

双能量乳腺 X 射线成像噪声分析与评价方法

陈希, 牟轩沁

(西安交通大学电子与信息工程学院, 710049, 西安)

摘要: 针对双能量乳腺 X 射线成像结果易受到成像噪声影响的问题, 提出了一种新的用于评价成像噪声对双能量计算结果影响的方法. 该方法首先采用乳腺体模在两台临床常用的乳腺 X 射线成像系统中用双能量曝光, 计算出成像噪声大小, 并根据双能量成像物理模型推导出双能量计算结果对成像噪声的敏感度指标公式, 然后依据公式和成像噪声水平评价敏感度大小. 使用该评价方法对成像噪声引起的钙化图像背景区域的波动值以及钙化点的对比度信噪比值进行研究, 仿真结果表明, 成像噪声对双能量计算结果的影响较大, 对于 Essential 系统, 成像噪声会给钙化图像背景区域带来 $100\sim 120\ \mu\text{m}$ 的波动; 对于 DS 系统, 波动为 $160\sim 200\ \mu\text{m}$. Essential 系统的性能明显优于 DS 系统, 更适合于双能量乳腺 X 射线成像.

关键词: 双能量; 乳腺 X 射线; 成像噪声; 敏感度

中图分类号: TP391.1; R811.1 **文献标志码:** A **文章编号:** 0253-987X(2012)08-0008-07

An Analysis and Evaluation Method for Imaging Noise in Dual-Energy Digital Mammography

CHEN Xi, MOU Xuanqin

(School of Electronics and Information Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China)

Abstract: Since the results of dual-energy digital mammography (DEDM) are always influenced by image noise, a new algorithm is presented to evaluate the imaging noise effects and is verified on clinical systems. A breast phantom is exposed using the dual-energy (DE) technique on two clinical systems and then the imaging noise is calculated. A sensitivity formula of DE calcification signal to imaging noise is deduced based on DEDM physical model and is used to evaluate sensitivities. Imaged breast with different calcification clusters is simulated and a calcification image is generated by using an inverse-map function. With this proposed algorithm, evaluations are performed by comparing the root-mean-square of calcification signal fluctuations in background regions with the contrast-noise-ratio of calcification signals in clusters. The simulation results show that the imaging noise has a big impact on DEDM calcification signals, and causes $100\sim 120\ \mu\text{m}$ calcification signal fluctuations on GE Senographe Essential system and $160\sim 200\ \mu\text{m}$ fluctuations on GE Senographe DS system. It shows that the essential system is more effective in DEDM.

Keywords: dual-energy; digital mammography; imaging noise; sensitivity

乳腺 X 射线摄影是发现早期乳腺癌、降低乳腺癌死亡率的最有效方法. 钙化点是乳腺癌的早期和

主要征兆, 乳腺 X 射线摄影的一大特点是能检出以钙化点为主要表现的乳腺癌. 乳腺 X 射线成像中,

在均匀软组织背景下,仍可见微小钙化点.然而,乳腺导管、血管、腺体组织以及病变组织块都会使乳腺软组织背景不均匀,“遮挡”了钙化点,使得对钙化点的探测能力显著下降.将双能量 X 射线成像技术应用于乳腺成像,可以较好地解决这一问题.

X 射线穿过人体组织过程中因发生光电吸收效应和康普顿散射效应而衰减.双能量方法是通过对穿透不同人体组织、经不同强度的光电吸收和康普顿效应衰减后的 X 射线信号进行分离处理,从而选择性消除骨钙或软组织成分,得出单纯软组织或骨钙组织的图像.

双能量方法可以应用在多个临床领域^[1-6].双能量乳腺 X 射线成像是在高能和低能光谱条件下,分别对人体乳腺进行曝光,利用不同物质对不同能量的 X 射线衰减能力不同这一特点,将高能和低能图像进行合成,从而压缩乳腺中脂肪组织和腺体组织的对比度,消除软组织结构背景不均匀,从而提高对钙化点的探测能力.

双能量乳腺 X 射线成像中包含各种误差和噪声,主要有多项式拟合误差^[1]、散射^[2]、标定体模误差^[3]以及成像噪声.成像噪声(主要是量子噪声,也有少部分系统噪声)必然会对双能量成像结果(主要是钙化信号)造成影响.

本文提出了一种新的计算方法用于评价成像噪声对双能量计算结果的影响,并在实际设备上进行了实验和计算.

1 乳腺机的噪声水平测量

1.1 数字乳腺 X 射线成像系统

本文涉及的数字乳腺 X 射线成像系统均为 GE 公司生产的全景数字乳腺 X 射线成像系统.本文对 GE Senographe DS 和 GE Senographe Essential 两个系统的成像噪声进行了评估,其中涉及的 DS 系统属于香港伊丽莎白医院放射科,Essential 系统属于美国芝加哥大学医院乳腺成像中心.

DS 和 Essential 成像系统的探测器均为 CsI:Tl 转换层(针结构)的 aSi:H+TFT 平板探测器,每个像素的大小为 100 μm,获取数据的动态范围为 14 bit,但是视野大小不同.DS 系统的视野大小为常规的 19.2 cm×23 cm,每幅图像的大小为 1 914×2 294 像素,大约为 9 MB;Essential 系统的视野大小为 24 cm×30.7 cm,可以对比较大的乳腺进行全景成像,每幅图像的大小为 2 394×3 062 像素,大约为 14 MB.Essential 系统的探测器设计比 DS 系统

更为先进,图像质量更好.

1.2 乳腺机双能量成像噪声水平的测量

人们对双能量乳腺 X 射线成像的研究,是在不增加病人曝光剂量的前提下进行的.因此,双能量乳腺 X 射线成像中 2 次曝光所使用的剂量之和与常规乳腺 X 射线摄影一次曝光所使用的剂量相当,即双能量成像每次曝光所使用的剂量约为常规乳腺 X 射线摄影曝光剂量的一半^[4].本文采用 Rh 靶、大焦点、Rh 滤过板、低能(28 kV, 50 mA·s)、高能(48 kV, 12.5 mA·s)的成像条件.

本文使用的成像对象是 CIRS 公司生产的乳腺体模 Model 017,如图 1 所示.该体模为 12 cm×10 cm×4 cm(长×宽×高)的矩形块,是密度台阶体模,用来模拟不同的乳腺腺体和脂肪比例.体模两端是等效水模块,中间透明部分是 PMMA 树脂模块,不同的颜色等效于不同腺体比例的乳腺组织,从左至右分别为 100%、70%、50%、45%、30%和 0%.在乳腺 X 射线能量范围内,体模材料的衰减系数与真实乳腺组织非常接近.体模材料的平均元素组成是模拟 Hammerstein^[7]测量的真实人体乳腺的腺体和脂肪的元素组成.



图 1 CIRS 乳腺体模 Model 017

将乳腺体模分别置于 2 个成像系统中进行双能量曝光,对系统的成像噪声进行评价.在 2 组不同的成像条件下,分别获取乳腺体模的高能和低能图像.本文采用噪声水平指标 δ 来评价图像噪声水平

$$\delta = R_{ms}/m \tag{1}$$

式中: R_{ms} 和 m 分别为图像中所选区域的均方根和均值.

在 2 组高能和低能图像中,分别选取不同区域进行噪声比较,比较结果如表 1 所示.表 1 是在体模图像中的各个腺体比例选取 50×50 像素的矩形区域进行噪声比较.从表中数据可以看出,Essential 系统比 DS 系统的成像噪声要小,成像噪声随着腺体比例的升高而变大,尤其是对低能图像.这主要是由于在低能条件下,随着腺体比例提高,到达探测器表面的光子数迅速减少.在低能条件下,Essential

系统的平均噪声水平指标为 1.04%, DS 系统的平均噪声水平指标为 1.42%; 在高能条件下, Essential 系统的平均噪声水平指标为 0.47%, DS 系统的平均噪声水平指标为 0.79%. Essential 系统的成像噪声大约为 DS 系统的 60%.

表 1 50×50 像素矩形区域成像系统噪声比较

腺体比例/%	$\delta/\%$			
	低能 Es	高能 Es	低能 DS	高能 DS
0	0.85	0.43	1.11	0.70
30	0.88	0.43	1.27	0.70
50	0.98	0.44	1.35	0.76
70	1.15	0.52	1.47	0.80
100	1.32	0.52	1.92	0.97

2 双能量计算结果的成像噪声敏感度

2.1 双能量乳腺 X 射线成像物理模型

乳腺 X 射线成像时, 乳腺被压迫到基本均匀的厚度 T , 包括了脂肪厚度 t_a 、腺体厚度 t_g 和钙化点厚度 t_c . 由于厚度 T 可以通过成像设备很方便地得到, 是已知量, 而钙化点在乳腺中是稀疏分布且厚度很小, 一般情况下在几十微米到几百微米之间, 故原本要求的 3 个未知量 t_a 、 t_g 、 t_c 可以转化成 2 个未知量——腺体比例 $g = t_a/(t_a + t_g) \approx t_g/T$ 和钙化点厚度 t_c , 这样就可以通过双能量的方法求解.

入射光谱穿过乳腺, 到达探测器的光子流量为

$$F(E) = F_0(E) \cdot$$

$$\exp[-\mu_a(E)T - g(\mu_g(E) - \mu_a(E))T - \mu_c(E)t_c] \quad (2)$$

式中: $F_0(E)$ 和 $F(E)$ 分别是到达乳腺表面的入射光子流量和穿过乳腺到达探测器表面的出射光子流量; $\mu_a(E)$ 、 $\mu_g(E)$ 和 $\mu_c(E)$ 分别为脂肪组织、腺体组织和钙化点的线性衰减系数. 上述函数均为光子能量 E 的函数.

在实际的双能量成像计算中, 会使用对数信号函数 D_l 和 D_h , 其中 l, h 分别表示低、高能量. D_l 和 D_h 分别定义为参考信号 I_l 和 I_h 与经过乳腺衰减后的信号 I_l 和 I_h 之比的自然对数, 其中参考信号 I_l 和 I_h 可选择合理的常数. 根据 X 射线成像的物理学原理, 低能和高能光谱分别穿过乳腺后可以得到 2 个对数信号 D_l 和 D_h

$$D_l(t_c, g) = \ln\left(\frac{I_l}{I_l}\right) =$$

$$\ln(I_l) - \ln\left(\int F_{0l}(E) \exp[-\mu_a(E)T - g(\mu_g(E) - \mu_a(E))T - \mu_c(E)t_c] Q(E) dE\right) \quad (3)$$

$$D_h(t_c, g) = \ln\left(\frac{I_h}{I_h}\right) =$$

$$\ln(I_h) - \ln\left(\int F_{0h}(E) \exp[-\mu_a(E)T - g(\mu_g(E) - \mu_a(E))T - \mu_c(E)t_c] Q(E) dE\right) \quad (4)$$

式中: $Q(E)$ 是探测器响应函数; $F_{0l}(E)$ 、 $F_{0h}(E)$ 分别是低能和高能入射光子流量. 式(3)、式(4)为双能量乳腺 X 射线成像物理模型, 钙化点厚度 t_c 和腺体比例 g 是双能量成像要计算的结果.

2.2 双能量乳腺 X 射线成像计算

双能量乳腺 X 射线成像的目标就是将测量的对数信号 $D_l(t_c, g)$ 和 $D_h(t_c, g)$ 转换为钙化点的厚度 $t_c(D_l, D_h)$ 和腺体比例 $g(D_l, D_h)$. 如果各种信息已知, 可以直接从式(3)、式(4)中求解出 t_c 和 g . 由于乳腺成像中, 主要关注点是钙化点的存在与大小, 本文只针对钙化信号 t_c 展开讨论. 在实际临床中, 入射光谱、 $F_{0l}(E)$ 、 $F_{0h}(E)$ 及探测器响应 $Q(E)$ 的准确信息很难得到, 直接求解式(3)、式(4)不现实. 为了解决医学诊断中广谱 X 射线条件下双能量成像计算的困难, 人们提出了采用逆映射函数法, 通过多项式完成计算, 如式(5)所示

$$t_c = k_{c0} + k_{c1}D_l + k_{c2}D_h + k_{c3}D_l^2 + k_{c4}D_h^2 + k_{c5}D_lD_h + k_{c6}D_l^3 + k_{c7}D_h^3 \quad (5)$$

式中的系数 $k_{ci}(i=0, \dots, 7)$ 通过对若干组标定数据进行最小二乘拟合得到. 过程如下: 在同一个乳腺成像系统中, 对已知的不同腺体比例的乳腺体模和不同厚度的钙化点组合进行曝光, 得到若干组标定数据 (t_c, g, D_l, D_h) , 由于每组标定数据中的 4 个量都已知, 因而可以用最小二乘法求出系数 k_{ci} 的值. 在双能量成像计算时, 将成像对象的对数信号 (D_l, D_h) 代入式(5)中, 就可以求出 t_c 的值.

2.3 成像噪声敏感度公式

双能量乳腺 X 射线成像中, 对数信号 D_l 和 D_h 包含的噪声有散射量、量子噪声和系统噪声. 其中, 散射量是可以通过多种途径进行校正的^[7]. 量子噪声和各种系统噪声统称为成像噪声, 本文主要讨论成像噪声对双能量计算结果的影响. 由于参考信号 I_l 和 I_h 可认为是常数, 成像噪声只包含在 I_l 和 I_h 中, 因此从双能量乳腺 X 射线成像物理模型式(3)、式(4)中可以推导出双能量计算结果 t_c 相对于 I_l 和

I_h 的噪声的敏感度指标表达式. 如此, 双能量成像计算结果相对于成像噪声的敏感度指标可以定义为 t_c 相对于 I_l 和 I_h 的变化率, 即

$$\xi_l = \frac{\partial t_c / t_c}{\partial I_l / I_l}; \quad \xi_h = \frac{\partial t_c / t_c}{\partial I_h / I_h} \quad (6)$$

下面给出和的推导过程. 首先, 从式(3)、式(4)可以得到

$$I_l = \int F_{0l}(E) \exp[-\mu_a(E)T - g(\mu_g(E) - \mu_a(E))T - \mu_c(E)t_c] Q(E) dE \quad (7)$$

$$I_h = \int F_{0h}(E) \exp[-\mu_a(E)T - g(\mu_g(E) - \mu_a(E))T - \mu_c(E)t_c] Q(E) dE \quad (8)$$

式(7)、(8)可以转化为

$$J_1 = \int F_{0l}(E) \exp[-\mu_a(E)T - g(\mu_g(E) - \mu_a(E))T - \mu_c(E)t_c] Q(E) dE - I_l \equiv 0 \quad (9)$$

$$J_2 = \int F_{0h}(E) \exp[-\mu_a(E)T - g(\mu_g(E) - \mu_a(E))T - \mu_c(E)t_c] Q(E) dE - I_h \equiv 0 \quad (10)$$

对式(9)、式(10)采用方程组隐函数微分法对对数信号 I_l 求偏导

$$\begin{cases} \frac{\partial J_1}{\partial I_l} + \frac{\partial J_1}{\partial t_c} \frac{\partial t_c}{\partial I_l} + \frac{\partial J_1}{\partial g} \frac{\partial g}{\partial I_l} = 0 \\ \frac{\partial J_2}{\partial I_l} + \frac{\partial J_2}{\partial t_c} \frac{\partial t_c}{\partial I_l} + \frac{\partial J_2}{\partial g} \frac{\partial g}{\partial I_l} = 0 \end{cases} \Rightarrow \begin{cases} -1 + R_c \frac{\partial t_c}{\partial I_l} + R_g \frac{\partial g}{\partial I_l} = 0 \\ S_c \frac{\partial t_c}{\partial I_l} + S_g \frac{\partial g}{\partial I_l} = 0 \end{cases} \quad (11)$$

式中: $R_c = \partial J_1 / \partial t_c$; $R_g = \partial J_1 / \partial g$; $S_c = \partial J_2 / \partial t_c$; $S_g = \partial J_2 / \partial g$.

因此可以计算出

$$\xi_l = \frac{\partial t_c / t_c}{\partial I_l / I_l} = \frac{S_g}{R_c S_g - R_g S_c} \frac{I_l}{t_c} \quad (12)$$

同理, 对式(9)、式(10)采用方程组隐函数微分法对测量值 I_h 求偏导, 可以得到

$$\xi_h = \frac{\partial t_c / t_c}{\partial I_h / I_h} = \frac{S_g}{R_c S_g - R_g S_c} \frac{I_h}{t_c} \quad (13)$$

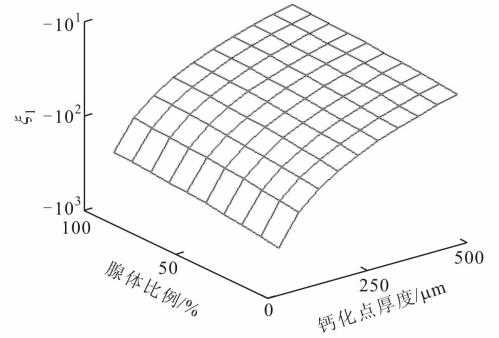
2.4 成像噪声敏感度计算

根据式(12)、(13)和公开发表的数据计算了双能量计算结果 t_c 相对于 I_l 和 I_h 所包含的成像噪声的敏感度. 本文中球管光谱数据来自于 Fewell 和 Shuping 的测量结果^[8]. 高、低电压的球管光谱分别为 25 kV 和 50 kV 的 Mo 靶光谱, Mo 靶采用 0.03 mm Mo 滤过板. 探测器设定为 CsI: Tl 转换层的

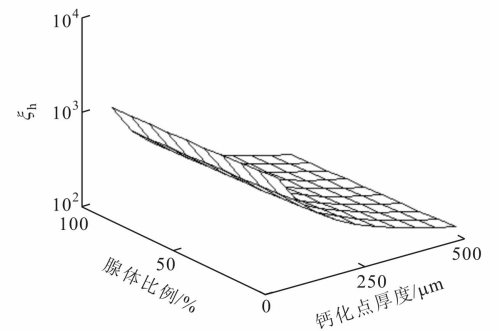
aSi: H+TFT 平板探测器. 因为平板探测器的转化效率很高, 所以本文假设被吸收的 X 射线光子全部被转化为可见光子.

计算中成像对象为人体乳腺和碳酸钙钙化点. 乳腺厚度定义为 4 cm, 钙化点默认为立方体. 人体乳腺的腺体组织和脂肪组织元素构成从参考文献[7]中得到. 脂肪组织密度为 0.93 g/cm³, 腺体组织密度为 1.04 g/cm³, 碳酸钙(CaCO₃)钙化点密度为 2.71 g/cm³. 以上各种材料的质量衰减系数从 NIST(National Institute of Standards and Technology)公布的数据库 XCOM^[9]中得到.

图 2 给出了钙化点厚度为 50~500 μm、腺体比例为 5%~95% 时敏感度指标 ξ_l 和 ξ_h 的计算结果. 从图 2 中可以看出, 当钙化点厚度和腺体比例分别在 50~500 μm、5%~95% 范围变化时, ξ_l 在 -374~-23 之间变化, ξ_h 在 1 217~101 之间变化. 双能量 X 射线成像的噪声敏感度较高, 易受成像噪声影响, 成像结果更易受高能曝光中的噪声影响.



(a) 低能量敏感度指标



(b) 高能量敏感度指标

图 2 敏感度指标值

3 成像噪声对钙化信号的影响

根据 X 射线的物理特性, 到达探测器表面的 X

射线光子服从泊松分布. 由于在诊断 X 射线成像中,到达探测器表面的光子数很大,可以近似地认为光子数服从高斯分布. 乳腺 X 射线成像中,成像噪声主要是量子噪声,所以假定成像噪声也服从高斯分布.

设定成像对象为人体乳腺,包含 5 个腺体比例 0%、30%、50%、70%、100% 和 5 种钙化点厚度 100、150、200、250、300 μm ,共 25 个钙化点簇,每簇有 100 个钙化点. 根据 2.3 节中列出的光谱数据、探测器数据、乳腺和钙化点组成以及衰减等公开数据,利用式(3)、式(4)计算出高能和低能图像中每一个像素点的曝光值. 依据表 1 中列出的 2 种成像系统的噪声水平,仿真生成高斯分布的量子噪声,再与曝光值叠加,本文仿真生成了高能(50 kV,50 mA·s)和低能(25 kV,12.5 mA·s)各 2 幅图像(1 500×1 500 像素),分别对应 2 个成像系统. 图 3 给出了对应于 Essential 系统的高能仿真图像,腺体比例从左至右依次升高.

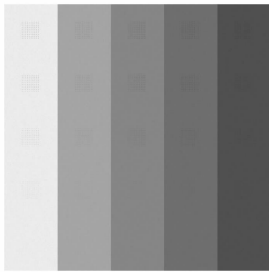


图 3 对应于 Essential 系统的高能仿真图像

根据生成的包含噪声的高能、低能图像,可以计算出双能量钙化图像,具体过程如下. 针对每一组高能、低能图像,将每个像素对的曝光值结合参考信号,得到(D_l , D_h). 由于使用了仿真图像,光谱数据和探测器响应都已知,可以根据式(3)、式(4)计算出每个像素对对应的 t_c 值. 当然,也可以通过 2.2 节的方法通过逆映射函数式(5)进行计算,这时得到的 t_c 值包含多项式拟合误差. 研究显示,该误差很小,对计算结果影响不大. 计算出的每个像素处的 t_c 值,构成了钙化图像. 图 4 给出了 Essential 系统生成的双能量钙化图像,为了显示清楚,只给出了局部.

如果在理想的无噪声条件下,钙化图像的背景区域(无钙化点出现)信号应当为 0. 成像噪声会给钙化图像背景区域带来波动,表 2 列出了背景区域钙化信号的均值(m_c)以及均方根(R_{msc}).

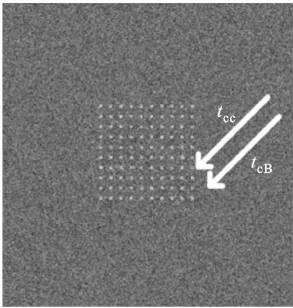


图 4 Essential 系统生成的双能量钙化图像
(腺体比例 50%,钙化点厚度 300 μm ,局部)

表 2 成像噪声给双能量钙化图像背景区域带来的波动

腺体比例/%	$m_c/\mu\text{m}$		$R_{\text{msc}}/\mu\text{m}$	
	Essential	DS	Essential	DS
10	1	1	105	165
30	—1	—1	106	172
50	2	3	114	174
70	2	3	116	177
100	—4	—8	121	203

长期以来的研究显示,如果钙化点能被检测到,钙化点处的对比度信噪比 R_c 必须大于一个阈值,本文中选取的阈值为 3. 对于每一个钙化点,根据文献[10]提出的改进 ROSE 模型,本文设计了下式来计算每个钙化点的 R_c 值

$$R_c = \frac{|t_{cc} - t_{cb}|}{\sigma_{cb}} A^{1/2} \tag{14}$$

式中: t_{cc} 是钙化图像中钙化点处的平均信号值; t_{cb} 是该钙化点周围 50×50 像素背景区域的平均钙化信号值,如图 4 所示; σ_{cb} 是背景区域噪声; A 是钙化点的面积. 本文对于每一个钙化点都计算了 R_c ,并且统计出在不同腺体比例下,每个钙化点簇中 R_c 大于 3 的钙化点个数,如表 3、表 4 所示.

从表 3 中可以看出,对于 Essential 系统,成像噪声给钙化信号带来的波动大约为 100~120 μm ,对于 DS 系统,钙化信号的波动大约为 160~200 μm . 随着腺体比例的增大,波动越来越大. 从表 1 中可以看到,Essential 系统的成像噪声大约为 DS 系统的噪声的 60%,经过双能量计算,Essential 系统的钙化信号的波动也大约为 DS 系统的 60%.

从表 3 和表 4 的数据可以看出,双能量计算结果对高能和低能图像中所包含的成像噪声还是很敏

感的. 当腺体比例为 50%且钙化点厚度为 200 μm 时,对于 Essential 系统,73%的钙化点的 R_c 值可以达到 3;对于 DS 系统,23%的钙化点的 R_c 值可以达到 3. 当钙化点厚度为 250 μm 时,使用 Essential 系统,99%以上的钙化点的 R_c 值可以达到 3;使用 DS 系统,只有 60%以上的钙化点的 R_c 值达到 3. 根据表 3 和表 4 的数据,可以绘出腺体比例为 50%时,钙化点检出率的曲线图,如图 5 所示. 从图中可以看出,对于 Essential 系统,钙化点厚度大于 180 μm 时, $R_c \geq 3$ 的检出率会超过 50%,而钙化点厚度小于 120 μm 时,几乎看不见. 对于 DS 系统,钙化点大于 220 μm 时, $R_c \geq 3$ 的概率会超过 50%,而钙化点小 150 μm 时,几乎看不见. Essential 系统对钙化点的检出率显著高于 DS 系统.

表 3 不同腺体比例下 Essential 系统每簇钙化点中 $R_c \geq 3$ 的钙化点个数

钙化点 厚度/ μm	钙化点个数				
	0%	30%	50%	70%	100%
100	1	0	0	0	0
150	22	21	15	12	11
200	84	72	73	69	61
250	100	100	100	99	99
300	100	100	100	100	100

表 4 不同腺体比例下 DS 系统每簇钙化点中 $R_c \geq 3$ 的钙化点个数

钙化点 厚度/ μm	钙化点个数				
	0%	30%	50%	70%	100%
100	0	0	0	0	0
150	7	7	3	1	1
200	29	25	23	23	13
250	87	79	77	72	60
300	100	100	100	97	94

从实验结果中可以看出,临床使用的乳腺 X 射线系统的成像噪声对双能量乳腺 X 射线钙化成像的计算结果影响较大. 尽管双能量成像可以压缩组织结构对钙化点检测的影响(消除了乳腺脂肪组织和腺体组织间的对比度),但钙化图像中的噪声也比较大. 主要原因是:①从图 2 可以看出,双能量 X 射线成像的噪声敏感度较高,易受成像噪声影响;②为

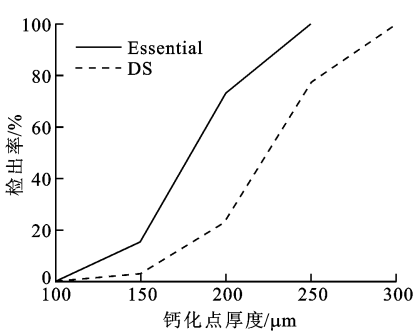


图 5 腺体比例 50%时钙化点检出率曲线图

了不给病人增加额外曝光剂量,双能量成像时每次曝光的剂量约为常规乳腺 X 射线成像剂量的一半,因此高能和低能图像本身都包含较高的成像噪声,这些噪声在双能量计算时会进入到最后的钙化图像. 此外,根据噪声敏感度分析,钙化点信号更容易受高能量成像噪声的影响,因此适当地选择高、低能曝光的剂量分配,以及针对高能图像设计去噪算法,可以很好地消除噪声的影响. 设计去噪算法对于提高双能量乳腺 X 射线成像技术的临床价值是非常重要的.

4 结 论

本文对 2 种常见的乳腺 X 射线数字成像系统 DS 和 Essential 的成像噪声进行了评价,对双能量成像结果对成像噪声的敏感度进行了计算. 结果显示:Essential 系统的成像噪声大约是 DS 系统的 60%;成像噪声对双能量乳腺 X 射线的钙化计算结果影响较大;对于 Essential 系统,双能量钙化图像中背景信号的波动为 100~120 μm ,当钙化点厚度大于 180 μm 时,有超过 50%的钙化点的对比度信噪比达到 3;对于 DS 系统,双能量钙化图像中背景信号的波动为 160~200 μm ,当钙化点厚度大于 220 μm 时,有超过 50%的钙化点对比度信噪比达到 3;Essential 系统的性能明显优于 DS 系统,更适合于双能量乳腺 X 射线成像. 此外,双能量计算的钙化点信号更容易受高能成像中噪声的影响,可以根据这些特点有针对性地设计去噪算法和双能量成像中的剂量分配方案,以便降低噪声影响,提高临床实用性.

参考文献:

[1] KAPPADATH C S, SHAW C C. Dual-energy digital mammography: calibration and inverse-mapping techniques to estimate calcification thickness and glandular-

- tissue ratio [J]. Medical Physics, 2003, 30(6):1110-1117.
- [2] CHEN Xi, NISHIKAWA R, CHAN S, et al. Algorithmic scatter correction in dual-energy digital mammography for calcification imaging [EB/OL]. [2012-03-02]. http://spiedigitallibrary.org/proceedings/resource/2/psisdg/8313/1/83130E_1.
- [3] MOU Xuanqin, CHEN Xi, SUN Lijun, et al. The impact of calibration phantom errors on dual-energy digital mammography [J]. Physics in Medicine and Biology, 2008, 53(22):6321-6336.
- [4] BLIZNAKOVA K, KOLITSI Z, PALLIKARAKIS N. Dual-energy mammography: simulation studies [J]. Physics in Medicine and Biology, 2006, 51(10):4497-4515.
- [5] 杨凯, 陈林, 江泓, 等. DDR 双能量减影普通胸片与骨组织像诊断肋骨骨折的价值[J]. 中国医学影像学杂志, 2005, 13 (2), 119-121.
YANG Kai, CHEN Lin, JIANG Hong, et al. The value of standard pa chest image and bone image of dual energy subtraction with DDR in diagnostic rib fracture [J]. Chinese Journal of Medical Imaging, 2005, 13 (2):119-121.
- [6] 邓凯, 柳澄, 马睿, 等. 双能量 CT 头颈部血管减影成像的效果评价及临床应用[J]. 医学影像学杂志, 2011, 21(2):167-170.
DENG Kai, LIU Cheng, MA Rui, et al. Clinical evaluation of dual energy bone removal in CT angiography of the head and neck [J]. Journal of Medical Imaging, 2011, 21(2):167-170.
- [7] HAMMERSTEIN G, MILLER D, WHITE D. Absorbed radiation dose in mammography [J]. Radiology, 1979, 130(2):485-491.
- [8] FEWELL T R, SHUPING R E. Handbook of mammographic X-ray spectra [M]. Washington DC, USA: HEW Publication (FDA), 1978: 56-69.
- [9] BERGER M, HUBBEL J, SELTZER S, et al. XCOM: photon cross sections database, NIST standard reference database 8 (XGAM) [EB/OL]. [2011-11-25]. <http://www.physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/Text/XCOM.html>.
- [10] LUO Tao, MOU Xuanqin, TANG Shaojie. An applicability research on JND model [EB/OL]. (2006-03-07) [2011-11-25]. [\[ings/resource/2/psisdg/6146/1/614610_1\]\(http://spiedigitallibrary.org/proceedings/resource/2/psisdg/6146/1/614610_1\).](http://spiedigitallibrary.org/proceed-</p>
</div>
<div data-bbox=)

[本刊相关文献链接]

- 罗涛, 牟轩沁. 一种胸部 X 射线摄影图像中结节检测的多尺度匹配滤波器. 2011, 45(4): 30-35.
- 张敏, 牟轩沁. 一种多尺度 X 射线胸片图像增强算法. 2010, 44(6): 83-87.
- 欧阳诚苏, 袁军, 田军委, 等. 人眼视觉特性与粗糙集结合的 X 射线图像增强算法. 2009, 43(6): 48-51.
- 杨莹, 牟轩沁, 张敏. 一种医学 X 射线图像动态范围扩展方法. 2008, 42(12): 1468-1471.
- 闫浩, 牟轩沁, 罗涛, 等. 锥束 X 射线 CT 投影的蒙特卡罗仿真. 2008, 42(4): 414-417.
- 汤少杰, 牟轩沁, 闫浩, 等. CT 模体投影解析计算及其在射束硬化校正中的应用. 2008, 42(6): 664-668.
- 赵一博, 韩妙飞, 闫相国. 几种漫射光学成像图像重建算法的比较研究. 2012, 46(4): 106-111.
- 史金钢, 齐春. 一种双约束稀疏模型图像修复算法. 2012, 46(2): 6-10.
- 吴攀超, 王宗义, 林欣堂. 采用局部差分模型描述的彩色图像配准技术. 2011, 45(10): 30-37.
- 赵海峰, 姚丽莎, 罗斌. 改进的人工鱼群算法和 Powell 法结合的医学图像配准. 2011, 45(4): 46-52.
- 陈蓉, 孙剑, 徐宗本. 彩色图像分割中基于图上半监督学习算法研究. 2011, 45(2): 11-14.
- 杨艺, 韩崇昭, 韩德强. 利用特征子空间评价与多分类器融合的高光谱图像分类. 2010, 44(8): 20-24.
- 张选平, 李春枚, 邵利平. 应用细粒度分块重构的多信道图像信息分存算法. 2010, 44(6): 78-82.
- 杨艺, 韩崇昭, 韩德强. 一种多源遥感图像分割的融合新策略. 2010, 44(6): 88-92.
- 贾建华, 焦李成, 柳炳祥. 图像分割的谱聚类集成算法. 2010, 44(6): 93-98.
- 马祥, 齐春. 全局重建和位置块残差补偿的人脸图像超分辨率算法. 2010, 44(4): 9-12.
- 胡红利, 陈夏, 白涛. 基于径向基网络和小波变换的电容层析图像重构算法. 2010, 44(2): 1-5.
- 侯兴松, 江桂凤, 吉荣晶. 一种方向提升小波变换和网格编码量化的图像编码算法. 2010, 44(2): 67-71.
- 徐海黎, 花国然, 庄健. 采用小世界免疫克隆算子的频率域图像配准. 2009, 43(6): 38-42.

(编辑 刘杨)