

引用格式: WANG Zongpeng, LAN Chongzhou, WEN Minru, et al. X-ray Multi-energy Imaging Method Using Multi-layer Flat Panel Detector[J]. Acta Photonica Sinica, 2021, 50(9):0911003

王宗朋,蓝重洲,文敏儒,等. 多层平板探测的 X 射线多能成像方法[J]. 光子学报, 2021, 50(9):0911003

多层平板探测的 X 射线多能成像方法

王宗朋¹, 蓝重洲¹, 文敏儒², 叶超¹

(1 深圳市安健科技股份有限公司, 广东 深圳 518000)

(2 广东工业大学 物理与光电工程学院, 广州 510006)

摘要:提出一种使用多层平板探测器获取 X 射线多能图像的成像方法。分别给出单层、多层平板探测器结构,并介绍多层平板探测成像系统工作原理。阐明 X 射线成像原理,并通过仿真探究单能射线切换下的双能成像、双能减影原理。进一步分析不同 kVp, 滤过下 X 射线源的频谱变化,在 kVp 切换成像试验中多次曝光采集胸部体模低、中、高三能图像,发现胸模多能图像中肋骨、肺部区域存在差异,且对多能图像双能减影可实现骨骼增强、抑制。类似地仿真探究单次曝光下双能射线在双层平板中双能成像、减影原理。给出射线源在不同滤过下的能谱变化,在多层平板成像试验单次曝光中分别使第一层、第三层平板采集胸部体模低、高能图像。发现多层平板采集的低、高能图像中肋骨、肺部区域亦存在差异,对其双能减影亦可实现骨骼增强、抑制。试验表明使用多层平板探测可实现 X 射线多能成像。

关键词:X 射线;多层平板探测器;多能成像;双能减影;kVp 切换

中图分类号: TH774; TG115.22

文献标识码: A

doi:10.3788/gzxb20215009.0911003

X-ray Multi-energy Imaging Method Using Multi-layer Flat Panel Detector

WANG Zongpeng¹, LAN Chongzhou¹, WEN Minru², YE Chao¹

(1 Shenzhen Angell Technology Co., Ltd., Shenzhen, Guangdong 518000, China)

(2 School of Physics & Optoelectronic Engineering, Guangdong University of Technology, Guangzhou 510006, China)

Abstract: An imaging method that uses multi-layer flat panel detector to acquire X-ray multi-energy images is proposed. Single layer, multi-layer flat panel detector structure is introduced, as well as multi-layer flat panel detector detection imaging system mechanism. X-ray imaging principle is explained, dual energy imaging, subtraction principles are studied by performing single energy X-ray switching simulation with twice shots. Furthermore, different kVp, filters induced X-ray energy spectrum is analyzed, and low, medium, high energy chest phantom images are acquired by performing kVp switching experiment with several shots. Results show that multi-energy images of chest phantom exhibit difference between rib and lung region, and bone enhancement, suppression can be realized by performing dual energy subtract to multi-energy images. Similarly dual energy imaging, subtraction principles are studied by performing dual energy X-ray excited dual layer flat panel detector imaging simulation with single shot. Same kVp with different filter combination induced X-ray energy spectrum is analyzed, multi-layer flat panel detector imaging experiment with single shot is performed, and low, high energy chest phantom images are acquired by first, third layer flat panel detector. Results show that low, high energy images also exhibit

基金项目:国家自然科学基金(No. 11804057)

第一作者(通讯作者):王宗朋(1990-),男,工程师,硕士,主要研究方向为医疗器械核心部件及大型影像设备新功能的实现。Email: zongpeng39@gmail.com

收稿日期:2021-01-22;录用日期:2021-05-26

<http://www.photon.ac.cn>

difference between rib and lung region, bone enhancement, suppression can also be realized by performing dual energy subtraction. Experiment result proves that X-ray multi-energy imaging using multi-layer flat panel detector detection method is practicable.

Key words: X-ray; Multi-layer flat panel detector; Multi-energy imaging; Dual energy subtraction; kVp switching

OCIS Codes: 110.7440; 040.7480; 310.6845; 100.2960

0 引言

X射线成像系统被广泛应用于医学成像、无损检测等领域^[1]。X射线能谱为多能,如120 kVp表示峰值光子能量为120 keV的频谱,针对射线的探测技术被广泛研究^[2-3]。常用的双能成像技术有快速kVp切换、双源计算机断层扫描(Dual Source Computed Tomography, DSCT)。其中快速kVp切换为配置低能、高能两种的曝光条件,通过快速切换曝光条件获取低、高能图像,进一步地配置不同曝光条件还可实现多能成像^[4];DSCT即通过两套X射线球管系统和两套探测器系统同时采集低、高能图像^[5]。CT一般采用快速kVp切换或DSCT技术实现双能成像,可实现物质分解、虚拟单能成像等功能;受成像系统设计等因素约束,数字X射线成像系统(Digital Radiography, DR)一般采用快速kVp切换技术,对多能图像减影可实现不同物质对比度增强^[6]。

然而kVp切换技术需在不同时刻多次曝光,故该方案对射线利用率低且易出现运动伪影;双源方案一般仅用于CT,且双源较单源辐射剂量约高两倍。为此提出一种使用多层平板探测器,通过单次曝光即可实现X射线多能成像的方法,该方案使用单次曝光成像故可提高射线利用率,降低多能成像曝光剂量,且单次曝光下多层平板采集的多能图像不易出现运动伪影。首先给出多层平板结构及成像系统,进一步探究X射线、kVp切换成像机理,并通过kVp切换多能成像、减影试验验证其可行性。再探究多层平板成像机理,并通过多层平板成像、减影试验验证该方法的可行性。

1 多层平板成像系统

1.1 多层X射线平板结构

图1(a)为单层X射线平板探测器(Flat Panel Detector, FPD),常用的闪烁体材料为CsI,感光层材料为光电二极管及薄膜晶体管(Thin Film Transistor, TFT)阵列^[7]。X射线经闪烁体后转换为可见光,经感光

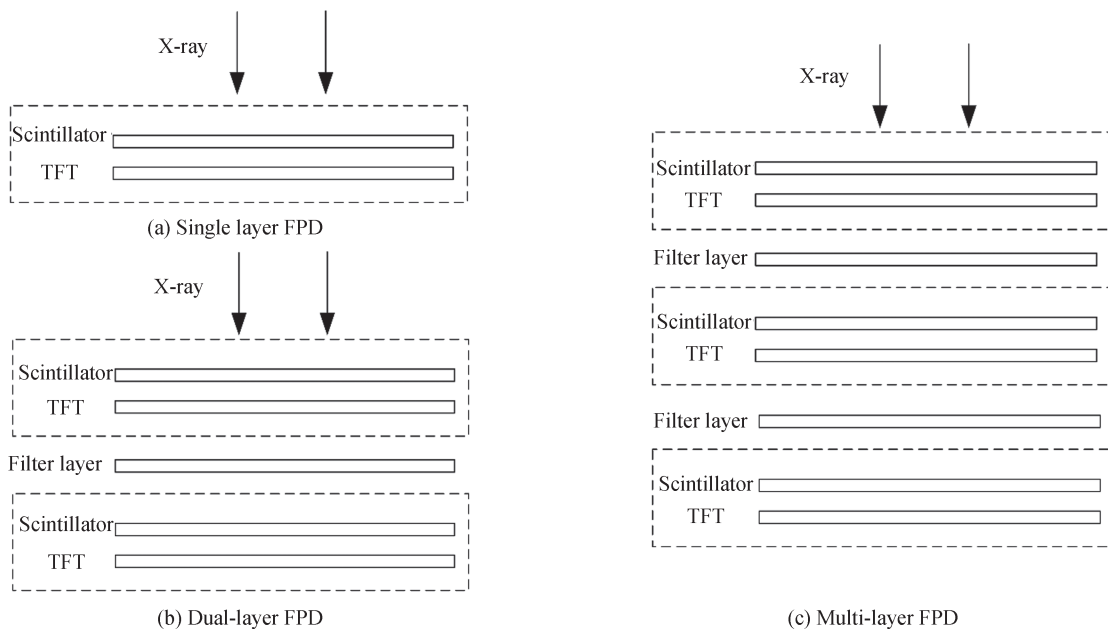


图1 平板探测器结构示意图
Fig.1 Schematic diagram of FPD structure

层光电转换、TFT采集电荷后得到单能图像。

图1(b)为双层X射线平板探测器,X射线经上层平板探测器后得到低能图像,X射线经上层平板、滤过层后通过下层平板探测器得到高能图像,故通过双层平板探测器可获得双能图像。

类似地在双层平板探测器下方叠加滤过、闪烁体和感光层组合即可得到图1(c)所示三层平板探测器,该探测器可通过上、中、下层分别采集得到低能、中能、高能图像。继续添加一定滤过、闪烁体和感光层组合后可得到多层探测器。

1.2 试验装置

图2为多层X射线探测成像系统示意图,成像系统包括工作站、高压发生器、球管、束光器、滤线栅、多层平板探测器、电离室等。工作站给高压发生器设置一定管电压kVp,灯丝电流mA,球管产生锥形束射线。射线有效范围由束光器限定,以达到减少人体受辐射范围以及降低成像中康普顿散射作用,此外射线透射体模后一般需经过滤线栅,以进一步降低散射。射线穿过体模、滤线栅后抵达电离室,若未达到预设值则给出反馈信号令高压延长曝光时间直至达到预设值^[1,8]。此时射线分别被上、中、下三层平板探测得到低、中、高能图像。

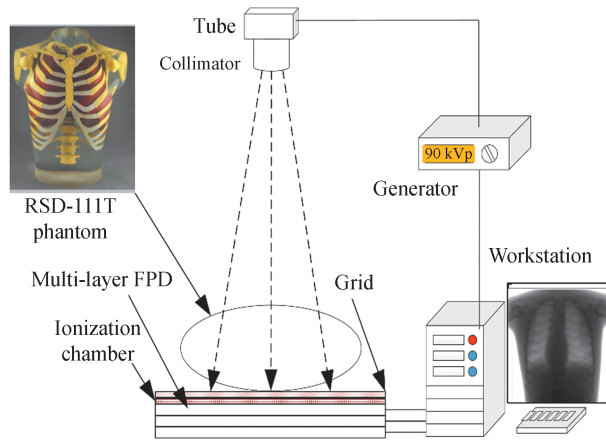


图2 多层平板成像系统示意

Fig.2 Schematic diagram of multi-layer FPD imaging system

成像系统中核心部件为高压发生器、球管、多层平板探测器及工作站,其中X射线球管型号为西门子Ray-14系列,高压发生器、多层平板探测器及工作站皆为安健科技自研部件。

2 kVp切换多能成像方法

2.1 X射线成像原理

图3(a)为管电压120 kVp下归一化后的X射线能量频谱分布 $\Omega(E)$,横轴表示X射线光子能量,纵轴表示归一化后的通量。能谱生成工具为spektr 3.0,由图可知射线能谱为多能且近似泊松分布^[9]。多能射线透射一定厚度的均匀物质后平板探测器采集的信号强度 I 可由式(1)表示,投影强度 p 可由式(2)表示。

$$I = I_0 \int_0^{E_{\max}} \Omega(E) \cdot e^{-\int_L \mu_{E,l} dl} dE \quad (1)$$

$$p = -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = -\ln\left[\int_0^{E_{\max}} \Omega(E) \cdot e^{-\int_L \mu_{E,l} dl} dE\right] \quad (2)$$

式中, I_0 表示射线直射情况下平板探测器采集的信号强度, E 表示射线能量, E_{\max} 表示射线能量峰值, L 表示射线透视物体厚度, $\mu_{E,l}$ 表示射线能量为 E 时 l 处物质的线性衰减系数。

图3(b)为不同X射线能量下,水、肌肉及骨骼的线性衰减系数。由图可知水和肌肉线性衰减系数几乎一致,骨骼与水的线性衰减系数有较大差异;射线在透射过程中低能光子被吸收后逐渐减少,射线平均能量升高,该现象称为射线硬化^[10]。

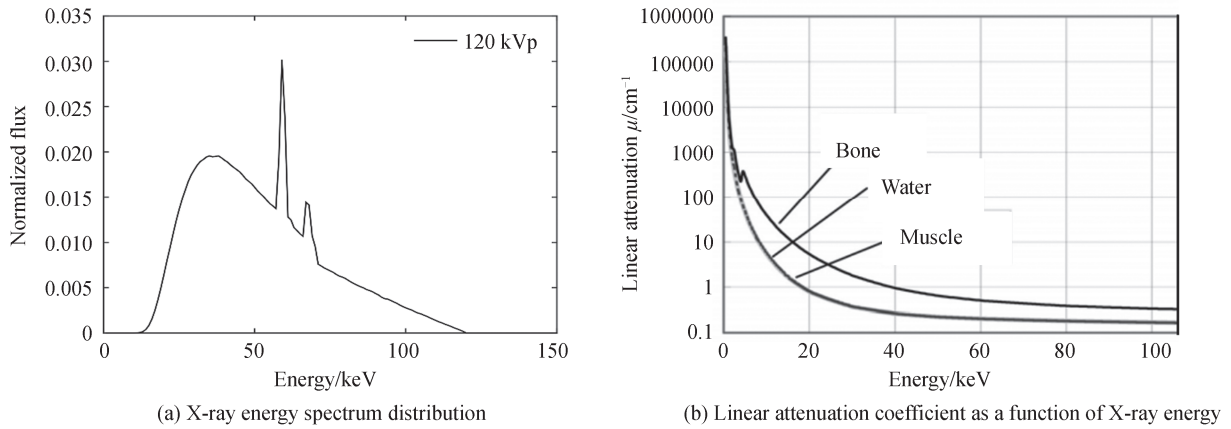


图3 X射线能谱及线性衰减系数与射线能量关系

Fig.3 X-ray energy spectrum and linear attenuation coefficient as a function of X-ray energy

2.2 单能射线切换成像仿真

假定光源为单能射线,通过两次单能射线切换成像过程探究其双能成像、减影机理。单能射线衰减规律服从 Beer-Lambert 定律^[1,11],其透射一定厚度的均匀物质后平板探测器采集的信号强度 I 可由式(3)表示,投影强度 p 可由式(4)表示。

$$I = I_0 e^{-\mu L} \quad (3)$$

$$p = -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \mu L \quad (4)$$

式中, μ 表示单能射线透射下该物质的线性衰减系数。当被透射物体中存在两种物质时(如水、骨骼)。类似 kVp 切换方案,分别使用低能、高能 (E_L , E_H) 射线获取低能、高能图像投影信号 p_L , p_H ,其过程可近似表示为

$$p_L = \mu_{E_L, w} l_w + \mu_{E_L, b} l_b \quad (5)$$

$$p_H = \mu_{E_H, w} l_w + \mu_{E_H, b} l_b \quad (6)$$

式中, w 、 b 分别表示物质为水、骨骼, l_w 、 l_b 分别表示射线透射水、骨骼长度,其高、低能对应线性衰减系数 μ 可通过图 4 查表得到,通过解方程组(5)、(6)实现双能减影,骨骼对比度增强、抑制投影信号 p_b , p_s 可分别表示为

$$p_b = \omega_b p_L - p_H = \omega_b \mu_{E_L, b} l_b - \mu_{E_H, b} l_b \quad (7)$$

$$p_s = \omega_s p_L - p_H = \omega_s \mu_{E_L, w} l_w - \mu_{E_H, w} l_w \quad (8)$$

式中, $\omega_b = \frac{\mu_{E_H, w}}{\mu_{E_L, w}}$ 、 $\omega_s = \frac{\mu_{E_H, b}}{\mu_{E_L, b}}$ 分别表示骨骼增强、抑制系数。故通过双能减影可获得骨骼增强、骨骼抑制图像,此外若物体中存在第三种物质(如造影剂)时,探测器需采集 3 种能量射线下的投影信号方可实现 3 种物质投影信号的对比度增强。在 CT 中该技术还可实现多种物质密度分辨^[11]。

2.3 kVp 切换多能成像

常用的 DR、CT 双能成像技术被称为快速 kVp 切换 (kVp switching),即设定不同的 kVp, mAs 通过两次或多次曝光获得双能/多能图像^[5,12]。

图 4 为有无滤过情况下 60 kVp、90 kVp、120 kVp 激励下球管产生的射线光子能谱,其中横轴表示射线光子能量,纵轴表示单位 mAs 管电流激励下,单位 mm^2 的光子数。发现随着 kVp 由 60 升高至 120,光子数量增多,且射线光子平均能量升高;再分别对 120 kVp 的射线源添加 0.6 mm, 1.2 mm 的 Cu 滤过,发现随着滤过厚度增加,低能光子被过滤,射线光子平均能量升高。

经计算可知,60 kVp 射线能谱光子平均能量约为 33.9 keV,120 kVp 射线能谱光子平均能量约为 51.9 keV,经 1.2 mm Cu 滤过后光子平均能量提高至 77.4 keV,滤过后射线硬化致使部分低能光子被过滤。图 5 为试验采用 RSD-111T 胸部体模,试验探究不同 kVp,滤过后采集的投影效果。kVp 切换多能成像曝光条件如表 1 所示。

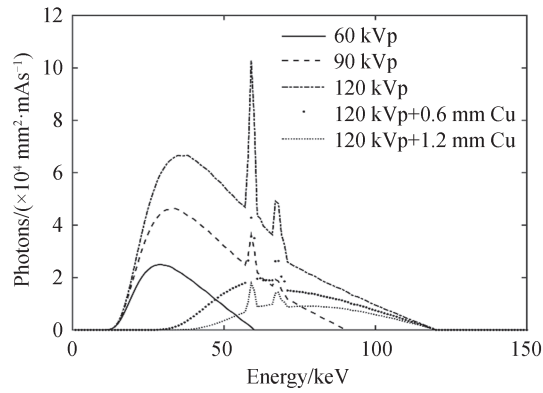


图4 不同kVp滤过下X射线能谱
Fig.4 Different kVp, filters induced X-ray energy spectrum

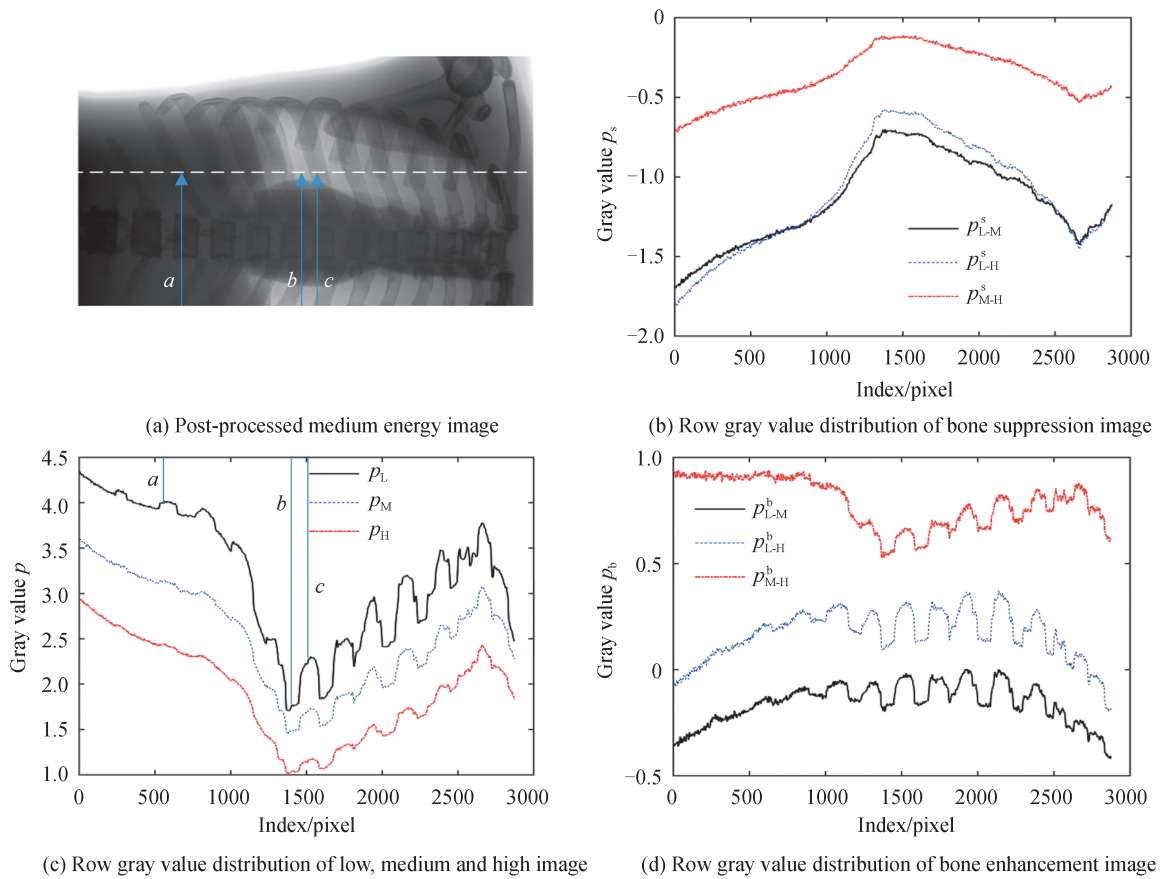


图5 kVp切换多能成像分析
Fig.5 Multi-energy imaging analysis of kVp switching

表1 kVp切换曝光条件
Table 1 kVp switching exposure conditions

Energy level	kVp	mA	mAs	Filter
E_L	60	320	80	/
E_M	120	320	5.6	/
E_H	120	320	20	1.2 mm Cu

图5 (a)为中能图像经后处理图像效果,图5 (c)为低能、中能、高能图像在图5 (a)中白色虚线行的投影信号强度 p_L, p_M, p_H ,该信号可通过式(4)近似得到。由图5 (c)可知低能投影信号高于中能、高能信号,这是

由于部分低能软射线被人体吸收,且光子能量越低透射物体的线性衰减系数越大。再查看肺部、肋骨处灰度分布发现随着射线能量升高,投影信号对比度逐渐降低,这是由于高能射线受射线硬化影响较小,故人体较厚部位透射后的光子数多于低能射线。

进一步通过双能减影^[12]得到合适的权重 ω ,根据式(7)、(8)分别得到骨骼对比度增强、抑制投影信号 p_b 、 p_s 。图5(b)为骨骼抑制投影信号 p_s ,其中 p_{L-M}^s 、 p_{L-H}^s 、 p_{M-H}^s 分别表示低能与中能、低能与高能、中能与高能减影后的骨抑制投影信号,发现经减影后骨骼与软组织对比度被抑制,故可实现骨骼抑制;图5(d)为骨骼增强投影信号 p_b ,其中 p_{L-M}^b 、 p_{L-H}^b 、 p_{M-H}^b 分别表示低能与中能、低能与高能、中能与高能减影后的骨增强投影信号,发现经减影后骨骼与软组织对比度被增强,故可实现骨骼增强。结果表明kVp切换多能成像试验与2.2节中所提仿真结果一致。

3 多层平板多能成像方法

3.1 双能射线双层平板成像仿真

通过仿真双能射线(即两种能量不同的单能射线)透射体模后在双层平板成像过程,解释双层平板双能成像、减影机理。图6(a)为双能射线能谱(含 E_L 、 E_H)的示意图,图6(b)为双层平板成像过程示意图,设射线经过1 mm Cu滤过层后仅剩高能射线 E_H ,则双层平板获取的投影信号 p_L 、 p_H 可分别表示为

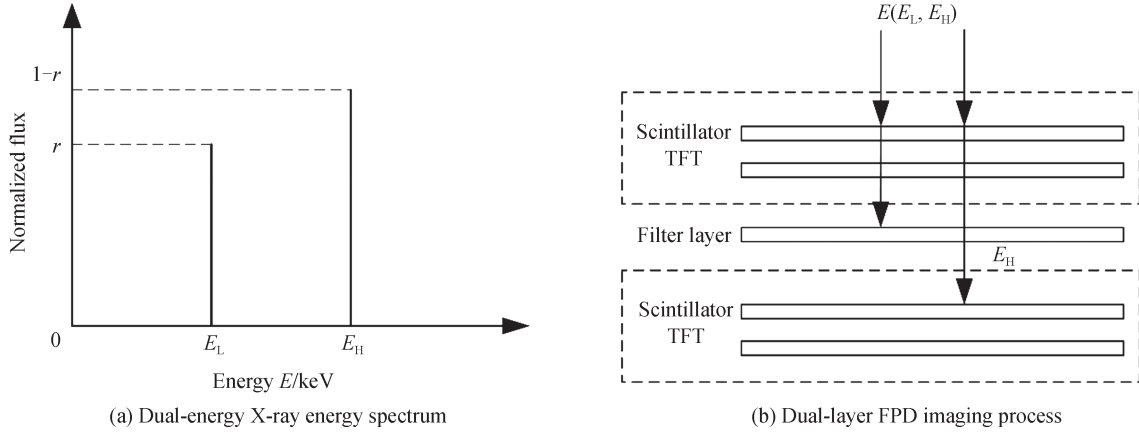


图6 双能射线双层平板成像示意
Fig.6 Schematic diagram of dual-energy excited dual-layer FPD imaging

$$p_L = -\ln \left[r \cdot e^{-\left(\mu_{E_L,w}l_w + \mu_{E_L,b}l_b\right)} + (1-r) \cdot e^{-\left(\mu_{E_H,w}l_w + \mu_{E_H,b}l_b\right)} \right] \quad (9)$$

$$p_H = \mu_{E_H,w}l_w + \mu_{E_H,b}l_b \quad (10)$$

式中, r 表示低能射线在能谱中所占比值,由于 p_L 内含高能、低能能谱信号,故需进一步校正能谱。设

$$p'_L = \mu_{E_L,w}l_w + \mu_{E_L,b}l_b \quad (11)$$

式中, p'_L 表示能谱校正后的低能投影信号,将式(10)、(11)代入式(9)可得

$$p_L = -\ln \left[r \cdot e^{-p'_L} + (1-r) \cdot e^{-p_H} \right] \quad (12)$$

通过式(12)可得

$$p'_L = -\ln \left\{ \left[e^{-p_L} - (1-r) \cdot e^{-p_H} \right] \cdot \frac{1}{r} \right\} \quad (13)$$

上述推导证明,通过式(13)对采集的低能投影信号做能谱校正后得到 p'_L ,类似地可通过求解式(11)、(10)得到双层平板下骨骼对比度增强、抑制投影信号。

3.2 多层平板多能成像

图7为120 kVp下产生的X射线在不同滤过下对应的能谱,采用滤过分别为0.2 mm CsI, 0.5 mm CsI, 0.2 mm CsI+1 mm Cu. 发现随着滤过厚度增加,射线逐渐硬化,低能软射线被过滤且能谱光子平均能量上

升。通过切换 kVp 或者设计双层平板可实现多能成像,在 DR, CT 中分别可实现双能减影、物质分解^[13-15]。

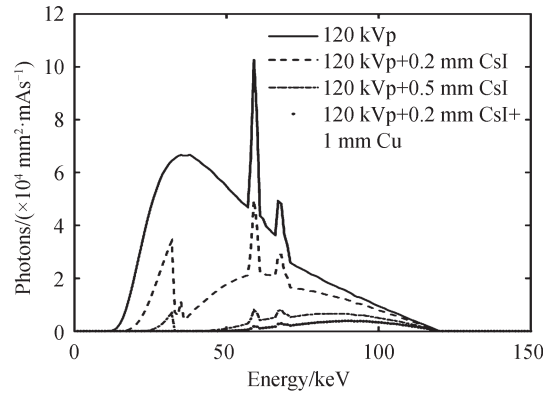


图7 120 kVp, 不同滤过下X射线能谱

Fig.7 Same kVp with different filter combination induced X-ray energy spectrum

多层平板试验采用图 1 (c)所示结构,其中上、中、下层闪烁体厚度范围分别为 l_t , l_m , l_b 。如表 2 所示,层间不添加滤过。射线经第一层闪烁体后变为可见光,且发生硬化,第一层感光层采集胸模低能图像;射线经第二层闪烁体仅硬化不感光,再经过第三层闪烁体后变为可见光,由第三层感光层采集胸模高能图像。图 8 (a) 分别为多层平板采集低能、高能胸模图像在图 5 (a)中白色虚线行的投影信号强度 p_L , p_H 。该投影信号可通过式(4)近似计算得到,此外根据图 7 中 120 kVp 射线分布情况将 r 设为经验值 5/7,进一步通过式(12)优化后得到 p_L , p_H 。由图 8 (a)可知低能、高能投影信号存在差异,第三层采集的高能图像中肺部、肋骨对比度明显低于第一层采集的低能信号。这是由于大部分低能软射线被人体及第一二层平板闪烁体吸收,到达第三层平板的主要是高能射线,故射线经人体较厚部位后抵达第三层平板处的光子数亦较第一层平板处多。

表 2 多层平板成像试验参数

Table 2 Multi-layer FPD imaging experiment parameters

kVp	mAs	$l_t/\mu\text{m}$	$l_m/\mu\text{m}$	$l_b/\mu\text{m}$
120	20	50~100	100~300	400~600

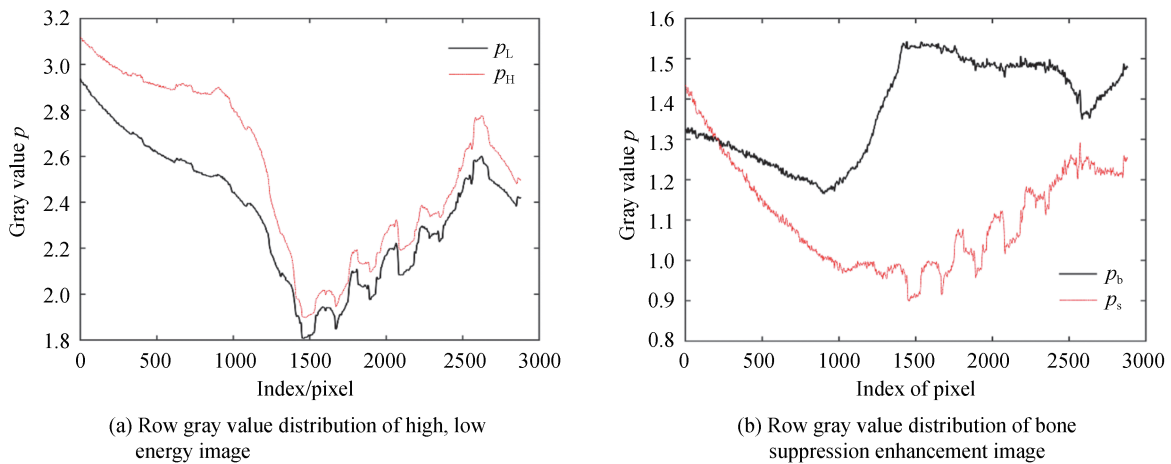


图8 多层平板多能成像分析

Fig.8 Multi-energy imaging analysis of multi-layer FPD

再通过双能减影得到合适的权重 ω ,根据式(7)、(8)分别得到骨骼对比度增强、抑制投影信号 p_b , p_s 。图 8 (b)中黑线为骨骼抑制投影信号 p_s ,发现经减影后骨骼与软组织对比度亦被抑制,故可实现骨骼抑制;图 8 (b)中红线为骨骼增强投影信号 p_b ,发现经减影后骨骼与软组织对比度亦被增强,故可实现骨骼增强。试验结果表明射线经多层平板滤过后,第一层、第三层采集的低、高能图像存在差异,且可实现双能减影,可验证

3.1节所提仿真。图9(a)、(b)、(c)分别为低能图像后处理、骨骼增强、抑制图像效果,骨骼增强图像中肺部、心脏等软组织被抑制,骨骼抑制图像中肋骨抑制。

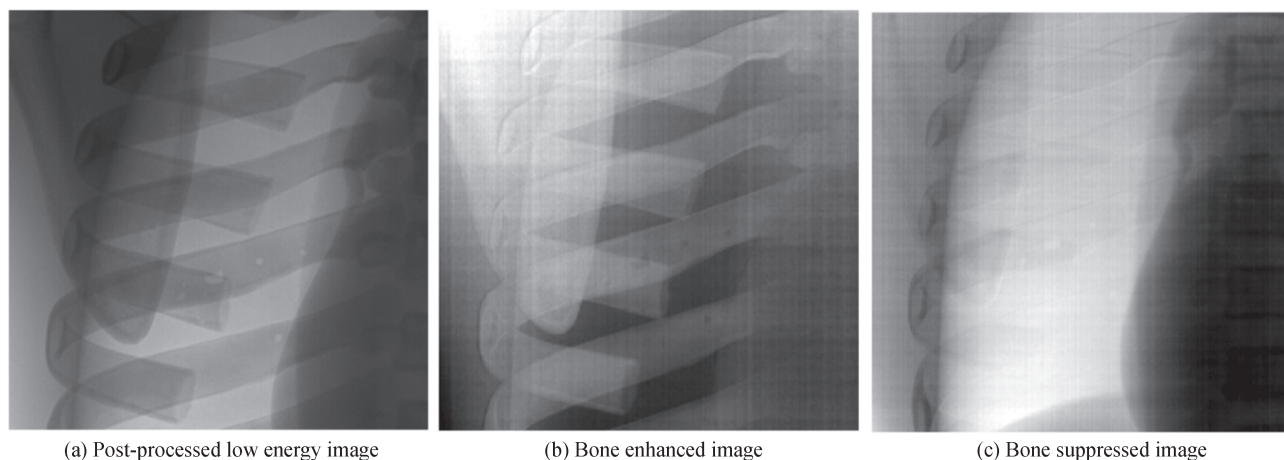


图9 多层平板试验成像效果
Fig.9 Imaging performance of multi-layer FPD test

由图7可知120 kVp射线平均光子能量为51.9 keV,经0.2 mm CsI滤过后变为62.15 keV,再经0.3 mm CsI滤过后变为71.37 keV,能谱中低于40 keV光子基本被人体吸收故几乎不影响第二、三层平板成像。试验表明随着层数增加,平板采集射线能谱平均光子能量升高,故通过多层平板可实现多能成像。

4 结论

研究了一种基于多层平板探测器的X射线多能成像方法,提出了多层平板成像方案并分析验证了其原理。仿真解析了单能射线切换下双能成像、减影原理,通过kVp切换成像试验多次曝光采集了胸部体模低、中、高能图像,试验表明胸模多能图像中肋骨、肺部区域存在差异,且对多能图像双能减影分别实现了骨骼增强、抑制。再通过仿真解析了单次曝光下双能射线在双层平板成像、减影原理,通过多层平板成像试验单次曝光使第一层、第三层平板采集了胸部低能、高能图像,发现多层平板采集的低、高能图像中肋骨、肺部区域存在差异,对其双能减影亦可实现骨骼增强、抑制。试验结果证明使用多层平板探测可实现X射线多能成像。

参考文献

- [1] BUSHBERG J, SEIBERT J, LEIDHOLDT E, et al. The essential physics of medical imaging, 3rd edition [M]. Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- [2] ZHOU Qingyong, WEI Ziqing, JIANG Kun, et al. Research on the test and calibration method of a focusing X-ray detector for pulsar navigation[J]. Acta Photonica Sinica, 2020, 49(6): 0604001.
周庆勇, 魏子卿, 姜坤, 等. 面向脉冲星导航的聚焦型X射线探测器测试标定方法研究[J]. 光子学报, 2020, 49(6): 0604001.
- [3] SHI Jun, LI Miao, LUO Lindongying, et al. An X-ray detection technology with multi-curvature bent crystal[J]. Acta Photonica Sinica, 2020, 49(3): 0322001.
施军, 黎淼, 骆琳冬瑛, 等. 一种变曲率面晶体X射线检测技术[J]. 光子学报, 2020, 49(3): 0322001.
- [4] BOWMAN W, ROBAR J, SATTARIVAND M. Optimizing dual-energy X-ray parameters for the ExacTrac clinical stereoscopic imaging system to enhance soft-tissue imaging[J]. Medical Physics, 2017, 44(3): 823-831.
- [5] KARCAALTINCABA M, AVKUT A. Dual-energy CT revisited with multi-detector CT: review of principles and clinical applications.[J]. Diagnostic & Interventional Radiology, 2011, 17(3): 181-194.
- [6] MCCOLLOUGH C, LENG S, YU L, et al. Dual- and multi-energy CT: principles, technical approaches, and clinical applications[J]. Radiology, 2015, 276(3): 637-653.
- [7] COLBETH R, ALLEN M, DAY D, et al. Flat-panel imaging system for fluoroscopy applications[C]. Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers of Medical Imaging, 1998, 3336(98): 376-387.
- [8] ZHOU Zhenggan, TENG Shenghua, JIANG Wei, et al. X-ray flat-panel-detector-based digital radiography and its image

- calibration[J]. Journal of Beijing University of Aeronautics and Astronautics, 2004, 30(8) : 689-701.
- 周正干,滕升华,江巍,等. X射线平板探测器数字成像及其图像校准[J]. 北京航空航天大学学报, 2004, 30(8): 689-701.
- [9] PUNNOOSE J, XU J, SISNIEGA A, et al. Technical Note: spektr 3.0—A computational tool for X-ray spectrum modeling and analysis[J]. Medical Physics, 2016, 43(8): 4711-4717.
- [10] HSIEH J, MOLTHEN R, DAWSON C, et al. An iterative approach to the beam hardening correction in cone beam CT [J]. Medical Physics, 2000, 27(1):23-29.
- [11] HSIEH J. Computed tomography—principles, design, artifacts and recent advances [M]. Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers Press, 2009.
- [12] ZHAO J, HIBBSOPSAHL B, HOPPLE M. Dual energy X-ray imaging system and method for radiography and mammography[P]. US Patent, 2004.
- [13] ALLEC N, ABBASZADEH S, KARIM K. Single-layer and dual-layer contrast-enhanced mammography using amorphous selenium flat panel detectors[J]. Physics in Medicine & Biology, 2011, 56(18): 5903.
- [14] ZHAO W, VERNEKOHL D, FEI H, et al. A unified material decomposition framework for quantitative dual- and triple-energy CT imaging[J]. Medical Physics, 2018, 45(7):2964-2977.
- [15] MAURINO S, BADANO A, CUNNINGHAM I A, et al. Theoretical and Monte Carlo optimization of a stacked three-layer flat-panel X-ray imager for applications in multi-spectral diagnostic medical imaging[C]. Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers of Medical Imaging, 2016, 9783(3):1-14.