

文章编号:1004-7220(2014)03-0234-07

腹腔镜器械与生物组织的接触力学分析

朱巍, 吕坤勇, 宋成利, 赵灵犀, 徐文栋

(上海理工大学 医疗器械与食品学院, 教育部微创医疗器械工程研究中心, 上海 200093)

摘要: **目的** 建立生物组织与腹腔镜器械的接触变形模型,进行接触应力应变分析。**方法** 利用 Kelvin-Voigt 模型及 Hertz 接触理论,建立楔形、圆形齿结构的器械与生物组织接触变形模型,分析接触应力及应变随时间变化的情况;并运用有限元分析及生物阻抗测量方法,比较不同器械结构与组织接触后的变形及应力变化情况。**结果** 不同结构的齿在抓取组织时对组织造成不同的应力应变。楔形齿结构对组织造成的应力最大,圆形齿最小,楔形与圆形混合齿介于两者之间。**结论** 楔形与圆形混合齿可以有效减少抓钳与组织接触时产生的过载压力,从而能够减小楔形齿对组织造成的伤害,增强圆形齿抓取组织的能力。在临床上,该方法可为腹腔镜器械的安全使用和设计提供重要建议。

关键词: 腹腔镜器械; 生物组织; 接触力学; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Mechanical analysis on laparoscopic instruments when contacting with biological tissues

ZHU Wei, LÜ Kun-yong, SONG Cheng-li, ZHAO Ling-xi, XU Wen-dong (School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai Institute for Minimally Invasive Therapy, Shanghai 200093, China)

Abstract: **Objective** To establish the contact deformation model of biological tissues contacting with endoscopic instruments, and to make mechanical analysis on contact stress and strain. **Methods** Based on Kelvin-Voigt model and Hertz contact theory, the contact deformation model of instruments (with both wedge-shaped teeth and cylinder-shaped teeth) contacting with biological tissues was established, and the variation of contact stress and strain changing with time in different endoscopic instruments were obtained through finite element analysis method and bio-impedance measurement. **Results** Endoscopic instruments with different structures of the teeth could cause different strain and stress on tissues during laparoscopic grasping. The stress of the instrument with wedge-shaped teeth on tissues was largest, while that with cylinder-shaped teeth was smallest, and that of instrument with hybrid structure of wedge-shaped and cylinder-shaped teeth was in between. **Conclusions** The hybrid structure of wedge-shaped and cylinder-shaped teeth can effectively reduce the peak pressure during laparoscopic grasping, thus prevent less tissue damage caused by wedge-shaped teeth, and enhance the grasping ability with cylinder-shaped teeth. This study provides an important reference for the safety use and better design of laparoscopic instruments in clinic.

Key words: laparoscopic instruments; Biological tissues; Contact mechanics; Finite element analysis

收稿日期:2013-08-25; 修回日期:2013-12-19

基金项目:国家自然科学基金资助项目(51175345), 上海市科委重点科技攻关项目(13JC1407202)。

通信作者:宋成利,教授, Tel:(021)55572107; E-mail:csong@usst.edu.cn。

腹腔镜手术相比于传统的外科手术,具有减少创伤和术后疼痛、降低伤口感染率、康复快等特点^[1]。然而由于医生在手术过程中受视野限制,对组织感知的缺失会增加手术的风险^[2]。据统计,在胆囊和胃肠手术中,由腹腔镜手中造成的事故达到2%~4%,明显高于传统外科手术^[3-5]。在一份20名医生对现有腹腔镜手术器械的评价中提到,由抓钳器械造成的手术事故率排名第3^[6];另一份报告中,Tang等^[7]提到66%胆囊切除手术事故与腹腔镜手术抓钳器械有关,而其中13%的事故是由于在手术过程中,医生通过抓钳器械给组织施加了过多的压力造成组织坏死。由此可见,过载的压力是造成手术事故的主要原因,故有必要研究腹腔镜手术器械在抓取组织时对组织挤压接触时的压力分布。通过对现有器械的研究发现^[8-9],造成组织(胃肠)坏死的过载压力主要集中在抓钳钳头的边缘上,这一压力为210~650 kPa,而胃肠组织可以承受的压力为150~180 kPa。

为提高腹腔镜抓钳器械在手术中的安全性,通过改进现有抓钳器械的结构,不再使用类似于鳄鱼夹的结构,而是使用平行结构^[10],或在钳头处增加力学传感器^[2],或使用气体吸取组织的方法避免抓取组织的损伤^[11],可以减少器械抓取组织时的过载压力,但是这些方案的成本都过高。Shakeshaft等^[12]对现有器械钳头结构进行改变,修正原先尖锐的边缘,可以把抓取时的1.5 MPa压力减小到920 kPa。在有限元仿真中,具有圆润边缘的抓钳相比于尖锐边缘的抓钳器械,可以减少50%的过载压力^[9]。

腹腔镜抓钳器械在钳头边缘处产生高压,因而研究器械和组织的接触面情况就显得尤为重要。学者们通过改变抓取方式及抓钳尖锐的边缘使其圆润光滑,开展了一系列对减少器械抓取组织时过载压力的研究,但目前尚未有针对抓钳上齿的结构是否可以减少过载压力的研究。基于此,本文对抓钳钳头上的齿与生物组织的接触情况开展研究,使用Herz接触理论^[13]和Kelvin-Voigt模型^[14-16]建立生物组织^[17]与腹腔镜抓钳器械的接触力学模型;并通过有限元及生物阻抗测量方法,分析不同抓钳结构与组织接触的应力应变情况,减少抓钳与组织接触时产生的过载应力,以此给出腹腔镜器械在临床使用和设计时的建议。

1 生物组织黏弹性接触力学模型分析

1.1 单齿接触力学分析

首先使用腹腔镜抓钳器械单个楔形齿与组织接触,分析压力及变形的情况(见图1)^[18]。在该模型中,把一个二维楔形压入一个平的表面,使得接触带的宽度小于两物体的尺寸,则对于楔和平面两者,就都能使用Hertz接触理论进行分析。

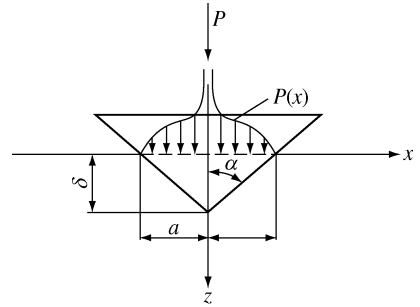


图1 生物组织与腹腔镜抓钳器械(楔形)单齿接触模型

Fig.1 The contact model of biological tissues and instrument with single wedge-shaped tooth

假设在楔形齿与组织之间无摩擦,运用Sohngen求解方法^[13],得到压力分布为

$$p(x) = \frac{E \cot \alpha}{\pi(1 - \nu^2)} \operatorname{arccosh}\left(\frac{a}{x}\right) \quad (1)$$

式中: E 为弹性模量, ν 为泊松比, a 为接触半径, α 为楔形单齿半角。

使用式(1)可以得到接触半径与压力分布的曲线(见图2)。压力曲线随着接触半径的递增而逐渐减小到零,说明压力分布曲线与楔形齿的外形匹配,在楔脊处压力最大,然后在接触区域内不断减小,直到在接触区域以外减小到零。

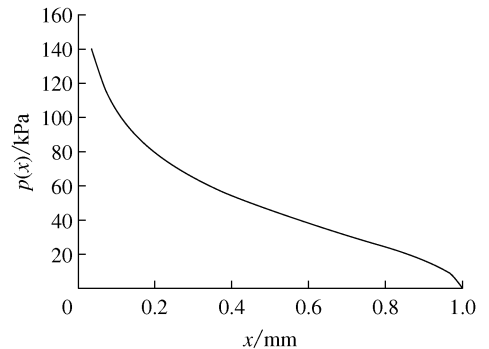


图2 单齿压力分布曲线($E=150$ kPa, $\gamma=0.45$, $a=1$ mm)

Fig.2 Pressure distribution curve of instrument with single tooth

因为腹腔镜抓钳钳头可视为刚体,而生物组织是泊松比接近于 0.5 的不可压缩材料(其剪切模量为 G),故压力分布可表达为

$$p(x) = \frac{2(2G)\cot \alpha}{\pi} \operatorname{arccosh}\left(\frac{a}{x}\right) \quad (2)$$

合力 P 和半径 a 的表达式为

$$P = \int_{-a}^a p(x) dx = \frac{a(2G)\cot \alpha}{1-\nu} = 2a(2G)\cot \alpha \quad (3)$$

$$a = \frac{P}{E\cot \alpha} = \frac{P}{2(2G)\cot \alpha} \quad (4)$$

由于所求问题是黏弹性接触问题,应力应变与时间参数紧密相关,为了计算简便,采用 Radok (1957)^[13] 提出的求解应力和应变的建议,使用材料的松弛函数 $\Psi(t)$ 代替 $2G$,蠕变柔量 $\Phi(t)$ 代替 $1/(2G)$ 重写方程

$$p(x,t) = \frac{2\cot \alpha}{\pi} \int_0^t \Psi(t-t') \frac{\partial \operatorname{arccosh}(a(t')/x)}{\partial t'} dt' \quad (5)$$

$$a(t) = \frac{1}{2\cot \alpha} \int_0^t \Phi(t-t') \frac{\partial P(t')}{\partial t'} dt' \quad (6)$$

因而使用 Kelvin-Voigt 模型,可将原有表达式转换为(g_1, g_2 分别为两个物体的模量):

$$p(x,t) = \frac{2g_1(g_2 + g_1 e^{-t/T_2})\cot \alpha}{(g_1 + g_2)\pi} \operatorname{arccosh}^{-1}\left(\frac{a}{x}\right) \quad (7)$$

$$a(t) = \left[\frac{1}{g_1} + \frac{1}{g_2}(1 - e^{-t/T_1}) \right] \frac{P}{2\cot \alpha} \quad (8)$$

1.2 腹腔镜器械接触力学分析

图 3 所示为腹腔镜抓钳器械楔形齿与组织接触的模式。

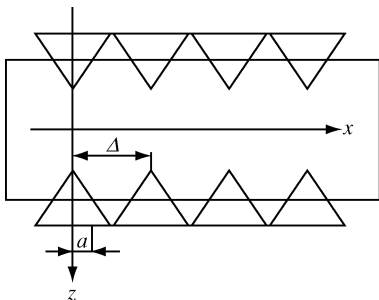


图 3 生物组织与腹腔镜抓钳器械(楔形)多齿接触模型
Fig. 3 The contact model of biological tissues and instrument with multiple wedge-shaped teeth

该模型中有 N 个间距为 Δ 的楔形齿。因为该模型为对称结构,故选取该模型的 1/2 进行分析。通过对单齿接触模型分析,只要把每个楔形齿上的合力叠加,就可以计算出抓钳上的合力为

$$p(x,t) = \frac{2g_1(g_2 + g_1 e^{-t/T_2})\cot \alpha}{(g_1 + g_2)\pi} \times \left[\int_{-a}^a \operatorname{arccosh}\left(\frac{a}{x}\right) dx + \int_{\Delta-a}^{\Delta+a} \operatorname{arccosh}\left(\frac{a}{x-\Delta}\right) dx + \int_{2\Delta-a}^{2\Delta+a} \operatorname{arccosh}\left(\frac{a}{x-2\Delta}\right) dx + \dots \right] \quad (9)$$

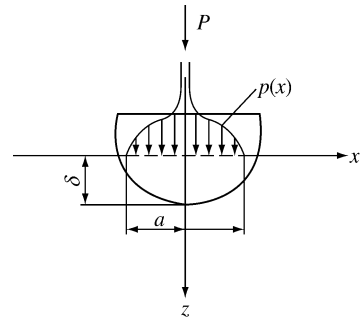
通过对公式整理计算,得到抓钳上的合力为:

$$P(t) = 2Na \frac{g_1(g_2 + g_1 e^{-t/T_2})\cot \alpha}{g_1 + g_2} \quad (10)$$

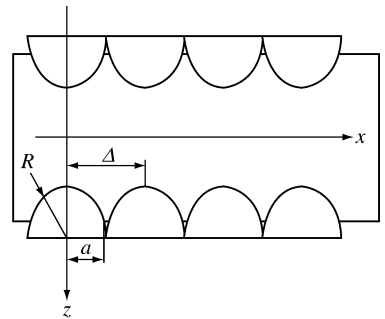
在抓钳上施加一恒定力,则组织的蠕变接触变形为:

$$a(t) = \left[\frac{1}{g_1} + \frac{1}{g_2}(1 - e^{-t/T_1}) \right] \frac{P}{2N\cot \alpha} \quad (11)$$

为与楔形齿结构进行比较,本文也开展了圆形齿结构(见图 4)的接触力学分析。参照楔形齿结构的接触力学分析方法,对图 4 进行计算分析。



(a) 单齿接触模型



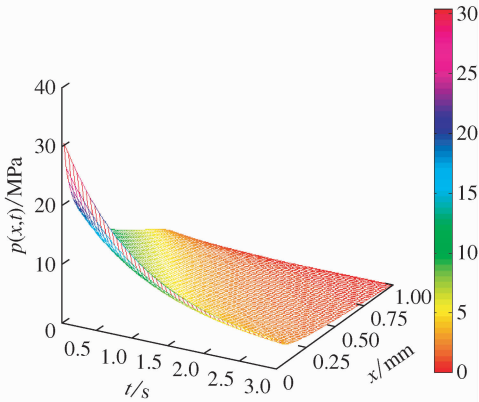
(b) 多齿接触模型

图 4 生物组织与腹腔镜抓钳器械(圆形)接触模型
Fig. 4 The contact model of biological tissues and instrument with cylinder-shaped tooth (a) Single tooth contact model, (b) Multiple teeth contact model

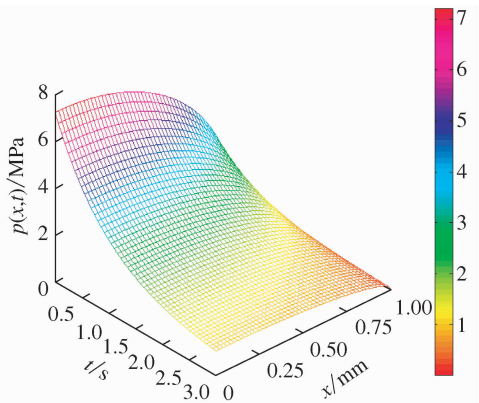
与楔形齿抓钳类似,圆形齿抓钳的压力分布为

$$p(x,t) = \frac{g_1(g_2 + g_1 e^{-t/T_2})}{g_1 + g_2} \frac{(a^2 - x^2)^{1/2}}{R} \quad (12)$$

运用式(7)、(12)得到不同齿形结构腹腔镜抓钳器压力分布图(见图5)。压力在接触区域内从楔形中心处的最大值减小到接触区域外的零值,且在某一接触区域(恒定应变),压力随着时间增大而减小,反映了具有黏弹性特性的生物组织的应力松弛现象。在图5(a)和(b)中选用同一种材料、同一规格尺寸的齿,可以发现楔形齿及圆形齿都在接触中心点($x=0$)处,压力最大。但是圆形齿结构的压力值明显小于楔形齿结构的压力值,且圆形齿结构的压力值也较楔形齿结构的压力分布值圆滑平缓,没有楔形齿结构的陡峭,故对组织造成的伤害风险也



(a) 楔形齿结构



(b) 圆形齿结构

图5 不同齿形腹腔镜抓钳器压力分布图

Fig. 5 Pressure distributions on the instruments with different structures of teeth (a) Wedge-shaped tooth contact model, (b) Cylinder-shaped tooth contact model

就减小。但是圆形齿区别于楔形齿陡峭的结构特点,较圆滑的结构会导致在手术中组织抓取不牢,从而反复抓取组织,造成伤害。

根据圆形齿抓钳的压力分布,可以得出圆形齿的接触合力及接触变形为:

$$P(t) = \frac{Na^2\pi}{2R} \frac{g_1(g_2 + g_1 e^{-t/T_2})}{g_1 + g_2} \quad (13)$$

$$a(t) = \left\{ \frac{2PR}{N\pi} \left[\frac{1}{g_1} + \frac{1}{g_2} (1 - e^{-t/T_1}) \right] \right\}^{1/2} \quad (14)$$

运用式(11)、(14),可以得到如图6所示的接触区域的蠕变变化值。在某一恒定压力下,圆形齿结构的蠕变响应快于楔形齿结构,但是随着时间的变化,楔形齿结构的蠕变响应明显快于圆形齿。这一随着时间变化的蠕变现象,也解释了医生在长时间抓取组织时组织会缺血而造成伤害的原因。因为组织在长时间被抓取的情况下,发生蠕变,导致伤害的深度在增加,以致组织坏死。

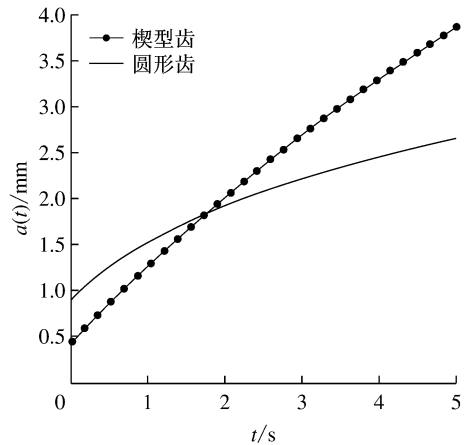


图6 生物组织的蠕变响应曲线

Fig. 6 Creep curve of biological tissues

2 生物组织与齿的有限元接触

本文使用 ANSYS 13.0 对生物组织和腹腔镜抓钳器械进行接触力学分析。统计现有市场上的腹腔镜抓钳器械,发现抓钳钳头的长度尺寸为 13 ~ 23 mm,故选用适中的模型长度尺寸为 15 mm,齿的宽度为 1 mm,齿数为 15 个。由于所用模型具有对称性,故采用模型的 1/2 进行分析。在该模型中,固定组织底部,在抓钳顶部施加一均布力;抓钳表面和

生物组织表面设置接触。由于抓钳相比于组织的变形可以忽略不计,故可视为刚体。生物组织的弹性模量 $E = 0.15 \text{ MPa}$,泊松比 $\nu = 0.45$ ^[19]。

图7所示为生物组织和腹腔镜抓钳器械的接触应力云图。图7(a)中楔形齿对组织的顶点处挤压产生的应力(203 kPa)最大,符合式(7)的压力变化。图7(b)中圆形齿对组织的顶点处挤压产生的应力(104 kPa)最大,符合式(12)的变化。而楔形和圆形混合齿对组织的顶点处挤压产生的应力为131 kPa,处于两者之间,且也在胃肠组织可以承受的压力范围150~180 kPa^[9]内。

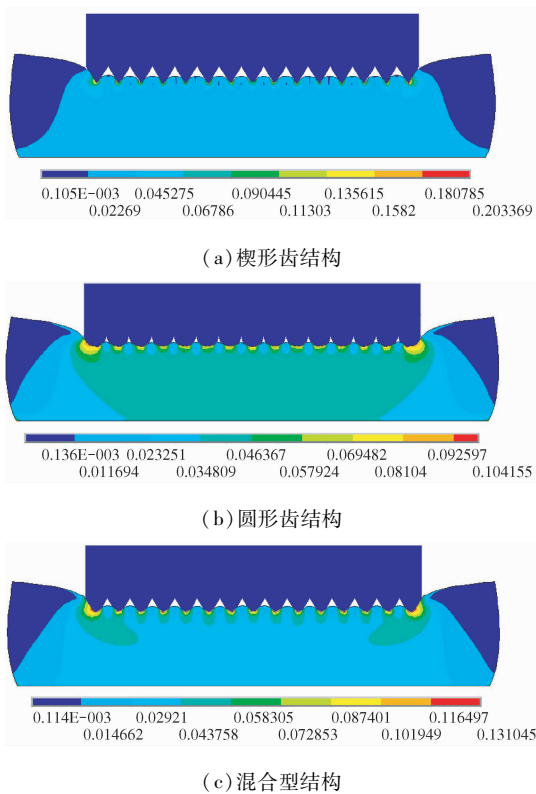


图7 生物组织和3种腹腔镜抓钳器械的应力云图

Fig. 7 Stress distributions on biological tissues and instruments with different structures of teeth (a) Wedge-shaped tooth contact model, (b) Cylinder-shaped tooth contact model, (c) Hybrid-typed tooth contact model

3 生物组织与齿的接触实验

生物阻抗可以反映生物组织的生理特性。Dodde等^[20]的研究表明,压力下生物组织的生物阻抗特性具有明显的变化。因此,本文选用四电极法^[21]测量在上述3种结构齿挤压接触下生物组织

的生物阻抗,来表征抓钳与组织(肠组织)挤压接触的受力情况(见图8)。

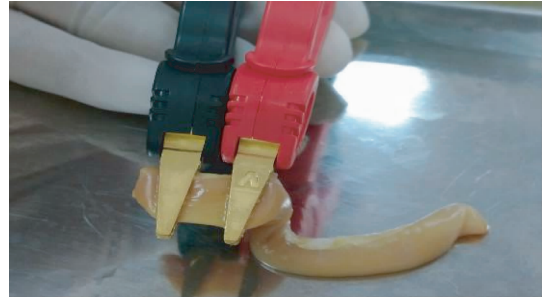


图8 肠道生物阻抗测量方法

Fig. 8 Bioimpedance measurement of the bowel

使用 R_e - R_i - C_m 生物阻抗模型^[22](其中 R_e 为细胞外液电阻、 R_i 为细胞内液电阻、 C_m 为细胞膜电容)和 Cole 函数^[23]

$$Z(\omega) = R_\infty + \frac{R_0 - R_\infty}{1 + (j\omega/\omega_c)^\alpha} \quad (15)$$

式中: R_0 、 R_∞ 、 α 和 ω_c 为参数,自然频率 ω 为自变量。在频率无限接近于0时,生物阻抗可近似为纯电阻 R_0 ,意味着细胞外液的电阻。当频率足够高时,生物阻抗可近似为纯电阻 R_∞ ,提供细胞内液与细胞外液的导电率信息。 ω_c 为特征频率, α 为扩散系数。

通过 Matlab 对原有测量数据进行拟合^[24]计算,得到如图9所示的生物阻抗特性分析曲线。图中的3条曲线都是经过校正和拟合之后所产生的 Cole 曲线。由图可见,楔形齿的 Cole 曲线半径最大,圆形

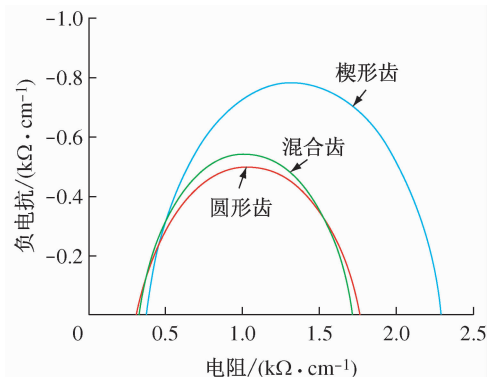


图9 不同器械对生物组织阻抗的影响

Fig. 9 Impedance plot of biological tissues contacted by instruments with different teeth

齿的 Cole 曲线半径最小,而楔形与圆形混合齿的 Cole 曲线半径增大,圆心向 X 轴正方向移动。

通过对 Cole 函数中提取 R_e - R_i - C_m 参数,得到 3 种齿的参数(见图 10)。这 3 个参数可以直接表征生物阻抗模型,从而深层次研究挤压接触下生物组织阻抗的变化情况。由图可见,经过 3 种齿挤压接触的生物组织,其各自的生理特性发生了改变。其中楔形齿所对应的组织细胞外液电阻 $R_e = 2.27 \text{ k}\Omega$ 最大,圆形齿 $R_e = 1.71 \text{ k}\Omega$ 最小,而楔形和圆形混合齿 $R_e = 1.85 \text{ k}\Omega$,处于两者之间。组织细胞内液 R_i 所呈现的趋势与 R_e 相同,而组织细胞膜电容 C_m 的变化趋势与 R_e 、 R_i 相反。圆形齿 $C_m = 0.76 \text{ }\mu\text{F}$ 最大,楔形齿 $C_m = 0.58 \text{ }\mu\text{F}$ 最小,而楔形和圆形混合齿 $C_m = 0.69 \text{ }\mu\text{F}$,处于两者之间。

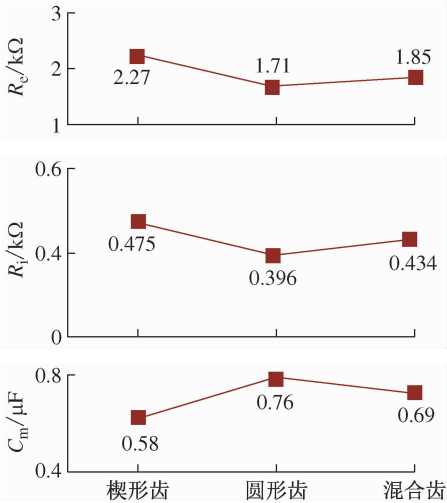


图 10 不同器械接触下生物阻抗模型的 R_e - R_i - C_m 参数

Fig. 10 R_e - R_i - C_m bioimpedance model of biological tissues contacted by instrument with different teeth

3 讨论

本文重点关注了器械与组织的接触面情况,即应力分布情况。以往研究主要集中在改变抓钳钳头尖锐的边缘以及抓钳抓钳组织的方式等,而本研究区别于之前文献,通过改变抓钳钳头上齿的结构,从而减小抓钳在抓取组织时产生的过载应力,以达到防止组织损伤,造成不必要手术事故的目的。

3.1 生物组织与齿的接触力学模型分析

分析生物组织与腹腔镜器械的接触变形模型发现,在保证可以抓取组织的情况下,通过增大齿的半角、增加齿的数量都可以减少过载应力,防止对组织

造成伤害。同样,齿的形状也可改变应力分布的情况,圆形齿与生物组织接触的应力明显小于楔形齿与生物组织接触产生的应力,但是圆形齿的结构较为圆滑,不像楔形齿的结构较为陡峭,因而不能很好地抓取组织,造成滑脱。

3.2 生物组织与齿的有限元接触分析

同一规格尺寸、不同齿形结构的抓钳,在抓取组织时对组织造成的挤压变形及应力却大不相同,两者造成的效果相差 1 倍(见图 7),说明楔形齿结构可以很好抓取组织且不滑脱,但是过大的挤压应力会造成对组织的伤害;而圆形齿结构的应力虽不会对组织造成伤害,但存在着抓取不住组织的状况。

因此,本文提出混合楔形齿和圆形齿的结构,在楔形齿的前端进行倒圆角加入圆形齿的结构特点。通过有限元分析发现,楔形齿与组织挤压接触产生的应力最大,圆形齿最小;而经过优化的混合齿结构,比楔形齿的最大应力减少了 36%,同时避免了圆形齿组织抓取不牢、组织滑脱的情况。

3.3 生物组织与齿的接触实验分析

与齿挤压接触时,生物组织的生理特性发生改变,其原因是齿向生物组织施加了机械应力,使得组织内部产生压力梯度,从而引起细胞内外的液体分布发生巨大改变,细胞内部和外部的液体会同时因受到外力作用而被挤出接触区域,即接触越紧密(应力越大),细胞液挤出越多, R_e 和 R_i 越大。从图 10 中可以看出,楔形齿 R_e 最大,推断由此产生的接触应力最大;圆形齿 R_e 最小,接触应力相应最小;楔形和圆形混合齿 R_e 居中,接触应力处于两者之间。 R_i 与 R_e 的情况类似。而 C_m 的值,则与 R_e 和 R_i 相反。在外界应力作用下,生物组织内的细胞会受到挤压而相互之间紧密接触,从而形成类似于细胞膜串联的形式,导致 C_m 数值下降,即接触越紧密(应力越大), C_m 越小。楔形齿产生的接触应力最大,组织接触更紧密,导致 C_m 最小;圆形齿产生的接触应力最小,组织接触相对松弛,导致 C_m 最大;楔形和圆形混合齿 C_m 居中,接触应力处于两者之间。

本文通过组织的生物阻抗来表征器械与组织挤压接触的应力情况(应力可以改变组织的阻抗)。与有限元分析的情况一样,结合了楔形齿和圆形齿结构特点的混合齿,可以有效减少齿对组织的应力过载。

本文所用的生物组织为肠组织,而实际情况中,器械的应用场合很多,不同的应用场合和生物组织的应力分布情况也会不同,这些参数对器械与组织接触时应力分布变化的影响值得进一步研究。

4 结语

本文通过建立生物组织与齿的接触力学模型,开展有限元模拟仿真以及接触实验,分析生物组织与齿接触面的应力分布情况,优化了齿的结构,从而减少抓钳与组织接触时产生的过载应力。在临床上,该方法可为腹腔镜器械的安全使用和设计提供重要的建议。

参考文献:

- [1] Soper NJ, Michael Brunt L, Kerbl K. Laparoscopic general surgery [J]. *N Engl J Med*, 1994, 330(6): 409-419.
- [2] Dargahi J, Najarian S. An integrated force-position tactile sensor for improving diagnostic and therapeutic endoscopic surgery [J]. *Biomed Mater Eng*, 2004, 14(2): 151-166.
- [3] Deziel DJ, Millikan KW, Economou SG, *et al*. Complications of laparoscopic cholecystectomy: A national survey of 4292 hospitals and an analysis of 77604 cases [J]. *Am J Surg*, 1993, 165(1): 9-14.
- [4] Fletcher DR, Hobbs MS, Tan P, *et al*. Complications of cholecystectomy: Risks of the laparoscopic approach and protective effects of operative cholangiography [J]. *Ann Surg*, 1999, 229(4): 449-547.
- [5] Sammour T, Kahokehr A, Srinivasa S, *et al*. Laparoscopic colorectal surgery is associated with a higher intraoperative complication rate than open surgery [J]. *Ann Surg*, 2011, 253(1): 35-43.
- [6] den Boer KT, de Jong T, Dankelman J, *et al*. Problems with laparoscopic instruments: Opinions of experts [J]. *J Laparoendosc Adv Surg Tech A*, 2001, 11(3): 149-155.
- [7] Tang B, Hanna GB, Joice P, *et al*. Identification and categorization of technical errors by Observational Clinical Human Reliability Assessment (OCHRA) during laparoscopic cholecystectomy [J]. *Arch Surg*, 2004, 139(11): 1215-1220.
- [8] Cartmill JA, Shakeshaft AJ, Walsh WR, *et al*. High pressures are generated at the tip of laparoscopic graspers [J]. *Aust N Z J Surg*, 1999, 69(2): 127-130.
- [9] De S. The grasper-tissue interface in minimally invasive surgery: Stress and acute indicators of injury [D]. Seattle: University of Washington, 2008.
- [10] Vakili K, Flander MS, Teo GS, *et al*. Design and testing a pressure sensing laparoscopic grasper [C]//Proceedings of the 2011 Design of Medical Devices Conference. Minneapolis, USA: [s. n.], 2011.
- [11] Gentili S, Velardocchia M, Ferrero A, *et al*. Laparoscopic splenectomy. How to make it easier using an innovative atraumatic suction grasper [J]. *Surg Endosc*, 1998, 12(11): 1345-1347.
- [12] Shakeshaft AJ, Cartmill JA, Walsh WR, *et al*. A curved edge moderates high pressure generated by a laparoscopic grasper [J]. *Surg Endosc*, 2001, 15(10): 1232-1234.
- [13] Johnson KL. 接触力学[M]. 徐乘业译. 北京: 高等教育出版社, 1992.
- [14] 徐日庆, 龚晓男, 王明洋. 粘弹性本构模型的识别与变形预报[J]. *水利学报*, 1998, 4: 75-79.
- [15] 陈科, 林江莉, 尹光福, 等. 基于 Zener 模型的生物组织剪切模量测量[J]. *医用生物力学*, 2012, 27(6): 636-641.
- [16] Chen K, Lin JL, Yin GF, *et al*. Shear modulus measurement of biological tissues based on Zener model [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(6): 636-641.
- [17] 吴新丰, 康国政, 钱林茂. 猪背部皮肤生物力学特性的实验研究[J]. *医用生物力学*, 2009, 24(6): 452-457.
- [18] Wu XF, Kang GZ, Qian LM. Experimental study on biomechanical property of the skin in pigs back [J]. *J Med Biomech*, 2009, 24(6): 452-457.
- [19] 冯元祯. 生物力学[M]. 北京: 科学出版社, 1983.
- [20] Bonakdar A, Dargahi J, Bhat R. Grasping contact analysis of viscoelastic materials with applications in minimally invasive surgery[C]//Proceedings of ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition. Chicago, USA: [s. n.], 2006.
- [21] Pinto VC, Marques MA, Vaz MAP. Recent Progress in studying the human foot [J]. *Technol Med Sci Lect Note Comput Vision Biomech*, 2012, 1: 205-226.
- [22] Dodde RE, Bull JL, Shih AJ. Bioimpedance of soft tissue under compression [J]. *Physiol Meas*, 2012, 33(6): 1095-1109.
- [23] Ackmann JJ. Complex bioelectrical impedance measurement system for the frequency range from 5 Hz to 1 MHz [J]. *Ann Biomed Eng*, 1993, 21(2): 135-146.
- [24] Fricke H. A mathematical treatment of the electrical conductivity of colloids and cell suspensions [J]. *J Gen Physiol*, 1924, 6(4): 375-384.
- [25] Cole S. Permeability and impermeability of cell membranes for ions [J]. *Quant Biol*, 1940, 8: 110-122.
- [26] Kun S, Peura RA. Selection of measurement frequencies for optimal extraction of tissue impedance model parameters [J]. *Med Biol Eng Comput*, 1999, 37(6): 699-703.