

刘萍, 黎森, 张彦琦, 等. 基于高紧支性移动最小二乘法的骨密度能谱探测技术研究[J]. CT 理论与应用研究, 2021, 30(5): 555-565. DOI:10.15953/j.1004-4140.2021.30.05.03.
LIU P, LI M, ZHANG Y Q, et al. Research of bone mineral density energy spectrum detection technology based on high-compact support moving least square method[J]. CT Theory and Applications, 2021, 30(5): 555-565. DOI:10.15953/j.1004-4140.2021.30.05.03. (in Chinese).

基于高紧支性移动最小二乘法的骨密度能谱探测技术研究

刘萍¹, 黎森^{1✉}, 张彦琦¹, 牟晓霜¹, 张尤峰², 席守智³, 张保强³

1. 重庆邮电大学光电工程学院, 重庆 400065
2. 深圳市安健科技股份有限公司, 广东 深圳 518000
3. 陕西迪泰克新材料有限公司, 陕西 咸阳 712000

摘要: 双能 X 射线骨密度仪系统具有测量精度高、时间短、剂量低等独特优势, 是目前 X 射线骨密度测定技术的“金标准”。本文采用半导体 CdZnTe 探测器模块搭建半导体光子计数骨密度能谱测量平台, 针对 CdZnTe 半导体探测器信号特点, 使用移动最小二乘算法进行不同材料高低能拟合校正。移动最小二乘算法通过权函数改变目标数据点周围节点对其影响程度, 可以让数据点的拟合方向更具灵活性。研究分析移动最小二乘算法对双能 X 射线骨密度测量数值的数据处理流程, 完成基于移动最小二乘高低能拟合校正算法的骨密度测量实验。实验结果表明, 本文所设计实现的基于移动最小二乘算法的骨密度双能拟合技术在实际应用中能达到较好的拟合误差精度, 其中探测器像素单元在低能条件下拟合平均误差为 0.032%, 高能条件下拟合平均误差为 0.036%。进一步数据分析表明, 边缘像素单元与中心像素单元在高低能条件下的拟合误差差异仅为 0.012% 和 0.011%。该算法能够有效提高半导体光子计数探测器的骨密度测量精度, 降低探测器边缘像素单元信号不均匀性差异带来的误差影响, 对目前线阵或面阵光子计数半导体探测器像素差异对骨密度诊断的影响具有良好的改善作用。

关键词: 骨密度; 移动最小二乘; 双能 X 射线

DOI:10.15953/j.1004-4140.2021.30.05.03 中图分类号: 0 242; TH 774 文献标志码: A

双能 X 射线的骨密度仪是目前市场上测量全身骨密度的“金标准”^[1], 目前国内医院全身型骨密度仪仍主要依赖美国 GE、Hologic, 法国的 MEDILINK 等公司进口^[2-3]。国内在超声波骨密度仪上取得一定进展, 但是在双能 X 射线骨密度仪研究中仍低于国际水平。测量骨密度的方法主要有单、双光子吸收法, 定量 CT 法, 超声波检测, 双能 X 射线吸收法^[4]。其中, 早期的单、双光子吸收法^[5-7]是通过放射性元素在衰减的过程中发出的 γ 光子透过人体后的衰减信息计算骨密度值; 超声波测量法^[8]则是根据声波穿过骨骼与软组织衰减程度的不同来测量骨密度。超声波测量法与单光子吸收法由于精确度相对较低, 都仅限测量人体尺桡骨、足跟和前臂骨等部位, 精确度相对较低, 难以用于全身测量。在医疗 CT 检查基础上实现的定量 CT 骨密度测量法^[9]主要用于全身骨密度测量, 但是全身 CT 检查测量时间较长、病人所受辐射剂量较大, 难以作为常规骨密度诊断手段普及推广。

收稿日期: 2020-03-17。

基金项目: 国家自然科学基金(基于微虾眼阵列的 CdZnTe 面元像素辐射探测技术研究(61604028)); 凝固技术国家重点实验室(西北工业大学)开放课题(CdZnTe 材料辐射能谱响应均匀性诊断及信号补偿技术研究(SKLS201742))。

目前最先进的双能 X 射线吸收法具有诊断精度高, 辐射剂量小等诸多优点, 是目前最广泛的用来测量全身骨密度的方法^[10]。双能 X 射线吸收法主要基于探测器对高低能射线光子的不同响应进行骨密度诊断, 早期所采用的闪烁体类探测器是电离辐射作用于闪烁体产生荧光, 进一步采用光电二极管探测荧光强度, 但传统的闪烁体类探测器存在射线强度信息的二次转换、闪烁体对高能 X 射线探测效率较低及闪烁体类探测器固有的荧光串扰效应等缺陷。现阶段, 基于碲化镉/碲锌镉等 (CdTe/CdZnTe) 半导体晶体材料的光子计数探测器的应用, 使得双能 X 射线骨密度诊断技术的精确度及准确度都获得了大幅度的提升^[11]。

半导体材料的光子计数探测器通过设置阈值能够控制探测能量范围, 有效消除直流偏压和暗电流噪声对探测器高低能测量结果造成的误差影响, 达到很好的降低噪声并提高测量准确度的效果。因此, 目前双能 X 射线骨密度仪诊断系统主要采用半导体光子计数探测器。半导体光子计数探测器由于半导体晶体材料制备技术的限制及探测器生产工艺问题也存在较严重的像素单元信号均匀性以及边缘像素问题^[12-13]。

本文在光子计数探测器和各类骨密度算法研究的基础上, 通过移动最小二乘算法 (moving least squares, MLS) 原理建立不同校正模体厚度的 X 射线高低能投影值曲面拟合算法。实验结果表明基于移动最小二乘原理的曲面拟合校正算法具有拟合误差小、精度高的特点, 对双能 X 射线骨密度诊断系统实际应用中存在的探测器边缘像素均匀性问题具有较好的校正效果。

1 系统原理及算法

1.1 双能 X 射线骨密度探测器原理

高低两种不同电压的 X 射线球管能够产生特征射线能量范围高低不同的两种 X 射线, 双能 X 射线骨密度仪则是利用人体骨骼与软组织对 X 射线吸收率的差异性进行骨密度的诊断。骨骼的主要成分为羟基磷灰石, 其原子序数接近金属元素 Al, 软组织的主要成分为组织液、肌肉、脂肪, 其原子序数接近有机玻璃 PMMA。两者原子序数相近, 对 X 射线的吸收效果可以等效参考。

人体骨骼和软组织对 X 射线具有不同的吸收率。X 射线通过物体后, 探测器测量到的 X 射线强度也会存在差异, 测量 X 射线入射强度和出射强度即可获得相应的射线衰减信息。如公式 (1) 所示, 在能量 E 下, X 射线通过物体后, 传输到探测器被接收的过程, 可表示为:

$$\frac{d\phi}{dE}(E) = \frac{d\phi_0}{dE}(E) \exp\left(-(\mu_{p1}(E)x + \mu_{A1}(E)y)\right), \quad (1)$$

$d\phi_0/dE$ 代表的是 X 射线源的光谱; $d\phi/dE$ 代表探测器接收的 X 射线; μ_{p1} 、 μ_{A1} 分别代表 PMMA 和 Al 的衰减系数, 衰减系数可以通过查表方式^[14]获得; x 、 y 分别表示的是 Al 和 PMMA 的厚度。

X 射线的衰减值可以由入射能量和出射能量的对数来定义, 由公式 (2) 所示:

$$f = \ln \left(\frac{\int_0^\infty \frac{d\phi_0}{dE} Q_1(E) dE}{\int_0^\infty \frac{d\phi}{dE} Q_1(E) dE} \right), \quad (2)$$

$Q_1(E)$ 是在能量 E 下表示探测器的响应加权。在单能源 E_0 下, 可以由式 (1) 和式 (2) 进行公式变换得到公式 (3), X 射线穿过骨骼和软组织的物体线性衰减表达式

$$f = \mu_{\text{pl}}(E_0)x + \mu_{\text{Al}}(E_0)y。 \quad (3)$$

双能 X 射线照射物体下, 物体会吸收能量较低的光子, 较高的光子则会穿过物体, 出现射束硬化的现象。Cardinal 等^[14]提出若高能 X 射线与低能 X 射线均为理想的单能射线, 则根据 Beer 定律和公式 (3), 整理可得到骨密度计算公式 (4) 和公式 (5):

$$M_{\text{b}} = \frac{R_{\text{s}} \ln\left(\frac{I_{\text{H}}}{I_{\text{OH}}}\right) - \ln\left(\frac{I_{\text{L}}}{I_{\text{OL}}}\right)}{\mu_{\text{bl}} - \mu_{\text{bh}}R_{\text{s}}}, \quad (4)$$

$$M_{\text{s}} = \frac{R_{\text{b}} \ln\left(\frac{I_{\text{H}}}{I_{\text{OH}}}\right) - \ln\left(\frac{I_{\text{L}}}{I_{\text{OL}}}\right)}{\mu_{\text{sl}} - \mu_{\text{sh}}R_{\text{b}}}, \quad (5)$$

M_{b} 、 M_{s} 为骨骼和软组织的面密度; μ_{sl} 、 μ_{sh} 为软组织下的高低能质量衰减系数; μ_{bl} 、 μ_{bh} 为骨骼在高低能下的质量衰减系数; R_{s} 、 R_{b} 表示高低能下衰减系数之比, 可通过查表^[15]获得。在测量骨密度值实验中, 实际获得的能谱具有广谱特性, 由于 X 射线是韧致辐射产生的连续能谱, 不能近似为单能, 因此在实际应用中不能直接运用公式 (4) 和式 (5) 计算。

在探测器性能稳定的条件下, 高精度骨密度测量的关键首先在于测量获得不同厚度组合下的 A1 和 PMMA 模体的响应信号并进行探测系统的校准, 在本文的工作中即基于光子计数探测器测量并通过相应的拟合算法找到探测器测量值与校正模体厚度之间的对应关系, 建立探测器高低能投影值与不同厚度校准模体 (A1 和 PMMA) 离散曲面特征点的拟合函数关系; 在高精度拟合函数关系基础上, 计算扫描所得投影数据即可进一步获得对应的骨骼与软组织的厚度值, 从而获取相应骨密度值。

1.2 基于移动最小二乘原理高紧支性拟合算法

双能 X 射线骨密度系统中常用校准拟合算法有查找表法、多项式拟合和曲面拟合法^[16]等, 查找表法运算简单, 需要前期建立大量的数据点; 多项式拟合计算过程繁琐, 对拟合系数要求较高; 曲面拟合法通过二次或三次的曲面方程来近似描述双能 X 射线的衰减规律, 解决 X 射线多色性所带来的问题, 在校正区域外, 其较好的外推性能有效减少骨密区域产生的伪影^[14]。

目前最先进的双能 X 射线吸收 (dual X-ray absorptiometry, DXA) 骨密度仪所采用的光子计数半导体能谱探测器由于制备工艺不完善等问题, 探测器像素单元在接收 X 射线时存在不均匀性以及边缘像素坏点较多等问题, 直接采用传统多项式曲面拟合方法很难获得高精度的测量结果。传统的最小二乘法数据拟合方法^[17]无法兼顾局部化处理需求且对于大量数据会引起模型设定困难和计算不稳定问题。移动最小二乘法较好地解决了拟合光滑性和局部化问题, 在数据拟合方面具有很大优势, 其具有对离散数据点适应性强、精度高, 具备局部拟合或插值特点等优点, 适用于像素单元信号均匀性较差、边缘坏点较明显的光子计数探测器的探测数据拟合。

移动最小二乘 (moving least square, MLS) 是由 Salkauskas^[18]提出, 并在计算机图形、数值统计中广泛使用。传统的最小二乘法的拟合函数多为多项式或其他函数, 基于 MLS 算法的拟合函数是由系数向量与基函数构成, 系数向量是关于 X 的函数, MLS 算法同时也添加一个权函数, 使得单个特征点的函数值只会受到附近子域节点的影响, 不会被区域

外的节点影响^[19]。一般情况下,函数的曲线不会经过所有的离散点,需要曲线函数值与离散点的距离误差值在一个允许的范围即可。移动最小二乘的拟合函数是由一个基函数 $P_i(x)$ 和坐标 x 的系数向量 $\alpha_i(x)$ 组成,由公式(6)所示:

$$f(x) = \sum_{i=1}^m \alpha_i(x) P_i(x) = \mathbf{P}^T(x) \boldsymbol{\alpha}(x), \quad (6)$$

$$J = \sum_{l=1}^n w(x-x_l) (f(x) - y_l)^2 = \sum_{l=1}^n w(x-x_l) (\mathbf{P}^T(x_l) \boldsymbol{\alpha}(x) - y_l)^2, \quad (7)$$

$f(x)$ 为探测器所得投影数据相关自定义函数, $w(x-x_l)$ 是函数 $f(x)$ 的权函数,一般为分段函数。 y_l 是 x 等于 x_l 的样点值; n 是数据点的总个数。式(7)求系数 $\boldsymbol{\alpha}(x)$ 极小值,可得公式(8)。

$$\frac{\partial J}{\partial \boldsymbol{\alpha}} = \mathbf{A}(x) \boldsymbol{\alpha}(x) - \mathbf{B}(x) \mathbf{y} = 0. \quad (8)$$

$\mathbf{A}(x)$ 、 $\mathbf{B}(x)$ 展开分别为式(9)和式(10)所示,

$$\mathbf{A}(x) = \sum_{l=1}^n w(x-x_l) p(x_l) \mathbf{P}^T(x_l), \quad (9)$$

$$\mathbf{B}(x) = (w(x-x_1) \mathbf{P}(x_1), w(x-x_2) \mathbf{P}(x_2), \mathbf{L}, w(x-x_n) \mathbf{P}(x_n)), \quad (10)$$

$$\mathbf{y}^T = (y_1, y_2, \mathbf{L}, y_n). \quad (11)$$

由公式(8)进一步推导,得到系数向量 $\boldsymbol{\alpha}(x)$ 的表达式(12)。

$$\boldsymbol{\alpha}(x) = \mathbf{A}^{-1}(x) \mathbf{B}(x) \mathbf{y}, \quad (12)$$

$$\mathbf{f}(x) = \mathbf{p}^T(x) \mathbf{A}^{-1}(x) \mathbf{B}(x) \mathbf{y}, \quad (13)$$

其中 $\mathbf{P}(x) = (P_1(x), P_2(x), \mathbf{L}, P_m(x))^T$ 是 $\mathbf{f}(x)$ 的基函数,是一个 K 阶多项式。 $\mathbf{A}^{-1}(x) \mathbf{B}(x)$ 是权函数跟 x 坐标的系数矩阵, \mathbf{y} 代表离散点的 y 值。

$$\mathbf{A}(x) = \sum_{l=1}^n w(x-x_l) p(x_l) \mathbf{p}^T(x_l), \quad (14)$$

$$\mathbf{B}(x) = (w(x-x_1) \mathbf{p}(x), w(x-x_2) \mathbf{p}(x_2), \mathbf{L}, w(x-x_n) \mathbf{p}(x_n)). \quad (15)$$

由公式(15)可知, $w(x-x_l)$ 代表权函数,由图1(a)MLS算法权函数所示,在基点子域内的数据点通过权函数与基点的距离控制数据子域节点影响,通过权函数可以在节点范围内控制相邻节点的影响程度,节点半径越大,附近子域包含节点越多,精确度小,节点半径小,网格间距越小,精确度越高,拟合结果由图1(b)所示。当权函数为常数时,移动最小二乘法拟合结果等效于传统最小二乘拟合。

在骨密度测量实验中,根据骨密度设备性能需求,论文前期完成了相关数据初步拟合工作,对比选择了高斯函数为权函数及项数为6的基函数,拟合的效果最佳,在所选择参数条件下能够获得最佳拟合效果。通过光子计数探测器获得不同模块厚度下的离散高低能投影数据点,在三维空间下拟合X射线高低能投影值与模块厚度的数据关系。通过再次扫描,根据所在部位的高低能值得到对应模块厚度,线性变换即可获得骨密度值。

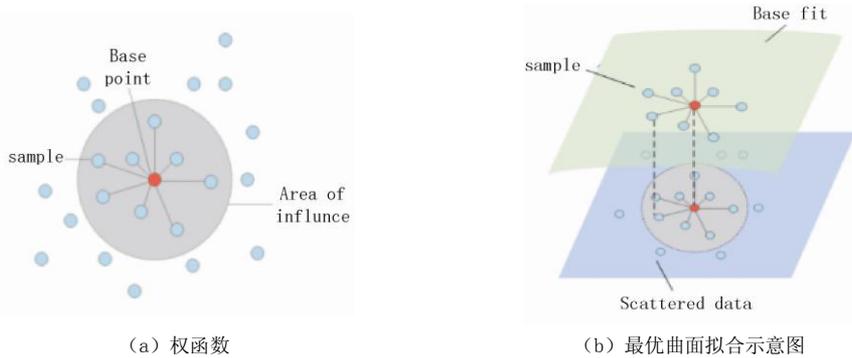


图 1 MLS 算法示意图

Fig.1 Diagram of MLS algorithm principle

2 实验及数据分析

2.1 实验平台设置

根据双能 X 射线骨密度探测原理，搭建如图 2 所示双能 X 射线骨密度测量实验平台。采用具有 4×16 个探测像素单元的 CdZnTe 线阵能谱探测器（图 3），X 射线球管的电压设置为 120 kV，CdZnTe 线阵能谱探测器的阈值设置为 10 keV。对表 1 所示 18 组不同厚度的 Al 块，PMMA 进行测量。将 X 射线管口与探测器放置在工作台上，调整间距，进行准直校准。利用 K 边缘过滤方法 X 射线球管产生主要特征谱线能量为 45 keV 和 80 keV 的高低能 X 射线通过探测器本底信号探测及空气扫描探测进行 CdZnTe 线阵能谱探测器探测单元的坏点校正及平场校正，确保探测器在连续坏像素点不超过 2 个的条件下完成实验扫描，降低探测器坏点对实验结果精度的影响。

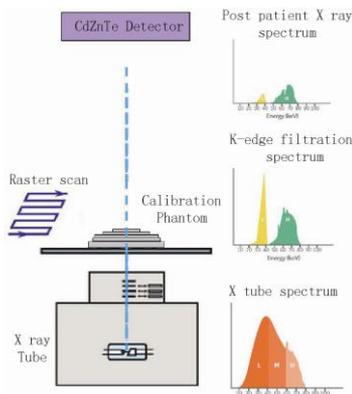


图 2 双能 X 射线骨密度仪实验平台示意图

Fig.2 Schematic diagram of the experimental



图 3 CdZnTe 光子计数骨密度探测器

Fig.3 CdZnTe photon counting detector module

此外，保证 X 射线管预热恒定时间，待 X 射线输出稳定后，再由探测器测量经过物体后的 X 射线以确保 X 射线通量的稳定性。在整个实验准备过程及实验数据采集过程中控制室内湿度 50% 以内，温度范围 $25^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ ，无模探测获得 X 射线初始强度分布后，将不同厚度的 Al 块和 PMMA 放置成阶梯状，选取不同位置的厚度组合共 18 个测量点；进一步由探

测器测量 X 射线出射强度，计算获得高低能投影值，通过本文所设计拟合算法将高低能投影值与物体厚度构建拟合函数关系。

表 1 校正模块组合厚度表
Table 1 Thickness table of calibration module

PMMA 的 厚度/mm	Al 的厚度/mm					
	0	1.82	4.58	9.44	13.92	18.62
0	Point 1	Point 2	Point 3	Point 4	Point 5	Point 6
9.42	Point 7	Point 8	Point 9	Point 10	Point 11	Point 12
18.82	Point 13	Point 14	Point 15	Point 16	Point 17	Point 18

2.2 实验数据分析

分别在高能和低能的条件下将不同厚度的 Al 块以及 PMMA 扫描后并计算获得高能下的投影数据 PH，以及低能投影数据 PL。PH 和 PL 数据是通过计算 X 射线穿过模块后的数据与穿过无模块放置下数值比再取对数后所获得的数据。通过 MLS 算法拟合后，分别建立不同组合的校正模体的高低能投影三维数据关系（图 4）。

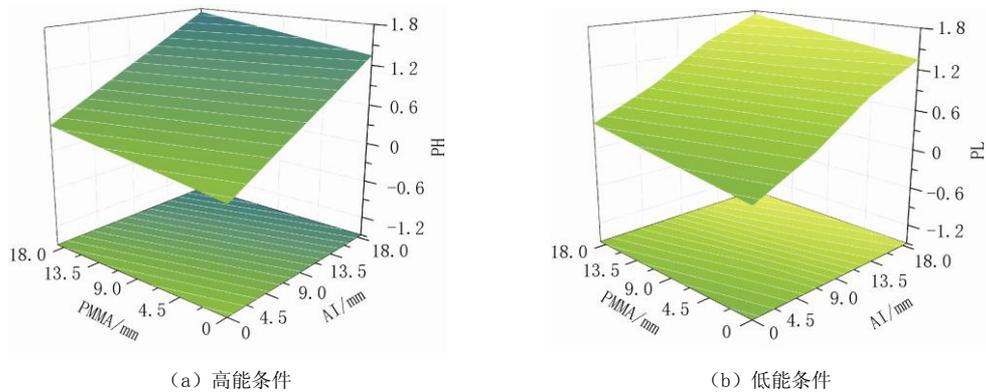


图 4 MLS 算法在不同能量下与模体厚度拟合结果

Fig. 4 Fitting results of MLS algorithm with the module thickness under different energies

运用 MLS 算法对 Al 和 PMMA 校正模体在高低能射线条件下扫描所得投影数据进行拟合，并进一步完成误差计算分析，拟合误差公式由公式（16）表示， P_{Bias} 代表拟合误差， T 为 X 射线扫描模体后探测器响应衰减信息， T' 为 MLS 拟合探测器响应衰减信息，其中 $T = \log(I_0/I)$ ， I_0 为空气扫描下探测器响应数据， I 为不同厚度模块组合扫描下的探测器响应数据。

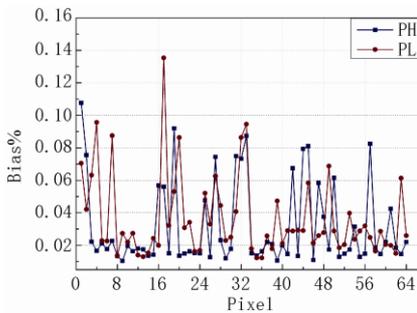
$$P_{Bias} = \frac{|T' - T|}{T} \times 100\% \quad (16)$$

实验由 4×16 的线阵 CdZnTe 能谱探测模块对表 1 所示的 18 个 Al 和 PMMA 的不同厚度组合进行探测，表 2 是高能和低能条件下 AL 和 PMMA 厚度的拟合误差统计，其中最大拟合误差为 0.12%。根据所得误差统计结果所示，当物体组合厚度较低时，拟合结果误差较大，

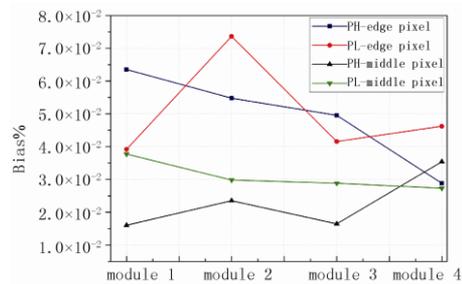
由公式 (16) 可以看出，其中厚度越小， I 会逐渐增大并趋近 I_0 ，此时 T 的值会逐渐减小，所以误差值会越大。

表 2 厚度拟合误差
Table 2 Thickness fitting error

PMMA 的厚度/mm	Al 的厚度/mm					
	0	1.82	4.58	9.44	13.92	18.62
0	0	0.122	0.103	0.113	0.011	0.067
9.42	0.021	0.001	0.006	0.026	0.005	0.004
18.82	0.057	0.016	0.131	0.037	0.010	0.045



(a) 探测器模块误差总体分布



(b) 不同位置像素误差分布

图 5 探测器单元 MLS 拟合平均误差结果

Fig.5 Fitting Error distribution of different pixels by using MLS algorithm

4 × 16 的线阵 CdZnTe 探测器的每个探测单元的平均误差由图 5 (a) 所示，可以得到 MLS 算法高能拟合平均误差在 0.0316%，低能拟合平均拟合误差在 0.036%。在探测器像素单元边缘存在明显的噪声差异的条件下，MLS 算法拟合结果获得了较低的误差，由图 5 (b) 可以得到边缘像素单元的拟合误差比中间像素单元在低能条件下高 0.012%，低能条件下高 0.011%，有效降低了探测器像素单元因噪声差异带来的影响，改善了探测器单元之间的不均匀性。

图 6 可以得到线阵 CdZnTe 探测器在低能条件扫描的平均拟合误差为 0.036%，高能条件扫描平均拟合误差是 0.032%，由拟合误差的像素单元分布图 5 (a) 得到，低能条件下的拟合误差要大于高能条件下拟合误差。首先，本文实验所采用 CdZnTe 探测器没有建立物理准直技术和串扰屏蔽措施，低能射线没有进行物理准直，低能散射对拟合结果造成一定程度的干扰。其次，CdZnTe 探测器采用能谱与传统的闪烁体探测器信号获取

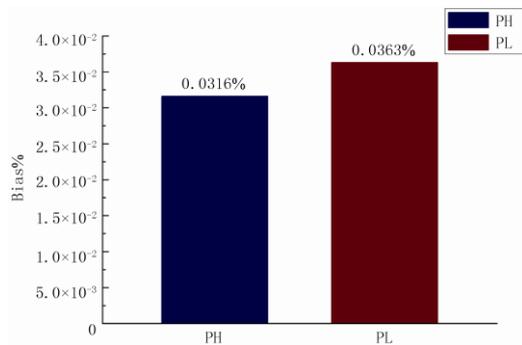


图 6 高、低能平均误差对比

Fig.6 Average error comparison for different energy data

方式不同, 低能辐射探测条件下, 电子空穴对主要产生于 CdZnTe 半导体晶体强调阴极表层, 作为感应电荷信号主要来源的电子载流子在向阳极迁移过程中更容易被晶体内部缺陷俘获, 造成实际低能光子信号强度的降低, 从而造成较高的拟合误差。

表 3 CdZnTe 边缘像素与中间像素的高低能误差

Table 3 Errors of CdZnTe edge pixels and middle pixels under high and low energy conditions

模块	边缘像素序号	高能边缘像素误差	低能边缘像素误差	中间像素序号	高能中间像素误差	低能中间像素误差
模块 1	1	0.108	0.071	5	0.021	0.023
	2	0.076	0.042	6	0.018	0.023
	3	0.022	0.063	7	0.023	0.088
	4	0.017	0.096	8	0.013	0.013
	13	0.018	0.013	9	0.010	0.027
	14	0.014	0.015	10	0.020	0.022
	15	0.014	0.024	11	0.016	0.027
	16	0.057	0.020	12	0.018	0.014
	17	0.056	0.135	21	0.015	0.031
	18	0.015	0.032	22	0.016	0.034
模块 2	19	0.092	0.053	23	0.015	0.016
	20	0.014	0.086	24	0.015	0.017
	29	0.012	0.023	25	0.048	0.052
	30	0.018	0.025	26	0.013	0.033
	31	0.075	0.041	27	0.075	0.063
	32	0.073	0.086	28	0.023	0.045
	33	0.087	0.095	37	0.022	0.026
	34	0.015	0.018	38	0.021	0.018
	35	0.014	0.012	39	0.011	0.047
	36	0.016	0.012	40	0.020	0.021
模块 3	45	0.081	0.058	41	0.015	0.029
	46	0.011	0.021	42	0.068	0.029
	47	0.058	0.026	43	0.013	0.029
	48	0.038	0.028	44	0.079	0.029
	49	0.017	0.069	53	0.017	0.040
	50	0.062	0.029	54	0.032	0.024
	51	0.013	0.019	55	0.013	0.029
	52	0.015	0.020	56	0.015	0.032
	61	0.043	0.020	57	0.083	0.025
	62	0.018	0.015	58	0.018	0.016
模块 4	63	0.015	0.061	59	0.015	0.029
	64	0.022	0.026	60	0.022	0.021
	高能平均误差			0.032		
	低能平均误差			0.036		

表 3 可以得到探测器 64 个像素点分别在高低能条件下, 中间像素与边缘像素的拟合误差值, 对比数据分析, MLS 算法可以有效改善边缘性能较差的像素的拟合效果。此外, 在实际过程中, 个别探测器单元较差的性能特性可以利用算法中的权函数对模块整体性能校正产生一定的影响, 该算法的权函数设置具有灵活性, 可以根据数据具体要求来设置不同的权函数, 这也是提升算法精度的重要因素, 根据数据点的变化设置子域半径, 可以减少算法运行时间。

传统的曲面拟合法中的误差在 0.17% ~ 3.95%, 查找表法的误差低于 5.33%^[17] 与传统方法相比, MLS 算法最大拟合误差 0.12%, 精确度相较传统算法有明显提高, 根据实验拟合数据结果分析, CdZnTe 光子计数探测器像素单元在低能条件下拟合平均误差为 0.032%, 高能条件下拟合平均误差为 0.036%, 不同校正模体厚度最大拟合误差不超过 0.12%, 而探测器边缘像素单元与中心像素单元分别在高低能条件下的拟合误差差异仅为 0.012% 与 0.011%。

实验工作表明, MLS 算法能够有效提高半导体光子计数探测器的骨密度值测量精度, 降低探测器边缘像素单元信号不均匀性差异带来的误差影响, 对目前线阵或面阵光子计数半导体探测器像素差异对骨密度诊断的影响具有良好的改善作用。

3 结论

针对骨密度诊断领域 CdZnTe 线阵光子计数探测器的信号特点, 本文研究分析了基于 MLS 移动最小二乘原理的骨密度测量曲线拟合算法, 所设计的移动最小二乘拟合算法具有较好的紧支性, 通过加强相邻节点的影响, 使得拟合曲面与离散点的距离更小。基于 MLS 曲面拟合算法能够获得较好的离散校正模体厚度值与探测测量所得的高低值非线性拟合关系。

实验进一步表明, 移动最小二乘法的权函数通过设置合理的影响半径可以有效校正光子计数探测器个别像素单元性能较差的节点, 测得 CdZnTe 光子计数探测器像素单元的高能拟合平均误差为 0.032%, 低能拟合平均误差为 0.036%, 不同校正模体厚度的最大拟合误差不超过 0.12%, 且探测器边缘像素单元与中心像素单元在高低能条件下的拟合误差差异仅为 0.012% 与 0.011%。这表明相较传统的查找表法、多项式拟合法, 移动最小二乘拟合算法具有更高的拟合精度, 明显降低探测器边缘像素单元信号不均匀性差异带来的误差影响, 其特有的紧支性对目前光子计数半导体探测器像素单元不均匀性具有良好的改善作用。

参考文献

- [1] FOGELMAN I, BLAKE G M. Different approaches to bone densitometry[J]. Journal of Nuclear Medicine: Official Publication, Society of Nuclear Medicine, 2000, 41(12): 2015-2025.
- [2] 李婵. 宽扇束双能 X 射线骨密度仪研究[D]. 北京: 清华大学, 2014.
LI C. Research on a wide fan-beam dual energy X-ray absorptiometry[D]. Beijing: Tsinghua University, 2014. (in Chinese).
- [3] 时旭. 应用于双能 X 射线骨密度仪数据采集与散射校正系统的研究[D]. 南京: 东南大学, 2018.
SHI X. The study of data acquisition and scattering correction system for dual-energy X-ray absorptiometry[D]. Nanjing: Southeast University, 2018. (in Chinese).

- [4] 李婵, 李亮, 陈志强, 等. 双能 X 射线骨密度仪技术进展综述[J]. CT 理论与应用研究, 2014, 23(5): 717-730.
LI C, LI L, CHEN Z Q, et al. Review of developments of the dual energy X-ray absorptiometry techniques[J]. CT Theory and Applications, 2014, 23(5): 717-730. (in Chinese).
- [5] KEANE B E, SPIEGLER G, DAVIS R. Quantitative evaluation of bone mineral by a radiographic method[J]. British Journal of Radiology, 1959, 32(375): 162.
- [6] GENANT H K, FAULKNER K G, GLÜER C C, et al. Bone densitometry: Current assessment[J]. Osteoporosis International, 1993, 3(S1): 91-97.
- [7] KARANTANAS A H, KALEF-EZRA J A, GLAROS D C. Quantitative computed tomography for bone mineral measurement: Technical aspects, dosimetry, normal data and clinical applications[J]. British Journal of Radiology, 1991, 64(760): 298.
- [8] 刘颖. 基于侧波的定量超声骨密度测量方法[D]. 上海: 上海交通大学, 2008.
LIU Y. Quantitative ultrasound bone density measurement method based on side wave[D]. Shanghai: Shanghai JiaoTong University, 2008. (in Chinese).
- [9] STEIGER P, BLOCK J E, STEIGER S, et al. Spinal bone mineral density measured with quantitative CT: Effect of region of interest, vertebral level, and technique[J]. Radiology, 1990, 175(2): 537-543.
- [10] 陈新文, 杨坤涛. 基于 CZT 探测器的双能 X 射线骨密度测量技术[J]. 光电工程, 2006, 33(11): 65-68.
CHEN X W, YANG K T. Measuring technique of dual energy X-ray bone density based on CZT detector[J]. Optoelectronic Engineering, 2006, 33(11): 819-825.
- [11] 郝佳, 张丽, 陈志强, 等. 多能谱 X 射线成像技术及其在 CT 中的应用[J]. CT 理论与应用研究, 2011, 20(1): 141-150.
HAO J, ZHANG L, CHEN Z Q, et al. Multi-energy X-ray imaging technique and its application in computed tomography[J]. CT Theory and Applications, 2011, 20(1): 141-150. (in Chinese).
- [12] 徐品, 陈爽, 袁刚, 等. 基于光子计数探测器的能谱 CT 的研究[J]. CT 理论与应用研究, 2015, 24(6): 819-825. DOI:10.15953/j.1004-4140.2015.24.06.07.
XU P, CHEN S, YUAN G, et al. Study of spectral CT based on a photon counting detector[J]. CT Theory and Applications, 2015, 24(6): 819-825. DOI:10.15953/j.1004-4140.2015.24.06.07. (in Chinese).
- [13] 闫秋娟. 基于光子计数探测器的 CT 系统构建与成像质量优化[D]. 西安: 西安电子科技大学, 2020.
YAN Q J. CT system construction and imaging quality optimization based on photon counting detector[D]. Xi'an: Xidian University, 2020. (in Chinese).
- [14] CARDINAL H N, FENSTER A. An accurate method for direct dual-energy calibration and decomposition[J]. Medical Physics, 1990, 17(3): 327.
- [15] CARDINAL H N. Theoretical optimization of a split septaless xenon ionization detector for dual-energy chest radiography[J]. Medical Physics, 1988, 15(2): 167.
- [16] 莫镜清, 徐品, 孙明山. 基于光子计数探测器的 X 射线双能骨密度仪投影分解算法[J]. 激光与光电子学进展, 2017, 54(10): 230-238.
MO J Q, XU P, SUN M S. Projective decomposition algorithms for X-ray dual-energy bone densitometer based on photon counting detectors[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2017, 54(10): 230-238. (in Chinese).
- [17] ALAWNEH L M, PARK C J, JARADAT M K, et al. Burnup estimation for plate type fuel assembly of research reactors through the least square fitting method[J]. Annals of Nuclear Energy, 2014, 71: 37-45.
- [18] SALKAUSKAS P L. Surfaces generated by moving least squares methods[J]. Mathematics of Computation, 1981, 37(155): 141-158.
- [19] 曾清红, 卢德唐. 基于移动最小二乘法的曲线曲面拟合[J]. 工程图学学报, 2004, (1): 84-89.
ZENG Q H, LU D T. Curve and surface fitting based on moving least-squares methods[J]. Journal of Engineering Graphics, 2004, (1): 84-89. (in Chinese).

Research of Bone Mineral Density Energy Spectrum Detection Technology Based on High-compact Support Moving Least Square Method

LIU Ping¹, LI Miao¹✉, ZHANG Yanqi¹, MOU Xiaoshuang¹,
ZHANG Youfeng², XI Shouzhi³, ZHANG Baoqiang³

1. Optoelectronic Engineering College, Chongqing University of Posts and Telecommunications, Chongqing 400065, China
2. Shenzhen Angell Technology Company, Shenzhen 518000, China
3. Shanxi Imdetek Company, Xianyang 712000, China

Abstract: The dual-energy X-ray bone densitometer system is the “gold standard” for current X-ray bone density measurement technology, which holds unique advantages such as high measurement accuracy, little time cost and low dosage. In this paper, semiconductor CdZnTe detector module was used to build a bone mineral density energy spectrum measurement platform operated by semiconductor photon. Based on the characteristics of CdZnTe semiconductor detector, we performed the moving least square algorithm on the high-low energy fitting and correction of different materials. The moving least-squares algorithm changes the degree influenced by the surrounding nodes of the target data point through the weight function, which can make the fitting direction of the data point more flexible. The research analyzed the data processing flow of the moving least-squares algorithm performed on the dual-energy X-ray bone density measurement value, and completed the bone density measurement experiment operated by the high-low energy fitting and correction algorithm based on the moving least-squares. According to the experimental results, in this paper we designed and intended to achieve that the dual-energy fitting technology of bone density based on the moving least-squares algorithm can achieve better fitting error accuracy in practical applications, the average fitting error of the detector pixel unit under high-energy conditions is 0.032% while the average fitting error under low-energy conditions is 0.036%. Further data analysis showed that the difference of fitting error between the edge pixels and the center pixels under high and low energy density measurement accuracy of semiconductor detectors, and reduce the influence of errors caused by the pixels at the edge of the detector. The photon-counting detectors have an improving effect on the bone density mineral diagnosis influenced by pixel difference of linear array or plane array photon counting semiconductor detectors.

Keywords: bone mineral density; moving least-squares; dual energy X-ray



作者简介: 刘萍, 女, 重庆邮电大学光电工程学院研究生, 主要从事双能 X 射线骨密度仪研究与应用, E-mail: s190431033@stu.cqupt.edu.cn; 黎淼✉, 重庆邮电大学光电工程学院副教授, 主要从事半导体辐射探测技术、高分辨率高能辐射诊断技术、半导体核电子学、医学影像重建及校正等相关研究, E-mail: limiao@cqupt.edu.cn。