

前列腺高精度穿刺机理及策略研究*

张永德¹, 张为玺¹, 梁艺¹, 许勇²

(1. 哈尔滨理工大学 智能机械研究所 哈尔滨 150080; 2. 中国人民解放军总医院泌尿外科 北京 100039)

摘要: 针介入前列腺中, 前列腺会产生漂移、变形以及针尖会产生偏转等问题。为了改善机器人操控穿刺针的定位精度, 研究了振动、旋转穿刺软组织机理, 建立针-前列腺相互作用力模型。利用制备的实验平台分别完成了振动穿刺和旋转穿刺效果评估实验; 通过对上述实验结果的分析, 提出了一种基于振动和旋转的高精度进针策略, 并设计了相应的进针策略控制软件; 最后, 采用高精度进针策略完成了穿刺力评估实验, 实验结果验证本文进针策略的有效性。

关键词: 前列腺; 振动穿刺; 旋转穿刺; 高精度进针策略

中图分类号: TP242 TH703 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.40

Research on mechanism and strategy of high accuracy puncture of prostate

Zhang Yongde¹, Zhang Weixi¹, Liang Yi¹, Xu Yong²

(1. Intelligent Machine Institute, Harbin University of Science and Technology, Harbin 150080, China;

2. Urinary Surgery, The General Hospital of Chinese People's Liberation Army, Beijing 100039, China)

Abstract: In the needle intervenes in the prostate, there are displacement and deformation of prostate, needle tip deflection and other issues. In order to improve the positioning accuracy of robot manipulation of the needle, the vibration and rotation puncture mechanism are focused in this work. The needle-tissue interaction mechanical model is also established. The evaluation experiments of vibration and rotating puncture are respectively conducted by using the constructed experimental platform. By analyzing the experimental results, a strategy of high accuracy puncture is proposed based on vibration and rotation puncture, and the corresponding control software of puncture strategy is designed. Finally, the puncture force evaluation test is implemented using high puncture strategy, and the results verify the effectiveness of the proposed method.

Keywords: prostate; vibration puncture; rotation puncture; strategy of high accuracy puncture

1 引言

粒子在规划靶点下精准的放置, 可以减少反复穿刺的次数, 提高靶区剂量学均匀分布度, 减少术后并发症^[1-2]。采用机器人操控穿刺针, 实施精准的前列腺近距离放射性治疗还有许多关键技术需要解决。例如针-组织相互作用时, 前列腺的漂移、变形^[3]以及针的偏转^[4]都会对粒子放置精度产生影响。

Minhas D. S. 等人^[5]研究了针体旋转占空比进针控制方法, 通过精确地控制针体旋转和进针时间比例, 能够

最大程度地减少穿刺路径偏转; Majewicz A 等人^[6]进一步研究针体交替旋转占空比进针控制方法来提高穿刺针的定位精度; Mahvash M 等人^[7]通过对离体鲜活牛心脏进行穿刺进针实验后, 认为提高进针速度则能够减少针尖撕裂软组织的裂纹传播及变形, 减少针体偏移和软组织损伤; 孙银山等人^[8-9]提出了基于力/位反馈进针速度模糊控制方法, 穿刺针进入肝脏瞬间, 机器人自动停止进针, 直到软组织恢复松弛状态, 再以减半速度实施穿刺。

以上研究的进针策略大多都能提高穿刺针的定位精度, 但是在体内采取持续进针, 或者是高速进针也会软组织造成持续性创伤。基于此, 本文提出一种振动、旋转混

合穿刺方法,旨在提高穿刺针定位精度,也能减少穿刺过程对软组织的伤害。

2 针-软组织相互作用力建模

超声图像下前列腺的穿刺过程如图1所示,穿刺针

和软组织的交互过程中,软组织表现为变形、破裂以及裂纹延伸^[10],每种状态对应着穿刺针所做的功和弹性应变能两种能量的转化。将前列腺穿刺过程力学模型量化为4个阶段:1)穿刺前;2)变形阶段穿刺力为硬度力;3)穿刺阶段穿刺力等于切割与摩擦力的合力;4)退针阶段穿刺力等于摩擦力。

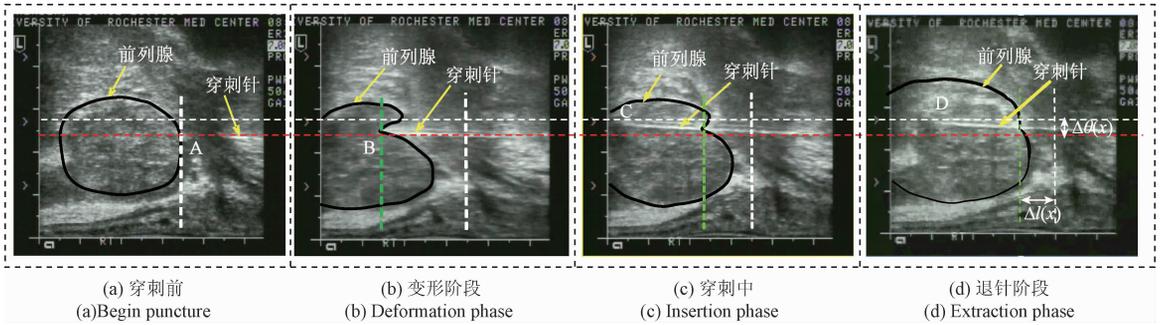


图1 超声图像下前列腺穿刺手术过程

Fig.1 Prostate biopsy procedure under the ultrasound images

其穿刺力模型采用下式表征^[11]:

$$f_{needle}(x) = f_{stiffness}(x) + f_{friction}(x) + f_{cutting}(x) \quad (1)$$

式中: x 为进针深度, $f_{needle}(x)$ 为穿刺力, $f_{stiffness}(x)$ 为硬度力, $f_{friction}(x)$ 为摩擦力, $f_{cutting}(x)$ 为切割力。

1) 硬度力建模

基于弹性接触力学理论,硬度力模型^[12]为:

$$f_{stiffness} = \frac{2}{\pi} E_{12} \tan(\theta) x^2 \quad (2)$$

式中: E_{12} 为穿刺针和软组织的等效杨氏模量, θ 为针尖角度。

2) 切割力建模

斜尖针尖将组织劈开并占据组织位置,切割力建模具体参考我们前期的研究^[13],其解析式为:

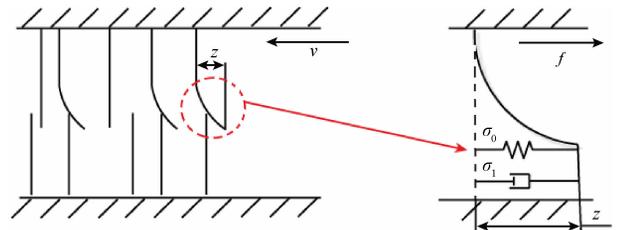
$$f_{cutting} = \frac{\pi d^3 K_r \tan(\theta - \beta)}{8 \sin^2 \theta} \quad (3)$$

式中: β 为切割角, θ 为针尖角度, d 为针直径, K_r 单位长度针体和组织相互作用刚度、刺针和软组织,其切割力为常量。

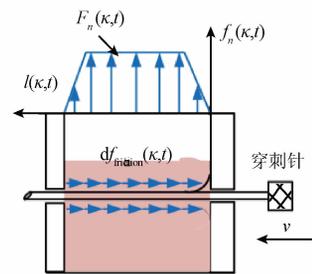
3) 摩擦力建模

引入该模型内部状态变量 $z(\kappa, t)$,图2所示为针和组织作用的分布式动态 LuGre 模型^[14],采用下式表征:

$$\begin{cases} \frac{dz}{dt}(\kappa, t) = v - \frac{|v|}{g(v)} z \\ f_{friction}(t) = \int_0^{l(t)} df_{friction}(\kappa, t) \end{cases} \quad (4)$$



(a) 物理模型
(a) Physical model



(b) 数学模型
(b) Mathematical model

图2 分布式动态 LuGre 模型

Fig.2 Distributed dynamic LuGre model

$$g(v) = \mu_0 + (\mu_s - \mu_c) e^{-\xi |v|} \quad (5)$$

式中: v 为微分元素速度, $l(\kappa, t)$ 是插入软组织深度函数, $df_{friction}(\kappa, t)$ 是切向微分摩擦力, μ_c 、 μ_s 、 ξ 和 σ_2 是模型静态参数, μ_c 、 μ_s 是归一化库伦摩擦系数和静摩擦系数, σ_2 是粘性阻尼系数, ξ 是经验参数, σ_0 和 σ_1 是模型

动态参数,为微刚度系数和微阻尼系数。

假设稳态法向力函数 $F_n(\kappa, t)$ 的力密度函数为 $f_n(\kappa, t)$ (N/mm), 且满足 $dF_n(\kappa, t) = f_n(\kappa, t) d\kappa$, 切向摩擦力为:

$$df_{\text{friction}}(t) = \{\sigma_0 z(\kappa, t) + \sigma_1 \frac{\partial z}{\partial t}(\kappa, t) + \sigma_2 v\} dF_n(\kappa, t) \quad (6)$$

如果穿刺针以匀速进针,也就是 $dl/dt = 0$, 式(4)重新表征为^[14]:

$$\begin{cases} \dot{z} = v - \frac{\sigma_0 |v|}{g(v)} z \\ f_{\text{friction}}(t) = F_n(\sigma_0 \bar{z} + \sigma_1 \dot{\bar{z}} + \sigma_2 v) \end{cases} \quad (7)$$

式中: \bar{z} 表示平均摩擦状态, $\dot{\bar{z}} = \int_0^l z(\kappa, t) f_n(\kappa) d\kappa$ 。

由于加载摩擦力密度函数满足 T 形边界条件,有

$$f_{\text{friction}}(x) = \begin{cases} f_{\text{stiffness}}(x) = \frac{2}{\pi} E_{12} \tan(\theta) x^2, & x_A \leq x \leq x_B \\ f_{\text{friction}}(x) + f_{\text{cutting}}(x) = f_n(x - x_n) \{\mu_c + \sigma_2 v_{\text{needle}}\} + \frac{\pi d^3 K_T \tan(\theta - \beta)}{8 \sin \theta}, & x_C \leq x \leq x_D \end{cases} \quad (11)$$

式中: x_A 是针尖接触组织初始位置, x_B 最大变形位置, x_C 刺破位置, x_D 刺破进针最大位置。

3 高精度穿刺机理及实验

高精度穿刺方法主要是减小穿刺时软组织的变形、穿刺针的偏转,从而提高穿刺针尖的定位精度。本文研究振动、旋转穿刺方法来提高穿刺定位精度。

3.1 穿刺实验平台构建

图3所示为所设计的压电式振动、旋转穿刺装置,其组成包括进针驱动机构、旋转驱动机构、振动机构以及穿刺机构。压电陶瓷具有电致伸缩效应,在外加交替变换0~300 V 高频交流正弦电压下,产生高频变形(振动)^[15],从而带动固定在换能器上穿刺针沿轴线的高频振动。图4所示为搭建的穿刺实验平台。

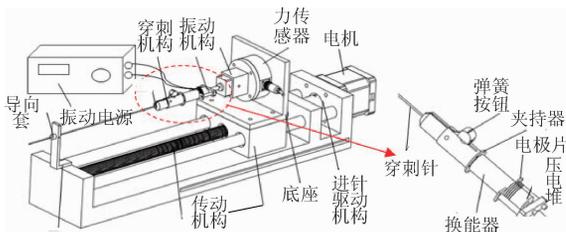


图3 压电式振动、旋转穿刺装置

Fig.3 Piezoelectric vibration and rotation puncture device

$f_n(0) = f_n(l) = 0$, 推导出 $\dot{z}(0) = 0$, 式(7)常微分方程的解为:

$$\bar{z} = \frac{g(v(t))}{\sigma_0} \text{sgn}(v(t)) (1 - e^{-\sigma_0 \int_0^t \frac{g(v(t))}{v(t)} dt}) \quad (8)$$

将式(8)代入式(7), 则总的摩擦力为:

$$f_{\text{friction}}(t) = F_n \{ (\sigma_1 v_0 - g(v_0) \text{sgn}(v_0)) e^{\frac{\sigma_0}{v_0} |v_0| t} + g(v_0) \text{sgn}(v_0) + \sigma_2 v_0 \} \quad (9)$$

因此,对于较大的穿刺速度,稳态摩擦力为:

$$f_{\text{friction}}(t) = F_n \{ \mu_c + \sigma_2 v_0 \} \quad (10)$$

随着穿刺速度 v_0 增加,粘性摩擦力项 $\sigma_2 v_0$ 占摩擦力权重加大。

由式(2)、(3)、(10), 得到完整穿刺过程力学模型如式(11)所示。

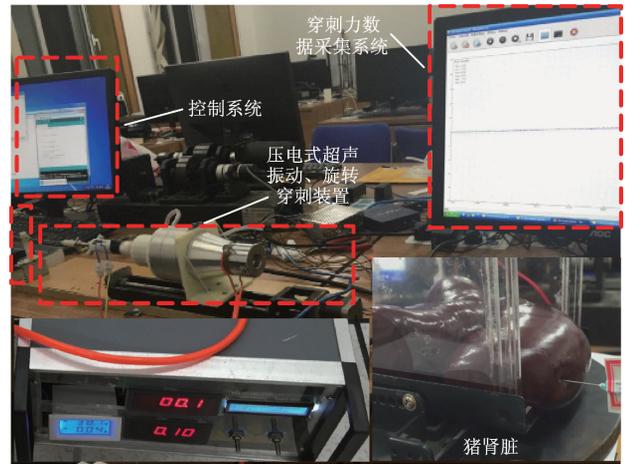


图4 穿刺试验平台

Fig.4 Puncture test platform

3.2 振动穿刺方法

图5所示为振动穿刺原理,当压电制动器以振幅 $A(\mu\text{m})$ 、频率 $f(\text{Hz})$ 周期性振动作用在穿刺针,则穿刺针进针合速度变为:

$$v_{\text{needle}}(t) = v_0 + A\omega \cos(\omega t) \quad (12)$$

式中: ω 是振动角频率 (rad/s), 且 $\omega = 2\pi f$ 。

由穿刺力模型(11)可知,只有摩擦力项与穿刺速度有关,即本文主要考虑振动穿刺对摩擦力的影响。将式(12)代入式(8), 则平均摩擦状态如式(13)所示。

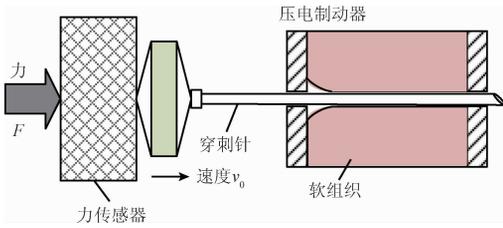


图5 振动穿刺原理

Fig. 5 Schematic diagram of the vibration puncture

$$\ddot{z}(t) = \frac{g(v_0 + A\omega \cos(\omega t))}{\sigma_0} \text{sgn}(v_0 + A\omega \cos(\omega t)) \quad (13)$$

由式(7)和(13)可知,瞬时摩擦力是 $v(t)$ 的周期性函数,其中周期 $T = 2\pi/\omega$,采用动量定理求解等价的静态摩擦恒力 F 为:

$$F = \frac{1}{T} \int_{t_1}^{t_1+T} F_n (\sigma_0 \ddot{z} + \sigma_1 \dot{z} + \sigma_2 v(t)) dt = \frac{F_n}{T} \left\{ \sigma_0 \int_{t_1}^{t_1+T} \ddot{z} dt + \sigma_1 \int_{t_1}^{t_1+T} \dot{z} dt + \sigma_2 \int_{t_1}^{t_1+T} v(t) dt \right\} \quad (14)$$

式(14)右边第2项积分为0,第3项为 $\sigma_2 T$,对于 $\text{sgn}(v_0 + A\omega \cos(\omega t))$,当 $|v_0| \geq A\omega$ 时,第1项为:

$$\sigma_0 \int_{t_1}^{t_1+T} \ddot{z} dt = T \{ \mu_c + (\mu_s - \mu_c) e^{-\xi |v_0|} I_0(\xi A\omega) \} \text{sgn}(v_0) \quad (15)$$

式中: $I_0(x)$ 是修正第一类零阶贝塞尔函数,且对于任意 x ,存在 $I_0(x) > 1$ 。

联立式(14)、(15),则 F 解析式为:

$$F = F_n \{ \mu_c + (\mu_s - \mu_c) e^{-\xi |v_0|} I_0(\xi A\omega) + \sigma_2 v_0 \} \quad (16)$$

当 $|v_0| < A\omega$ 时, F 变为:

$$F = F_n \text{sgn}(v_0) \left\{ \frac{2\mu_c}{\pi} \arcsin\left(\frac{v_0}{A\omega}\right) + (\mu_s - \mu_c) \cdot \left[e^{-\xi |v_0|} I_0(\xi A\omega) - \frac{\pi}{\omega} \int_{t_1+t_1^*}^{t_1+t_2^*} \cosh(\xi v(t)) dt \right] + \sigma_2 v_0 \right\} \quad (17)$$

式中: $t_1^* = (\pi/2 + \arcsin(v_0/A\omega))/\omega$, $t_2^* = T - t_1^*$ 。

由式(10)、(16)、(17)比较,得到振动穿刺软组织时归一化摩擦力 $F_{\text{coulomb}}/F_n\mu_c$ 与相对速度 $v_0/(A\omega)$ 曲线如图6所示。

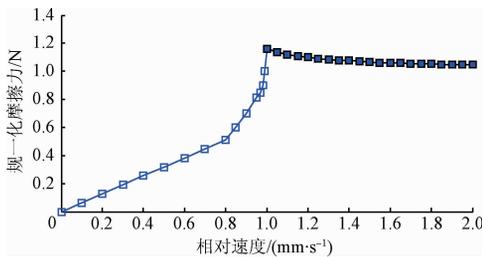


图6 $F_{\text{coulomb}}/F_n\mu_c$ 与 $v_0/(A\omega)$ 关系曲线

Fig. 6 Relationship curve of normalized friction and $v_0/(A\omega)$

当 $|v_0| < A\omega$ 时,随着 $v_0/(A\omega)$ 比值的减小,归一化库伦摩擦力相对无振动时逐渐减少;当 $|v_0| > A\omega$ 时,归一化库伦摩擦力始终大于无振动时库伦摩擦力;当 $|v_0| \ll A\omega$ 时,式(17)可以化简:

$$F = F_n \left(\frac{2\mu_c v_0}{\pi A\omega} + \sigma_2 v_0 \right) \quad (18)$$

由式(10)、(18)可知,在给定很大振动速度或者很小的进针速度时,振动穿刺可以有效减小切向摩擦力的库伦摩擦力部分,而粘性摩擦力部分与文献[16]一致。

为了测定不同振动频率、振幅组合对切向摩擦力大小作用机制,采用如表1测试方案、压电式振动穿刺针(见图7)、以及图5测量原理,测试穿刺猪肾脏平均切向摩擦力(每组重复4次),具体如图8所示。

表1 11组振动穿刺实验方案

Table 1 11 groups of vibration puncture experiment schemes

方案	频率 f/Hz					
	组合	100	250	500	750	1 000
振幅 $A/\mu\text{m}$	10	#1	#2	#3	#4	#5
	25	#6	#7	#8	#9	
	50	#10	#11			



图7 压电式振动穿刺针

Fig. 7 Piezoelectric vibration puncture needle

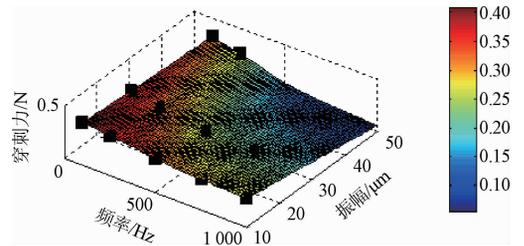


图8 11组平均切向摩擦力值

Fig. 8 Eleven groups of average tangential friction values

由图8实验结果显示,在同一较低进针速度下,平均切向摩擦力随着 $A\omega$ 增大而逐渐减小,这与理论计算式(18)较为一致。最优的是第9组振动穿刺方案,其相对于第1组减小了摩擦力 0.2 ± 0.1 N。

3.3 旋转穿刺方法

本文采用实验方法完成旋转穿刺效果评估,表2所示为旋转进针穿刺实验方案。图9所示为旋转穿刺进针猪肾脏最大缩量对比实验,图10所示为硅胶模型针偏

转实验。图 11、12 所示分别为旋转穿刺猪肾脏平均穿刺力曲线和最大缩进量曲线,图 13 所示为旋转穿刺硅胶模型针偏转曲线。

表 2 旋转穿刺实验方案

Table 2 Rotation puncture experiment scheme

常量	旋转速度/(r · min ⁻¹)	肾脏	硅胶	次数
$\theta = 30^\circ$	0			
$v = 20 \text{ mm/s}$	50	力和	针偏转 实验	每组 重复 5次
$d = 1.2 \text{ mm}$	500	变形量		
$s = 30 \text{ mm}$	1 000	测量		
	2 000			

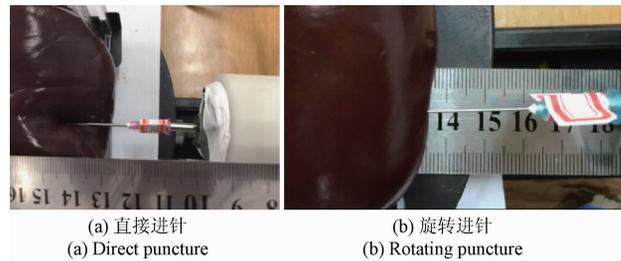


图 9 旋转穿刺猪肾脏最大缩进量对比实验
Fig. 9 Contrast test of maximum deformation with rotation puncture the pig kidney

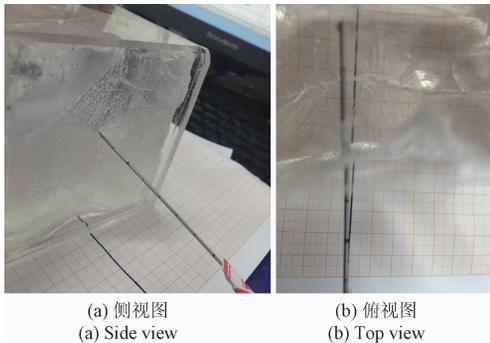


图 10 旋转穿刺硅胶针偏转实验
Fig. 10 Needle deflection experiment with rotation puncture silicone

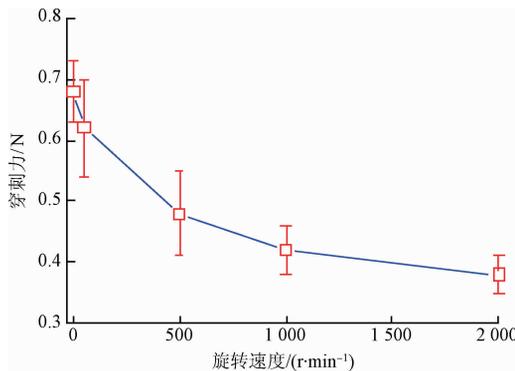


图 11 旋转穿刺猪肾脏-平均穿刺力曲线
Fig. 11 Average puncture force curve of rotation punctures for the pig kidney

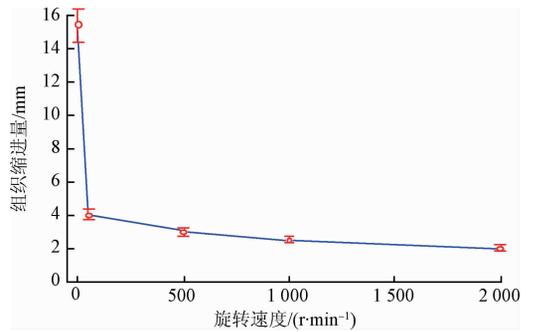


图 12 旋转穿刺猪肾脏-最大缩进量曲线
Fig. 12 The maximum deformation curve-rotation punctures the kidney of the pig

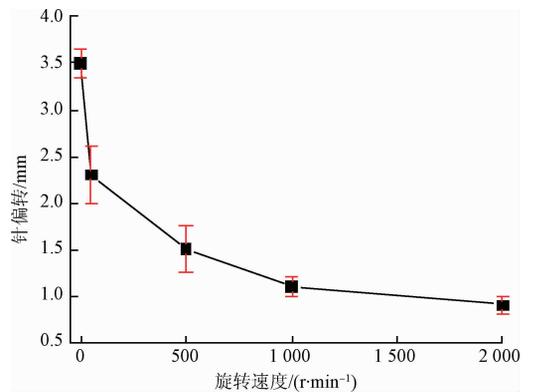


图 13 旋转穿刺硅胶-最大针偏转曲线
Fig. 13 Maximum needle deflection curve of rotation puncture silicone

由图 11 ~ 13 可知,给定进针速度 20 mm/s,当增加最大旋转速度 2 000 r/min 后,在穿刺猪肾脏时,不考虑力传感器维间耦合误差,平均穿刺力减少了 $0.3 \pm 0.1 \text{ N}$,软组织的最大缩进量减少 $13 \pm 0.2 \text{ mm}$ 。而在穿刺硅胶假体时,针偏量减少 $2.4 \pm 0.1 \text{ mm}$ 。而随着旋转速度的提高,平均穿刺力、软组织最大缩进量和针偏转量都逐渐降低,其中在旋转速度在 50 ~ 1 000 r/min 时,穿刺力降低幅度较为明显,占整个比例 87%;在旋转速度为 50 r/min 时,软组织最大缩进量降低幅度为 74%;在旋转速度在 50 ~ 500 r/min 时,针偏转量降低幅度为 57%。

4 基于力反馈高精度进针策略设计

通过对旋转和振动穿刺机理的研究,本节提出如下的软组织高精度进针策略。

1) 在前列腺变形阶段,采取快速进针速度 20 mm/s + 高速旋转 2 000 r/min 组合进针策略,这种进针方式减少穿刺过程的硬度和软组织变形。

2) 前列腺被摸刺破阶段,在刺破瞬间穿刺力会存在力陡降点,通过一维时间序列穿刺力突变点检测算法找到刺破被摸时的时间点^[17-18],然后暂停进针 1 s,主要是等待软组织恢复一部分变形。

3) 在穿刺针进入前列腺内部阶段,等暂停 1 s 结束后。此时,将进针速度减小为 2 mm/s,关闭旋转穿刺,开启振动穿刺频率 750 Hz、振幅 25 μm。这种进针方式减小了针体旋转对软组织重复性创伤,采用较低速度的振动进针也可以减少穿刺过程中的摩擦力,从而减小软组织的变形。

以上进针策略的实现,关键是找到前列腺被摸刺破时的时间点^[19]。数据采集卡以时间间隔 Δt ($\Delta t =$ 进针深度 0.05 mm/进针速度 2 mm/s),采集时间序列穿刺力数据 f_i ,然后将穿刺力数据输入到滑动窗口模型中如图 14 所示。在模型中的当前数据窗口中,采用 $\text{while}(\Delta f < \varepsilon)$ 循环不断搜索,当前时刻穿刺力值 f_3 与前两个时刻值 f_1, f_2 的差值 Δf ,只要差值 $\Delta f > \varepsilon$ 搜索结束,记录此时刻 t_e ,然后在此时刻发送消息给机器人控制上位机,控制机器人停止进针。而穿刺力抖动点的阈值 ε ,可以依据穿刺力模型式(11)计算出近似值,然后多次测量穿刺同一软组织的力值变化曲线,综合计算值与观测值后,得到比较合适的穿刺力抖动点的阈值。

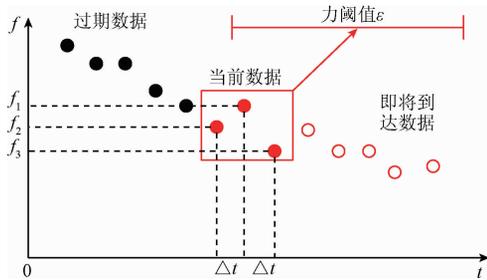


图 14 滑动窗口模型

Fig. 14 Sliding window model

为了验证以上高精度进针策略的有效性,采用图 15 所示进针策略控制实验软件和图 4 旋转、振动混合穿刺实验平台,以及 Smart 300 六维力传感器其参数如表 3 所示,完成穿刺猪肾脏穿刺力评估实验,图 16 所示为进针策略穿刺、直接穿刺(进针速度 20 mm/s),实时采集的穿刺力曲线。

表 3 Smart300 六维力传感器参数

Table 3 Smart300 force sensor

型号	量程/ N	I 类误差 (F.S)/%	分辨率 (F.S)/%	模拟 输出/V
Smart300	0 ~ ±20	1	0.1	-5 ~ +5

注:一般 II 类误差范围 5% ~ 10%^[20]

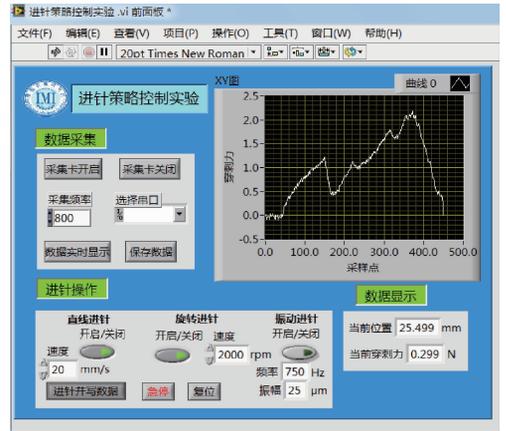


图 15 进针策略控制上位机软件

Fig. 15 The PC software of needle strategy control

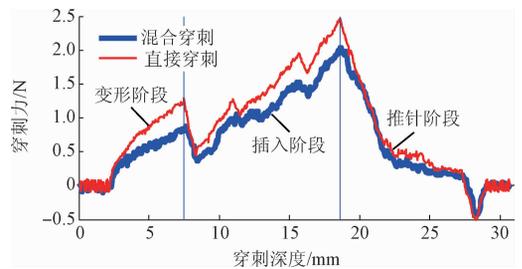


图 16 高精度穿刺猪肾脏穿刺力曲线对比

Fig. 16 Contrast curve of the puncture force with high accuracy puncture of the pig kidney

从图 6 中可知,采用高精度进针策略穿刺猪肾脏后,不考虑力传感器维间耦合误差,测得平均穿刺力减少了 0.35 ± 0.1 N;在变形阶段的硬度力峰值减少了 0.52 N;在插入阶段的穿刺力峰值减小了 0.4 N;在退针阶段平均摩擦力减少了 0.15 N。穿刺力的变化与软组织变形存在非线性正向关系,这表明以上高精度进针策略可以减小软组织的变形,从而提高穿刺针的定位精度。

5 结 论

本文通过振动、旋转穿刺软组织机理的研究,提出了基于力反馈的高精度进针策略,在制备的振动、旋转穿刺的实验设备上完成了软组织变形、针偏转以及穿刺力评估实验。从实验结果中,可以得到如下结论。

1) 前列腺变形阶段,适合采用高速旋转 + 快速进针方式进行穿刺针定位;在插入阶段,适合采用 $v_0/(A\omega)$ 比值较低的低速高频振动穿刺进针方式。

2) 采用振动、旋转混合进针策略,有效地减少了穿刺过程中的硬度力、摩擦力,减少的穿刺力会减少前列腺软组织在穿刺过程中的变形量,从而提高了穿刺的定位精度。

参考文献

- [1] 刘洋. I^{125} 放射性粒子植入术对晚期胰腺癌的姑息治疗:植入计划的辅助三维模型设计及植入方法的研究[D]. 北京:中国人民解放军医学院,2014.
LIU Y. Intra-operative implantation with I^{125} seeds in the treatment of advanced pancreatic cancer; The assistant design of 3D model and the research of implantation way [D]. Beijing: Chinese PLA General Hospital, 2014.
- [2] 张永德,彭景春,刘罡,等. 基于水平集的前列腺磁共振图像分割方法研究[J]. 仪器仪表学报,2017,38(2):416-424.
ZHANG Y D, PENG J CH, LIU G, et al. Research on the segmentation method of prostate magnetic resonance image based on level set [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2017,38(2):416-424.
- [3] SEIFABADI R, CHO N B, SONG S E, et al. Accuracy study of a robotic system for MRI-guided prostate needle placement[J]. International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2013,9(3):305-316.
- [4] ABOLHASSANI N, PATEL R, AYAAZI F. Effects of different insertion methods on reducing needle deflection[C]. Proceedings of the IEEE International Conference on Engineering in Medicine and Biology Society,2007:491-494.
- [5] MINHAS D S, ENGH J A, FENSKE M M, Riviere C N. modeling of needle steering via duty-cycled spinning[C]. Proceedings of the 29th Annual International Conference in Medicine and Biology Society,2007:2756-2759.
- [6] MAJEWICZ A, SIEGEL J J, STANLEY A A et al. Design and evaluation of duty-cycling steering algorithms for robotically-driven steerable needles[C]. Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics & Automation,2014:5883-5888.
- [7] MAHVASH M, DUPONT P E. Fast needle insertion to minimize tissue deformation and damage [C]. Proceedings of the IEEE international Conference on Robotics and Automation, 2009:3097-3102.
- [8] 孙银山. 基于三维超声图像的穿刺手术机器人辅助系统研究[D]. 哈尔滨:哈尔滨工业大学,2011.
SUN Y SH. Study on robot-assisted system for percutaneous surgery based on 3D ultrasound images [D]. Harbin : Harbin Institute of Technology, 2011.
- [9] 孙银山,吴冬梅,杜志江,等. 基于肝脏力模型的机器人辅助进针策略[J]. 机器人,2011,33(1):66-70.
SUN Y SH, WU D M, DU ZH J, et al. Robot-assisted needle insertion strategies based on liver force model [J]. Robot, 2011,33(1):66-70.
- [10] GERWEN D J, DANKELMAN J, DOBBELSTEEN J J. Needle-tissue interaction forces -A survey of experimental data[J]. Medical Engineering & Physics,2012, 34(6):665-680.
- [11] SIMONE C, OKAMURA A M. Modeling of needle insertion forces for robot-assisted percutaneous therapy[C]. IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2002:2085-2091.
- [12] JIANG S, LI P, YU Y, et al. Experimental study of needle-tissue interaction forces; Effect of needle geometries, insertion methods and tissue characteristics [J]. Biomechanics,2014, 47(13):3344-3353.
- [13] 杜海艳,张永德,赵燕江,等. 斜尖针穿刺软组织建模及针尖轨迹预测[J]. 仪器仪表学报, 2015,36(8):1744-1751.
DU H Y, ZHANG Y D, ZHAO Y J, et al. Modeling of bevel-tipped needle inserting into soft tissue and estimation of needle tip trajectory [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2015, 36(8):1744-1751.
- [14] ASADIAN A, PATEL R V, KERMANI M R. Dynamics of translational friction in needle-tissue Interaction during needle insertion [J]. Annals of Biomedical Engineering, 2014, 42(1):73-85.
- [15] 于旭东,龙兴武. 机抖激光陀螺压电陶瓷驱动器参数设计[J]. 仪器仪表学报,2013,34(6):229-234.
YU X D, LONG X W. Parameter design of piezoelectric actuator for dithered ring laser gyroscope [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument,2013,34(6):229-234.
- [16] OKAMURA A M, SIMONE C, O'LEARY M D. Force modeling for needle insertion into soft tissue [J]. IEEE Transactions on Bio-medical Engineering, 2004,51(10):1707-1716.
- [17] 袁海洋,何敏,王威廉. DWA:一种新的心电实时检测算法[J]. 电子测量与仪器学报,2009,23(9):79-83.
YUAN H Y, HE M, WANG W L. DWA: A new real-time ECG detection algorithm [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrument, 2009, 23(9):79-83.
- [18] 秦双勇. 基于自适应阈值的冶炼耗氧数据突变点检测[D]. 大连:大连理工大学,2014.
QIN SH Y. Adaptive threshold based on outlier detection for data of oxygen system in metallurgical industry [D]. Dalian: Dalian University of Technology,2014.
- [19] 彭喜元,庞景月,彭宇,等. 航天器遥测数据异常检测综述[J]. 仪器仪表学报,2016,37(9):1929-1945.
PENG X Y, PANG J Y, PENG Y, et al. Review on anomaly detection of spacecraft telemetry data [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2016, 37(9):

1929-1945.

- [20] 石中盘,赵铁石,厉敏,等. 大量程柔性铰六维力传感器静态解耦的研究[J]. 仪器仪表学报,2012,33(5): 1062-1069.

SHI ZH P, ZHAO T SH, LI M, et al. Research on static decoupling of large range flexible [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument,2012,33(5):1062-1069.

作者简介



张永德(通讯作者),分别在1988年、1993年和1999年于哈尔滨工业大学获得学士、硕士和博士学位,现为哈尔滨理工大学教授、博士生导师,主要研究方向为医疗机器人、教育机器人和仿生机器人。

E-mail:zhangyd@hrbust.edu.cn

Zhang Yongde (Corresponding author) received his B. Sc. ,

M. Sc. and Ph. D. degrees all from Harbin Institute of Technology in 1988, 1993 and 1999, respectively. Now he is a professor and Ph. D. supervisor in Harbin University of Science and Technology. His main research interests include medical robot, education robot and biomimetic robot.



梁艺,分别在2009年和2012年于佳木斯大学获得学士和硕士学位,现为哈尔滨理工大学博士研究生,主要研究方向为医疗机器人和仿生机器人。

E-mail:liangyi09@126.com

Liang Yi received his B. Sc. and M. Sc. degrees both from Jiamusi University in 2009 and 2012, respectively. Now he is a Ph. D. candidate in Harbin University of Science and Technology. His main research interests include medical robot and biomimetic robot.