

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2016.10.011

医学影像物理

一种基于图像匹配的微波热疗方法

杜永兴,桑路路,秦岭,李宝山

内蒙古科技大学信息工程学院,内蒙古 包头 014010

【摘要】目的:在治疗肿瘤时,可以达到在杀死肿瘤细胞的同时减少微波热疗对正常组织损伤。**方法:**通过对肿瘤CT图像特征值的提取匹配找出与肿瘤图像最相近的阵列天线比吸收率图,然后根据比吸收率图来确定微波热疗中需要使用的阵列天线的组合参数。**结果:**经过图像匹配后的肿瘤热疗区域超出肿瘤CT图像区域达到2%,证实微波能量大部分被控制在肿瘤区域。**结论:**本方法可以将微波热疗中能量有效地集中作用在肿瘤靶区,使得正常组织尽量不受到微波能量的辐射。

【关键词】肿瘤;微波热疗;图像处理;图像匹配;特征匹配

【中图分类号】R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2016)10-1026-04

Microwave hyperthermia method based on image matching

DU Yong-xing, SANG Lu-lu, QIN Ling, LI Bao-shan

School of Information Engineering, Inner Mongolia University of Science and Technology, Baotou 014010, China

Abstract: Objective To reduce the injury to the normal tissue while killing tumor cells in the treatment of tumor by using microwave hyperthermia method. **Methods** The specific absorption rate (SAR) image which was most similar with the tumor image was found out by the extraction and matching of the eigenvalue of tumor CT image. And the combination parameters of the best antenna array in the microwave hyperthermia were determined by the SAR image. **Results** After the image matching, the tumor hyperthermia region beyond the tumor CT image area of 2%, verified that the most of the microwave energy was controlled in the tumor volume. **Conclusion** The microwave hyperthermia method can effectively concentrate the energy of microwave hyperthermia in the tumor target volume to make sure the influence of the radiation of the microwave energy on the normal tissue is minimal.

Key words: tumor; microwave hyperthermia; image processing; image matching; feature matching

前言

热疗作为治疗癌症的一种方法,在20世纪60年代后在全球范围内得到迅速发展^[1-2]。在热疗中,微波热疗因为对肿瘤组织加热效果明显及副作用小被广泛应用于各种癌症治疗中。国际上对微波热疗的

研究也有大幅进展,从微波天线辐射器材料的应用改进^[3]、微波天线辐射器形状的设计改进^[4-6]及其辐射阵列聚焦算法的设计^[7-8]、微波热疗温度检测跟踪算法的改进^[9-10]都能使微波热疗在肿瘤治疗中得到更好的效果。然而由于微波热疗时,热剂量控制困难,肿瘤组织的形状大小不一,所以在热疗时通常会伤及肿瘤细胞周围的正常组织。能有效杀死肿瘤组织的同时,将正常组织损伤降到最低,是微波热疗亟待解决的问题。

1 方法

本文提出一种图像匹配方法,是在拥有前人研究设计的不同类型微波天线辐射器的前提下,通过

【收稿日期】2016-04-24

【基金项目】国家自然科学基金(61301073,61501266)

【作者简介】杜永兴,男,副教授,博士,研究方向:微波技术与天线及数字信号处理等, E-mail: dyxql@imust.edu.cn; 桑路路,男,硕士研究生,研究方向:微波热疗天线, E-mail: sanglulu366@163.com; 李宝山,男,教授,硕士,研究方向:射频识别系统及其应用, E-mail: libaoshan@imust.edu.cn

【通信作者】秦岭,女,副教授,硕士,研究方向:无线通信系统, E-mail: qinling1979@imust.edu.cn

使用 Ansoft HFSS 电磁仿真软件可以仿真获取这些天线辐射器的比吸收率 (Specific Absorption Rate, SAR) 图像, 建立拥有大量 SAR 图像的 SAR 图库。通过对肿瘤 CT 图像进行处理并提取特征匹配搜索, 在经过预处理的微波辐射天线 SAR 图库中寻找出与之相符合的 SAR 图像, 并根据 SAR 图像的参数标注, 找出最合适对 CT 图像的肿瘤进行热疗的天线参数组合, 以求达到杀死肿瘤组织的同时, 将正常组织损伤降到最低的目。

SAR 称为电磁波吸收比值或比吸收率, 其定义为电磁能量被人体所吸收的比率, 由于 SAR 与生物吸收电磁能量所产生的温度上升 ΔT 的关系可表示为:

$$SAR = 4\,186C \frac{\Delta T}{t} \tag{1}$$

其中, C 为组织的比热, 单位为 $\text{kcal}/(\text{kg} \cdot ^\circ\text{C})$; ΔT 为组织的温升, 单位为 $^\circ\text{C}$; t 为加热时间, 单位为 s ; $4\,186$ 为常数 (热功率当量, 单位 J/kcal)^[11]。SAR 图可以对天线通过仿真所得, 可以近似代表着人体组织吸收电磁能量后温度上升图, 来匹配肿瘤 CT 图像^[12]。

2 图像处理过程

由于肿瘤 CT 图像是由 CT 扫描并经过边缘分割得到, 而天线 SAR 图像则是由天线仿真工具仿真所得, 图像的来源和属性各不相同^[13-15]。因此, 在匹配搜索前需要对 SAR 图像和 CT 图像进行预处理, 以满足后续图像匹配操作需求。

在图像处理过程中, 所有 SAR 图和 CT 图像都需先进行图像二值化处理, 将图像信息变得简单容易提取, 从而可以提高图像匹配效率, 减少误差。

2.1 图像预处理过程

(1) 首先对所有 SAR 图像和 CT 图像进行二值化处理, 将原有的图像大部分信息一律转化为二值化, 减少图像中不必要的信息。

(2) 将生成的二值图像进行灰度填充, 以避免边界或边界内部可能存在的“空洞”, 对图像进行均值滤波来消除图像的噪声。

(3) 对图像轮廓进行边缘检测, 由于图像噪声已经过处理, 所以罗伯特 (Roberts) 边缘算法就能够满足本方法的使用, 其计算公式表示为:

$$G[f(x,y)] = \{[\sqrt{f(x,y)} - \sqrt{f(x+1,y+1)}]^2 + [\sqrt{f(x+1,y)} - \sqrt{f(x,y+1)}]^2\}^{\frac{1}{2}} \tag{2}$$

(4) 对已提取出的图像进行描述, 采用的是最小周长多边形的多边形近似方法, 通过其描述后的图像能够比较精确地提取图像匹配所需要的各种特征值。

2.2 图像匹配搜索

本文使用的是基于特征点的图像匹配算法。由于图像灰度相对比较简单, 而匹配所需的图像是基于图像形状的, 需要图像周长、重心和面积等特征点来计算。所以基于特征匹配点的方法相对于基于像素灰度的方法更胜一筹。

匹配方法选择的是面特征匹配。因为所得到的图像, 并不是对同一物体不同角度、不同时间或不同传感器所得到的图像。一种是肿瘤 CT 图像, 一种是肿瘤细胞吸收了微波天线辐射的能量而温度上升所绘出的 SAR 图。能把两者联系起来的就只有线特征、面特征。但考虑到面特征更精准, 且在图像预处理的过程中还有线特征的提取 (边界检测和提取), 就选择了提取二值轮廓 (面特征) 作为两者配准的基元。

2.2.1 特征点提取 特征提取和表达技术共同的目的是能够较好地表达目标区域的主要特征和属性。这些共有的特征和属性可以用来识别物体、物品分类、定位、匹配融合等。从数学角度, 可以把二值图像定义为函数 $O_i(x,y)$ ($i>0$, 表示第 i 个目标区域的编号):

$$O_i(x,y) = \begin{cases} 1 & f(x,y) \in O_i \\ 0 & \text{other} \end{cases} \tag{3}$$

匹配中用到的特征参数为区域面积、宽高比、偏心率、周长、重心。假设图像中目标区域的像素坐标为 (x_i, y_i) ($i=0, 1, \dots, M-1; j=0, 1, \dots, N-1$), 则 $f(x,y)$ 就代表着图像中的像函数。

(1) 区域面积: 面积表示区域大小, 是目标区域的一个基本特征。对于一幅图像 $f(x,y)$, 将其经过二值化转换后, 像素为 1 (白色) 的部分就是目标区域, 其他部分为 0 (黑色)。则图像第 i 个区域的面积可由下列像素测量表示面积:

$$A = \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} O_i(x,y) \tag{4}$$

(2) 重心位置: 在二值图像中, 物体的位置也就是物体的重心就是提取图像的轮廓面积的中心。因二值图像的质量分布是均匀的, 故中心和重心重合。所以中心 (重心) 的计算公式可用下式表示:

$$\begin{aligned} \bar{x}_i &= \frac{1}{A} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} x O_i(x,y) \\ \bar{y}_i &= \frac{1}{A} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} y O_i(x,y) \end{aligned} \tag{5}$$

其中, 坐标 (\bar{x}_i, \bar{y}_i) 表示重心的坐标。

(3) 偏心率: 一个目标的偏心率就等于目标长轴和短轴的比值。

(4) 周长: 区域的边界长度就是二值区域的周长, 周长用来区别物体的复杂程度很有用。用链码

或隙码把边界表示出来,计算链码或隙码之间的距离,其次把边界在像素意义上所占的面积视为边界周长。

(5)宽高比(AR):AR是一个跟目标围盒的维数相联系的测度。若 (x_{\max}, y_{\max}) 和 (x_{\min}, y_{\min}) 分别表示一个目标区域围盒的左上和右下坐标,它的定义就表示为:

$$AR = \frac{x_{\max} - x_{\min} + 1}{y_{\max} - y_{\min} + 1}$$

(6)

2.2.2 图像匹配搜索过程 (1)本方法首先提取所有的SAR图像的相关特征的特征值形成样本特征库,初始特征只有以上(区域面积、重心位置、偏心率、周长和宽高比)5个,特征库所包含的图像数量不小于15个,满足特征匹配的初始要求;(2)将肿瘤CT图像提取出的特征值输入SAR样本特征库,通过在样本特征库中的搜索匹配,选出最相似的SAR图,其原理是设特征库内有 M 个SAR图像 (X_1, X_2, \cdots, X_i) (X_1, X_2, \cdots, X_i) ,每个SAR图像信息包含5个特征:

$$X_i = (X_{i1}, X_{i2}, X_{i3}, X_{i4}, X_{i5})$$

(7)

对于肿瘤CT图像 X ,有

$$X = (X_1, X_2, X_3, X_4, X_5)$$

(8)

计算距离 $d(X_i, X)$,若存在某个 i ,使 $d(X_i, X) < d(X_j, X), j = 1, 2, \cdots, M, i \neq j$,即得到某个SAR图像最相近,则选出此相近的SAR图像。

具体判别时, X, X_i 两个图像之间的特征值距离可

以用 $\left| \frac{X - X_i}{X} \right|^2$ 表示,即

$$S(X, X_i) = \left| \frac{X - X_i}{X} \right|^2$$

(9)

$$d(X_i, X) = \sqrt{\sum_{i=1}^5 S(X_i, X)}$$

(10)

3 结果

理想条件下,先将原始的肿瘤CT图像(图1)输入图像处理程序,经过二值化处理图像并滤波,提取

边缘后得到经过处理的肿瘤CT图像(图2),并得到其相应的特征值(区域面积、重心位置、偏心率、周长、宽高比)数据(表1)。

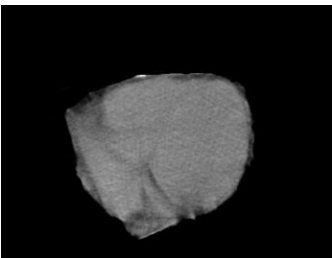


图1 肿瘤CT图像
Fig.1 Tumor CT image

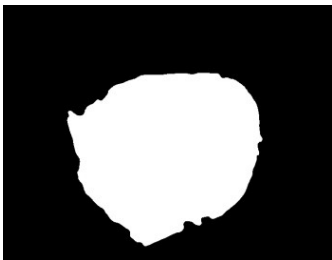


图2 经过处理后的肿瘤图像
Fig.2 Processed tumor CT image

将特征值数据输入图像匹配搜索程序,计算过程中面积和重心位置采用比值换算再相减,最终采用阈值0.5,可以搜索得到与之相匹配的SAR图像(图3和图4),并得到其对应的参数(表1)。采用阈值0.2可以选出与肿瘤图像最相近的SAR图是图像SAR1,然后通过SAR图像的标注可以得知其对应的天线及其相应的调整参数。理论上热疗天线通过调节天线频率、辐射功率大小、阵列天线的数量和天线之间的相位角就可以得到任意形状的SAR轮廓图,也即可以得到与任意肿瘤图像相同的SAR图。

通过建立微波体模实验可得出图像SAR1相对

表1 肿瘤CT与SAR图的特征参数
Tab.1 Parameter of SAR image and CT image

Image	Area	Centroid	Eccentricity	Perimeter	Aspect ratio
CT	113 157	357.46, 319.04	0.534	1.306 0	415/351
SAR1	115 020	324.62, 302.35	0.531	1.201 0	391/334
SAR2	125 563	288.62, 245.35	0.495	1.412 5	371/323

SAR: Specific absorption rate

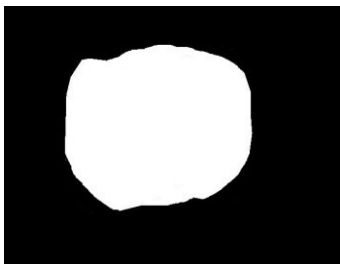


图3 匹配搜索出的图像SAR1
Fig.3 SAR1 image searched by matching

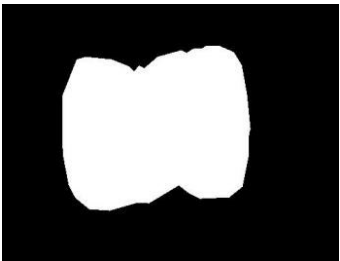


图4 匹配搜索出的图像SAR2
Fig.4 SAR2 image searched by matching

应参数的天线辐射出的温度图见图5,混入热变色材料 NCC-TM 的体模会因为温度的变化而变化,在 37℃下显紫色,37~42℃为橙色,42℃以上为粉白色^[16]。通过实验所得图像可以看到在相应 SAR 区域内,温度差比较明显,足以说明微波能量比较集中(图6)。

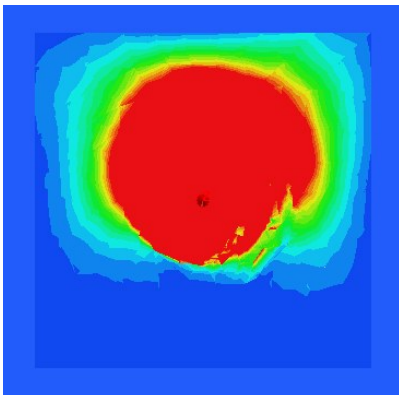


图5 图像SAR1的原型图
Fig.5 Prototype of SAR1 image

在微波热疗中,现有的文献资料大多都从天线的优化设计和天线聚焦等角度来控制对肿瘤靶区能量的辐射。本文则是从温度场与肿瘤CT图像匹配入手,减少微波热疗时对正常组织的损伤。由于目前采集的图像仅基于二维肿瘤CT图像,接下来将在三维CT图像中进行处理匹配,以获得更佳的效果。



图6 图像SAR1的体模实验图
Fig.6 Experimental image of SAR1 image

通过对肿瘤CT图像的匹配来确定天线参数是完全可以达到减少损伤正常细胞组织的目的,在治疗中,可以根据不同治疗阶段肿瘤CT影像设定相对应的参数方案来保证热疗的杀灭肿瘤细胞的效果。

【参考文献】

[1] 李鼎九. 肿瘤热疗的理论与临床[M]. 郑州: 郑州大学出版社, 2010.
LI D J. The theoretical and clinical of tumor hyperthermia [M]. Zhengzhou: Zhengzhou University Press, 2010.

[2] 李芳, 孔凡志, 李旭忠, 等. 热疗对胃癌细胞株化疗敏感性的影响[J]. 中国临床医学, 2014, 21(3): 254-258.
LI F, KONG F Z, LI X Z, et al. Effect of hyperthermia on the chemotherapy sensitivity of gastric cancer cell line [J]. Chinese Journal of Clinical Medicine, 2014, 21(3): 254-258.

[3] MCKINZIE W E, NAIR D M, THRASHER B A, et al. 60 GHz patch antenna in LTCC with an integrated EBG structure for antenna pattern improvements[R]//IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium. New York: IEEE, 2014: 1766-1767.

[4] LUYEN H, HAGNESS S C, BEHDAD N. A balun-free coax-fed helical antenna for minimally invasive microwave ablation[R]//IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium. New York: IEEE, 2014: 1185-1186.

[5] CHAKARAVARTHI G, ARUNACHALAM K. A compact microwave patch applicator for hyperthermia treatment of cancer [R]//IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Conference Proceedings. New York: IEEE, 2014: 5320-5322.

[6] 杜永兴, 秦岭, 席晓莉, 等. 有损介入热疗的挽袖圆顶天线设计[J]. 航天医学与医学工程, 2008,21(6):529-532.
DU Y X, QIN L, XI X L, et al. Design of chock-vault antenna for injurious interventional thermotherapy [J]. Space Medicine & Medica Engineering, 2008, 21(6): 529-532.

[7] BELLIZZI G, BUCCI O M. Blind focusing in microwave hyperthermia by target contrast variation [R]//Proceedings of the European Conference on Antennas and Propagation. New York: IEEE, 2014: 1471-1473.

[8] MERUNKA I, FISER O, VOJACKOVA L, et al. Array of balanced antipodal vivaldi antennas used for microwave hyperthermia treatment of neck cancer [R]//24th International Conference Radioelektronika. 2014.

(下转第 1050 页)