

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200910172812.3

[51] Int. Cl.

A61B 6/03 (2006.01)

G06T 7/00 (2006.01)

[43] 公开日 2010年3月10日

[11] 公开号 CN 101664318A

[22] 申请日 2009.9.3

[21] 申请号 200910172812.3

[30] 优先权

[32] 2008.9.3 [33] EP [31] 08105220.1

[32] 2008.9.4 [33] US [31] 61/094133

[71] 申请人 爱克发医疗保健公司

地址 比利时莫策尔

[72] 发明人 T·伯滕斯

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 张雪梅 丁永凡

权利要求书2页 说明书5页 附图6页

[54] 发明名称

用于由数字乳腺摄影图像表示获得致密组织量的方法

[57] 摘要

一种用于由数字乳房摄影图像表示获得致密组织量的方法。确定图像中的关注区域并且对于该关注区域中的每个位置(x, y)中的每个像素,根据上式计算表示所述像素下面的致密组织量的值 $h_{int}(x, y)$,其中 $p(x, y)$ 表示在所述数字乳腺摄影图像中的位置(x, y)处的像素的像素值, p_{fat} 是参考脂肪像素值, μ_{fat} 、 μ_{int} 是脂肪组织和致密组织的线性衰减系数并且E是在图像记录时x射线源的单能量值,由此由所述数字乳腺摄影图像表示得到E和 P_{fat} 。

$$h_{int}(x, y) = \frac{2}{\mu_{fat}(E) - \mu_{int}(E)} (\text{Log}(p(x, y)) - \text{Log}(p_{fat}))$$

1. 用于由数字乳腺摄影图像表示得到致密组织量的方法，包括以下步骤：

(1) 确定所述图像中的关注区域，

(2) 对于所述关注区域中的每个位置 (x, y) 中的每个像素根据下式计算表示所述像素下面的致密组织量的值 $h_{int}(x, y)$ ：

$$h_{int}(x, y) = \frac{2}{\mu_{fat}(E) - \mu_{int}(E)} (\text{Log}(p(x, y)) - \text{Log}(p_{fat}))$$

其中 $p(x, y)$ 表示在所述数字乳腺摄影图像中的位置 (x, y) 处的像素的像素值， p_{fat} 是参考脂肪像素值， μ_{fat} 、 μ_{int} 是作为 E 的函数的脂肪组织和致密组织的线性衰减系数并且 E 是在图像记录时 x 射线源的单能能量值，由此由所述数字乳腺摄影图像表示得到 E 和 p_{fat} ，并且由 h_{int} 推导出表示致密组织量的乳房分类值。

2. 根据权利要求 1 所述的方法，其中所述关注区域是通过对所
述数字图像表示执行下列步骤获得的：

(1) 根据所述数字乳房摄影图像表示对背景分割，

(2) 搜寻皮肤线的凸部并将其延伸到图像边界。

3. 根据权利要求 2 所述的方法，包括在所述搜寻之前的胸肌分割。

4. 根据权利要求 1 所述的方法，其中 p_{fat} 是通过分析在垂直于所述乳房摄影图像的皮肤线的多个轮廓上读出的数据而获得的。

5. 根据权利要求 4 所述的方法，包括以下步骤：

(a) 对于每个所述轮廓，搜寻作为所述轮廓的预定最内部分上的像素值的最暗像素的第一像素，

(b) 沿皮肤线方向扫描每个所述轮廓的最外部分以发现第二像素，该第二像素是比所述第一像素更暗的像素，并且在所述第二像素中出现强像素值变化，

(c) 通过对所述第二像素求平均来确定 p_{fat} 。

6. 根据权利要求 5 所述的方法，其中通过分析第 n 级梯度来检测强像素值变化。

7. 根据权利要求 6 所述的方法，其中根据所述第二像素的中值

确定 p_{fat} 。

8. 根据权利要求 5 所述的方法，其中所述预定最内部分是所述轮廓的最内 $3/4$ 部分。

9. 根据权利要求 1 所述的方法，其中根据在记录所述乳腺摄影图像时压缩厚度 H_{est} 的估算的函数确定 E 。

10. 根据权利要求 9 所述的方法， H_{est} 是乳房边缘宽度的倍数。

11. 根据权利要求 9 所述的方法，其中根据剂量线性表示的背景像素值和剂量线性参考脂肪像素值的对数比来计算所述压缩厚度，并且其中所述对数比与脂肪组织的线性衰减系数的倒数成比例。

12. 根据权利要求 10 所述的方法，其中 H_{est} 在所述乳房边缘宽度的 2 到 2.5 倍的范围内。

13. 根据权利要求 1 所述的方法，其中根据所述关注区域中的所述值 $h_{int}(x, y)$ 的加权和来计算乳房密度百分比。

14. 根据权利要求 1 所述的方法，其中对所述关注区域内的每个像素中的致密组织 h_{int} 的计算量应用传递函数 f ，并且其中所有 $f(h_{int})$ 值被合并以计算乳房密度百分比。

15. 根据前述权利要求所述的方法，其中具有小于 1 mm 的致密组织厚度的像素被忽略并且在 1 mm 和 2 mm 之间的像素重新与在 0 和 1 之间的权重线性地成比例。

16. 根据权利要求 1 所述的方法，其中对所述关注区域内的每个像素中的致密组织 h_{int} 的计算量应用传递函数 f ，使得获得与已知乳房密度分类系统例如 BI-RADS 或 Wolfe 系统有关的乳房密度百分比。

用于由数字乳腺摄影图像表示获得致密组织量的方法

技术领域

本发明涉及乳腺摄影领域。更具体地说，本发明涉及通过数字图像获取技术例如计算机射线摄影（CR）系统或直接射线摄影（DR）系统获得的乳腺摄影图像的计算机分析。

背景技术

在乳腺摄影术中，已经确定在乳房组织构成和增加癌症风险之间存在因果关系。

在R. Highnam等人在Phys. Med. Biol. 51 (2006), 第2695-2713页发表的题为“Breast composition measurements using retrospective standard mammogram form”的文章中，已经公开乳房组织构成的测定可以用作乳腺癌风险的生物标志。研究最多的构成测定是乳房中致密乳房组织的百分比。通常，被判定为致密性质的区域和整个被投影乳房的区域的比率被评估。该比率被分类到多个类别中，例如BI-RAD类别（ACR 1998）。文献中已知的另一分类系统是Wolfe系统。

当产生数字乳腺摄影图像时，像素中的像素值依赖于所使用的X射线图像数字化器的特性、在图像记录时施加的辐射剂量以及乳房的辐射吸收。

通常，放射学家对乳房的辐射吸收感兴趣并且想消除其他因素。

所谓的x射线乳腺摄影的SMF表示是乳房的标准化定量表示（standardized quantitative representation），由该表示能够容易地估计非脂肪组织的体积和乳房密度。

先前的SMF理论分析表明需要一组完整和真实的校准数据来产生实际的乳房构成测定。

本发明的一方面是提供一种用于由数字乳腺摄影图像表示获得致密组织量而不需要所采用的图像获取系统的校准数据的方法。

本发明的其他方面将通过下面的描述和附图而变得显而易见。

发明内容

上述有利效果通过一种由数字乳腺摄影图像表示获取致密组织量的方法来实现，该方法具有权利要求1中所述的特定方法步骤。

数字乳腺摄影图像表示例如能够借助计算机射线摄影系统（CR系统）来获得，在该计算机射线摄影系统中，x射线乳房图像暂时被记录在可光激励的荧光屏上。然后该屏被第一激励波长的激光扫描并且释放第二波长的图像状（image-wise）调制光。该图像状调制光被检测并被转换成表示图像信息的电信号。然后该电信号被数字化。

可以设想用于产生乳房的数字图像表示的替换系统，例如直接射线摄影系统（DR）。

本发明方法的有利之处在于它不需要关于图像记录条件的任何信息或不需要关于获取系统的任何信息（没有关于设置或校准的信息）并且由数字乳腺摄影图像本身推导出用于计算乳房中致密组织量的必需的数据。

本发明的优选实施例的特定特征在从属权利要求中陈述。

本发明的其他优点和实施例将由下面的描述而变得显而易见。

附图说明

图1是乳房摄影图像；

图2示出背景部分；

图3示出胸肌部分；

图4示出如何确定信号 P_{fat} ；

图5是确定 P_{fat} 的方式的另一图示；以及

图6是基于SMF表示的乳房密度计算的图示。

具体实施方式

根据本发明，首先获取x射线乳房图像的数字图像表示。如上所述，该数字图像表示可以例如是通过将乳房暴露于x射线并将x射线图像记录在可光激励的荧光屏上来获得的图像。然后通过合适的激励波长的激光扫描该暴露的屏。当激励时被激励的荧光屏释放第二波长的图像状调制光。然后该图像状调制光被收集并被转换成表示该图像的电信号。然后可以数字化该电信号。

例如对于Heel（足跟）效应可以校正原始图像数据。

为了说明的目的在图 1 中示出与这种数字乳腺摄影信号对应的打印图像。

根据本发明的方法，首先在所获取的乳腺图像中确定所关注的区域。在一个实施例中所关注的区域通过应用已知的分割技术（segmentation technique）、通过搜寻皮肤线的凸部并将其延伸到界限处（参见图 2）借助来自数字图像表示的背景分割而获得。在特定实施例中（特别是在 MLO 和 ML 视图中），胸肌还可以在开始搜寻皮肤线的凸部之前被分割（图 3）。

标准乳腺 X 光片形式（standard mammogram form, SMF）是乳腺摄影图像的 2D 表示，其中每个像素代表下层组织的量，单位为 cm。

标准乳腺 X 光片形式基于复杂物理模型：

$$p(x, y) = f(E_p^{imp}(x, y))$$

$$E_p^{imp}(x, y) = \Phi(V, x, y) A_p t_s \int_0^{\epsilon_{max}} N_0^{rel}(V, \epsilon) \epsilon S(\epsilon) G(\epsilon) e^{-\mu_{tuc}(\epsilon) h_{plate}} e^{-h\mu(\epsilon)} d\epsilon$$

$$h\mu(\epsilon) = h_{int} \mu_{int}(\epsilon) + h_{fat} \mu_{fat}(\epsilon)$$

其目的是针对每个像素 $p(x, y)$ 计算 h_{int} 。

可以进行下面的化简：

SQRT 图像： $p(x, y)^2 = a * E_{imp}(x, y) + b$ ，且偏移量 $b = 0$ ，并且应用单能模拟使得

$$p(x, y)^2 = a * e^{-h_{int} \mu_{int}(E) - h_{fat} \mu_{fat}(E)}$$

$$p(x, y)^2 = a * e^{-h_{int} (\mu_{int}(E) - \mu_{fat}(E)) - H \mu_{fat}(E)}$$

对于在整个压缩厚度 H 处仅具有脂肪组织的像素

$$p_{fat}(x, y)^2 = a * e^{-H \mu_{fat}(E)}$$

如果我们知道参考脂肪像素值 p_{fat} ，则

$$\frac{p(x, y)^2}{p_{fat}^2} = \frac{e^{-h_{int} (\mu_{int}(E) - \mu_{fat}(E)) - H \mu_{fat}(E)}}{e^{-H \mu_{fat}(E)}} = e^{-h_{int} (\mu_{int}(E) - \mu_{fat}(E))}$$

$$h_{int}(x, y) = \frac{2}{\mu_{fat}(E) - \mu_{int}(E)} (\text{Log}(p(x, y)) - \text{Log}(p_{fat}))$$

然后将确定下列参数：

- P_{fat}
- 单能值 E
- $\mu_{fat}(E)$ 和 $\mu_{int}(E)$ — Johns 和 Yaffe 的经验公式

$$\mu(E) = \frac{\lambda}{E^3} + \mu_s$$

- 压缩厚度 H

$$H = \frac{2}{\mu_{fat}(E)} (\text{Log}(p_{background}) - \text{Log}(p_{fat}))$$

下面将解释如何由图像本身得到这些将被确定的参数。

参考脂肪像素值 p_{fat} 可以通过分析垂直于所述乳腺摄影图像的皮肤线的多个轮廓中读出的数据来获得。

更具体地说，对于每个所述轮廓，搜寻作为所述轮廓的预定最内部分（例如最内 3/4 轮廓）的像素值的最暗像素的第一像素。然后沿皮肤线的方向扫描每个轮廓的最外部分以发现第二像素，该第二像素是比所述第一像素更暗的像素，并且在第二像素中出现强像素值变化（例如通过分析第 n 级梯度）。最后，通过将这些第二像素求平均来确定 p_{fat} 。优选地该求平均是立体（solid）中值计算。

首先计算中值，接着关于该中值计算所有 ‘fat’ 值的标准偏差，然后估计在范围 [中值减去 $1.75 \times$ 标准偏差, 中值加上 $1.75 \times$ 标准偏差] 之外的值并且计算参考值 p_{fat} 作为其余值的平均值。

在特定实施例中，执行下面的步骤来确定 p_{fat} 。

首先确定垂直于乳腺摄影图像的皮肤线的多个轮廓。

(1) 在轮廓上搜寻该轮廓的内部（位于最接近肋骨）四分之三部分中的最暗像素。

(2) 然后从 1/4 点到皮肤线扫描该轮廓。

(2a) 如果第一点已经比在步骤 (1) 中确定的点暗，则我们已经在乳房的脂肪部分中或者乳房是不具有脂肪组织的致密乳房。必然地不能确定步骤 (1) 中确定的点是参考脂肪像素。该不确定性可以

通过省去该点或通过进一步搜寻来解决。

(2b) 如果第一点不比步骤(1)中确定的点暗, 则这意味着步骤(1)中检测到的点最有可能是主要具有脂肪组织的点并且当前位置是存在致密组织的位置。在这种情况下, 搜寻梯度明显降低的点。

在图像记录时 x 射线源的单能能量值 E 也由图像本身来确定。其根据在图像记录时压缩厚度 H_{est} 的估算的函数来确定。

H_{est} 是乳房边缘宽度的倍数, 更具体地说是在所述乳房边缘宽度的 2 到 2.5 倍的范围内。

乳房边缘宽度由 p_{fat} 值获得。给定确定的 p_{fat} 值, 从外侧朝向内部乳房侧再次扫描每个轮廓直到发现具有比值 p_{fat} 浅的像素值的像素为止。

对于每个轮廓测量该像素和皮肤线之间的距离并且根据所有确定的距离的中值确定乳房边缘宽度。

可以根据剂量线性表示的背景像素值和剂量线性的参考脂肪像素值的对数比来计算压缩厚度, 并且其中所述对数比与脂肪组织的线性衰减系数的倒数成比例。

可以根据所选的关注区域中的值 $h_{int}(x, y)$ 的加权和来计算乳房密度百分比。

可替换的, 可以将传递函数 f 应用于所述关注区域内的每个像素中的致密组织 h_{int} 的计算量, 并且所有 $f(h_{int})$ 值被合并以计算乳房密度百分比。具有小于 1 mm 的致密组织厚度的像素可以被忽略并且在 1mm 和 2mm 之间的像素可以重新与在 0 和 1 之间的权重线性地成比例。

可以选择传递函数使得提供表明与已知乳房密度分类方案(例如 BI-rads 和 Wolfe 系统)的相关性的乳房密度百分比。

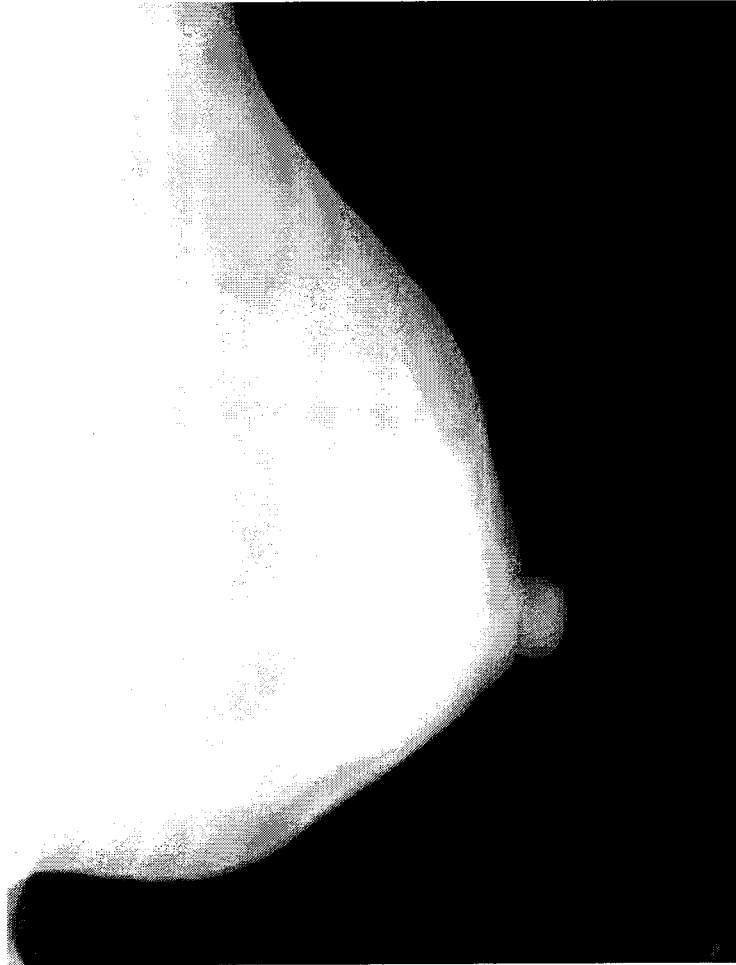


图 1

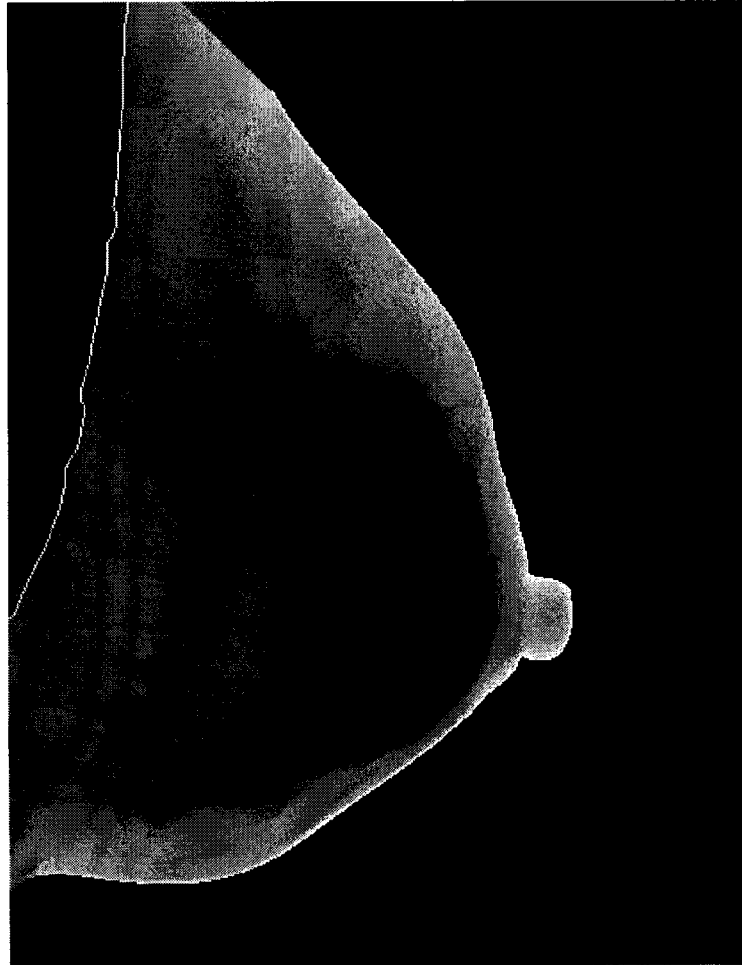


图 2(背景分割)



图 3(胸肌分割)

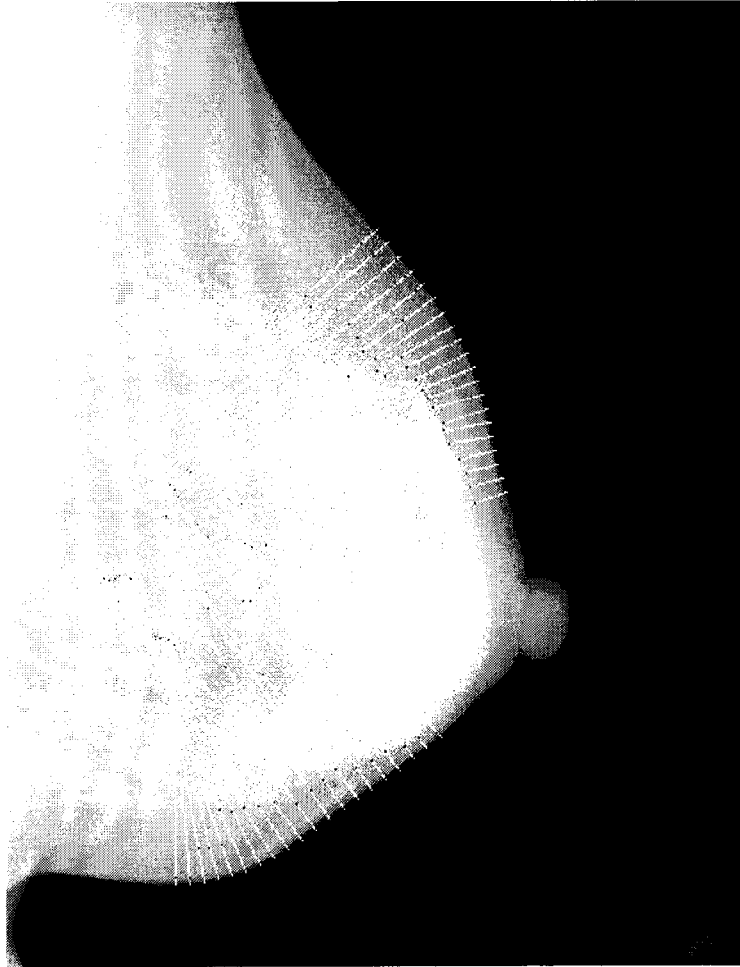


图 4 (Pfat)

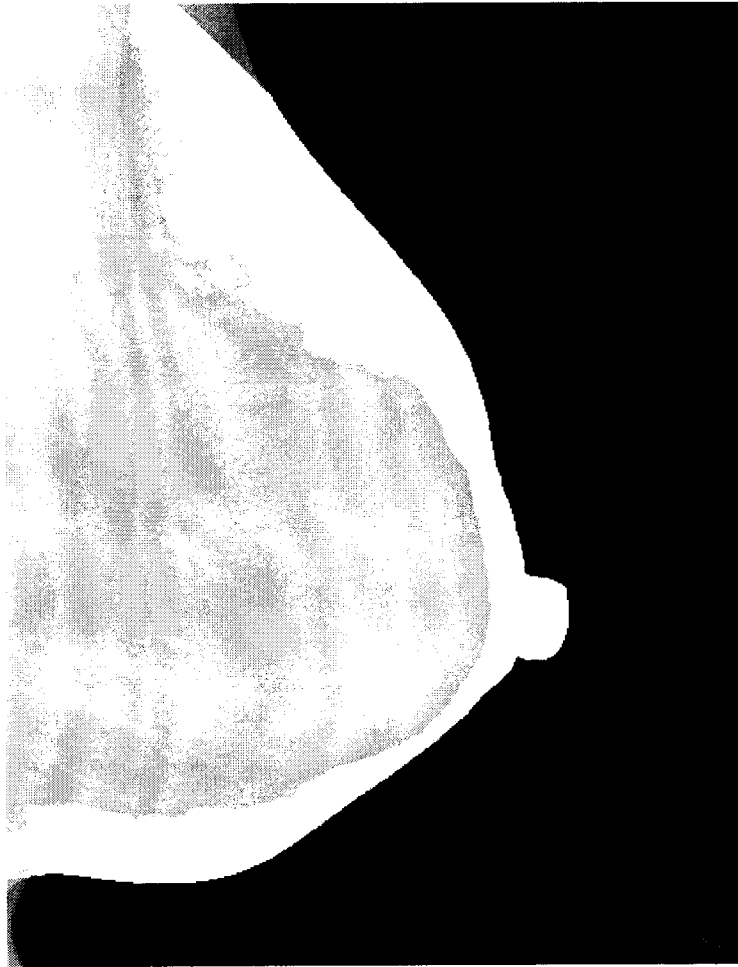


图 5(pfat)



图 6(基于SMF表示的密度计算)