

心房颤动导管消融训练仿真系统研究^①

陈学文^{②*} 晁建刚* 张 炎* 董建增** 黄 鹏* 熊 颖* 杜 芳* 赵建奎*** 周继红***

(* 中国航天员科研训练中心人因工程重点实验室 北京 100094)

(** 首都医科大学附属北京安贞医院心内科 北京 100029)

(*** 北京安效技术有限公司 北京 100029)

摘 要 针对三维标测指导下房颤导管消融手术医生缺乏训练手段的问题,基于目前常用的三维标测 CARTO 房颤手术系统原理,进行了导管移动和打弯测量、力觉反馈、虚拟心脏仿真、虚拟消融导管及其交互操作过程中碰撞检测与处理方法的研究,提出并实现了房颤导管消融训练仿真系统。房颤手术专家试用后认为,该系统仿真逼真、沉浸感强、交互操作实时准确、信息感知真实,与真实手术操作基本一致,可以用于初级医生的手术训练和高级医生的术前病例熟知及操作演练。

关键词 房颤(AF), 导管消融仿真, CARTO, 训练仿真器

0 引 言

心房颤动(简称房颤)是一种十分常见的持续性心律失常^[1],严重影响患者的生活质量甚至危及生命^[2]。针对房颤,目前有药物治疗和导管消融介入治疗。临床表明,采用三维电解剖标测系统指导下的环肺静脉线性消融具有疗效好、创伤小、恢复快、花费少、住院时间短等优点,在手术过程中可实时观察导管位置、突破 X 线透视的二维局限性、减少 X 线照射时间,在三维电解剖图帮助下可快速判断房速的类型和位置,消融操作安全、有效^[3]。但是这种心内介入治疗手术风险性高,错误操作导致的后果极为严重,实习医生“在实践中积累经验”的机会微乎其微。2004 年,美国食品药品监督管理局决定,在血管循环里做高风险手术的医生,在做手术前,其手术技能必须训练到精通,同时也首次规定这种技能的训练包括使用仿真训练系统^[4]。2009 年结合我国实际,安贞医院心内科专家与中国航天员科研训练中心模拟器^[5]研究室联合申请国家 863 课题,开展了三维标测系统指导下房颤导管消融训练仿真系统的研究。

国外已有一些介入手术仿真系统^[6],但是这些系统不能完成导管在心房内房颤手术模拟,且不能

遵循三维标测系统——CARTO 系统的操作习惯和显示界面。国内关于介入手术仿真系统还刚刚起步。本文根据国内实际应用情况选择 CARTO 系统手术操作方法和习惯为仿真对象(目前三维标测房颤导管消融手术系统主要有 CARTO 和 Ensite 两种),在分析 CARTO 手术系统的基础上,采用实物、半实物的方式基于特定患者 CT 扫描影像构建了心房颤动导管消融操作训练仿真系统,为心房颤动导管消融医生提供一个沉浸感强、可交互操作、多感知的可在虚拟心脏上完成房颤消融仿真训练工具,此系统可使医生提前预知解剖结构和完成术前模拟操作演练。

1 CARTO 房颤导管消融

CARTO 房颤导管消融系统^[7]是一个计算机辅助手术系统,其消融导管在穿刺针的引导下沿着鞘管先通过下腔静脉到右心房,再通过房间隔卵圆窝到左心房。导管消融手术示意图如图 1 所示。手术时,由消融导管大头上的电磁传感装置实时测量导管大头的位置和姿态,医生在 X 影像帮助下根据自己的力感判断导管与心脏的接触情况,保存导管大头位置,由 CARTO 标测软件根据有限数量的点重

① 863 计划(2009AA02Z411)资助项目。

② 男,1978 年生,硕士;研究方向:虚拟现实技术及航天员训练仿真;联系人,E-mail: cxwbuaa@gmail.com
(收稿日期:2012-06-28)

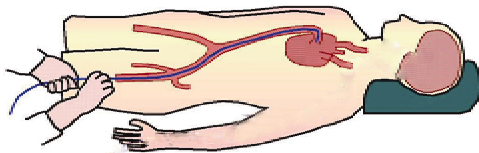


图1 导管消融手术示意图

建心脏标测模型,该模型与病人 CT 医学图像重建的心脏模型融合在一起进行比较,帮助医生判断当前取点分布是否合理,进而指导医生继续取点。导管大头除安装有电磁传感装置外,还安装有测量心电信号的电极,在保存导管大头位置和姿态信息的同时保存电极测量的心内心电信息和体表电极测量的心电信息,这些心电信息实时在多导仪软件和三维标测软件中通过曲线实时显示心电信息,由三维标测软件分析这些心电信息并在心脏标测三维模型上用颜色直观显示出心电传导方向,从而帮助医生诊断病情、确定病灶部位等。在导管大头还安装有消融的电极,用于在病灶附近时放电消融。该手术系统以病人为中心,采用电磁导航、心电测量、三维可视化辅助治疗、消融导管、心内射频消融等技术实现,其关系如图2所示。

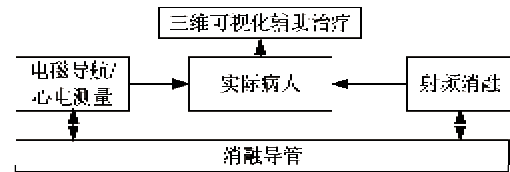


图2 CARTO 房颤消融手术系统抽象模型

利用 CARTO 系统完成导管消融手术过程多,但是该手术的难点是消融导管在人体重要器官——左心房内移动的技巧,即在不穿刺心脏内膜的情况下灵活控制导管大头到达左心房内任意位置,然后按照消融手术方法在适当的位置取点、消融等。为了突出训练重点,在仿真内容上本文重点选取消融导管已由静脉血管到右心房内,并经房间隔卵圆窝送入到左心房后的各种消融操作仿真。

2 仿真系统总体架构

训练仿真系统总体架构如图3所示。

基于实际 CARTO 系统导管消融手术操作过程,考虑训练的可重复性、多样性、安全性和操作

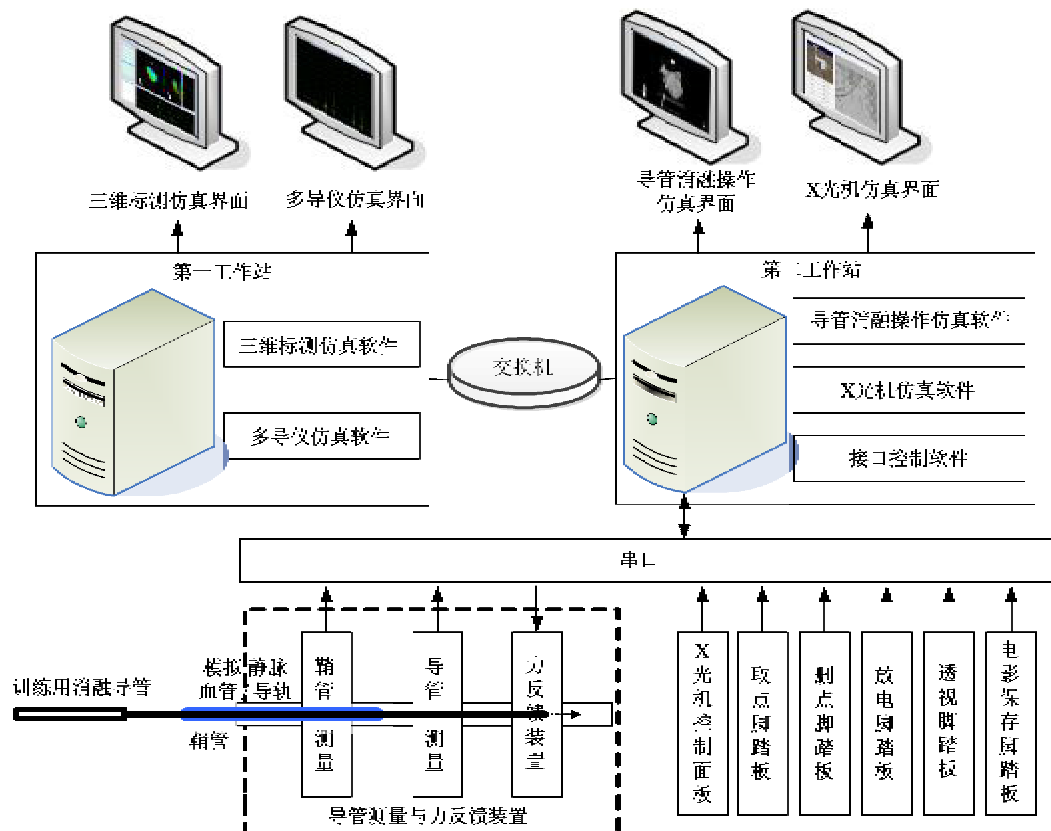


图3 训练仿真系统总体架构

感受与实际手术一致性,系统采用实物、半实物和数字仿真的方法来实现。

训练时医生直接操作的硬件界面是医生直接感知对象,其真实与否直接影响到仿真系统的真实性,本文对于 CARTO 系统的消融导管及测量导航系统、计算机辅助显示屏、脚踏板和 X 光机控制面板采用实物、半实物的方法来实现;对于手术时的病人、CARTO 计算机辅助治疗软件系统和虚拟手术过程采用计算机数字仿真的方法来实现。

硬件操作界面:为了模拟实际 CARTO 系统导管电磁定位与测量系统,训练用消融导管采用实际消融导管并在手柄尾部加测量装置用于测量打弯量,在导管移动路径中设计两个光电测量装置,分别用于测量导管和鞘管的平移、旋转。为了模拟实际手术时消融导管与心脏组织的接触力,在导管移动路径中设计一个力反馈装置。为了使得仿真系统的显示界面与实际 CARTO 系统一致,采用 4 个计算机辅助显示屏,分别显示三维标测仿真界面、多导仪仿真界面、导管消融操作仿真界面和 X 光机仿真界面。按照实际 CARTO 系统操作习惯设计脚踏板和 X 光机控制面板,分别控制虚拟手术时的取点、删点、消融、透视、电影和 X 光图像的成像。

数字仿真:针对实际手术时消融导管在病人心脏内的操作建立导管消融操作仿真软件,用于表达实际导管的测量数据、虚拟病人心脏及其各种心内操作。针对实际三维标测功能在仿真系统中建立三维标测仿真软件用于模拟实际系统对应的功能,包括基于离散采样点的心脏表面重建(心脏标测模型)、影像融合、二尖瓣挖孔、内镜显示和心电显示与编辑功能等。针对实际系统多导仪软件在仿真系统中建立多导仪仿真软件用于模拟实际系统对应的功能。针对实际系统 X 光机成像功能在仿真系统中建立 X 光机仿真软件用于模拟实际 X 光机成像与控制功能。导管测量与力反馈装置、脚踏板和 X 光机控制面板通过串口与计算机相连,建立硬件接口软件实时采集消融导管和鞘管的测量数据、脚踏板的状态和 X 光机控制面板按钮的状态,并通过网络 UDP 协议与仿真软件通信。

3 关键技术实现

在该仿真系统中,消融导管的测量、手术时感知力的复现是硬件模拟的重点内容,其测量数据的稳定性、准确性和连续性严重影响该系统的可交互性

和真实性。虚拟病人心脏、消融导管表达及消融手术时两者之间碰撞检测和处理是数字仿真的重要内容,其真实与否,严重影响训练仿真的逼真性。

3.1 训练用消融导管

消融导管的整体结构为长约 1m、直径 2.33mm (7F) 的医用塑料导管,导管前端约 70mm (不同规格的导管略有差别) 能够打弯。手术过程中医生对导管的的操作分平移、旋转和打弯三类。平移是指导管整体的前进与后退;旋转是指导管本身的旋转;打弯是指改变导管打弯段的弯曲曲率。为了降低成本,同时提高模拟训练时手柄操作手感的真实性,训练用消融导管直接从市场上购买手术用消融导管并对其改造。导管的平移和旋转通过在导管送入路径中设计外围测量装置完成(下一节),导管的打弯根据打弯原理直接对其本身改造得到。

导管打弯原理:在内腔安置了一个钢丝牵引导向型调节装置(如图 4 所示),在手柄有推送帽、推送杆、盐水灌注管等结构,在导管主体内有一根偏心

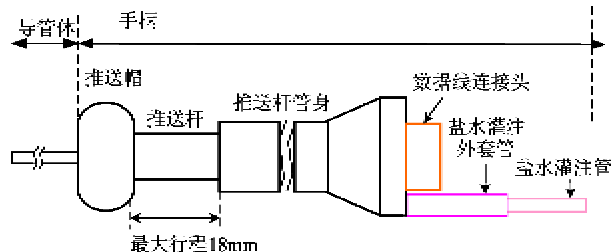


图 4 导管打弯结构

钢丝,偏心钢丝一端与盐水灌注管、手柄的推送杆固连,另一端与导管末端固连,推拉推送帽带动推送杆、盐水灌注管移动和偏心钢丝伸缩,从而完成打弯操作。导管具体打弯过程如图 5 所示, OP 为打弯段中心轴线,其长度为 L , MN 为内置偏心钢丝,由于钢丝偏心放置,通过调节装置向外拉动钢丝,使得打

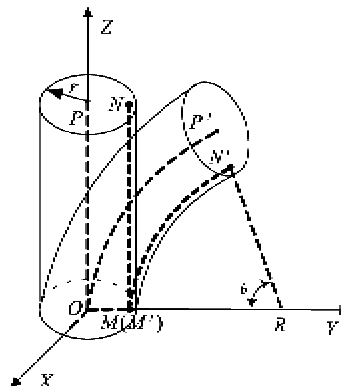


图 5 导管打弯原理

弯段一侧受力而偏向一侧并弯曲。图中 OP' 为打弯后中心轴线, $M'N'$ 为打弯后钢丝的位置。设打弯后形态为等曲率圆弧, 圆弧 OP' 对应的角度为 θ , 半径为 R , 导管半径为 r , 则有导管打弯的角度 θ 与钢丝拉动的距离 ΔL 近似成正比, 如式

$$\Delta L = R\theta - (R - r)\theta = r\theta \quad (1)$$

所示。医生通过导管手柄的调节装置向外拉动钢丝可以精确控制打弯段的弯曲角度, 使导管打弯成不同的形态, 弯曲角度在 0° 至 180° 连续可调, 且可固定在任意角度。

根据导管打弯原理及其打弯结构, 在仿真系统对手术用消融导管进行了两点改造: (1) 消融导管手柄末端安装一个直滑电位器, 打弯钢丝与直滑电位器的滑动端口相连, 拉动钢丝可以改变直滑电位器的测量电压值, 从而获取训练用消融导管的打弯量, 如图 6 所示。 (2) 把导管头部偏心钢丝剪断, 使得拉动钢丝时导管本身不打弯, 保证导管能在导管测量装置中移动。

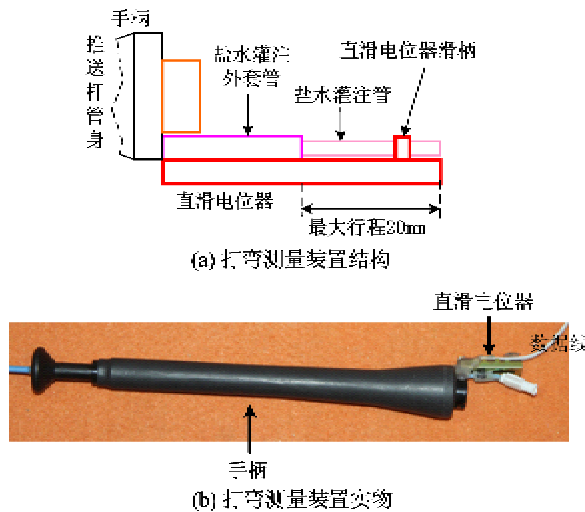


图6 训练用消融导管打弯测量装置

3.2 导管测量与力反馈装置

导管测量装置: 为了减少接触式测量带来不必要的力感, 测量装置采用非接触式的光感系统来实现。设计一个黑色的光线密闭长方形腔体, 在腔体中间设计一个鞘管、导管能够穿过的圆孔, 在上表面两端对称位置分别安装一个 650nm 波长的激光光源。光源照射方向与鞘管、导管垂直, 在箱体两侧对称位置分别安装一个透镜组用于放大鞘管、导管图像, 由安装在两端具有感光眼的单片机处理感光眼采集的图像信号。测量过程为: 鞘管或导管穿过圆孔平移或旋转时, 激光照射到鞘管或导管上反射后,

经过中间透镜组放大导管图像, 再到感光眼, 感光眼实时采集导管或鞘管图像, 由单片机对连续两次图像分析并计算出平移距离和旋转角度, 再由导管、鞘管测量及处理单元完成数据的读取并通过硬件接口软件传递到导管消融操作仿真软件中, 完成消融导管的定位。测量装置如图 7 所示。

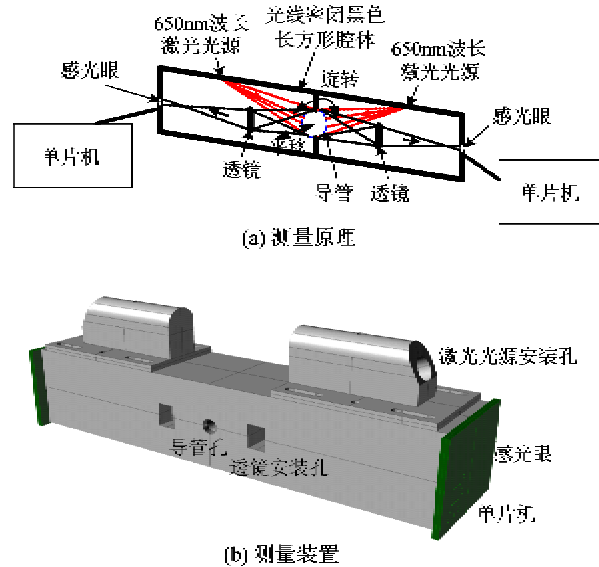


图7 导管平移和旋转测量原理

力反馈装置: 导管在前进/旋转过程中受到摩擦力、碰壁的阻挡力等, 表现在医生手上的力感可以等效为导管受到不同类型的摩擦力, 设计如图 8 所示的力反馈装置还原该摩擦力。该装置由直线步进电机、弹簧、夹持台、摩擦块、阻力垫和压力传感器组成, 导管穿过摩擦块和阻力垫之间, 通过控制直线电机的伸缩幅度, 改变弹簧的压缩幅度进而改变摩擦块在导管上的压力, 从而实现导管移动过程中摩擦力的生成。压力传感器实时测量导管所受压力大小, 由力反馈处理单元读取该值并与输入值比较, 形成闭环控制, 从而达到力反馈精确控制的目的。弹簧的刚度根据 $F = ks$, $k = F/s$ 得到, 其中 F 为心脏手术时防止心脏穿孔的最大力 (20g 左右), 该系统

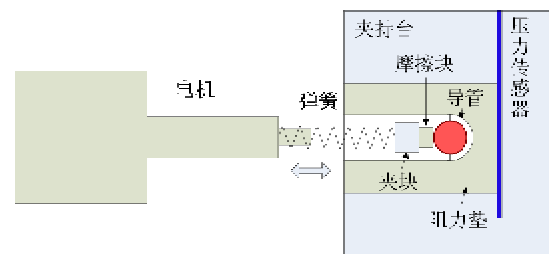


图8 力反馈结构

设定为 30g; s 为人能反应的最快时间 25ms 期间内电机的行程, 即 25ms 与电机行进速度的乘积。根据力的范围选择量程为 0 ~ 60g 的 LC1110-60G 型号压力传感器。

设计一个符合国标 GB10000-88 的关于人体结构数据的测量箱体(体宽 300mm 左右,肩宽 450mm 左右,体厚 150mm 左右),在箱体内安装两个测量装置,分别测量鞘管、导管的移动和旋转角度;安装一个力反馈装置;安装一个导管、鞘管检测及处理单元和力反馈处理单元。沿着鞘管、导管送入方向首先

完成鞘管的测量,测量范围为 30cm(大约心脏大小);再完成导管的测量,测量范围为 30cm;由导管、鞘管检测及处理单元完成数据的读取,并通过串口送到硬件接口软件,再传至导管消融操作仿真软件中,并完成虚拟导管的定位、与虚拟心脏的碰撞检测及处理,根据接触情况计算接触力,最后把接触力通过硬件接口软件传递给力反馈处理单元,完成力反馈机构的控制。这些装置安装之后的箱体称为导管测量与力反馈装置,如图 9、图 10 所示。

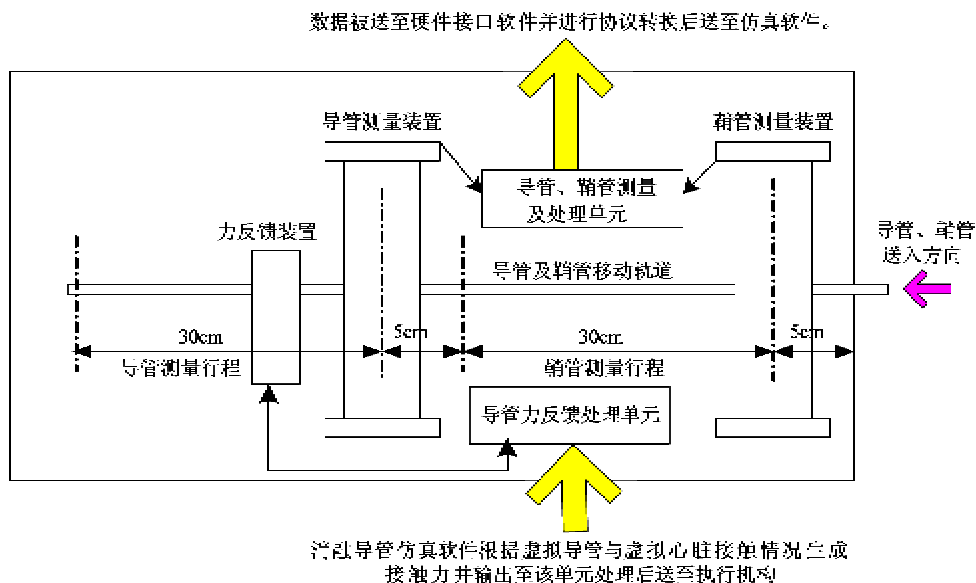


图9 测量与力反馈装置布局尺寸

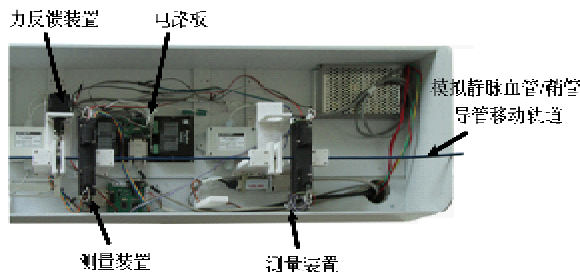


图 10 测量与力反馈装置实物

3.3 虚拟心脏仿真

在训练仿真系统中,虚拟心脏是手术操作对象,首先形状真实可信,其次具备心电信号生成功能,心电信号能够反映病例情况。

3.3.1 心脏几何模型

在 CARTO 系统中涉及 3 个心脏模型:一个是病人实际心脏;一个是根据病人 CT 医学图像重建的心脏三维几何模型(下文称 CT 心脏模型);第三个是三维标测时根据消融导管在病人心脏内取点,建

立的心脏三维标测模型(下文称心脏标测模型)。后两个心脏模型都是计算机生成的三角面片模型。心脏标测模型实时反映了手术时病人心脏的形态,该模型与 CT 心脏模型融合比较,可以检查手术时取点分布是否均匀合理,指导医生在心脏各个部位均匀取点,进而指导手术精确定位。

根据 CARTO 系统的特点,仿真系统同样需要 3 个心脏模型,与实际 CARTO 系统不同的是仿真系统需要对病人实际心脏进行仿真(下文称虚拟心脏模型),模拟出虚拟手术操作对象;其它两个心脏用途、构建方法与 CARTO 系统相同。有两种方法构建虚拟心脏模型。第一种利用 CARTO 已重建好的 CT 心脏模型,并做处理得到;第二种利用病人 CT 医学数据,采用图像分割-三维重建的方法,提取并重建虚拟心脏模型。第二种方法需要大量的计算且算法编程实现复杂,而 CARTO 系统经过多年的研究、工程化及商业化,其对 CT 医学图像分割-提取-

重建相当成熟,其重建的 CT 心脏几何模型相当准确。本文采用第一种方法在 CARTO CT 心脏模型数据(11788 个顶点、23572 个面片)的基础上根据虚拟手术交互操作实时性要求做面片消减处理,获得与 CT 心脏几何模型坐标系一致的虚拟心脏仿真模型,消减后的模型有 2695 个顶点、4713 个面片。心脏几何模型如图 11 所示。

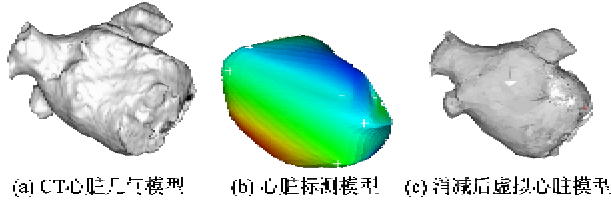


图 11 心脏几何模型

3.3.2 心电数据仿真

人的心电数据很复杂,很难建立合适的数学模型准确描述,尤其是病人的心电数据,情况更复杂。本文利用特定病人有限 CARTO 标测点心电数据采用线性插值方法计算虚拟心脏任意点的心电数据。算法如下:首先根据虚拟导管大头位置 p 在如图 12(a)所示的标测点中寻找距离最近的 4 个点(p_1, p_2, p_3, p_4);再在两个对角线方向上(如图 12(b)、(c)所示)根据心电数据计算激动时间差,激动时间差最大的方向为心电传导方向(如 p_1p_3);然后在该方向上根据距离线性插值计算该点的激动时间 LAT

$$LAT_p = LAT_{p1} + \frac{(LAT_{p3} - LAT_{p1})}{L_{p1} + L_{p3}} L_{pp1} \quad (2)$$

最后再根据 LAT 和心电传导方向对 $p1$ 点的波形或 $p3$ 点的波形平移,平移量为 p 点与 $p1$ 点或与 $p3$ 点激动时间差,从而得到 p 点心电数据。

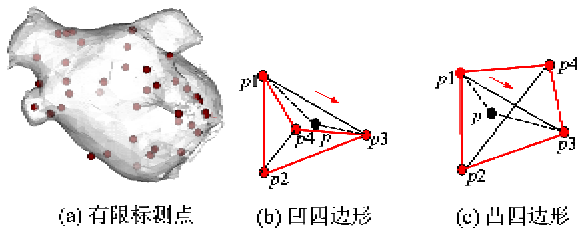


图 12 心电插值计算

3.4 虚拟消融导管仿真

在该系统中由导管的测量数据驱动虚拟消融导管运动,完成虚拟消融手术过程仿真。导管仿真的相关研究有基于三维梁单元的增量有限元模型^[8]、基于 Discrete Kirchhoff Rods 理论的弹性杆模型对导

管/导丝仿真^[9],这些方法无法直接应用到房颤消融导管仿真中。根据消融导管的特点,本文采用离散化的改进质量-弹簧模型表示导管的计算模型,如图 13 所示;采用中心线轨迹扫描法构建导管可视三角面片模型,如图 14 所示。

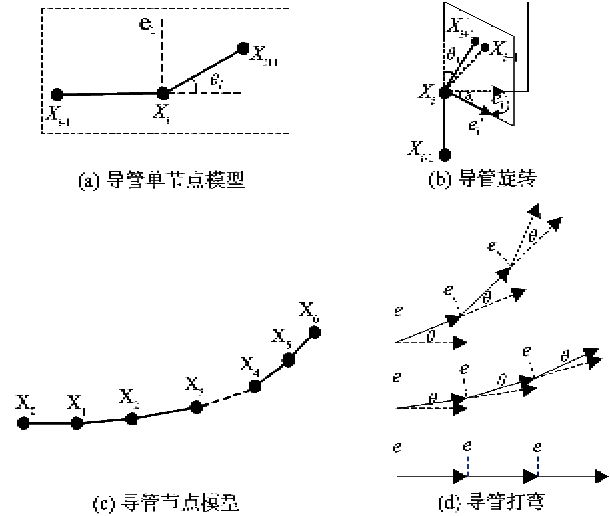


图 13 导管计算模型



图 14 导管可视模型及打弯效果

导管的计算模型描述如下:导管前端打弯段由 N 个节点($X_0, X_1, \dots, X_{N-1}$)组成,如图 13(a)、(b)所示;导管主体根据导管相对鞘管伸出长度由可变数量的节点组成,导管主体初始节点数为不超过 $L/\lambda_{\max}$ 的整数 M ,其中 L 为鞘管长度, $\lambda_{\max}$ 为导管节点之间完全伸展开后的最大距离;节点之间连接着一个长度为 λ 的弹簧,每个节点包含一个弯曲法向量 e 及弯曲角度 θ ,如图 13(d)所示,从而实现导管的变形计算。导管前端节点之间设定最小距离 $\lambda_{\min}$ 。

导管节点数变化策略描述如下:导管前进时,先均匀伸长前端节点之间的距离,当伸长到最大值时,再伸长主体节点的距离,当主体节点之间的距离都

达到最大值时,再增加主体节点数。后撤时先缩小导管主体节点距离,再删节点,当主体节点数减为 M 时,再均匀缩小前端节点之间距离。在本系统中导管打弯段设定 15 个节点,整个导管初始设置 27 个节点,最大不超过 50 个节点。

旋转时位置与法向量均绕主轴旋转,以节点 X_{i+1} 绕轴 $X_{i-1}X_i$ 旋转 δ_i 度为例说明:弯曲角度 θ_i 保持不变,法向量 e_i, X_{i+1} 均绕轴 $X_{i-1}X_i$ 旋转,得到新的法向量 e'_i, X'_{i+1} , 如图 13(c) 所示。旋转过程可用式

$$\begin{cases} n_d = (n_x, n_y, n_z)^T \\ e'_i = R(n_d, \delta_i) e_i \\ X'_{i+1} = X_i + R(n_d, \delta_i) (X_{i+1} - X_i) \end{cases} \quad (3)$$

表示。式中: n_d 相邻节点之间的单位向量,即 $n_d = (X_i - X_{i-1}) / \|X_i - X_{i-1}\|$; $R(n_d, \delta_i)$ 为旋转矩阵

$$R(n_d, \delta_i) = \begin{bmatrix} n_x^2(1 - \cos(\delta_i)) + \cos(\delta_i) & n_x n_y(1 - \cos(\delta_i)) + n_z \sin(\delta_i) & n_x n_z(1 - \cos(\delta_i)) - n_y \sin(\delta_i) & n_x n_y(1 - \cos(\delta_i)) - n_z \sin(\delta_i) & n_y^2(1 - \cos(\delta_i)) + \cos(\delta_i) & n_y n_z(1 - \cos(\delta_i)) + n_x \sin(\delta_i) & n_x n_z(1 - \cos(\delta_i)) + n_y \sin(\delta_i) & n_y n_z(1 - \cos(\delta_i)) - n_x \sin(\delta_i) & n_z^2(1 - \cos(\delta_i)) + \cos(\delta_i) \end{bmatrix} \quad (4)$$

T 为向量或矩阵转置符号。

3.5 碰撞检测及处理

在实际消融操作手术过程中消融导管与心脏内壁接触后,消融导管与心脏内壁之间产生接触力,心脏组织阻止导管继续向前运动,医生通过消融导管手柄感知到该接触力后,调整导管的运动方向,避免导管穿透心脏而发生医疗事故。在仿真系统中通过碰撞检测及处理来实现虚拟导管与虚拟心脏之间的接触判断与处理,并通过训练用消融导管手柄反馈该接触力。

本文采用 OBB 包围盒碰撞检测算法^[10]判断出哪些三角面片接触,在此基础上采用三角面片之间及线段与三角面片相交计算方法,计算接触位置和接触深度,进而计算虚拟接触力。

为了使得虚拟导管在接触心脏后能始终保持在心脏内部而不会穿透心脏,本文设计两层虚拟导管模型和防穿透算法。两层模型:一层模型(称为碰撞检测模型)用于碰撞检测计算,一层模型(称为图

形显示模型)用于图形视觉显示,如图 15 所示。为了简化计算,提高交互操作的实时性,碰撞检测模型只在导管前端可弯段设计三个节点两段模型,每段用一个三棱锥表示。防穿透算法如下:碰撞检测模型由训练用消融导管实物实时控制其运动,当碰撞检测模型与虚拟心脏模型接触后,碰撞检测模型不受限制继续运动,但是图形显示模型以碰撞点为基点执行导管变形计算,前端限制在接触点处,后端继续前进,前进的越多,弯曲变形的越多。

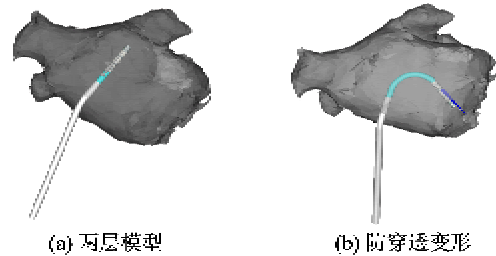


图 15 碰撞模型

4 仿真结果及试验

4.1 训练仿真系统

在 Windows7 32 位操作系统上采用 Visual 2008 开发环境、C/C++ 语言完成 5 个软件的开发,并在两台 HP Z400 工作站(英特尔至强四核处理器 W3550 处理器,4GB 内存,Nvidia Quadro 600(1GB)显卡)上部署。除硬件接口软件外,其他四个软件按照实际手术 CARTO 系统软件界面及操作习惯设计,分别显示在四个显示屏上,鞘管、导管送入到导管测量与力反馈装置中,送入深度为导管、鞘管头部分别穿过各自的测量点且不超过 5cm,训练仿真系统如图 16 所示。

4.2 虚拟消融手术过程

以在安贞医院用 CARTO 系统做过手术的男性患者病历数据为基础进行仿真,在导管消融操作仿真软件中生成虚拟心脏模型,按照导管消融操作方法,受训者站在操作台前,手握并移动训练用消融导管及鞘管,观察 4 个屏幕信息,判断虚拟导管大头位置,必要时脚踏踏板和控制 X 光机控制面板按钮。首先在虚拟心脏上取一定数量的点,完成心脏标测模型的构建;然后按照消融操作方法,受训者控制导管在病灶附近移动,完成消融模拟。在虚拟手术过程中可以通过鼠标在三维标测仿真软件中完成心电显示设置及编辑、二尖瓣挖孔、观察角度设置等操作。

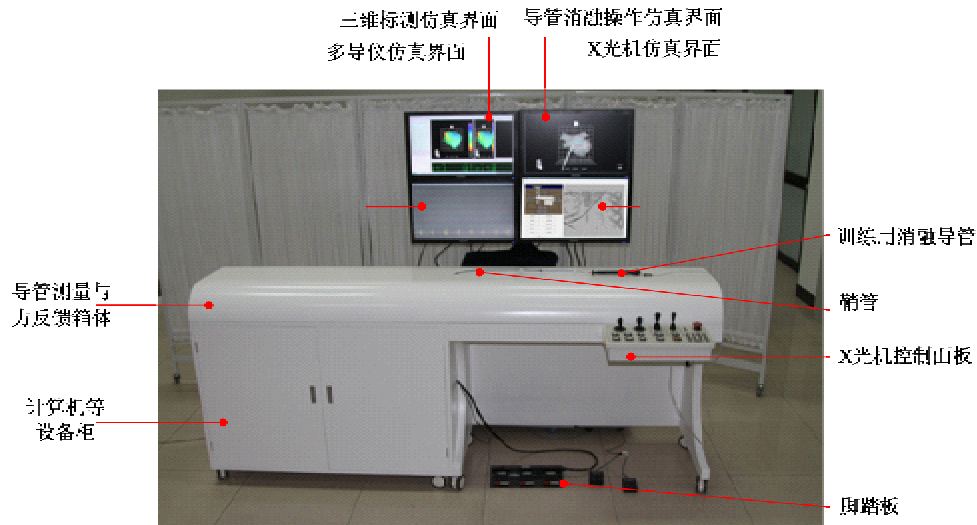


图 16 训练仿真系统

4.3 医生实验与评价

房颤导管消融手术过程复杂,对医生手部的技能要求较高,熟练医生都具有较为敏锐的手感,医生的操作感受对于系统的逼真性来说十分重要。系统集成后在北京安贞医院邀请房颤导管消融手术领域有丰富经验的医生试用该系统,完成标测模型取点重建和消融操作。重建的模型如图 17(a)所示,把 CT 心脏模型与心脏标测模型融合如图 17(b)所示,从图可以看出心脏标测模型与 CT 心脏模型较好地融合在一起。

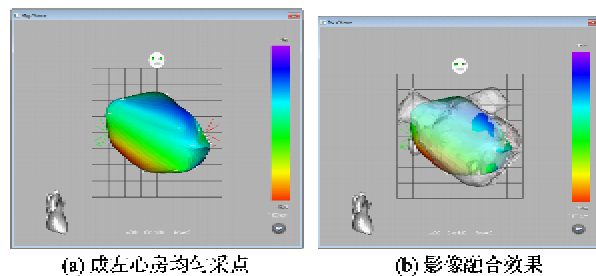


图 17 虚拟手术操作效果

医生试用后认为该系统能够满足实时性要求;导管的打弯、平移和旋转测量数据稳定、连续,能够逼真模拟实际导管的导航测量功能;虚拟导管的运动、变形与实际手术情况相符;该系统能够满足初学者熟悉解剖结构、学习基本手术技能、练习手术操作并提高手眼协作能力的需求。

5 结论

本文在详细分析房颤导管消融手术系统 CAR-

TO 的基础上,提出了基于 CARTO 房颤导管消融习惯的训练仿真方法,并成功研制了房颤导管消融领域的计算机辅助训练仿真系统。该系统得到了房颤导管消融领域医生的试用,结果表明该训练仿真系统在软件界面、软件功能、硬件操作界面和操作手感上与实际 CARTO 系统一致,该系统能够在导管已穿刺卵圆窝进入左心房后的前提下完成导管消融训练。但是由于病人心脏的动态性、病人心电信号、消融对心电的影响情况复杂,目前很难对其精确仿真;另外在力反馈方面比较单一,不能复现导管大头打弯贴靠后再转动导管后的接触力感,碰撞检测及接触变形方面也没有考虑这种多点接触的情况,在后续工作中需深入开展这方面的研究工作。

参考文献

- [1] 马长生. 心房颤动导管消融治疗:现状与展望. 心电学杂志, 2008, 27(1): 5-7
- [2] 马长生. 心房颤动的诊断及导管消融治疗进展. 内科理论与实践, 2008, 3(4): 245-247
- [3] 吴书林,詹贤章,杨平珍等. 左房房性心动过速三维电磁导管标测系统(CARTO)标测与射频消融. 中国介入心脏病学杂志, 2003, 11(4): 180-182
- [4] Wu X, Pegoraro V, Luboz V, et al. New approaches to computer-based interventional neuroradiology training. In: Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality, Long Beach, USA, 2005. 602-607
- [5] 晁建刚,沈钧毅,王羽等. 航天飞行训练模拟器技术研究. 系统仿真学报, 2009, 21(21): 6851-6855
- [6] 马圻,吴剑煌. 脑血管介入手术仿真训练系统研究. 先进技术研究通报, 2010, 4(12): 34-38
- [7] 陈旭. 三维电磁导航定位系统—CARTO. 中国心脏起

- 搏与心电生理杂志,2000,14(1):1-4
- [8] Duriez C, Cotin S, Lenoir J. New approaches to catheter navigation for interventional radiology. *Computer Aided Surgery*, 2006, 11(6): 300-308
- [9] Wen T, Pierre Lagadec, Derek Gloud. A realistic elastic rod model for real-time simulation of minimally invasive vascular interventions. *Visual Computer*, 2010, 26(9): 1157-1165
- [10] 陈学文, 丑武胜, 刘静华等. 基于包围盒的碰撞检测算法研究. *计算机工程与应用*, 2005,(2): 46-50

A virtual training simulation system of catheter ablation for atrial fibrillation

Chen Xuewen*, Chao Jiangang*, Zhang Yan*, Dong Jianzeng**, Huang Peng*, Xiong Ying*,
Du Fang*, Zhao Jiankui***, Zhou Jihong***

(* National Key Laboratory of Human Factors Engineering, China Astronaut
Research and Training Center, Beijing 100094)

(** Department of Cardiology, Beijing Anzhen Hospital, Capital Medical University, Beijing 100029)

(*** Beijing Anxiao Technology Ltd, Beijing 100029)

Abstract

Considering that the cure of atrial fibrillation (AF) by ablation catheter is the technique in high surgical risk and there are less means of actual surgical practice for interns, the method of measuring the blending, moving and rotating data of catheter, the force feedback, the virtual cardiac simulation, the virtual ablation catheter and the collision detection of virtual cardiac with ablation catheter were researched based on the principle of current CARTO AF operation system, and a virtual training simulation system of catheter ablation for atrial fibrillation was designed and implemented. Experts skilled in AF surgery was invited to evaluate the system by using it, and they claimed that it was a reality, immersion system. It could be used for catheter ablation of surgical training for interns and skilled doctors to improve the training process.

Key words: atrial fibrillation (AF), catheter ablation simulation, CARTO, medical training simulator