

文章编号: 1671-7449(2024)03-0308-07

光源探测器阵列密度对近红外漫射光 相关断层成像的影响

张睿芝, 桂志国, 尚禹*

(中北大学 省部共建动态测试技术国家重点实验室, 山西 太原 030051)

摘要: 近红外漫射光相关断层成像技术(Diffuse Correlation Tomography, DCT)是一种乳腺微血管血流成像的新技术,但成像的空间分辨率不足,高密度光源探测器(Source and Detector, S-D)阵列的布置方式是否可以有效提高DCT空间分辨率目前尚不清楚。为了研究S-D阵列密度对于DCT血流重建图像空间分辨率的影响,设计了3种S-D阵列,密度分别为24、48和96。结合蒙特卡洛仿真和DCT血流图像重建方法,研究了S-D阵列对于2种含有高血流异质物(模拟乳腺恶性肿瘤)的乳腺组织血流重建效果的影响。结果表明,高密度的S-D阵列交错排布可以提高DCT血流重建的空间分辨率,可提升临床早期筛查时乳腺恶性肿瘤成像的精确性和稳定性。

关键词: 近红外漫射光相关断层成像; 光源探测器阵列密度; 血流成像; 图像重建; 空间分辨率

中图分类号: R318.6; R197.39 **文献标识码:** A **doi:** 10.3969/j.issn.1671-7449.2024040

引用格式: 张睿芝, 桂志国, 尚禹. 光源探测器阵列密度对近红外漫射光相关断层成像的影响[J]. 测试技术学报, 2024, 38(3): 308-314.

ZHANG Ruizhi, GUI Zhiguo, SHANG Yu. Influence of source and detector array density in near-infrared diffuse correlation tomography[J]. Journal of Test and Measurement Technology, 2024, 38(3): 308-314.

Influence of Source and Detector Array Density in Near-Infrared Diffuse Correlation Tomography

ZHANG Ruizhi, GUI Zhiguo, SHANG Yu*

(State Key Laboratory of Dynamic Measurement Technology, North University of China, Taiyuan 030051, China)

Abstract: Near-infrared diffuse correlation tomography (DCT) is a new technique for breast microvascular blood flow imaging, while the spatial resolution of imaging is insufficient. It is unclear whether the high-density source-detector (S-D) arrays can effectively improve the spatial resolution of DCT. In order to investigate the influence of S-D array density in DCT, three S-D arrays with S-D pairs of densities of 24, 48 and 96, respectively, have been designed. Through a simulation study, which combined Monte Carlo simulation and DCT blood flow image reconstruction methods, we study the effect of S-D arrays on blood flow reconstruction in breast tissue containing two types of heterogeneity (simulating breast malignancy) with high blood flow. The results show that high-density S-D arrays with overlapped arrangements can improve the spatial resolution of DCT blood flow reconstruction. Application of this study to clinical breast tumor early screening may improve the accuracy and stability of DCT for breast malignancy.

Key words: diffuse correlation tomography; source and detector array density; blood flow image; image reconstruction; spatial resolution

收稿日期: 2023-08-05

基金项目: 中北大学研究生科技立项资助项目(20221833); 山西省研究生创新资助项目(2023KY583)

作者简介: 张睿芝(1998—), 女, 博士生, 主要从事近红外漫射光血流成像技术研究。E-mail: 815356288@qq.com。

* 通信作者: 尚禹(1976—), 男, 教授, 博士生导师, 主要从事近红外光技术、医学影像和诊疗设备研究。E-mail: yushang@nuc.edu.cn。

0 引言

乳腺癌发病率位居女性恶性肿瘤首位, 严重危害女性身心健康, 早期发现、早期诊断及早期治疗是降低人群乳腺癌死亡率的关键^[1]。在乳腺肿瘤生长阶段的早期, 肿瘤增长的代谢需求依赖新生微血管的生成, 近红外漫射光相关断层成像技术(Diffuse Correlation Tomography, DCT)是一种微血流动力学的功能成像新方法^[2-4], 可以将乳腺肿瘤视为高血流异质物, 根据乳腺病变组织微血管血流高于周围正常组织来准确定位病灶所在位置, 适用于乳腺肿瘤的早期筛查^[5]。但 DCT 的图像空间分辨率不足^[6-9], 由于乳腺组织对光的吸收和散射, 重建的血流图像中高血流异质物(乳腺恶性肿瘤)所在的位置和微血管血流指数(Blood Flow Index, BFI)的大小取决于高血流异质物与相邻光源探测器(Source-Detector, S-D)之间的相对位置^[10]。DCT 高密度 S-D 阵列的布置方式是否可以有效提高空间分辨率目前尚不清楚。本文研究了 3 种不同密度 S-D 阵列排布方式对 2 种不同形状高血流异质物血流重建的效果, 验证 S-D 阵列排布的密度对于空间分辨率的影响。

1 方法

1.1 DCT 原理

在生物组织表面放置多组 S-D 传感阵列(S-D 位于组织同侧), 对某一 S-D 对传感阵列, 只对其正下方“香蕉”区域敏感(如图 1 左下方所示), 区域中的散射粒子(如红细胞)影响光子传播, 导致组织表面光斑扰动, 通过扰动可以推断出组织中

红细胞的运动状态, 实现组织微血管血流的定量计算。利用近红外长相干激光光源(785 nm)将光子入射到生物组织中, 光子在组织中经过一系列吸收和散射后沿不同传输路径逸出组织表面, 逸出光子由探测器计数并由相关器进行运算, 得到光强自相关函数(g_2), g_2 经过西格特关系计算得到光电场自相关函数(g_1), g_1 衰减率越高, 血流速度越大。每个 S-D 对收集到 1 条 g_1 曲线。NthL-DCT 算法从 g_1 曲线中提取体素中的 BFI(即布朗运动的扩散系数 αD_B), 结合 Bregman-TV 重建算法解决图像重建的不适定问题^[11], 实现生物组织的血流图像重建, DCT 原理图如图 1 所示。

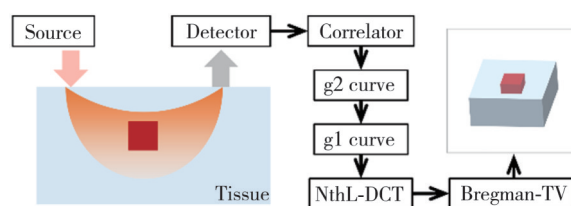


图 1 DCT 原理图

Fig. 1 Schematic diagram of DCT principle

1.2 组织模型的建立与 S-D 放置

本文采用与人体乳腺组织光学性质相同的组织模型, 如图 2(a) 所示, 建立 $8\text{ cm} \times 8\text{ cm} \times 3\text{ cm}$ 长方体组织模型, 其中组织模型体素的大小为 $5\text{ mm} \times 5\text{ mm} \times 5\text{ mm}$, 共 1 536 个体素($16 \times 16 \times 6 = 1\,536$)。体素编号 i ($i = 1, 2, \dots, 1\,536$) 与 xyz 三维空间坐标 (x, y, z) ($x, y = 1, 2, \dots, 16; z = 1, \dots, 6$), 此处 xyz 坐标的单位为体素个数)的关系为 $i = x + (y - 1) \times 16 + (z - 1) \times 16 \times 16$, 乳腺组织模型的光学特性如表 1 所示。

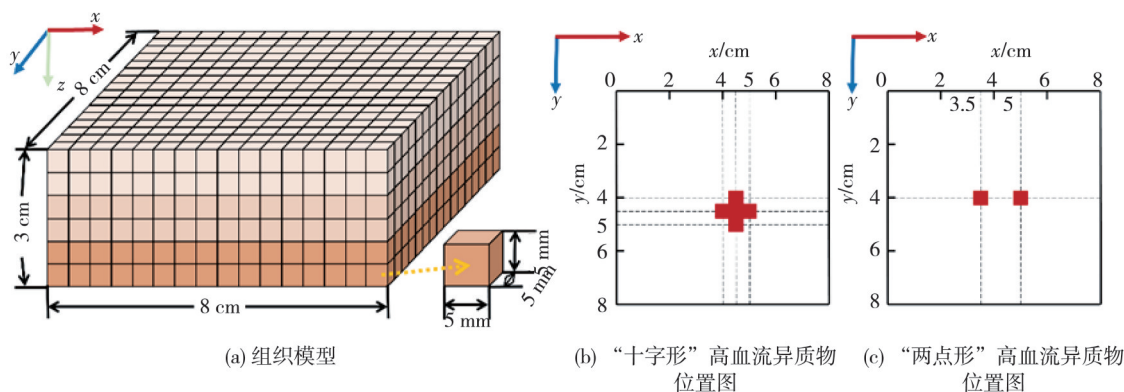


图 2 组织模型与高血流异质物位置图

Fig. 2 Tissue model and location of high blood flow heterogeneity

为了探究S-D阵列密度对血流重建效果的影响,在正常组织中设置两种血流为正常组织血流的5倍的高血流异质物,高血流异质物所在体素血流值为 $5 \times 10^{-8} \text{ cm}^2/\text{s}$,正常组织血流值为 $1 \times 10^{-8} \text{ cm}^2/\text{s}$ 。两种高血流异质物形状分别为“十字形”和“两点形”,位于组织中 $0 \text{ cm} \leq z \leq 1 \text{ cm}$ 位置,即组织体素层数第1、2层,两层中高血流异质物位置相同。“十字形”高血流异质物位置如图2(b)红色部分所示,所占体素单元每层5个,共10个;“两点形”高血流异质物位置如图2(c)红色部分所示,所占体素单元每层各2个,共4个。

表1 乳腺组织模型的光学特性

Tab. 1 The optical properties of breast tissue model

光学特性	数值
约化散射系数/ $(\mu'_s \cdot \text{cm}^{-1})$	8.0
吸收系数/ $(\mu_a \cdot \text{cm}^{-1})$	0.05
折射率 n_r	1.37
各向异性因子 g	0.9

图3为3种S-D阵列光源探测器的排布方式,3种S-D阵列都包括8组S-D阵列,但每组阵列包含S-D密度不同,其中六角星形表示光源,圆形表示探测器,S1-D到S8-D表示第1组到第8组S-D,不同组S-D通过颜色进行区分。在所覆盖组织大小相同($8 \text{ cm} \times 8 \text{ cm}$)的情况下,本文采用3种S-D阵列来研究S-D密度对血流重建效

果的影响。S-D阵列位于组织模型的上方,即 $z=0 \text{ cm}$ 处。

图3(a)(b)(c)中左上角黄色区域是以第1组S-D阵列为例呈现每组阵列中S-D对的分布,光源和探测器间的黄色短线代表S-D对。第1种排布方式见图3(a),共有24个S-D对,每组S-D包括3个S-D对,3个S-D对之间的夹角为 120° ,每对S-D中光源和探测器的距离为 2.83 cm ,探测深度约 1.4 cm 。第2种排布方式见图3(b),共有48个S-D对,每组S-D包括6个S-D对,6个S-D对之间的夹角为 60° ,光源和探测器之间的2种距离呈长短交错分布,长距离为 2.83 cm ,探测深度约 1.4 cm ,短距离为 2 cm ,探测深度约 1 cm 。第3种排布方式见图3(c),共有96个S-D对,每组S-D包括12个S-D对,是在第2种排布方式(每组6个S-D对)的基础上,在每个S-D对的中点处放置一个探测器(即每组12个S-D对),实现S-D对密度翻倍(即48对变为96对),光源和探测器之间的4种距离呈长短交错分布,第1种距离为 2.83 cm ,探测深度约 1.4 cm ,第2种距离为 1.42 cm ,探测深度约 0.7 cm ,第3种距离为 2 cm ,探测深度约 1 cm ,第4种距离为 1 cm ,探测深度约 0.5 cm 。3种阵列排布的S-D对密度以及交错分布程度依次升高。

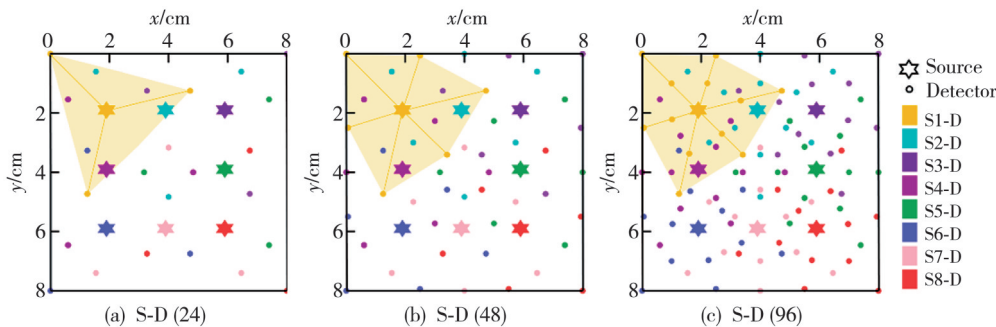


图3 3个S-D对的光源探测器排布方式

Fig. 3 Source detector array density of three S-D pairs

为了使漫射光信号有效反应S-D传感阵列覆盖区域的血流动力学信息,S-D阵列分布至关重要^[12]。因为长距离的S-D对具有较大的探测深度和探测面积,但S-D距离太大时,探测到的逸出光子数量将迅速衰减,无法充分探测组织的内部血流信息。S-D阵列排列方式设计的目的是使有限数量的光源探测器间的光信号能覆盖足够大的区域以及不同的组织深度,确保组织的各个体素中光子传输的均衡性。本文设计的3种S-D阵列

均呈同心圆规律分布,光源探测器交叉重叠,位于不同直径大小的同心圆上,光纤位置对称分布,覆盖区域重合,且同一密度分布的每组S-D中,光源被探测器以相同方式环绕,形成了单密度、双倍密度、四倍密度的排列方式。S-D阵列同心圆分布方式保证每个体素被探测的概率相当,将探测面积最大化,提升了探测条件的均匀性和鲁棒性,兼顾探测深度和探测面积,从而更有效地探测数据。

1.3 正问题：光传播的蒙特卡洛仿真

本文采用蒙特卡洛仿真(MCVM^[13])来模拟光子在与人体乳腺光学性质相同的组织模型中的传输过程,使用统计方法实现光在乳腺组织模型中的传输模拟。MCVM仿真目的是得到S-D阵列探测的逸出光子在组织中的传输路径和光子在体素中的权重因子等信息(见1.4节中式(4)中的 $w(q, m, j)$ 和 $s(i, q, m, j)$),用于图像重建时 g_1 的计算。MCVM仿真时乳腺组织模型中每个体素的光学特性参数设置如表1所示,每个光源发出约100万个光子,探测器的探测半径为1.5 mm。

1.4 逆问题：DCT血流图像重建

本文采用NthL-DCT和Bregman-TV重建算

$$g_1(m, j, \tau) - 1 = \sum_{k=2}^Q \frac{\sum_{q=1}^Q w(q, m, j) \left(-2 \sum_{i=1}^n k_0^2(i) \alpha D_B(i) s(i, q, m, j) \mu'_s(i) \right)^k}{k!} \tau^k = \tau \sum_{i=1}^n B(m, j, i) \alpha D_B(i), \quad (3)$$

其中

$$B(m, j, i) = \sum_{q=1}^Q -2w(q, m, j) k_0^2(i) s(i, q, m, j) \mu'_s(i), \quad (4)$$

式中:假设在组织表面放置 M 组S-D,共 M 个光源($m=1, 2, \dots, M$),每个光源对应 J 个探测器($j=1, 2, \dots, J$),待测组织共被划分为 i 个体素($i=1, 2, \dots, 1536$); $g_1(m, j, \tau)$ 为来自第 m 个光源与被第 j 个探测器收集(第 (m, j) 组S-D)的光电场自相关函数; $P(m, j, s_1, \dots, s_n)$ 为第 (m, j) 组S-D在 n 个体素上探测到的光子路径长度(s_1, \dots, s_n)的归一化分布; $k_0(i)$ 为第 i 个体素的光子的约化随机步长; α 为运动粒子与总粒子数的比值; αD_B 为组织中的BFI;MCVM仿真时共 Q 个光子被检测,式(4)中 $w(q, m, j)$ 为第 (m, j) 组S-D之间的第 q 个光子包($q=1, 2, \dots, Q$)的权重,是式(1)中 $P(m, j, s_1, \dots, s_n)$ 的离散表达; $s(i, q, m, j)$ 为第 (m, j) 组S-D之间第 q 个光子包在第 i 个体素上的路径长度; $w(q, m, j)$ 和 $s(i, q, m, j)$ 通过1.3节中的MCVM仿真得到。

S-D阵列测量的BFI(即 αD_B)通过式(2)和式(3)求解。当阶数 $N=1$ 时,未知量 αD_B 包含在 $g_1(m, j, \tau) - 1$ 与 τ 之间的斜率 Sl 中(式(5)),一旦通过线性回归确定 Sl ,未知量 αD_B 即可通过式(2)

法来实现血流图像重建。其中,NthL-DCT用于从 g_1 曲线中提取斜率,并将其重建为组织模型体素中的BFI(未知量),即 $\alpha D_B(i)$ 。Bregman-TV重建算法用于图像重建中不适定问题的解决,得到正则化约束后体素中准确的 $\alpha D_B(i)^*$ 。

NthL-DCT方法将 g_1 (式(1))与 N 阶泰勒展开式相结合,得到一阶($N=1$,式(2))和 N 阶($N>1$,式(3))的 g_1 泰勒展开式,利用 g_1 的泰勒展开式求解S-D阵列测量得到的BFI。

$$g_1(m, j, \tau) = \int_0^\infty P(m, j, s_1, \dots, s_n) \cdot$$

$$\exp\left(-2 \sum_{i=1}^n k_0^2(i) \alpha D_B(i) s_i \mu'_s(i) \tau\right) d(s_1, \dots, s_n), \quad (1)$$

$$g_1(m, j, \tau) - 1 = \tau \sum_{i=1}^n B(m, j, i) \alpha D_B(i), \quad (2)$$

计算得出。当 $N>1$ 时,未知量 αD_B 出现在式(3)的两侧,通过式(3)和式(5)进行迭代可求解未知量 αD_B 。

$$\sum_{i=1}^n B(m, j, i) \alpha D_B(i) = Sl. \quad (5)$$

Bregman-TV重建算法的使用是为了解决图像重建中严重病态的逆问题,即S-D传感阵列测量的BFI数据(本文中有3种不同的测量数据)远小于组织体素中未知量 αD_B 的个数(本文中体素的未知量 αD_B 为1536)。针对NthL-DCT提出的Bregman-TV的目标函数形式由公式(3)变为如下形式

$$\alpha D_B(i)^* = \arg \min \| \alpha D_B(i) \|_{TV} +$$

$$\frac{\mu}{2} \| A(h, i) \alpha D_B(i) - b \|_2^2$$

$$s.t. \alpha D_B(i) \geq 0 (i=1, 2, \dots, n), \quad (6)$$

式中: $A(h, i) = B(m, j, i)$, $h = j + (m-1)J$,即表示将S-D阵列的二维编码 (m, j) 转换为一维编码 h 。通过Bregman-TV进行约束,得到每个体素中最终的BFI,即 $\alpha D_B(i)^*$ 。

1.5 图像重建的评价标准

本文将DCT血流重建图像与标准的初始图像进行对比和误差分析,定义了两种评价指标考察重建图像与初始图像的差别。第一种评价指标为

均方根误差(RMSE),用于定量分析两种图像间的误差,如式(7)所示。第二种评价指标为相关系数(CORR),用于分析两种图像间的相似性,如式(8)所示。 $RMSE$ 越接近0, $CORR$ 接近1,表示DCT重建的图像和初始设定的BFI图像越接近。

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\alpha D_B^*(i) - \alpha D_B^0(i))^2}{n}}, \quad (7)$$

$$CORR = \frac{\sum_{i=1}^n \alpha D_B^*(i) \cdot \alpha D_B^0(i)}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (\alpha D_B^*(i))^2 \sum_{i=1}^n (\alpha D_B^0(i))^2}}, \quad (8)$$

式中: $\alpha D_B^*(i)$ 和 $\alpha D_B^0(i)$ 分别为第*i*个体素中重建和初始的BFI。

2 结果

2.1 不同形状高血流异质物重建结果

图4为3种S-D阵列排列方式下“两点形”和“十字形”高血流异质物的DCT重建结果。图4(a)和(d)是24对S-D阵列的重建结果,高血流异质物形状比较难辨认,BFI位于 $1.3 \times 10^{-8} \sim 3 \times 10^{-8} \text{ cm}^2/\text{s}$ (“两点形”高血流异质物)和 $3.8 \times 10^{-8} \sim 4.3 \times 10^{-8} \text{ cm}^2/\text{s}$ (“十字形”高血流异质物)

间,波动幅度较大且与初始值 $5 \times 10^{-8} \text{ cm}^2/\text{s}$ 相差较大,“两点形”高血流异质物间区分度低,“十字形”高血流异质物边缘完整度低。图4(b)和(e)是48对S-D阵列的重建结果,高血流异质物形状比较清楚地重建出来,BFI位于 $3.5 \times 10^{-8} \sim 3.9 \times 10^{-8} \text{ cm}^2/\text{s}$ (“两点形”高血流异质物)和 $2.7 \times 10^{-8} \sim 4.5 \times 10^{-8} \text{ cm}^2/\text{s}$ (“十字形”高血流异质物)间,波动幅度较小与初始值 $5 \times 10^{-8} \text{ cm}^2/\text{s}$ 相差较小,两点间的宽度1 cm精确地重建出来,十字形边缘完整度中等。图4(c)和(f)是96对S-D阵列的重建结果,高血流异质物形状清楚地重建出来,BFI位于 $4.1 \times 10^{-8} \sim 4.5 \times 10^{-8} \text{ cm}^2/\text{s}$ (“两点形”高血流异质物)和 $3.9 \times 10^{-8} \sim 4.5 \times 10^{-8} \text{ cm}^2/\text{s}$ (“十字形”高血流异质物)间,波动幅度小且与初始值 $5 \times 10^{-8} \text{ cm}^2/\text{s}$ 相差小,两点之间的宽度1 cm很精确地重建出来,十字形边缘完整度高。

图4显示S-D对密度越大,高血流异质物重建的位置以及BFI的大小精确度越高,对距离比较近的高血流异质物重建的区分度越高,对形状不规则的高血流异质物边缘重建的完整度越高。S-D阵列交错分布程度越高,相同组织区域测量值存在重叠的情况越多,高血流异质物定位和定量精度越高。

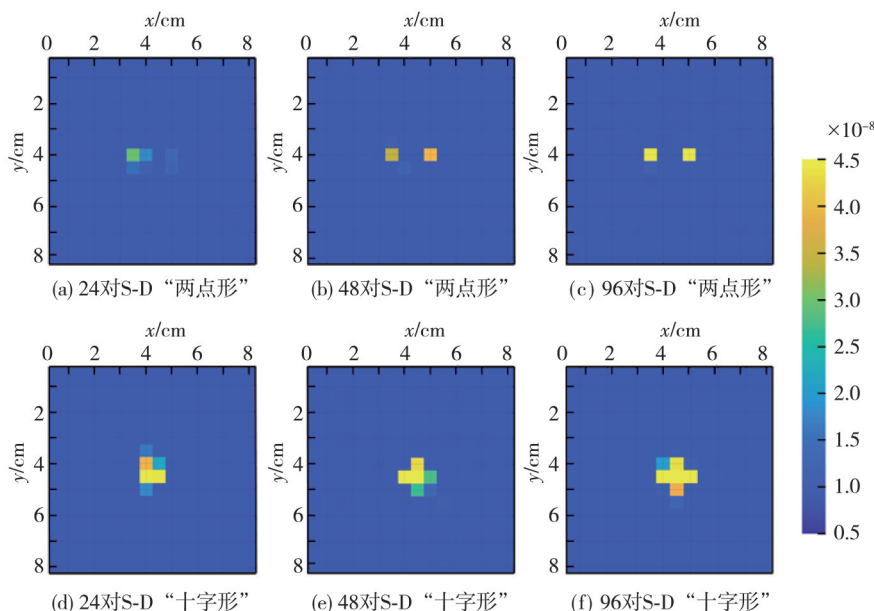


图4 3种S-D阵列对2种高血流异质物的血流重建结果

Fig. 4 Blood flow reconstruction results of three S-D arrays for two high blood flow heterogeneities

2.2 指标评价结果

图5为3种S-D阵列排列方式下“十字形”和“两

点形”高血流异质物的RMSE和CORR柱状图。

随着S-D对密度和和S-D阵列交错分布程度的增加,两种高血流异质物重建图像质量增高,

即 RMSE 越来越接近 0, CORR 越来越接近 1。但“十字形”高血流异质物的图像结果和客观评价指标相比“两点形”均差,由于“十字形”高血流异质物所占体素个数(10个体素)高于“两点形”(4个体素),“十字形”高血流异质物初始图像稀疏性低于“两点形”,图像重建采用 Bregman-TV 算法进行迭代和稀疏模型正则化约束来解决图像重建中逆问题的严重病态,初始图像稀疏表达程度越高,图像重建结果和客观评价指标效果越好。但从高血流异质物的重建位置的准确性、区分度(“两点形”之间 1 cm 的宽度)和边缘完整度(“十字形”不规则的边缘)、评价指标(重建图像与初始图像间的差别小)中可以看出, DCT 血流图像重建的方法性能优异。

图 5 说明增加 S-D 对密度可以显著降低图像重建误差,提升重建图像与初始图像的相关性,使 DCT 重建图像和初始 BFI 图像更接近,且说明形状规则的高血流异质物重建效果和边缘保持度比形状复杂的高血流异质物好。24、48 和 96 对 S-D 阵列的重建效果依次递增。相对于 24 和 48 对 S-D 阵列,96 对 S-D 阵列有最优的血流重建性能和最高的空间分辨率。

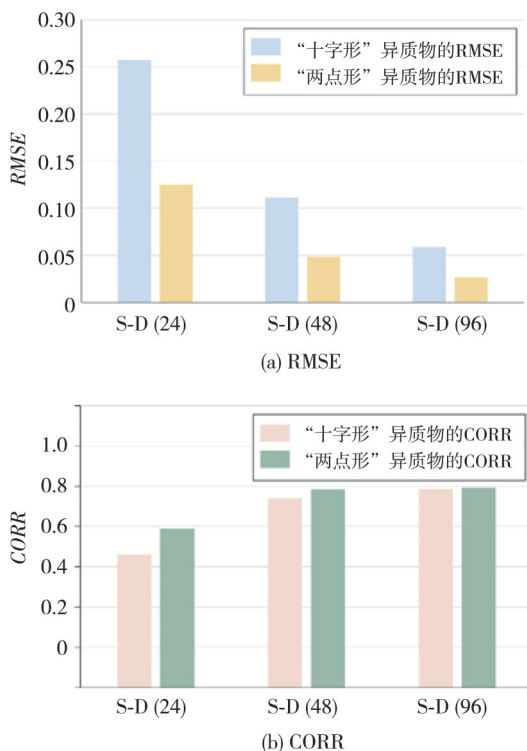


图 5 不同 S-D 阵列血流图像重建的 RMSE 和 CORR 的柱状图
Fig. 5 RMSE and CORR of blood flow reconstruction with different S-D arrays

3 结 论

S-D 阵列分布对于近红外漫射光信号有效探测阵列所覆盖区域的血流动力学信息至关重要。本文结合蒙特卡洛仿真和 DCT 血流图像重建方法,研究了 3 种不同 S-D 阵列分布(包括 S-D 对密度和阵列的排列方式)对于 2 种高血流异质物血流重建效果的影响,从高血流异质物重建结果的图像和评价指标(均方根误差、相关系数)来评估重建效果。研究表明, S-D 对密度增多以及 S-D 阵列排布方式交错程度增高可以提升血流重建图像的空间分辨率。此外,本文能够帮助 DCT 研究人员平衡血流图像重建的质量、S-D 传感阵列的尺寸和设备成本的关系,有助于 DCT 在早期乳腺恶性肿瘤筛查的临床应用。

参考文献:

[1] 中华人民共和国国家卫生健康委员会. 乳腺癌诊疗指南(2022 年版)[J]. 中国合理用药探索, 2022, 19(10): 1-26.
National Health Commission of the People’s Republic of China. Guidelines for the diagnosis and treatment of breast cancer (2022 edition) [J]. China Licensed Pharmacist, 2022, 19(10): 1-26. (in Chinese)

[2] 邸文奇, 桂志国, 张晓娟, 等. 近红外漫射光相关断层成像的乳腺光纤探头设计[J]. 生物医学工程研究, 2023, 42(2): 131-138.
DI Wenqi, GUI Zhiguo, ZHANG Xiaojuan, et al. Design of breast fiber probe for near-infrared diffuse correlation tomography [J]. Journal of Biomedical Engineering Research, 2023, 42(2): 131-138. (in Chinese)

[3] SHANG Y, LI T, YU G. Clinical applications of near-infrared diffuse correlation spectroscopy and tomography for tissue blood flow monitoring and imaging [J]. Physiological Measurement, 2017, 38(4): 1-26.

[4] YAZDI H S, O’ SULLIVAN T D, LEPROUX A, et al. Mapping breast cancer blood flow index, composition, and metabolism in a human subject using combined diffuse optical spectroscopic imaging and diffuse correlation spectroscopy [J]. Journal of Biomedical Optics, 2017, 22(4): 045003.

[5] HE L, LIN Y, HUANG C, et al. Noncontact diffuse correlation tomography of human breast tumor [J]. Journal of Biomedical Optics, 2015, 20(8): 86003.

- [6] DURDURAN T, CHOE R, BAKER W B, et al. Diffuse optics for tissue monitoring and tomography [J]. Reports on Progress in Physics Physical Society (Great Britain), 2010, 73(7): 076701.
- [7] SAKAKIBARA Y, KURIHARA K, OKADA E. Evaluation of improvement of diffuse optical imaging of brain function by high-density probe arrangements and imaging algorithms [J]. Optical Review, 2016, 23 (2): 346-353.
- [8] HUANG C, LIN Y, HE L, et al. Alignment of sources and detectors on breast surface for noncontact diffuse correlation tomography of breast tumors [J]. Applied Optics, 2015, 54(29): 8808-8816.
- [9] 回子帆, 谢锦斌, 何向东, 等. 一种多通道扩散相关拓扑成像系统及方法[J]. 中国激光, 2019, 46(9): 237-244.
HUI Zifan, XIE Jinbin, HE Xiangdong, et al. Multi-channel diffuse correlation spectroscopy topography system[J]. Chinese Journal of Lasers, 2019, 46(9): 237-244. (in Chinese)
- [10] PAUL R, MURALI K, VARMA H M. High-density diffuse correlation tomography with enhanced depth localization and minimal surface artefacts [J]. Biomedical Optics Express, 2022, 13 (11) : 6081-6099.
- [11] ZHANG X, GUI Z, QIAO Z, et al. Nth-order linear algorithm for diffuse correlation tomography [J]. Biomedical Optics Express, 2018, 9(5): 2365-2382.
- [12] 张晓娟. 基于N阶线性算法的漫射相关血流成像技术的研究[D]. 太原: 中北大学, 2021.
- [13] LI T, GONG H, LUO Q M. MCVM: monte carlo modeling of photon migration in voxelized media [J]. Journal of Innovative Optical Health Sciences, 2011, 3 (2): 91-102.