行实验设计,实验实施、资料收集与成文为第一作者,实验评估与审校为通讯作者,第一对文章负责。

利益冲突: 文章及内容不涉及相关利益冲突。

伦理要求: 未涉及伦理冲突的内容。

学术术语: 磁性附着体-是利用磁性材料间的磁力将义齿吸附到基牙或种植体上,使义齿获得固位和稳定的一种装置。磁性附着体分为磁体和衔铁两部分,磁体(永磁体材料)的发展经历了从铝镍钴(Al-Ni-Co5)合金到钕钴合金,再到钕钴合金(Sm-Co5)和钕铁硼合金(Nd-Fe-B)等稀土类永磁体的过程,目前在临床上常用的是稀土类永磁体,包括钕铁硼合金永磁体、钕钴合金永磁体及钕铁钴合金(Nd-Fe-D)永磁体等,这类永磁体的磁能积和矫顽力较大。

作者声明: 文章为原创作品,无抄袭剽窃,无泄密及署名和专利争议,内容及数据真实,文责自负。

4 参考文献 References

- [1] Gillings BR. Magnetic retention for overdentures. Part II. J Prosthet Dent. 1983;49(5):607-618.
- [2] Riley MA, Walmsley AD, Harris IR. Magnets in prosthetic dentistry. J Prosthet Dent. 2001;86(2):137-142.
- [3] Haraldson T, Jemt T, Stalblad P, et al. Oral Functions in subjects with overdentures supported by osseointegrated implants. Scand J Dent Res. 1988;96(3):235-242.
- [4] Du L, Xu C, Chao Y. The measurement of retentive forces in mandibular complete overdenture with Magfit magnetic attachments. Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi. 2003;21(5):366-368.
- [5] Pae A, Kim JW, Kwon KR. Immediate loading of two implants supporting a magnet attachment-retained overdenture: one-year clinical study. Implant Dent. 2010;19(5):428-436.
- [6] Zhuang WJ, Weng WM. The influence of heat treatment on retention force of magnetic attachments. Shanghai Kou Qiang Yi Xue. 2011;20(5):479-481.
- [7] 翁兴园. 蓬勃发展的中国烧结钕铁硼永磁材料产业[J]. 新材料产业, 2004, 6(9):35-40.
- [8] 靳树森. 钕铁硼磁性材料的市场发展建议[J]. 中国金属通报, 2011, 19(17):67-68.
- [9] Bai G, Gao RW, Sun Y, et al. Study of high-coercivity sintered NdFeB magnets. J Magn Magn Mater. 2007;308(1):20-23.
- [10] 田晓红, 李永治. 烧结钕铁硼氧化现象分析与控制[J]. 科技创新导报, 2011, 8(2):67-68.
- [11] Hasegawa M, Umekawa Y, Nagai E, et al. Retentive force and magnetic flux leakage of magnetic attachment in various keeper and magnetic assembly combinations. J Prosthet Dent. 2011;105(4):266-271.
- [12] Yang TC, Maeda Y, Gonda T, et al. Magnetic attachment for implant overdentures: influence of contact relationship with the denture base on stability and bending strain. Int J Prosthodont. 2013;26(6):563-565.
- [13] Connor RJ, Svare CW. Proplast-coated high strength magnets as potential denture stabilization devices. J Prosthet Dent. 1977; 37(3):339-343.
- [14] Kumano H, Nakamura Y, Kanbara R, et al. A three-dimensional finite element evaluation of magnetic attachment attractive force and the influence of the magnetic circuit. Dent Mater J. 2014; 33(5):669-673.
- [15] John J, Rangarajan V, Savadi RC, et al. A finite element analysis of stress distribution in the bone, around the implant supporting a mandibular overdenture with ball/O ring and magnetic attachment. J Indian Prosthodont Soc. 2012;12(1):37-44.
- [16] Doukas D, Michelinakis G, Smith PW, et al. The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: 6-month fatigue retention values. Int J Prosthodont. 2008; 21(2): 152-154.
- [17] 陈晋. 钕铁硼永磁材料的生产应用及发展前景[J]. 铸造技术, 2012, 33(4):398-400.
- [18] 杨金波, 韩景智, 刘顺荃, 等. 新型永磁材料的研究[J]. 中国科学:物理学、力学、天文学, 2013, 43(10):1188-1205.
- [19] Khoa TV, Ha ND, Hong SM, et al. Composition Dependence of Crystallization Temperature and Magnetic Property of NdFeB Thin Films. J Magn Magn Mater. 2006;304(1):246-248.
- [20] Uehara M. Microstructure and Permanent Magnet Properties of a Perpendicular Anisotropic NdFeB/Ta Multilayered Thin Film Prepared by Magnetron Sputtering. J Magn Magn Mater. 2004;284:281-286.
- [21] 刘涛, 周磊, 程星华. 烧结钕铁硼添加合金元素的研究进展[J]. 金属功能材料, 2011, 18(2):43-45.
- [22] Tegawa Y, Kinouchi Y. Dental magnetic attachment: toward third generation devices. IEEE Trans Biomed Eng. 2008; 55(3): 1185-1190.
- [23] Cao XM, Hou ZM, Chu M. The cytotoxicity of N48 NdFeB magnets coated with titanium-nitride. Shanghai Kou Qiang Yi Xue. 2008;17(2):191-195.
- [24] 林丽红. 磁性固位技术的研究进展[J]. 国外医学:口腔医学分册, 2002, 29(3):166-168.
- [25] Akin H, Coskun ME, Akin EG, et al. Evaluation of the attractive force of different types of new-generation magnetic attachment systems. J Prosthet Dent. 2011;105(3):203-207.
- [26] Okuno O, Ishikawa S, Jimuro FT, et al. Development of sealed cup yoke type dental magnetic attachment. Dent Mater J. 1991;10(2): 172-174.
- [27] Xu C, Chao YL, Du L, et al. Measurements of the flux densities of static magnetic fields generated by two types of dental magnetic attachments and their retentive forces. Sichuan Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban. 2004;35(3):412-415.
- [28] Nishida M, Tegawa Y, Kinouchi Y. Comparison and evaluation of leakage flux on various types of dental magnetic attachment. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2008;2008:2813-2816.
- [29] Hao Z, Chao Y, Meng Y, et al. Influence of repeated insertion-removal cycles on the force and magnetic flux leakage of magnetic attachments: an in vitro study. J Prosthet Dent. 2014; 112(2):235-240.
- [30] Gonda T, Yang TC, Maeda Y. Five-year multicenter study of magnetic attachments used for natural overdenture abutments. J Oral Rehabil. 2013;40(4):258-262.