

基于磁流变液的小型力反馈装置的设计^①

文 铮^② 宋爱国^③ 王爱民

(东南大学仪器科学与工程学院 远程测控技术江苏省重点实验室 南京 210096)

摘 要 针对现有力反馈装置安全性和灵巧性不足的问题,设计了一种适用于手指力反馈的小型三圆盘式磁流变液(MRF)执行器。导出了基于 Bingham 塑性模型的力矩公式,分析了 MRF 特性和执行器结构参数对力矩的影响。采用 Maxwell 软件对执行器进行了有限元分析。执行器的直径为 32mm,高度为 18mm,重 120g,输入电流为 1.2A 时产生的力矩为 260.7N·mm,达到了操作者抓取虚拟物体所需的抓取力。建立了不包含磁滞特性的二次多项式模型和适用于电流随机变化且包含磁滞特性的分段线性模型,当电流变化区间为 0~1.2A 和 1.2~0A 时,二次多项式模型的残余标准差分别为 8.2N·mm 和 11.2N·mm,分段线性模型的残余标准差分别为 5.9N·mm 和 6.2N·mm,分段线性模型的精度高。

关键词 力反馈装置,磁流变液(MRF)执行器,有限元分析,磁滞,力学模型

0 引言

遥操作和虚拟现实系统中的力反馈增强了系统的交互性和沉浸性,能使操作者高效、准确地完成较为精细、复杂的任务,从而拓展了系统的应用领域。带有力反馈的遥操作和虚拟现实技术已广泛应用于工业^[1-5]、军事^[6]、医学^[7-14]、机器人^[15]、科学研究^[16,17]、数据可视化^[18,19]、教育^[20-22]和游戏^[23]等领域。力反馈技术虽然经过了 50 多年的发展,但目前仍很不成熟,发展的瓶颈是力反馈装置的设计和实现。

力反馈装置作为人和真实/虚拟环境之间的桥梁,需直接和操作者接触,在设计上必须首先考虑操作者的安全,其次要尽量少妨碍操作者手部的操作。到目前为止,已经商品化的力反馈装置都采用电机驱动,如 SensAble 公司的 PHANTOM 系列、Force Dimension 公司的 delta、omega 和 sigma 系列等主动式力反馈装置,但这类装置存在安全隐患,当系统发生故障时,操作者可能受到伤害。被动或半主动装置可以从根本上保证操作者的安全。磁流变液(magnetorheological fluids, MRF)有优良特性^[24],其执行

器力矩/重量比大^[25],因而 MRF 执行器适合做为便携式半主动动力反馈装置。便携式力反馈装置对操作者手部运动限制较少,可以使操作者以比较自然的方式和环境交互,因而便携式力反馈装置研制受到了重视。研制的困难是装置必须体积小、重量轻,而且要能够产生手指抓取虚拟物体时所需的抓取力。将 MRF 应用于手部力反馈的研究已取得一些成果^[26-28]。东南大学仪器科学与工程学院较早地开展了 MRF 在力反馈技术中的应用研究,开发了多种力反馈装置^[29-31]。文献[27,29]中的装置体积比较大,适合于安装在桌面上;文献[26,31]中的装置是直动式,直动式由于运动冲程的限制,长度方向无法做得太短;文献[28]中的装置体积小,输出力矩也小,为了达到手指抓取虚拟物体所需的抓取力,在输出端添加了一对齿轮系放大力矩;文献[30]中的装置体积较小,可以放置在操作者的手部,并足以生成手指抓取虚拟物体所需的抓取力。本研究研制了一种适用于手指力反馈的小型三圆盘式 MRF 执行器,其结构体积更小、重量更轻,进一步减小了对操作者手部操作的影响。MRF 执行器输出的力矩主要受输入电流的控制,电流和力矩之间存在磁滞。已有

① 863 计划(2008AA040202)和江苏省自然科学基金(BK2010063)资助项目。

② 女,1967 年生,博士,工程师;研究方向:力觉再现技术;E-mail: wenci@seu.edu.cn

③ 通讯作者,E-mail: a.g.song@seu.edu.cn

(收稿日期:2011-11-29)

的大多数研究均认为力/力矩是电流的非线性单调增函数,并采用二次多项式模型^[28-30,32]。本研究建立了适用于电流随机变化且包含磁滞特性的分段线性模型和不包含磁滞特性的二次多项式模型,结果证明了分段线性模型精度较高。

1 设计指标

人手有 28 个自由度^[33],可用于安装执行器的空间十分有限,而且太多的执行器会产生一些问题,如增加装置的重量、限制手指的运动、穿戴和脱下都不方便、装置昂贵,等等。此外,有些手指关节在抓取物体时起的作用相对比较次要,因此我们的设计目标是:设计的 MRF 执行器能够向抓取时起主要作用的食指指间关节(proximal interphalangeal, PIP)输出足够大的阻力矩来阻止手指抓取物体。实验表明^[28],PIP 可产生的最大力矩是 900 N·mm,持续力矩是 220 N·mm。手对物体的典型操作,如抓取,并不需要操作者的手指产生最大力矩,而只需施加比抓取物体必需的力稍大一点的力,并持续一段时间,所以设定力矩值应该以持续力矩值为基础,本研究提出的执行器的设计指标是可输出力矩 250 N·mm。

2 结构设计和力矩计算

为了保证 MRF 执行器的输出力矩达到设计指标,同时尺寸合理,适合于安装在手背上,本研究研制了三圆盘式 MRF 执行器,如图 1 所示。执行器包括二片动阻尼盘、一片静阻尼盘、旋转轴、外壳、绕线套筒、线圈以及工作间隙中的 MRF。二片动阻尼盘可以随轴转动,静阻尼盘固定在绕线套筒上,不能转动;外壳、二片动阻尼盘和静阻尼盘是用高磁导率材料 DT4 制成,轴和绕线套筒由隔磁材料铝制成,动阻尼盘和外壳、动阻尼盘和静阻尼盘之间留有工作间隙,工作间隙内充满了 MRF,外壳、MRF、动阻尼盘和静阻尼盘构成了闭合磁路,如图 1 中虚线所示。无磁场作用时, MRF 基本上是一种牛顿流体,动阻尼盘随轴旋转时, MRF 产生的阻力矩很小,仅为粘性阻力矩和摩擦力矩,轴可以比较自由地转动;在磁场作用下, MRF 发生流变效应,动阻尼盘旋转时受到 MRF 产生的剪切力矩的作用,该作用传递到轴上产生被动输出力矩。

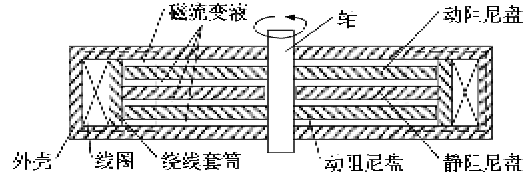


图 1 三圆盘式 MRF 执行器结构示意图

磁场作用下的 MRF 的剪切应力通常由 Bingham 方程描述^[34]: $\tau = \tau_y(B) + \eta\dot{\gamma}$, 其中 τ 表示 MRF 的剪切应力, $\tau_y(B)$ 为 MRF 的动态屈服应力, 其值随磁感应强度 B 的变化而变化, η 为 MRF 的塑性粘度, $\dot{\gamma}$ 为剪应变率。

力矩计算模型如图 2 所示, 设动阻尼盘和静阻尼盘的半径均为 R_o , 轴半径为 R_i , 工作间隙的高度为 h , MRF 均匀分布在圆环面上, 圆环的内半径为 R_i , 外半径为 R_o 。在 MRF 任一液体层的半径 r 处取一微小圆环, 微小圆环的面积为 $dS = 2\pi r dr$, 当轴以角速度 ω 旋转时, MRF 的剪应变率为 $\dot{\gamma} = \frac{\omega r}{h}$, 微小圆环中的 MRF 产生的剪切力矩为 $dT = 2\pi r \tau r^2 dr$, 那么工作间隙中全部 MRF 产生的总力矩为

$$\begin{aligned} T &= 4 \int_{R_i}^{R_o} 2\pi r \tau r^2 dr \\ &= \frac{8\pi}{3} \tau_y(B) (R_o^3 - R_i^3) + \frac{2\pi}{h} \eta \omega (R_o^4 - R_i^4) \\ &= T_B + T_\eta \end{aligned} \quad (1)$$

式中: $T_B = \frac{8\pi}{3} \tau_y(B) (R_o^3 - R_i^3)$, $T_\eta = \frac{2\pi}{h} \eta \omega (R_o^4 - R_i^4)$ 。

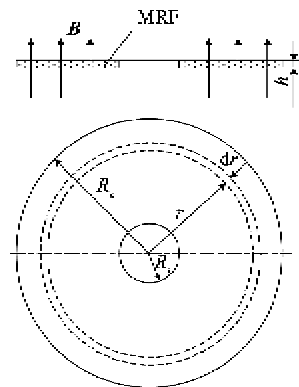


图 2 力矩计算模型

式(1)表明执行器的阻力矩由两部分组成:一部分是在外加磁场作用下,由 MRF 动态屈服应力 $\tau_y(B)$ 产生的可控磁致阻力矩 T_B ;另一部分是由于粘性产生的不可控阻力矩 T_η 。本研究选用的 MRF

是美国 LORD 公司生产的 MRF-140CG 型, $\tau_y(B)$ 的变化范围是 $0 \sim 200\text{kPa}$, η 为 $(0.280 \pm 0.070) \text{ Pa} \cdot \text{s}$, 在力反馈中, 操作者手指运动的速度总是很慢的, 执行器旋转的速度也非常慢, 即 ω 值很小, 那么 T_η 就很小, 而且实验也证明, 在力反馈中, MRF 执行器剪切 MRF 的速度对输出力的影响很小^[26,35], 所以 MRF 执行器的输出力矩主要取决于 T_B , 控制外加磁场就可以控制 MRF 执行器的输出力矩。

选取屈服应力 $\tau_y(B)$ 高的 MRF, 增大阻尼盘半径 R_o , 减小轴半径 R_i , 有利于提高 T_B 。

3 有限元分析和原型设计

对本执行器, 除了根据设计指标初步确定阻尼盘半径 R_o 外, 还有一些其他的参数需要考虑, 如工作间隙的高度 h 、外壳的壁厚、线圈匝数等。工作间隙的高度 h 越小越好, 一般在 $0.25 \sim 2\text{mm}$ 之间^[36], 本研究的工作间隙高度 h 为 0.5mm , 其他参数由有限元分析的结果确定。因为导磁材料 DT4 和 MRF 的磁特性都是非线性的, 相对磁导率不是常量, 所以只有通过有限元分析才能得到比较准确的结果。

对 MRF 执行器进行有限元分析的目的有两个: (1) 验证磁路设计的正确性, 即磁力线应被聚集在高磁导率材料构成的期望闭合回路中; (2) 通过磁饱和分析, 合理地配置执行器的结构参数, 使磁路中 MRF 和 DT4 的磁感应强度同时达到饱和, 充分发挥 MRF 和 DT4 的作用。

本研究采用 Maxwell 软件对 MRF 执行器进行二维静态磁场分析。由于执行器结构的轴对称性, 选择 RZ 平面轴对称坐标, 在进行有限元分析时, 只需画出平面模型的一半。取外壳壁厚为 2mm , $R_o = 10.5\text{mm}$, $h = 0.5\text{mm}$, 线圈安匝数为 260 安匝, 有限元分析结果如图 3 所示。

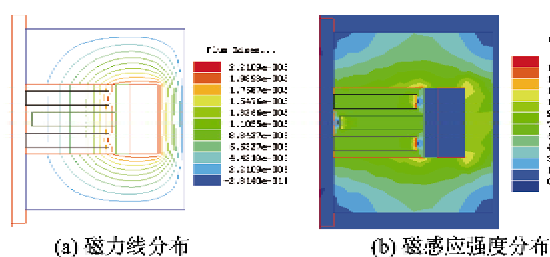


图 3 有限元分析结果

从图 3(a) 可以明显地看出, 所有的磁力线都被

聚集在期望的闭合磁路中, 所以磁路设计正确。根据 $B-H$ 曲线, MRF 的饱和磁感应强度约为 0.6T , MRF 的特性和 $B-H$ 曲线见其产品手册, DT4 的饱和磁感应强度约为 1.6T ^[37]。如图 3(b) 所示, MRF 的磁感应强度约为 0.6T , 阻尼盘和外壳中的最大磁感应强度值接近 1.6T , 即磁路的各部分同时达到饱和, 这说明阻尼盘半径和外壳的壁厚值设计合理。

根据理论分析和有限元分析的结果, 本研究研制的 MRF 执行器如图 4 所示, 其直径为 32mm , 高度为 18mm , 重 120g 。

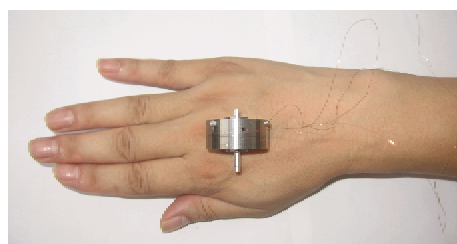


图 4 磁流变液执行器

4 实验和建模

MRF 执行器的磁路由两种材料组成: 软磁材料 DT4 和工作间隙中的 MRF。尽管在 MRF 的 $B-H$ 曲线上观察不到磁滞, 但是 DT4 中存在磁滞, 它会影响执行器的力矩-电流特性。由于 MRF 的流变效应和铁磁物质磁滞的复杂性, 本研究采用实验法来验证执行器的力矩和电流之间存在磁滞, 并建立力矩-电流模型。实验系统如图 5 所示。实验设备包括三圆盘式 MRF 执行器、手持指针式推拉力计 SN-20 和 EM1713 直流电源。推拉力计测量该执行器输出力的大小, 在每个测量点上测量 10 组数据, 取其平均值做为输出力的大小, 再乘以力臂的长度得到力矩值。当电流变化区间为 $0 \sim 1.2 \sim 0$ 时 (指电流以 0.1A 的步长从 0A 增加到 1.2A , 再从 1.2A 减小到 0A),

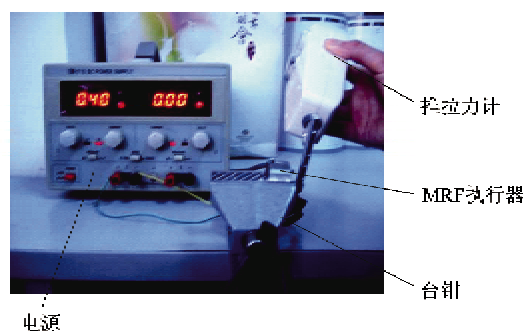


图 5 实验系统

对应的力矩值如图6所示。从图6可以看出,当电流为1.2A时,力矩为260.7N·mm,力矩输出值达到了设计指标。

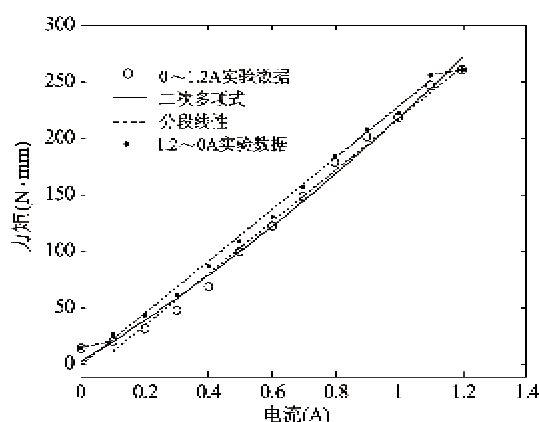


图6 实验数据、二次多项式和分段线性模型

从图6可以看出,力矩和电流并不一一对应,存在着磁滞,而且力矩-电流曲线在形状上与铁磁材料的磁滞回线相似。本研究假设力矩-电流曲线为多层平行四边形,而且无论电流从什么值开始改变变化的方向,即由增变减或由减变增,经过过渡区后,力矩都趋于一致。包括磁滞特性的分段线性力矩-电流模型如图7所示。图7中,实线表示电流增加时力矩的变化路径,点划线表示电流减小时力矩的变化路径,虚线表示过渡区的力矩变化路径, T_0 表示零电流力矩, I_a 表示过渡区的宽度, K_1 表示实线或点划线的斜率, K_2 表示虚线的斜率。 T_0 、 I_a 、 K_1 、 K_2 这4个参数可以确定该模型,本研究中这4个参数的值是: $T_0 = 15.7\text{N}\cdot\text{mm}$, $I_a = 0.1\text{A}$, $K_1 = 228.7\text{N}\cdot\text{mm}/\text{A}$, $K_2 = 53.9\text{N}\cdot\text{mm}/\text{A}$,如图6中虚线所示。

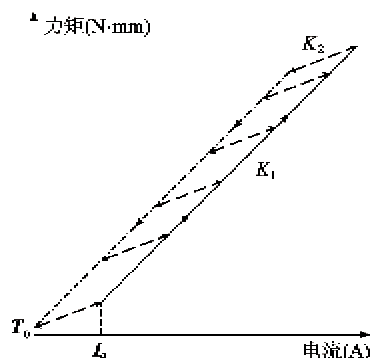


图7 分段线性模型示意图

若忽略力矩和电流之间的磁滞,认为力矩是电流的单调增函数,依据电流变化区间为0~1.2A的力矩值,采用二次多项式进行拟合,结果是: $T = 41.9I^2$

$+ 173.6I + 3.0$, T 为力矩(N·mm), I 为电流(A),如图6中实线所示。从图6可以看出,当电流从1.2A减小到0时,二次多项式模型误差显著地大。经计算,当电流变化区间为0~1.2~0时,二次多项式模型的残余标准差分别为8.2N·mm和11.2N·mm,分段线性模型的残余标准差分别为5.9N·mm和6.2N·mm,分段线性模型的精度高。

与文献[30]中的圆筒式MRF执行器相比,三圆盘式MRF执行器体积小,重量轻,参数对比如表1所示,而且三圆盘式MRF执行器的线圈更靠近外壳,散热更好。

表1 三圆盘和圆筒式MRF执行器的比较

	直径 (mm)	厚度 (mm)	重量 (g)	力矩 (N·mm)	散热性
三圆盘式	32	18	120	260.7	好
圆筒式	31	38	200	255	较差

本研究开发的MRF执行器可以放置在人的手背上(如图4所示),通过双摇杆机构可以将力矩传递到食指指间关节上,如图8所示。在未加励磁电流时,手指可以比较自由地运动;当加上了励磁电流后,执行器产生阻力矩,操作者的食指指间关节可以感受到操作虚拟物体时产生的阻力。

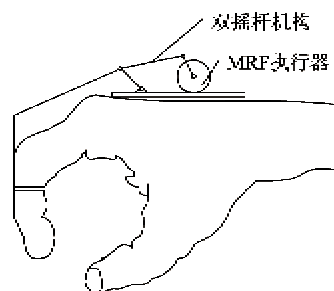


图8 通过双摇杆机构传递阻力矩

5 结论

力觉是人们获取信息的重要通道,力反馈装置是力觉交互的核心器件,提高力反馈装置的实用性是力觉技术研究的难点,实用的便携式力反馈装置的实现尤为困难。本研究研制的三圆盘式MRF执行器结构简单、体积小、重量轻,产生的力矩值达到了设计指标。在今后的研究工作中,我们将进一步减小执行器的体积,减轻重量,减小零电流阻力矩,尽可能地减小对操作者手部运动的影响。

MRF 执行器力矩-电流关系中的磁滞性和非线性,给精确建模带来了困难。本研究建立了不包含磁滞特性的二次多项式模型和适用于电流随机变化且包含磁滞特性的分段线性模型,二次多项式模型简单,精度较低;分段线性模型各参数含义明确,精度较高,不足之处是其曲线不是光滑的。高精度模型有利于简化控制器,减小控制滞后,提高系统的实时性和精度,建立更能准确地描述力矩-电流关系的模型是我们今后研究工作的重要内容。

参考文献

- [1] Farkhatdinov I, Ryu J H. A study on the role of force feedback for teleoperation of industrial overhead crane. In: Proceedings of the EuroHaptics 2008, LNCS 5024. Berlin Heidelberg : Springer-Verlag, 2008. 796-805
- [2] Villaverde A F, Álvarez C R, Blas A B. Digital passive teleoperation of a gantry crane. In: Proceedings of the IEEE International Symposium on Industrial Electronics, ISIE. 2007. 56-61
- [3] Sato R, Noda Y, Kakihara K, et al. Operational support control by haptic joystick considering load sway suppression and obstacle avoidance for intelligent crane. In: Proceedings of the 35th Annual Conference of IEEE on Industrial Electronics, 2009. 2301-2307
- [4] Jung K, Chu B, Bae K, et al. Development of automation system for steel construction based on robotic crane. In: Proceedings of the International Conference on Smart Manufacturing Application, Gyeonggi-do, Korea, 2008. 486-489
- [5] Vo D M, Vance J M, Marasinghe M G. Assessment of haptics-based interaction for assembly tasks in virtual reality. In: Proceedings of the 3rd Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, Salt Lake City, USA, 2009. 494-499
- [6] Kohli L. Redirected touching: warping space to remap passive haptics. In: Proceedings of the IEEE Symposium on 3D User Interfaces, Waltham, USA, 2010. 129-130
- [7] Konietzschke R, Tobergte A, Preusche C, et al. A multi-modal training platform for minimally invasive robotic surgery. In: Proceedings of the 19th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication, Viareggio, Italy, 2010. 422-427
- [8] Choi K S, Soo S, Chung F L. A virtual training simulator for learning cataract surgery with phacoemulsification. *Computers in Biology and Medicine*, 2009, 39: 1020-1031
- [9] Lu J H, Chen J, Çakmak H, et al. A knee arthroscopy simulator for partial meniscectomy training. In: Proceedings of the 7th Asian Control Conference, HongKong, China. 2009. 763-767
- [10] Kerwin T, Shen H W, Stredney D. Enhancing realism of wet surfaces in temporal bone surgical simulation. *IEEE Transactions On Visualization and Computer Graphics*, 2009, 15(5): 747-758
- [11] Lister K, Gao Z, Desai J P. Real-time, haptics-enabled simulator for probing ex vivo live tissue. In: Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS, Minneapolis, USA, 2009. 1196-1199
- [12] Pohlentz P, Gröbe A, Petersik A, et al. Virtual dental surgery as a new educational tool in dental school. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 2010, 38: 560-564
- [13] Padilla M A, Teodoro S, Lira E, et al. Virtual reality simulator of transurethral resection of the prostate. In: Proceedings of the 2009 Pan American Health Care Exchanges Conference, Workshops, and Exhibits, Mexico City, Mexico, 2009. 116-119
- [14] Abate A F, Acampora G, Loia V, et al. A pervasive visual—haptic framework for virtual delivery training. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 2010, 14(2): 326-334
- [15] Žlajpah L. Simulation in robotics. *Mathematics and Computers in Simulation*, 2008, 79: 879- 897
- [16] Sieber A, Valdastrì P, Houston K, et al. A novel haptic platform for real time bilateral biomanipulation with a MEMS sensor for triaxial force feedback. *Sensors and Actuators A*, 2008, 142: 19-27
- [17] Kim J, Sharifi F J, Kim J. Haptic feedback based on physically based modeling for cellular manipulation systems. In: Proceedings of the EuroHaptics 2008, LNCS 5024. Berlin Heidelberg:Springer-Verlag, 2008. 661-667
- [18] Panëls S A, Roberts C, Rodgers P J. Haptic interaction techniques for exploring chart data. In: Proceedings of the HAID 2009, LNCS 5763. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2009. 31-40
- [19] Cholewiak S A, Tan H Z, Ebert D S. Haptic identification of stiffness and force magnitude. In: Proceedings of the Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environments and Teleoperator Systems, Reno, USA, 2008. 87-91
- [20] Sato M, Liu X N, Murayama J. A Haptic Virtual Environment for Molecular Chemistry Education. In: Proceedings of the Transactions on Edutainment I, LNCS 5080. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2008. 28-39
- [21] Fisackerly S, Zadeh M H. Haptic-enabled virtual handwriting: multimodal handwriting instructions for young students. *IEEE*, 2010
- [22] Li X, Srimathveeravalli G, Singla G, et al. A novel and robust algorithm to model handwriting skill for haptic applications. In: Proceedings of the 2009 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics, San Antonio, USA, 2009. 2912-2917

- [23] Basori A H, Daman D, Bade A, et al. The feasibility of human haptic emotion as a feature to enhance interactivity and immersiveness on virtual reality game. In: Proceedings of the 7th ACM SIGGRAPH International Conference on Virtual-Reality Continuum and Its Applications in Industry, Singapore, 2008
- [24] Reed M R. Development of an improved dissipative passive haptic display: [M. S. degree dissertation]. Georgia: Georgia Institute of Technology, 2003. 8-9
- [25] Ryu D, Moon K, Kang S, et al. Development of wearable haptic system for tangible studio to experience a virtual heritage alive. In: Proceedings of the 2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Beijing, China, 2006. 466-471
- [26] Nam Y J, Park M K, Yamane R. Smart glove: hand master using magneto-rheological fluid actuators. In: Proceedings of the ICMIT 2007: Mechatronics, MEMS, and Smart Materials, Proc. of SPIE 6794. 2007. 679434:1-6
- [27] Senkal D, Gurocak H. Spherical brake with MR fluid as multi degree of freedom actuator for haptics. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 2009, 20: 2149-2160
- [28] Blake J, Gurocak H B. Haptic glove with MR brakes for virtual reality. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2009, 1-10
- [29] Dai J Q, Song A G, Wang A M. Novel magneto-rheological fluid damper for passive force/torque feedback. *Journal of Southeast University: English Edition*, 2007, 23 (1): 70-74
- [30] 文辞,宋爱国,王爱民. 适用于力反馈的圆筒式磁流变液执行器的设计. *仪器仪表学报*, 2010, 31 (9), 1921-1926
- [31] 王爱民,戴金桥. 基于液体智能材料的被动式力反馈数据手套. *测控技术*, 2007, 26 (11): 10-12
- [32] Chen J Z, Liao W H. Development and testing of a magnetorheological actuator for an assistive knee brace. In: Proceedings of the Active and Passive Smart Structures and Integrated Systems 2008, Proc. of SPIE 6928. 69281G. 2008. 1-12
- [33] 高龙琴. 力反馈数据手套与遥操作机器人系研究[博士学位论文]. 南京:东南大学仪器科学与工程学院, 2006. 23
- [34] Muriuki M, Clark W W. Design issues in magnetorheological fluid actuators. In: Proceedings of the Part of the SPIE Conference on Passive Damping and Isolation, SPIE 3672. 1999. 55-64
- [35] Neelakantan V A, Washington G N, Wolf R K. Force feedback system using magneto-rheological fluids for telebotonic surgery. In: Proceedings of the Smart Structures and Materials 2002: Industrial and Commercial Applications of Smart Structures Technologies, Proceeding of SPIE 4698. 2002. 509-518
- [36] Liu B, Li W H, Kosasih P B, et al. Development of an MR-brake-based haptic device. *Smart Materials and Structures*, 2006, 15: 1960-1966
- [37] 李泉凤. 电磁场数值计算与电磁铁设计. 北京:清华大学出版社, 2002. 198

Design of a small force feedback device based on magnetorheological fluids

Wen Ci, Song Aiguo, Wang Aimin

(Remote Measurement and Control Key Lab of Jiangsu Province,
School of Instrument Science & Engineering, Southeast University, Nanjing 210096)

Abstract

The study aimed at existing force feedback devices' insufficiencies in safety and dexterity, and designed a small three-plate magnetorheological fluids (MRF) actuator for finger force feedback. A torque formula based on the Bingham plastic model was presented, and the influences of the MRF' properties and the actuator's structural parameters on the torque were analyzed. The finite element analysis for the actuator was performed with the Maxwell software. The actuator has a diameter of 32mm, a hight of 18mm, a weight of 120g, and can produce a torque of $260.7\text{N}\cdot\text{mm}$ under a current of 1.2A, which is up to the force for a user to grasp a virtual object. A quadratic-multinomial model without considering hysteresis and a piecewise linear model suitable for current's random changing and considering hysteresis were built. For the current changing ranges of 0 - 1.2A and 1.2 - 0A, the residual standard deviations of the quadratic-multinomial model are $8.2\text{N}\cdot\text{mm}$ and $11.2\text{N}\cdot\text{mm}$ respectively, and that of the piecewise linear model are $5.9\text{N}\cdot\text{mm}$ and $6.2\text{N}\cdot\text{mm}$ respectively, so the piecewise linear model is more accurate.

Key words: force feedback device, magnetorheological fluids (MRF) actuator, finite element analysis, hysteresis, mechanical model