

## 基于负压吸引式冷冻溶脂降温效果的仿真及实验

杨国梁, 胥义

上海理工大学生物系统热科学研究所, 上海 200093

**【摘要】目的:**评估冷冻溶脂治疗过程的降温效果,为临床治疗提供理论依据。**方法:**依据负压吸引式冷冻溶脂装备结构建立物理模型,通过数值模拟的方法评估不同溶脂温度以及血液灌注率对降温效果的影响,并进行实验验证了模型的准确性。**结果:**模拟结果表明,不同制冷温度下,低于溶脂温度的脂肪厚度占比为10.11%~40.32%,与临床的减脂效果10.7%~37.5%相比,模拟结果与临床结果较为一致。较小的脂肪血液灌注率会提升降温效果,但当脂肪血液灌注率小于 $1.44 \times 10^{-4} \text{ s}^{-1}$ 时,冷冻溶脂降温效果的提升较小。实验结果表明,模拟值与实验值降温趋势一致,在最终时刻温度相差1~2℃,证实数值模拟结果的准确性。**结论:**研究结果可以为临床评估及优化冷冻溶脂效果提供可靠的理论依据。

**【关键词】**冷冻溶脂;仿真模拟;负压吸引;血液灌注;减脂

**【中图分类号】**R318.52;TP391.9

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2021)01-0103-07

## Simulation and experiment on cooling effect of cryolipolysis based on negative pressure suction

YANG Guoliang, XU Yi

Institute of Biothermal Science and Technology, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China

**Abstract: Objective** To evaluate the cooling effect of cryolipolysis therapy and provide theoretical basis for clinical treatment. **Methods** A physical model was established based on the structure of negative pressure suction cryolipolysis equipment and evaluated the effects of different cryolipolysis temperatures and blood perfusion rate on the cooling effect by numerical simulation. The accuracy of the model was verified. **Results** The simulation results showed that the proportion of fat thickness below the cryolipolysis temperature is 10.11%-40.32% under different refrigerating temperature. Compared with the clinical fat reduction effect of 10.7%-37.5%, the simulation results are consistent with clinical results. A smaller fat blood perfusion rate can improve the cooling effect. However, when the fat blood perfusion rate is less than  $1.44 \times 10^{-4} \text{ s}^{-1}$ , the cooling effect of cryolipolysis is slightly improved. The test results also showed that the simulation and the test have the same cooling trend, and the temperature difference at the final moment is 1℃-2℃, which confirms the accuracy of the numerical simulation results. **Conclusion** The research results may provide a reliable theoretical basis for clinical evaluation and effect optimization of cryolipolysis.

**Keywords:** cryolipolysis; simulation; negative pressure suction; blood perfusion; fat reduction

### 前言

冷冻溶脂术作为一种无创减脂手术,可以选择性地清除局部皮下脂肪,现已被多数研究认定的减脂原理为低温致使脂肪细胞凋亡随后引起细胞炎症反应,有炎症的脂肪细胞被人体免疫细胞摄取或清除,最终导致身体局部脂肪的减少<sup>[1-3]</sup>。为了验证冷冻溶脂的安全性和有效性,研究人员已经进行了一些实验进行测试。2008年,Mastein等<sup>[4]</sup>利用可控的

制冷装置对活猪进行冷冻溶脂实验,结果表明皮下脂肪减少,且皮肤的损伤较低,证明了冷冻溶脂的安全性。2016年,Lee等<sup>[5]</sup>发表了冷冻溶脂用于手臂脂肪的研究,治疗后8个月,超声检测脂肪厚度平均减少15.3%,与治疗前有明显差异,证明了冷冻溶脂的有效性。

目前对于冷冻溶脂的研究多以生物实验<sup>[6]</sup>和临床观察<sup>[7]</sup>为主,虽取得了一定的疗效,但关于如何评估冷冻溶脂降温效果的研究却较少,若进行大量的生物实验来获取数据,不仅耗费的成本较高,实验周期较长,且更需要考虑到实验风险。因此,为了更便捷地研究冷冻溶脂降温过程,需要采用一个简便的方式来进行研究,而仿真数值模拟作为一种应用广泛的研究手段,可以通过一个虚拟的模型来研究原型在实际的工作情

**【收稿日期】**2020-07-18

**【作者简介】**杨国梁,硕士,研究方向:生物系统热科学,E-mail: ygl201310@163.com

**【通信作者】**胥义,博士,教授,研究方向:低温生物医学技术、特种穿戴医疗装备,Email: xuyi@usst.edu.cn

况,并通过有限元计算方法解析复杂的物理方程<sup>[8]</sup>,相比生物实验节省了大量的成本和时间,是作为研究冷冻溶脂降温过程的可靠选择。

鉴于此,研究参照负压吸引式冷冻溶脂装备结构,建立了相应的物理模型,使用 COMSOL Multiphysics 多物理场仿真软件来评估冷冻溶脂的不同制冷温度下的降温效果,研究了血液灌注率对降温效果的影响,并采用猪肉模型进行实验,验证了模拟的准确性,为临床评估减脂效果提供了理论依据。

## 1 仿真实验与方法

### 1.1 物理模型建立及控制方程

负压吸引式冷冻溶脂方法主要采用抽真空形成负压方式吸引脂肪进入冷冻腔体内,对吸起的脂肪施加低温降温,持续一定时间来完成治疗过程,为了建立合理的仿真模型,选用猪肉抽真空吸引脂肪模型如图 1a 所示。参照猪肉模型几何形状,建立被吸引起的脂肪组织,并根据人体腹部椭圆形结构尺寸<sup>[9]</sup>建立降温区域周围的模型,模型形状如图 1b 所示。为了观察模型的内部结构,将建立的模型进行切割一半,各剖面如图 1c 所示,模型的尺寸及边界条件已在图 1c 中进行标注。

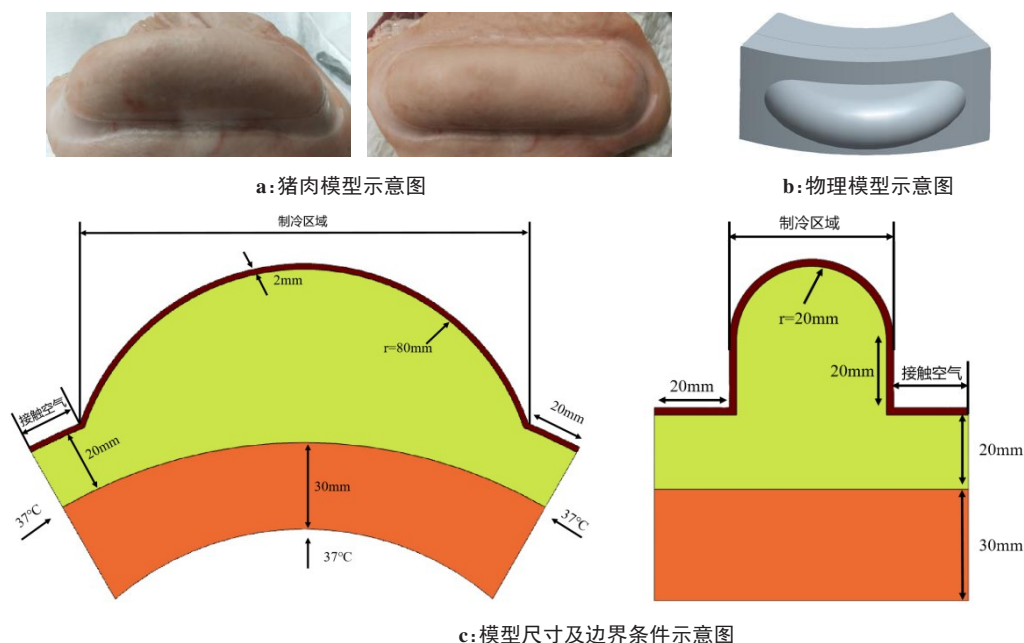


图1 真实模型与仿真模型

Fig.1 Real model and simulation model

如图 1b 所示,模型的形状类似于拱桥形,主要应用于人体腹部,如图 1c 所示模型共建立 3 层:红色部分为皮肤层,黄色部分为脂肪层,橙色部分为肌肉层。由于人体脂肪组织与肌肉组织之间存在筋膜层,脂肪组织可以进行一定程度的移动和形变<sup>[4]</sup>,因此建模假设吸起的组织内只有皮肤与脂肪,无肌肉组织。

根据人体腹部正常脂肪厚度显示,男性腹部正常脂肪厚度为 5~15 mm,女性为 15~20 mm<sup>[10]</sup>,因此假定高于此厚度的脂肪层可以接受溶脂治疗,将脂肪厚度设置为临界值 20 mm,参考现有研究将皮肤层和肌肉层分别取整数设置为 2 和 30 mm<sup>[11]</sup>。为了观察周围组织对降温区域的影响,在降温区域周围建立 20 mm 长度的组织,所有组织的初始温度为 37°C 且未吸起的皮肤接触空气,空气对流换热系数  $h$  设置为  $10 \text{ W/m}^2 \cdot \text{K}$ ,空气温度  $T_{\text{air}}$  为室温 25°C。

研究冷冻溶脂过程即为研究生物传热过程,在大多生物传热的模拟研究中,Pennes 方程<sup>[12]</sup>一直是生物传热研究领域中的应用最为广泛的控制方程,研究基于该方程进行仿真模拟,方程为:

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla^2 T + q_{\text{met}} + \rho_b C_{pb} \omega_b (T_b - T) \quad (1)$$

式中, $\rho$ 为组织密度, $\text{kg/m}^3$ ;  $C_p$ 为组织恒压热容, $\text{J/kg} \cdot \text{K}$ ;  $T$ 为温度, $^{\circ}\text{C}$ ;  $t$ 为时间, $\text{min}$ ;  $k$ 为组织导热系数, $\text{W/m} \cdot \text{K}$ ;  $q_{\text{met}}$ 为组织代谢热, $\text{W/m}^3$ ;  $\rho_b$ 为血液密度, $\text{kg/m}^3$ ;  $C_{pb}$ 为血液的恒压热容, $\text{J/kg} \cdot \text{K}$ ;  $\omega_b$ 为组织的血液灌注率, $1/\text{s}$ ;  $T_b$ 为血液温度, $^{\circ}\text{C}$ 。

### 1.2 模拟参数设置

在大多数人体或生物传热仿真模拟中,模拟参数常常被设定为一个常数。然而众所周知,不仅生活中常见材料的热物性会随温度变化而变化,生物材料的热物性同样受到温度的影响,因此,参考现有

研究将组织的热物性参数设置为随温度变化的函数,且热物性参数随温度变化的范围为0℃以上,该温度范围内不存在水的相变现象,但可能存在脂质

的固化相变现象,但相关研究表明脂质相变对整个治疗过程的结果影响极小<sup>[8]</sup>,因此模拟不考虑相变的影响。具体热物性参数<sup>[13-15]</sup>函数在表1中进行展示。

表1 组织热物性参数  
Tab.1 Thermophysical parameters of tissue

组织	$C_p/\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$	$\rho/\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$	$k/\text{W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$
皮肤	$3\,240+0.497T+2.12\times10^{-3}T^2$	$1\,070-0.207T-2.17\times10^{-3}T^2$	$0.40+9.51\times10^{-4}T-4.64\times10^{-6}T^2$
脂肪	$2\,210+1.317T-3.66\times10^{-3}T^2$	$946-0.387T-3.87\times10^{-4}T^2$	$0.22-2.19\times10^{-3}T-9.19\times10^{-7}T^2$
肌肉	$3\,499-0.307T+3.23\times10^{-3}T^2$	$1\,051.79-0.147T-2.64\times10^{-2}T^2$	$0.45+1.31\times10^{-3}T-5.41\times10^{-6}T^2$

随着温度的变化,组织的血液灌注率和新陈代谢功能也会产生变化,将其也分别设置为随温度变化的函数,如下式<sup>[16]</sup>:

$$q_{\text{met}} = q_{\text{met},0} \times Q_{10}^{\frac{T-T_0}{10}}$$

(2)

$$\omega_b = \omega_{b,0} \times Q_{10}^{\frac{T-T_0}{10}}$$

(3)

式中, $q_{\text{met},0}$ 和 $\omega_{b,0}$ 分别为初始状态下的组织代谢热和血液灌注率,各部分组织的取值<sup>[11]</sup>在表2中进行展示; $Q_{10}$ 为变化因子,为2.0~3.0,此处取2.5<sup>[16]</sup>;  $T_0$ 为系统热平衡时的温度,此处为37℃。

表2 组织血液灌注率及代谢热

Tab.2 Tissue blood perfusion rate and metabolic heat

组织	$\omega_{b,0}/\text{s}^{-1}$	$q_{\text{met},0}/\text{W}\cdot\text{m}^{-3}$
皮肤	$1.44\times10^{-3}$	368
脂肪	$3.60\times10^{-6}$	58
肌肉	$3.60\times10^{-6}$	684

在整个冷冻溶脂的过程中,不同的温度刺激对人体产生的影响结果存在差异,人体皮肤温度降低可以使人体的痛觉变弱,当温度降至7℃时皮肤会出现麻木感,0℃时完全麻木,-5℃血管会存在热损伤,-10℃皮肤组织坏死,-20℃所有组织坏死<sup>[8]</sup>,因此过低的温度不利于人体健康,但为了杀死更多的脂肪,在避免组织损伤且达到更高的溶脂效率,现有技术研制出了专用于冷冻溶脂的治疗防冻膜贴敷至治疗皮肤表面,随着脂肪组织一起被装备吸起,治疗的过程中保护皮肤不被冻伤,同样可以使人体能承受的治疗温度降低至-10℃左右<sup>[8]</sup>。

虽然临床上已经存在冷冻溶脂手术的案例,但有关于冷冻溶脂具体的温度损伤机制和炎症产生机制尚不明确,现有临床数据表明冷冻溶脂的脂肪组织温度降至10.4℃<sup>[17-18]</sup>或5℃<sup>[1,3]</sup>时会引发脂肪细胞

凋亡,进而产生炎症反应,机体便会启动脂肪消除机制,也有研究者表明脂肪细胞的温度达到2、0和-2℃<sup>[19]</sup>时出现细胞坏死被机体免疫系统清除,现有数据表明的损伤温度上限不够统一。

参考上述数据,并结合目前临床治疗温度多为5℃以及零下温度的情况。模拟假定10、5、2℃3个温度定义为溶脂温度,确定模拟的制冷温度为5、2、0℃。冷冻溶脂单次治疗时间多为40~60 min<sup>[19-20]</sup>,过长的降温时间可能使人体感到不适。因此模拟降温时间为40 min。

1.3 网格独立性验证

现今临床评估冷冻溶脂效果主要以脂肪厚度减少的占比为评估指标,为了获得该模型结构的冷冻降温影响效果,研究采用下式评估受低温影响的脂肪厚度占比:

$$\delta_i = \frac{n_i V}{NS} \times 100\%$$

(4)

式中, $\delta_i$ 为厚度占比,%; $n_i$ 为达到影响温度以下的节点数,个; $N$ 为网格总节点数,个; $V$ 为体积, $\text{mm}^3$ ;  $S$ 为制冷面积, $\text{mm}^2$ 。

由于模型划分的节点数受划分的网格数影响,为了更加准确地预估影响体积占比,对模型进行了网格独立性分析,筛选并采用合适的网格数,采用的冷冻温度为5℃,溶脂温度为10℃,划分的所有网格都为自由四面体网格且尺寸大小相同,分析结果如图2所示。如图2所示,网格数量对于预估降温厚度占比存在影响,随着网格数量的增加,当达到100万网格后,厚度占比的变化趋于平缓,虽然最大差值较小仅为0.6%,但为了获得更精确的结果,预估更好的降温效果,模拟采用100万左右的网格数量进行仿真计算。

2 仿真结果及分析

2.1 冷冻溶脂降温效果



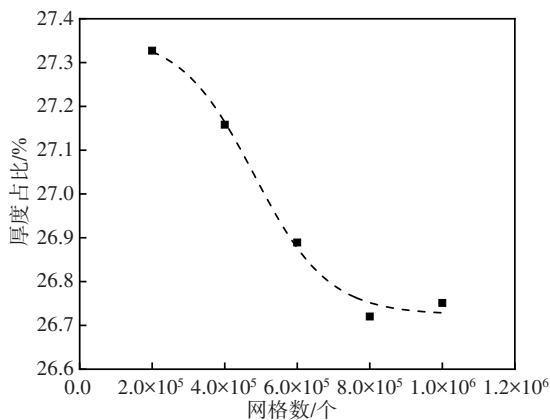


图2 网格独立性验证结果  
Fig.2 Grid independence verification results

由于现有研究对于冷冻溶脂影响温度上限的说明不完全统一,模拟选定10、5、2℃3个温度为溶脂温度并确定模拟制冷温度为5、2、0℃,模拟治疗时间为40 min。图3中展示了制冷温度为5℃时,脂肪组织不同截面的温度场分布云图。

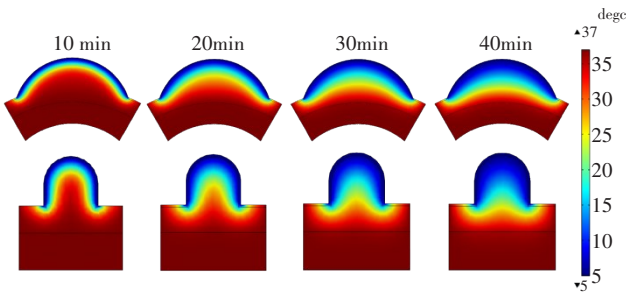
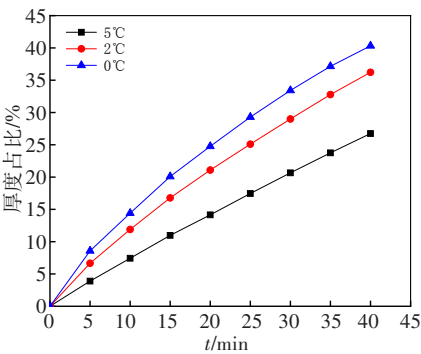
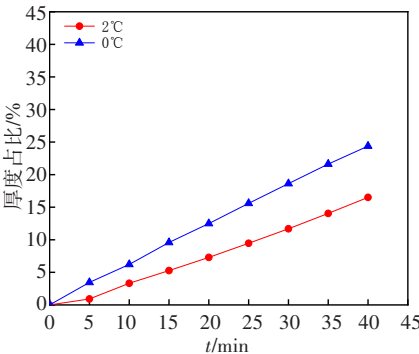


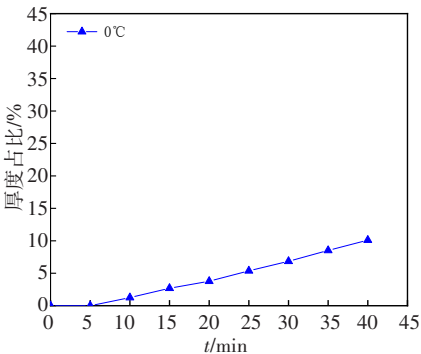
图3 5℃温度场分布  
Fig.3 Temperature field distribution at 5℃



a: 10℃以下的脂肪厚度占比



b: 5℃以下的脂肪厚度占比



c: 2℃以下的脂肪厚度占比

图4 不同影响温度下脂肪降温效果  
Fig.4 Fat cooling results at different influencing temperatures

关于冷冻溶脂的效果,临床上通常是在治疗后2~6个月之内的不同时间点进行评估,将模拟40 min时的降温效果与临床减脂效果<sup>[21]</sup>进行对比。对比结果如表3所示,仿真模拟的脂肪降温效果与临床6个

月的减脂效果较为一致,因此,模拟结果对于预估临床治疗效果具有一定的参考意义。

2.2 热源对降温效果的影响

由 Pennes 方程可知,血液灌注热和新陈代谢热

在图3中,从模型的两个不同截面分别展示10、20、30、40 min时的温度场分布。被吸起的脂肪温度逐渐降低,10℃等温面的深度随着时间的发展逐渐加深,在40 min时达到最大深度,吸起的脂肪大部分处于10℃以下的温度。相同溶脂温度不同制冷温度下模拟的降温结果如图4所示。

由图4可知,随着制冷时间的增长,受低温影响的脂肪厚度占比逐渐增大,且制冷温度越低,影响的脂肪厚度增大的更快更多。在最终的40 min时比较制冷温度对于降温效果的影响发现,若以10℃为溶脂温度,制冷温度为0℃的脂肪厚度占比分别要比制冷温度为2℃和5℃时的脂肪厚度增加4.01%和13.58%,而该溶脂温度下脂肪厚度占比最大值为40.32%,最小值为26.74%。以5℃为溶脂温度,制冷温度为0℃的脂肪厚度占比比制冷温度为2℃时的脂肪厚度增加7.87%,该影响温度下的脂肪厚度占比最大值为24.38%,最小值为16.51%。以2℃为溶脂温度时,只存在制冷温度为0℃的一种工况,最终的脂肪厚度占比为10.11%。

目前,10℃以及5℃都是已知的可以使脂肪细胞产生炎症从而被消除的温度,而导致脂肪细胞坏死的2℃条件温度过低,若想使更多的脂肪细胞因坏死而达到减脂目的,理论上则需要使用比0℃更低的制冷温度,提高治疗温差才能获得较高的治疗效果,但也需要考虑到治疗过程中低温对人体的损害。由图4还可以发现,在40 min时脂肪区域的受影响占比并没有趋于稳定,呈上升趋势,若想再次提高冷冻溶脂的降温效果,后续是否再进行降温,应当根据患者自身的舒适度感觉而决定。

表3 仿真减脂效果与临床减脂效果对比  
Tab.3 Comparison of simulated cooling effect and clinical effect

类型	减脂效果
仿真结果	10.11%~40.32%
临床减脂	11.5%~26.3%(2个月), 10.7%~37.5%(6个月)

做为人体的热源,在模拟治疗中是不可或缺的一部分,先前的模拟假定所有区域都存在血液灌注以及代谢热,但现有研究表明皮肤以及脂肪内的代谢热对脂肪冷冻降温结果影响较小<sup>[8, 13]</sup>。因此,本文只对治疗区域内无血液灌注率的工况进行模拟,降温结果以制冷温度为0℃时影响脂肪的厚度占比在图5中展示。由图5可知,在无血液灌注的工况下,受低温影响的脂肪厚度占比几乎没有变化,这是由于皮肤部分的体积较小,且受到低温的影响,血液灌注率也会降低。脂肪区域内本文采用的血液灌注率较小,且随温度的下降也会降低,因此皮肤以及脂肪区域内的产热量对降温过程的影响很小。

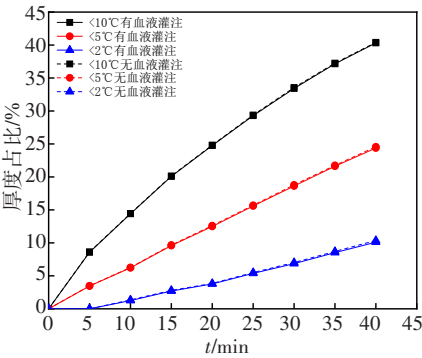


图5 热源对脂肪厚度占比的影响结果  
Fig.5 Effect of heat source on the proportion of fat thickness

但参考现有关于人体模拟以及冷冻溶脂的研究,皮肤设定的血液灌注率的数量级基本相同,不存在大差异,但脂肪的血液灌注率存在较大差异,本文脂肪血液灌注率初始值设定为 $3.6\times10^{-6}\text{ s}^{-1}$ <sup>[11]</sup>,其他研究设定还有 $1.25\times10^{-3}\text{ s}^{-1}$ <sup>[22]</sup>、 $4.2\times10^{-4}\text{ s}^{-1}$ <sup>[23]</sup>等,但设定的脂肪层血液灌注率不会大于皮肤层血液灌注率,为了对比不同血液灌注率对降温效果的影响,因此改变脂肪血液灌注率,以皮肤血液灌注率 $1.44\times10^{-3}\text{ s}^{-1}$ 为基准,减小10倍、100倍、1 000倍分别输入到脂肪层的参数设定,来比较不同数量级的血液灌注率对于降温结果的影响,模拟结果如图6所示。

由图6可知,将脂肪层的血液灌注率设定为 $1.44\times10^{-3}\text{ s}^{-1}$ 时,40 min的降温厚度占比最低,当血液灌注率缩小10倍后,脂肪降温厚度占比明显有所增

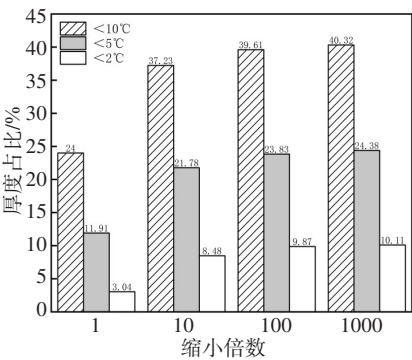


图6 不同血液灌注率下降温效果  
Fig.6 Cooling effect at different blood perfusion rates

加,10、5、2℃溶脂温度下分别提升的百分比有13.23%、9.87%、5.44%。但血液灌注率缩小10倍、100倍、1 000倍的厚度占比的差异较小,差异最大仅为3.09%、2.60%、0.24%。因此,脂肪区域内的血液灌注率小于 $1.44\times10^{-4}\text{ s}^{-1}$ 时,对于降温效果的影响较小,而当脂肪区域内的血液灌注率大于 $1.44\times10^{-4}\text{ s}^{-1}$ 时,需要考虑到血液灌注对于降温效果的影响,但在制冷过程中,由于负压吸引会对皮肤和脂肪组织产生一定的挤压,皮肤及脂肪组织可能存在缺血情况,血液灌注率也会存在一定程度的下降,因此,合理预估某一冷冻溶脂装备的降温效果应介于有无血液灌注率两种工况之间。

3 实验方法及结果

3.1 实验方法

该实验目的是研究实际情况下冷冻溶脂装备的降温效果,以及验证模型模拟的准确性。冷冻溶脂模型的验证主要是通过在脂肪内部布置温度测点来监控脂肪内部温度变化,模型温度测点如图7所示,检测皮下5、10、15 mm深度处的温度。

出于伦理问题的考虑,不能直接在人体上进行有创实验,且由于前文内设定的血液灌注率以及代

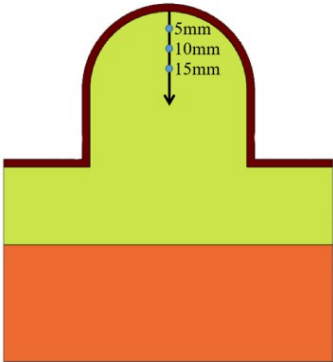


图7 温度测点布置  
Fig.7 Layout of temperature measuring points

谢热均对治疗区域内的低温降温效果影响较小,因此在不考虑血液灌注率以及代谢热的影响下采用离体猪肉作为实验材料,对于模型的降温效果进行验证,常温下,猪的热物性参数<sup>[24-27]</sup>如表4所示。

表4 猪组织热物性参数  
Tab.4 Thermophysical parameters of pig tissue

组织	$\rho/\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$	$C_p/\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$	$k/\text{W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$
猪皮肤	1 150	3 300	0.258
猪脂肪	911	2 800	0.239
猪瘦肉	196	3 153	0.461

为了降低实验误差,较为详细地验证模拟的准确性,实验选择3个工作温度:5、2、0℃进行测量。每个温度下选择3块不同猪肉进行测定,猪肉脂肪层

厚度为15~20 mm。猪肉模型底面温度为恒定21℃,除了制冷界面其余边界面接触空气,空气对流换热系数 $h$ 设置为 $10\text{ W}/(\text{m}^2\cdot\text{K})$ ,空气温度 $T_{\text{air}}$ 为室温25℃,猪肉初始温度为21℃。

3.2 实验结果分析

实验结果与模拟结果对比如图8所示。由图8可知,越深层的温度测点的降温速率越小,并随着降温时间的增加,各个测点的降温速率也逐渐变小。模拟值温度变化与实验值降低速率在前20 min内较为一致,但在20 min后模拟值的温度降低速度要大于实验值,在40 min结束降温时,各个深度的测点实验值普遍高于模拟值温度,温差范围为1~2℃。产生温差的可能原因有:①由于模型模拟条件较为理想,而实际猪肉对于环境温度更为敏感;②实际装备制冷时的装备制冷面温度分布不够均匀导致制冷效果减弱。

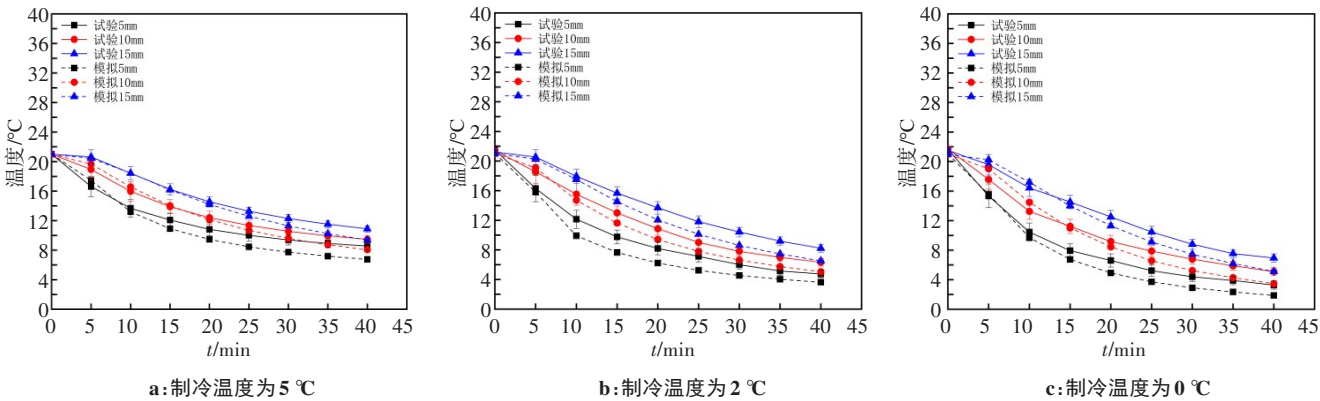


图8 实验值与模拟值比较

Fig.8 Comparison of experimental and simulation results

4 结论

本研究依据负压吸引式冷冻溶脂结构建立人体腹部溶脂模型,通过数值模拟的方法研究了不同溶脂温度、血流灌注率对冷冻溶脂降温效果的影响,并对模型的准确性进行验证,为临床预估冷冻溶脂降温效果提供理论依据,减少临床研究设备溶脂效率的实验成本。但鉴于国内现有关于冷冻溶脂的研究较少,有关于冷冻溶脂具体的温度响应机制还需进行深入探究,主要集中于探究低温对于人体脂肪微观层面的影响。

【参考文献】

[1] 于璐, 祁佳良. 冷冻溶脂研究进展[J]. 中国美容整形外科杂志, 2017, 28(8): 508-510.  
YU L, QI Z L. Research progress of cryolipolysis[J]. Chinese Journal of Aesthetic and Plastic Surgery, 2017, 28(8): 508-510.

[2] 李丽, 向海炼, 杨文斌, 等. 脂肪堆积治疗进展[J]. 中国激光医学杂志, 2018, 27(3): 232-238.  
LI L, XIANG H L, YANG W B, et al. Progress in fat removal therapies [J]. Chinese Journal of Laser Medicine & Surgery, 2018, 27(3): 232-238.

[3] 陈曦, 杜太超, 孙玉萍, 等. 冷冻溶脂新进展[J]. 中华医学美容杂志, 2016, 22(4): 253-255.  
CHEN X, DU T C, SUN Y P, et al. New progress in cryolipolysis[J]. Chinese Journal of Medical Aesthetics and Cosmetology, 2016, 22(4): 253-255.

[4] MANSTEIN D, LAUBACH H, WATANABE K, et al. Selective cryolysis: a novel method of non-invasive fat removal[J]. Lasers Surg Med, 2008, 40(9): 595-604.

[5] LEE S J, JANG H W, KIM H, et al. Non-invasive cryolipolysis to reduce subcutaneous fat in the arms[J]. J Cosmet Laser Ther, 2016, 18(3): 1-14.

[6] ZELICKSON B, EGBERT B M, PRECIADO J, et al. Cryolipolysis for noninvasive fat cell destruction: initial results from a pig model[J]. Dermatol Surg, 2009, 35(10): 1462-1470.

[7] 王烁, 高琳, 代丹, 等. 冷冻溶脂术后90例患者寒性症状回顾性研究[J]. 中国中西医结合皮肤性病学杂志, 2018, 17(5): 443-445.

- WANG S, GAO L, DAI D, et al. Retrospective study on cold symptoms of 90 patients after cryolipolysis[J]. Chinese Journal of Dermatovenereology of Integrated Traditional and Western Medicine, 2018, 17(5): 443-445.
- [8] VIERA-MÁRMOL G, VILLENA J. New cooltech define® cryoadipolysis applicators: a scientific and comparative study with cooltech® applicators[J]. Eurasian J Med Investig, 2019, 3(2): 85-94.
- [9] 唐元梁. 基于多尺度建模的人体热调节特性计算机模拟[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2014.
- TANG Y L. Computational simulation on human thermal regulation based on a multi-scale model[D]. Hefei: University of Science and Technology of China, 2014.
- [10] 王惠琴. 腹部脂肪厚度与注射胰岛素后最佳进餐时间关系的研究[J]. 护理研究, 2010, 24(8): 2027-2028.
- WANG H Q. Study on relationship between abdominal fat thickness and the optimal meal time after injecting insulin[J]. Chinese Nursing Research, 2010, 24(8): 2027-2028.
- [11] DUSAN F, LOMAS K J, MARTIN S. A computer model of human thermoregulation for a wide range of environmental conditions: the passive system[J]. J Basic Appl Physiol, 1999, 87(5): 1957-1972.
- [12] 熊先胤. 基于颅脑三维重建结构模型的选择性亚低温治疗温度预测方法[D]. 杭州: 浙江大学, 2016.
- XIONG X Y. Temperature prediction for selective brain hypothermia based on 3D-reconstruction brain model[D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2016.
- [13] NICOLE R, JAZMIN K, YASMEEN M, et al. Cool-sculpting: optimizing total fat loss during cryolipolysis[D]. New York: Cornell University, 2018.
- [14] CHOI Y H. Effects of temperature and composition on the thermal conductivity and thermal diffusivity of some food components[J]. Korean J Food Sci Technol, 1986, 18(5): 83-92.
- [15] FORBES R M, COOPER A R, MITCHELL H H. Composition of adult human body as determined by chemical analysis[J]. J Biol Chem, 1953, 203(1): 359-366.
- [16] MARK B, VICTORIA T, CHRIS M. Thermal modelling of controlled scalp hypothermia using a thermoelectric cooling cap[J]. J Therm Biol, 2018, 76: 8-20.
- [17] PINTO H, ARREDONDO E, RICART-JANÉ D. Evaluation of adipocytic changes after a simil-lipocryolysis stimulus[J]. Cryoletters, 2013, 34(1): 100-105.
- [18] PINTO H R, GARCIACRUZ E, MELAMED G E. A study to evaluate the action of lipocryolysis[J]. Cryo Letters, 2012, 33(3): 177.
- [19] SASAKI G H, ABELEV N, TEVEZ-ORTIZ A. Noninvasive selective cryolipolysis and reperfusion recovery for localized natural fat reduction and contouring[J]. Aesthet Surg J, 2014, 34(3): 420-431.
- [20] KILMER S L, BURNS A J, ZELICKSON B D. Safety and efficacy of cryolipolysis for non-invasive reduction of submental fat[J]. Lasers Surg Med, 2016, 48(1): 3-13.
- [21] COLEMAN S R, SACHDEVA K, EGBERT B M, et al. Clinical efficacy of noninvasive cryolipolysis and its effects on peripheral nerves[J]. Aesthet Plast Surg, 2009, 33(4): 482-488.
- [22] JIANG S C, MA N, WANG S S, et al. Analysis of skin heat transfer and prediction of skin burn subjected to a hot water film[J]. Space Med Med Eng, 2003, 16(6): 400-404.
- [23] WILLIAMS L R, LEGGETT R W. Reference values for resting blood flow to organs of man[J]. Clin Phys Physiol Meas, 1989, 10(3): 187-217.
- [24] QIU P F, ZHANG S Y, SHUI X J. Photoacoustic study of thermal properties of biological tissues detected by PVDF film transducer[J]. Eur Phys J Spec Top, 2008, 153(1): 487-490.
- [25] 荣玉珊, 胡萍. 肉的热物性数据[J]. 肉类工业, 1996(2): 42-43.
- RONG Y S, HU P. Thermal property data of meat[J]. Meat Industry, 1996(2): 42-43.
- [26] XU F, WANG P F, LIN M, et al. Quantification and the underlying mechanism of skin thermal damage: a review[J]. J Mech Med Biol, 2010, 10(3): 373-400.
- [27] MORLEY M J, FURSEY G A. The apparent specific heat and enthalpy of fatty tissue during cooling[J]. Int J Food Sci Technol, 2007, 23(5): 467-477.

(编辑:陈丽霞)