

电热闭合过程中肠道生物阻抗变化与闭合效果

谢延媛, 周 宇, 任彬彬, 游国鹏, 谢李菲, 李博婷, 徐文栋, 宋成利

上海理工大学医疗器械与食品学院, 上海 200093

【摘要】提出了鸡大肠组织在使用双极型电热闭合系统进行闭合过程中的生物阻抗变化情况与最终闭合效果。通过控制双极型闭合系统的能量输出时间, 来观察不同作用时间下鸡大肠组织 Cole 曲线的变化情况, 并通过 Cole 函数中的 4 个参数来计算其等效生物阻抗模型。同时结合闭合过程中的温度变化情况以及闭合结束后的肠道爆破压来推断组织内部的变化信息, 并且验证肠道闭合效果。结果表明在整个闭合过程中鸡大肠组织呈现三个变化阶段: 第一阶段细胞外液电阻 R_e 和细胞内液电阻 R_i 上升, 细胞膜电容 C_m 减小; 第二阶段内 R_e 和 R_i 维持小幅波动, 而 C_m 缓慢上升; 到了第三阶段 R_e 和 R_i 再次急剧上升而 C_m 则大幅下降。根据等效生物阻抗模型、组织温度以及爆破压变化数据, 推断出细胞内部在这三个阶段所发生的变化, 且实验证明双极型电热闭合系统能够安全有效地闭合肠道组织。

【关键词】生物阻抗; 大肠; 双极型电热闭合系统; Cole 函数; 爆破压

【中图分类号】R318.04

【文献标识码】A

【文章编号】1005-202X(2015)05-0622-07

Bioimpedance and sealing effects of intestines during electro-thermal sealing

XIE Yan-yuan, ZHOU Yu, REN Bin-bin, YOU Guo-peng, XIE Li-fei, LI Bo-ting, XU Wen-dong, SONG Chen-li

School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China

Abstract: Base on bipolar electro-thermal sealing system, the bioimpedance and sealing effects of chicken intestines during electro-thermal sealing were analyzed in this paper. The changes of Cole curve of chicken intestines at different stages were observed by controlling the energy output duration of bipolar sealing system. And the equivalent bioimpedance models of each stage were calculated according to the four parameters in the Cole function. Meanwhile, the changes inside the tissues were also obtained and the sealing effects of intestine were verified by comprehensively analyzing the changes of temperature during sealing and the intestine burst pressure after sealing. The results showed that there were three transition phases during the whole sealing process. In the first phase, both extracellular resistance, R_e , and intracellular resistance, R_i , were increased, and the capacitance of cell membrane (C_m) was decreased. In the second phase, R_e and R_i fluctuated in a narrow range while C_m increased slowly. In the final phase, R_e and R_i increased dramatically again and C_m notably declined. Based on the analysis of equivalent bioimpedance models, tissue temperature, burst pressure, the intracellular changes at these three phases were deduced. And the experience proved that bipolar electro-thermal sealing system could seal the intestine effectively and safely.

Key words: bioimpedance; intestine; bipolar electro-thermal sealing system; Cole function; burst pressure

前言

肠道闭合手术在胃肠外科手术中占有重要的位

【收稿日期】2015-04-15

【基金项目】国家自然科学基金(51377024); 上海市自然科学基金(14ZR1428300); 上海市科委生物医药领域科技支撑项目子课题(13441900802); 上海市科委基础研究重点项目子课题(13JC1407202)

【作者简介】谢延媛(1992-), 女, 在读硕士研究生, 研究方向: 生物医学电子学方向。

【通信作者】宋成利, E-mail: csong@usst.edu.cn。

置, 手术中闭合的不完全会造成极其严重的后果, 会直接影响到病人的生命安全^[1-2]。常规的肠道闭合方法主要有手动缝合以及使用医用闭合器。手动缝线所用的时间相对较长, 特别是对于经验不足的医生而言。相比之下, 医用闭合器虽然节省时间, 但是会在一定程度上增加手术的成本, 而且其操作方法相对复杂, 只适用于某些特定区域的肠道^[3-4]。因此寻找一种全新的、效率更高的肠道闭合方法成为具有临床意义的研究。

近年来随着双极型闭合系统的迅速发展,其在临床上的应用已经涉及到了血管、各种脏器组织和神经的闭合与切除。双极型闭合系统的原理在于向目标组织施加电能,从而引起热效应,当组织温度达到 70 ℃时组织内部的 I 类胶原蛋白单体的三螺旋结构解体,变形为随机缠绕的肽链结构,再通过外部机械应力挤压两侧组织时,两边的肽链就会熔融形成致密的闭合层^[5-6]。由于在肠壁上同样存在众多的胶原蛋白,因此从理论上而言,使用双极型闭合系统来进行肠道闭合就变得实际可行。双极型闭合系统不仅能够代替传统的肠道闭合过程中众多复杂的流程,缩短手术时间,还能够使得微创肠道闭合手术成为可能^[7]。然而此类手术的效果由众多内部与外部因素决定,例如生物组织内部蛋白质的含量、生物组织的尺寸、生物组织的类型、器械夹持的压力、闭合系统的输出功率以及作用时间等^[8]。在本文中选择合适的功率输出时间作为自变量,生物阻抗作为因变量,分析生物阻抗数据的变化并推断不同作用时间下组织内部发生的变化。同时通过测量得到的肠道爆破压数据来判断此方法对于肠道闭合的有效性。

目前几乎没有针对生物组织闭合过程中阻抗特性变化的研究,在经过数据校正与拟合之后就能把生物阻抗原始数据转化为 Cole 曲线,通过进一步的数学计算便能够从 Cole 曲线中得出 Cole 函数中的 4 个参数。即可转化为肠道的等效生物阻抗模型,就能够进一步了解肠道组织内部的细胞外液、细胞内液以及细胞膜电容的变化情况,从而提供一套更加完整全面的方法来了解肠道闭合过程中组织内部的变化^[9]。

本文通过改变双极型闭合系统的能量输出时间,对于离体鸡大肠进行肠道闭合实验,通过检测生物阻抗来绘制 Cole 曲线,找出其中的变化趋势,同时依靠 Cole 曲线中的参数来计算细胞内液、细胞外液以及细胞膜电容的分布、变化情况。此外记录闭合过程中的温度变化情况以及最终的爆破压数值来帮助推断与验证组织的内部变化与最终闭合的效果。

1 生物阻抗测量理论基础

1.1 生物阻抗模型

细胞是组成生物组织的基础结构,而生物组织的特性很大程度上取决于细胞所表现出的性质。因此,为了研究生物组织的电学特性,建立单个细胞的

等效电路模型就尤为重要。

在本研究中所使用的生物阻抗模型是根据 Fricke 等效电路模型^[10-11]而建立起来的 R_e - R_i - C_m 等效电路模型。根据图 1 所示, R_e 和 R_i 分别表示细胞外液 (Extracellular Fluid, ECF) 电阻和细胞内液 (Intracellular Fluid, ICF) 电阻, C 表示细胞膜电容,因为其数值通常很小,因此可以简化为单个电容 C_m 。当施加一个低频交流信号时,电流会流经细胞外液而非细胞自身。由于这一过程会受到细胞外液中自由离子的阻碍,因此可把这一系列的阻碍作用归结为细胞外液电阻 R_e ^[12]。除了细胞外液的电阻效应之外,施加的电流还会改变细胞膜电势,因此可以把细胞膜视为电容,也就是 C_m 。随着电流频率的升高,细胞膜的电容效应会急剧下降,使得电流同时流经细胞内液和细胞外液,这就意味着细胞内液电阻 R_i 的产生。综上所述,生物阻抗模型可表示为如图 1 所示的 R_e - R_i - C_m 等效电路模型。

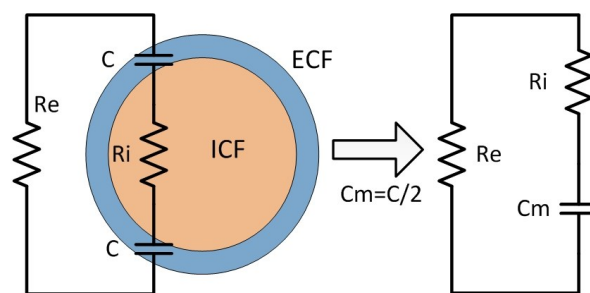


图 1 R_e - R_i - C_m 等效生物阻抗模型

Fig.1 R_e - R_i - C_m equivalent bioimpedance model

根据给定的 R_e , R_i 和 C_m (X_c) 数值就能够计算出具体生物阻抗值:

$$Z = \frac{R_e(1 + R_i j \omega C)}{1 + j \omega C(R_e + R_i)}, \omega = 2\pi f \quad (1)$$

1.2 生物阻抗测量方式

最常用的生物阻抗测量方法是先向目标生物组织施加一个微弱的交流激励电流,随后测量由电流所引起的电压。为了保证能量能够在生物组织与测量仪器间良好传递,就必须使用电极作为媒介进行能量转移。本文中使用的如图 2 所示的四电极法,因为相比于其它方式,四电极法拥有最小的电极效应,能够有效减少测量误差^[13]。

2 实验材料与方法

2.1 实验材料

本实验中使用 Valleylab 公司的 LigaSure™ 双极型

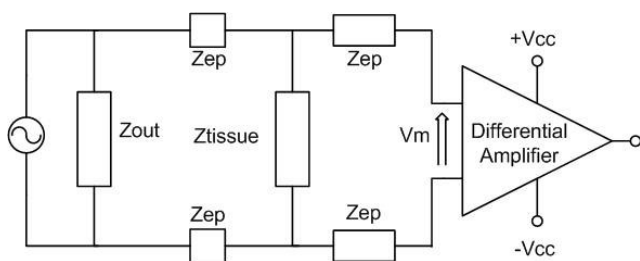


图2 四电极法生物电阻抗测量方法

Fig.2 Tetrapolar configuration for bioimpedance measurement

电热闭合系统来闭合肠道。这款带有反馈功能的双极型闭合系统可以提供精确的功率输出,另外使用 LigaSure Atlas™手柄来夹持生物组织,其在夹头处能提供一定的压力从而进一步改善闭合效果。LigaSure 主要适用于直径为 7 mm 以下的血管^[14],但也有研究表明它同样可应用于胸外科手术与肺部切除手术中且效果良好^[14-16]。LigaSure 共有 5 档不同的输出功率可以选择,实验中使用功率最小的 1 档。

实验中选择鸡大肠作为目标组织,因为绝大多数鸡大肠的直径都低于 LigaSure 的适用范围 7 mm,从而能够保证电热闭合的有效性。同时,由于鸡大肠的直径与人体小肠的尺寸相仿,因此可用来模拟人体小肠的实际电热闭合情况。新鲜鸡大肠取自活鸡,选择时尽量挑选直径为 7 mm 左右的部分。使用 0.9% 的生理盐水进行清洁,并保持一定湿度以防止表面干燥。

肠道生物阻抗的检测是由 HIOKI 公司的 IM3570 阻抗分析仪所实现。方法是之前所提到的四电极法,两个电极向组织施加幅值为 0.2 mA,频率从 4 Hz 到 2 MHz 的恒流源,另两个电极检测所对应的电压值。

由于生物组织的导电特性会受到温度的影响,其影响程度约为 2%/℃^[17],因此为了保持阻抗测量的准确,保持测量时室温在 26℃。同时,当生物组织中的电流密度过高时,组织内部就会升温,从而直接影响到生物阻抗的测量精度^[18]。IM3570 阻抗分析仪的每个电极的有效面积为 29.7 mm²,因此流经生物组织的电流密度为 0.67 mA/cm²,此数值在生物组织的线性导电特性范围内(1 mA/cm² 以下)^[19],所以不会造成组织的升温以及由此产生的阻抗测量误差。

2.2 实验方法

完整的肠道闭合过程被分隔为闭合前、闭合 1 s、闭合 2 s、闭合 3 s、闭合 4 s 以及闭合结束总共 6 个阶段。每个阶段进行 12 组试验,闭合时间由秒表来控制,使用 LigaSure Atlas 手柄进行如图 3a 所示试验。闭合后的效果如图 3b 所示,可以清晰地看出闭合区

域呈现半透明状薄膜,这是胶原蛋白变性后所形成的闭合层。



a: Clipped and imposed mechanical load with LigaSure atlas handpiece



b: Results after sealing

图3 肠道闭合示意图

Fig.3 Sealing of chicken intestine

在完成闭合之后就需要测量闭合区域的生物阻抗数值,测量方法如图 4 所示。两组电极的距离保持为 5 mm,阻抗分析仪在 4 Hz 到 2 MHz 的范围内进行扫频测量 50 个点的幅值与相位角信息,导入 MATLAB™ R2010b 中以供之后进一步的数据分析与绘图。



图4 肠道生物阻抗测量方法

Fig.4 Measuring method of chicken intestine's bioimpedance

为了验证闭合的效果,选择肠道爆破压作为评判标准。使用齐力公司的 BT100-01 型蠕动泵向已闭

合的肠道内注入0.9%的生理盐水,来模拟肠道内间歇性的压力变化,转速设置为10 r/min,相应的流量约为5 mL/min,在蠕动泵导管的末端连接医用注射针头,放入已闭合的肠道内,并在入口端夹持止血钳以保持入口端的密闭性,如图5所示。使用蠕动泵注射生理盐水的同时,在三通阀另一端连接焊立工控WMB-HS型压力变送器,NI公司的PCI-6221数据采集卡,最终连接至电脑中的LabVIEW™ 2009程序^[20]以观测爆破压的变化情况。



图5 肠道爆破压检测方法

Fig.5 Measuring method of chicken intestine's burst pressure

温度的测量使用Pico™公司的TC-08型热电偶,将热电偶放置在刀头的凹槽内,在PicoLog™软件内记录整个过程中温度的变化情况,为推断组织内部发生的变化提供信息。

2.3 电容泄漏效应的去除

当进行生物阻抗的测量时,即便选择了最合适的测量方式与测量器材,但结果仍会存在干扰或偏差。其中的原因便是测量系统中寄生电容的存在。已有学者指出在生物阻抗测量过程中,最终结果极易受到测量系统中寄生电容的影响,尤其是在高频段的测量曲线会呈现出较大的偏差^[21-23]。寄生电容的来源包括了电缆电容、电极效应、电极匹配效应、人体与大地之间的寄生电容以及仪器与大地之间的寄生电容。为了去除寄生电容效应,De Lorenzo^[24]提出了Td补偿法,其通过在所测得的阻抗幅值上乘以虚指数因子来去除高频段的测量误差,然而Td补偿法只能纠正相位频谱,并不能纠正幅值,故此方法不能完全去除寄生电容效应。

本研究中所使用的是Budendia^[25]所提出的 C_{PAR} 校正法,在实际测量中的导纳可表达为如(2)所示:

$$Y_{meas}(\omega) = G_{TUS}(\omega) + j[B_{TUS}(\omega) + BC_{PAR}(\omega)] \quad (2)$$

其中, B_{TUS} 是在生物组织的电纳,在高频时其数值极

小可近似忽略,因此阻抗分析仪所产生的电纳都是由于寄生电容所造成的。通过画出电纳与自然频率 ω 的曲线,并计算曲线斜率就可求出测量系统内寄生电容的具体数值。实验中分别在100 kHz、500 kHz和2 MHz三点进行采样,再进行三点之间的线性拟合以求出寄生电容数值 C_{PAR} 。

在求出 C_{PAR} 之后,利用校正公式(3)来改善测量偏差:

$$Z_{corr}(\omega) = Z_{meas}(\omega) * e^{-\log(1 - j\omega C_{PAR} Z_{meas}(\omega))} \quad (3)$$

其中 Z_{corr} 是去除寄生电容之后的生物阻抗数据, Z_{meas} 是原始测量数据, C_{PAR} 为计算得出的寄生电容值。

2.4 Cole 函数

Cole^[26]在1940年提出了Cole函数,并被广泛应用于生物阻抗数据的拟合与分析,如公式(4)所示:

$$Z(\omega) = R_{\infty} + \frac{R_0 - R_{\infty}}{1 + (j\frac{\omega}{\omega_c})^{\alpha}} \quad (4)$$

公式中有4个参数,分别为 R_0 , R_{∞} , α 和 ω_c ,自然频率 ω 为自变量。

在频率无限接近于零时,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 是扩散系数。

2.5 Cole 函数拟合

为了获得Cole函数中的4个参数,就必须对于原始测量数据使用数学拟合。MacDonald^[27]首先提出了复数最小二乘法,在此基础上Kun^[28]和Grimnes^[29]提出了如今被广泛应用与生物阻抗数据拟合的非线性最小二乘法(Non-Linear Least Square, NLLS)。理论上来说,Cole曲线是在第四象限中的部分圆方程,通过翻转Y轴能够把整体图像移至第一象限。而此处的非线性最小二乘法的核心即在于将原始数据拟合至圆曲线,并且只显示Y坐标为负值的部分。为了实现最佳的拟合效果,使用迭代法将圆方程数据与原始数据之间误差的平方和降到最小,如公式(5)所示:

$$\min \sum_{i=1}^N e_i^2 = \min \sum_{i=1}^N (|F_i| - |\bar{F}_i|)^2 \quad (5)$$

公式中 N 表示采样的点数, F 为生物阻抗测量数据, \bar{F} 为最终的Cole曲线。

从拟合完成的Cole函数中就能够计算出 R_c 、 R_i 和 C_m 的具体数值:

$$R_c = R_0 \quad (6)$$

$$R_i = \frac{R_0 * R_{\infty}}{R_0 - R_{\infty}} \quad (7)$$

$$C_m = \frac{1}{\omega_c * (R_i + R_c)} \quad (8)$$

3 结果

3.1 生物阻抗测量数据的校正与拟合

鸡大肠的生物阻抗特性分析如图6所示。其横坐标为电阻,单位为 Ω/cm ,纵坐标为电抗负值,单位为 Ω/cm 。图6中的红色星形点表示阻抗分析仪测得的原始数据(Z_{raw}),绿色曲线表示去除寄生电容效应之后的测量数据(Z_{corr}),而蓝色曲线表示经过非线性最小二乘法拟合之后的Cole曲线(Z_{Cole})。 Z_{raw} 中起始点频率为4 Hz,随着测量频率不断上升,数据点逐渐左移直至终点频率2 MHz,然而因为其中包含着测量系统中的寄生电容,因此在测量的高频段就能看出明显的测量数据畸变,形成像弯钩形状的变化趋势,这也就是寄生电容效应有时也被称为Hook效应的原因。 Z_{corr} 中的数据在 Z_{raw} 的基础上运用 C_{PAR} 校正法去除寄生电容效应,从图6中可以看出,经过校正后的测量数据在高频段消除了Hook效应,进一步接近于理想的曲线形状。最后在MATLAB中使用非线性最小二乘法将 Z_{corr} 拟合至 Z_{Cole} ,即生物组织在此状态下的Cole曲线。

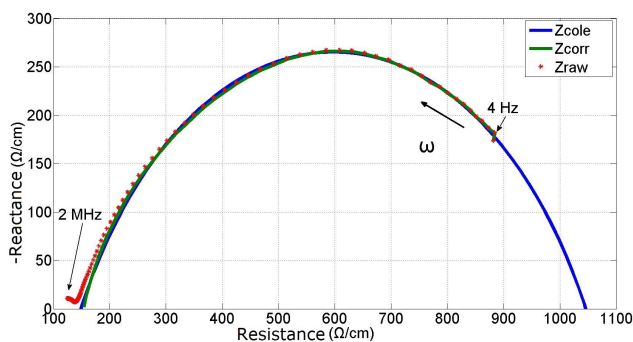


图6 生物阻抗特性分析图

Fig.6 Impedance plot of electrical bioimpedance

3.2 闭合过程中生物阻抗的变化

鸡大肠在进行闭合全过程中的生物阻抗特性分析如图7所示。其横坐标为电阻,单位为 Ω/cm ,纵坐标为电抗负值,单位为 Ω/cm 。图7中的总共6条曲线全都是经过校正和拟合之后所产生的Cole曲线,不同颜色的曲线分别代表肠道不同的闭合时间。从图中看出,与闭合前相比,鸡大肠在闭合1 s时的Cole曲线半径急剧增大,并且圆心坐标向X轴正方向移动,但在闭合2 s时Cole曲线则会适当减小半径并向X轴负方向适量移动,但仍远大于闭合前的程度。从闭合2 s开始直至闭合结束,Cole曲线的半径逐渐增大,圆心逐渐向X轴正方向移动。

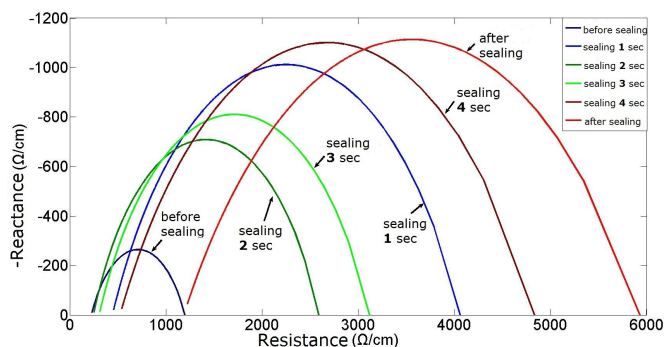


图7 闭合全过程中生物阻抗特性分析图

Fig.7 Impedance plot of electrical bioimpedance during the whole sealing process

3.3 闭合过程中 R_e - R_i - C_m 生物阻抗模型的变化

如前所述,从拟合完毕的Cole函数中能够提取出 R_0 , R_∞ , α 和 ω_c 这些参数,而经过公式(6)、(7)和(8)的进一步计算则能得到 R_e , R_i 和 C_m 这三个重要参数,它们能够用来直接表征 R_e - R_i - C_m 生物阻抗模型,从而深层次研究在闭合过程中肠道组织内部的变化情况。图8所示的就是在闭合过程中 R_e , R_i 和 C_m 这三个参数变化的平均值与标准差,以0秒作为基准值,将之后所有的数值除以基准值以获得相对数值,这样能够更直观地表征参数的上升或下降幅度。从图8中可以看出, R_e , R_i 以及 C_m 的初始平均值分别为1520 Ω , 250 Ω 和1.5 μF 。其中 R_e ,在1 s时增长148%,随后减低31%并维持在此数值仅有小幅上升,在闭合结束时又会产生新的峰值并在第4 s的基础上增加71%。 R_i 具有相似的变化过程,在闭合1 s时增长122%,之后降低43%并维持小幅波动,在闭合结束时会在前一秒基础上增加207%。而反观 C_m 的数值变化趋势则与 R_e 和 R_i 相反,在1 s时下降36%,随后增长80%并维持相对稳定3 s左右,最终继续下降46%直至闭合结束。

图9为各个阶段下肠道爆破压平均值与标准差,从图中看出即使是在4 s最低点的平均爆破压也达到了90 mmHg,而最高点平均爆破压则可达到115 mmHg。结果与之前的研究相符^[20]。

在整个闭合过程中的温度变化如图10所示,温度上升趋势逐渐减慢,到4 s时达到最大值100 $^{\circ}\text{C}$,随后保持此温度直至闭合结束。

4 讨论

鸡大肠的生物阻抗在闭合过程中会呈现三个阶段的变化。从原始状态到闭合1 s为第一阶段,其 R_e 和 R_i 会急剧增大, C_m 则相应减小。当从1 s到4 s时为

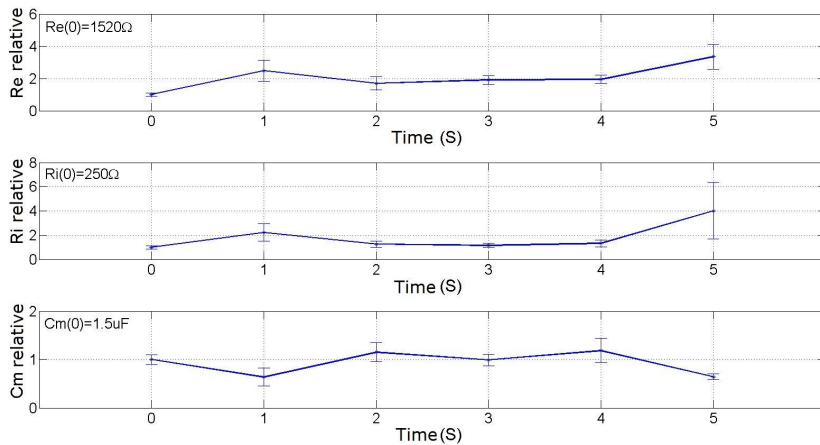


图8 R_e , R_i 和 C_m 在闭合过程中的变化
Fig.8 Change of R_e , R_i and C_m during sealing

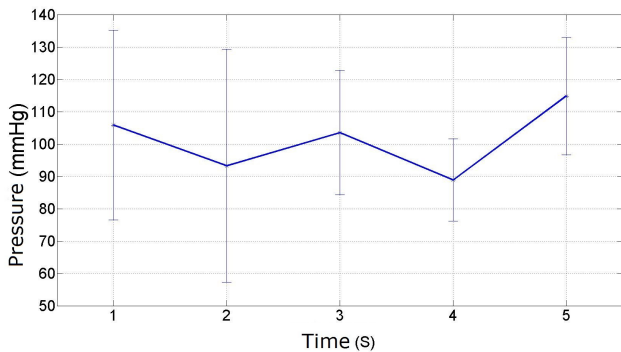


图9 不同闭合时间下的爆破压
Fig.9 Burst pressure at different sealing stages

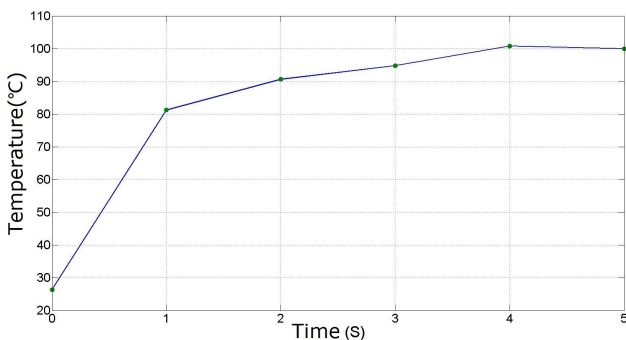


图10 不同闭合时间下的温度
Fig.10 Temperature at different sealing stages

第二阶段, R_e 和 R_i 则稍微下降,而 C_m 适量增大。从4 s到闭合结束则为第三阶段, R_e 和 R_i 又一次急剧上升,而 C_m 则大幅下降。

因为组织的生物阻抗主要是由组织中的离子浓度以及液体分布来决定的^[29],因此在实验中所产生的生物阻抗变化可认为是细胞内外电解质和液体总量的变化。在Dodde^[9]的研究中把手柄向生物组织施加的机械应力作为变量,而在本研究中则认为机械应

力为恒定值。

在变化的第一阶段,由于手柄前端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,细胞内部与细胞外部的液体会同时因受到外力作用而被挤出夹持区域^[9],这个变化导致 R_e 和 R_i 的同时升高。此外在外界应力的作用下,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,从而导致 C_m 的数值下降。从图10中看出第一阶段的组织温度变化极为剧烈,已经超过了生物组织收缩的临界温度,并且伴随着I类胶原蛋白单体的解体以及肽链熔融形成致密的闭合层,已经初步达到了闭合的效果,从图9中也可以看出此时的肠道爆破压已经相当可观。

在第二阶段,随着生物组织的继续升温以及体积的收缩,原先的组织厚度会变薄,在手柄前端机械应力不变的情况下,也就意味着组织的压缩程度会相应减小。根据Dodde^[9]的研究结果表明,当压缩程度减小时,一部分液体会回流至细胞内部与外部,导致 R_e 和 R_i 的减小,同时细胞之间不再紧密接触并重新扩张恢复正常形态,此时的 C_m 就会增大,此结论与实验结果一致。此阶段生物组织的温度缓慢上升,总体上仍旧处于闭合层形成的区域,直到第4秒时温度接近100 °C,可认为此时只有少量水份被蒸发。

在第三阶段生物组织的温度维持在100 °C左右,说明组织内部胶原蛋白的解体与肽链的熔融在此阶段基本结束,此时细胞内外的水分开始被蒸发。使得细胞内外液体总量减少,随之而来的就是 R_e 和 R_i 的增加,而由于细胞内部的失水导致细胞的萎缩,从而使得细胞膜再次贴合在一起形成串联形式导致了 C_m 的减小。

肠道闭合的效果通常可通过肠道爆破压数值来决定。Burkitt^[30]发现15位接受直肠切除术的病人在最初的89 h内,其肠道中测得的压力最高值为90 mmHg,而98%测量值都低于50 mmHg,在实验中各个阶段所测得的肠道爆破压都远大于这一数值。此外Santini^[14]、Holmer^[31]和Smulder^[32]等研究者也在人体以及动物活体实验中验证了双极型闭合系统在肠道闭合手术中的可行性,并且在术后肠道的功能完全正常。本实

验所得数据以及其他学者的研究结果均表明使用双极型电热闭合系统同样能够安全、有效地闭合肠道组织。

5 结论

本研究针对不同闭合时间情况下的鸡大肠组织生物阻抗特性给出了详细的描述与分析。生物组织的 Cole 曲线以及对应的 R_e - R_i - C_m 等效生物阻抗模型表明了闭合过程中生物阻抗特性的三个变化阶段, 通过 R_e 、 R_i 、 C_m 以及温度曲线的变化分别对于这三个阶段中组织内部所发生的改变进行了分析。最后通过肠道爆破压数据的对比以及其他学者的研究结果证明使用双极型电热闭合系统所闭合的肠道组织效果良好。

【参考文献】

- [1] Zhu QD, Zhang QY, Zeng QQ, et al. Efficacy of mechanical bowel preparation with polyethyleneglycol in prevention of postoperative complications in elective colorectal surgery: a meta-analysis[J]. *Int J Colorectal Dis*, 2010, 25: 267-275.
- [2] Karliczek A, Harlaar NJ, Zeebregts CJ, et al. Surgeons lack predictive accuracy for anastomotic leakage in gastrointestinal surgery [J]. *Int J Colorectal Dis*, 2009, 24: 569-576.
- [3] Cong ZJ, Fu CG, Wang HT, et al. Influencing factors of symptomatic anastomotic leakage after anterior resection of the rectum for cancer [J]. *World J Surg*, 2009, 33: 1292-1297.
- [4] Choy PY, Bissett IP, Docherty JG, et al. Stapled versus handsewn methods for ileocolic anastomoses[J]. *Cochrane Database Syst Rev*, 2007, 18(3): CD004320.
- [5] Bass LS, Treat MR. Laser tissue welding: a comprehensive review of current and future clinical applications[J]. *Lasers Surg Med*, 1995, 17: 315-349.
- [6] Bass LS, Moazami N, Pocsidio J, et al. Changes in type I collagen following laser welding[J]. *Lasers Surg Med*, 1992, 12: 500-505.
- [7] Bohm B, Milsom JW, Stolfi VM, et al. Laparoscopic intraperitoneal intestinal anastomosis[J]. *Surg Endosc*, 1993, 7: 194-196.
- [8] Hoebeke PB, Zubair S, Oosterlinck W, et al. Low voltage coagulation for welding sutures watertight: an experimental study[J]. *Urol Res*, 1992, 20: 425-427.
- [9] Dodde RE, Bull JL, Shih AJ. Bioimpedance of soft tissue under compression[J]. *Physiol Meas*, 2012, 33: 1095-1109.
- [10] Fricke H. A mathematical treatment of the electrical conductivity of colloids and cell suspensions[J]. *J Gen Physiol*, 1924, 6: 375-384.
- [11] Fricke H. The electric resistance and capacity of blood for frequencies between 800 and 4.5 million cycles[J]. *J Gen Physiol*, 1925, 9: 153-167.
- [12] Foster KR, Lukaski HC. Whole-body impedance--what does it measure?[J]. *Am J Clin Nutr*, 1996, 64: 388-396.
- [13] Ackmann JJ. Complex bioelectrical impedance measurement system for the frequency range from 5 Hz to 1 MHz [J]. *Ann Biomed Eng*, 1993, 21: 135-146.
- [14] Santini M, Fiorelli A, Messina G, et al. The use of the LigaSure device and the Stapler in closure of the small bowel: a comparative *ex vivo* study[J]. *Surg Today* 2013, 43: 787-793.
- [15] Santini M, Fiorelli A, Vicidimini G, et al. The use of LigaSure for preservation of a previous coronary artery bypass graft by using the left internal thoracic artery in a left upper lobectomy[J]. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 2008, 136: 222-223.
- [16] Santini M, Vicidimini G, Baldi A, et al. Use of an electrothermal bipolar tissue sealing system in lung surgery[J]. *Eur J Cardiothorac Surg*, 2006, 29: 226-230.
- [17] Schwan HP, Foster KR. RF-field interactions with biological systems: electrical properties and biophysical mechanisms[C]. *Proc IEEE*, 1980, 68: 104-113.
- [18] Littwitz C, Ragheb T, Geddes LA. Cell constant of the tetrapolar conductivity cell[J]. *Med Biol Engin Comput*, 1990, 28: 587-590.
- [19] Konishi Y, Morimoto T, Kinouchi K, et al. Electrical properties of extracted rat liver tissue[J]. *Res Exp Med*, 1995, 195: 183-192.
- [20] 徐文栋, 周 宇, 宋成利, 等. 生物体腔道爆破压自动检测系统的研制 [J]. *计算机测量与控制*, 2013, 21(4): 862-864.
Xu WD, Zhou Y, Song CL, et al. Design of automatic burst pressure detection system for organism's orifice [J]. *Computer Measurement & Control*, 2013, 21(4): 862-864.
- [21] Bolton MP, War LC, Khan A, et al. Sources of error in bioimpedance spectroscopy[J]. *Physiol Meas*, 1998, 19: 235-245.
- [22] Scharfetter H, Hartinger P, Hinghofer-Szalkay H, et al. A model of artefacts produced by stray capacitance during whole body or segmental bioimpedance spectroscopy[J]. *Physiol Meas*, 1998, 19: 247-261.
- [23] Mirtaheri P, Grimnes S, Martinsen ØG, et al. A new biomedical sensor for measuring PCO₂[J]. *Physiol Meas*, 2004, 21: 421-436.
- [24] De Lorenzo A, Andreoli A, Matthie J, et al. Predicting body cell mass with bioimpedance by using theoretical methods: a technological review[J]. *J Appl Physiol*, 1997, 82(5): 1542-1558.
- [25] Buendia R, Seoane F, Gil-Pita R. A novel approach for removing the hook effect artefact from electrical bioimpedance spectroscopy measurements[C]. *J Phys: Conference Series*, 2010, 224: 012126.
- [26] Cole KS. Permeability and impermeability of cell membranes for ions[J]. *Quant Biol*, 1940, 8: 110-122.
- [27] MacDonald JR, Kenan WR. Impedance spectroscopy-emphasizing solid materials and systems[C]. *Wiley Interscience*, 1987.
- [28] Kun S, Peura RA. Selection of measurement frequencies for optimal extraction of tissue impedance model parameters[J]. *Med Biol Engin Comput*, 1999, 37(6): 699-703.
- [29] Grimnes S, Martinsen OG. *Bioimpedance and Bioelectricity Basics* [M]. London: Academic, 2008.
- [30] Burkitt DS, Donovan IA. Intraluminal pressure adjacent to left colonic anastomoses[J]. *Br J Surg*, 1990, 77: 1288-1290.
- [31] Holmer C, Winter H, Kröger M, et al. Bipolar radiofrequency-induced thermofusion of intestinal anastomoses-feasibility of a new anastomosis technique in porcine and rat colon [J]. *Langenbecks Arch Surg*, 2011, 396: 529-533.
- [32] Smulders JF, Schwartz JH, Stavast J, et al. Exploring new technologies to facilitate laparoscopic surgery: creating intestinal anastomoses without sutures or staples, using a radio-frequency-energy-driven bipolar fusion device[J]. *Surg Endosc*, 2007, 21: 2105-2109.