

基于量子概率统计的医学图像增强算法研究

付晓薇^{1,2}, 丁明跃^{1,3}, 周成平¹, 蔡 超¹, 孙阳光¹

(1. 华中科技大学图像识别与人工智能研究所, 湖北武汉 430074;

2. 武汉科技大学计算机科学与技术学院, 湖北武汉 430065;

3. 华中科技大学生命科学与技术学院, 湖北武汉 430074)

摘 要: 传统的医学图像增强算法存在对噪声敏感且易陷入欠增强或过增强等不足. 本文首先利用量子信号处理基本原理, 定义了两种不同的像素量子比特表达形式; 然后, 针对医学图像的特点, 结合 3×3 邻域像素灰度相关性, 提出了一种基于量子概率统计的图像增强算子. 为了优化图像增强的效果, 根据子采样图像信息熵自适应确定本算子的灰度阈值参数. 通过主观和客观评价, 实验结果表明本文所提出的增强方法考虑了图像全局与局部信息, 能更有效地提高医学图像质量.

关键词: 图像增强; 量子信号处理; 客观评价

中图分类号: TN911.73 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2010) 07-1590-07

Research on Image Enhancement Algorithms of Medical Images Based on Quantum Probability Statistics

FU Xiao-wei^{1,2}, DING Ming-yue^{1,3}, ZHOU Cheng-ping¹, CAI Chao¹, SUN Yang-guang¹

(1. Institute for Pattern Recognition and Artificial Intelligence, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan, Hubei 430074, China;

2. College of Computer Science & Technology, Wuhan University of Science & Technology, Wuhan, Hubei 430065, China;

3. College of Life Science and Technology, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan, Hubei 430074, China)

Abstract: Traditional image enhancement algorithms are sensitive to the noise and can easily fall into a sub or over enhancement for medical images. In this paper, two different mathematics expressions of pixel quantum bit are given first according to the basic principle of quantum signal processing. Then, aiming at the characteristics of medical images and combining with gray correlative characteristics of pixels in 3×3 neighborhoods, a medical image enhancement operator is proposed based on quantum probability statistics. In order to optimize the effect of image enhancement, the gray threshold parameter of the operator is adaptively chosen based on the sub-sampling image entropy. Using subjective and objective evaluation, experimental results demonstrated that our method considered both global and local image information and can improve medical images quality effectively.

Key words: image enhancement; quantum signal processing; objective evaluation

1 引言

由于医学图像具有复杂的成像机理, 医学图像常具有动态范围窄、噪声大、对比度低、模糊复杂等特点. 直接从诸如 X 线、超声、CT、MR、PET 等医学成像设备来增强图像质量, 一方面成本代价较高, 另一方面医学影像成像时间较长, 导致医学检查效率降低^[1]. 目前, 图像增强没有统一的标准, 医学图像增强的主要目的是满足医生诊断的临床应用需要. 因此, 如何提高医学图像质量, 是图像处理的一个重要课题.

图像增强方法主要分为频域法、空域法两大类^[2].

频域法通常计算量大, 变换参数的选取需要较多的人工干预; 空域法主要包括直方图均衡化、直方图变换、灰度拉伸、局部对比度增强、平滑滤波和反锐化掩模^[4~6]等. 直方图均衡化是最常见的图像增强方法, 其主要缺点是图像易出现不平滑灰度过渡. 当图像直方图含多个波峰时, 会出现过度增强, 不仅丢失了部分图像细节信息, 而且会明显放大噪声, 影响图像增强的效果. 平滑滤波可去除一定噪声, 但会使图像模糊, 对比度增强不明显. 反锐化掩模可以增强图像的边缘和细节, 但同时也会增强噪声. 此外, 图像的高频细节区域相对低频区域增强显著, 易出现过增强现象. 利用这些空间域图像增强算法

处理医学图像,存在对噪声敏感且易陷入欠增强或过增强等不足。

由于随机的变化和噪声的存在,图像可以认为是关于图像灰度分布的随机过程.图像在本质上具有统计性^[19].量子力学是二十世纪物理学最重要的科学成就之一,具有划时代意义^[7].量子力学真实地反映了微观粒子的运动规律,其数学理论和思想深刻.目前,借助微观世界的有效理论工具—量子力学进行图像处理的研究刚刚起步,主要集中在基于量子神经网络、量子进化、量子粒子群优化、量子信号处理(Quantum Signal Processing, QSP)等.在图像增强方面,已有量子进化、量子粒子群优化方法等研究报道^[9,10].由于该方法没有考虑图像的局部信息,图像增强的效果受图像增强评价函数的影响很大,且易出现过增强、细节丢失等现象.此外,这两种优化算法易陷入局部最优,计算复杂度高.Eldar 等人^[12]首次提出了 QSP 理论,将量子力学的数学框架应用于信号处理领域.Tseng 等人^[13]基于 QSP 框架建立了图像的量子比特表示形式,并利用量子态叠加等量子力学基本理论,采用随机观察和量子态坍塌的思想,设计了三种基于 QSP 的图像处理算法,但未涉及图像增强算法研究.谢科夫等人^[14-16]提出了一种量子叠加态的多态结构元素量子启发数学形态学方法以及图像边缘检测方法和自适应图像滤波方法.其中,自适应滤波方法仅考虑了图像降噪,并未涉及图像对比度和细节增强.姜联堂等人^[17]从量子力学粒子的运动规律中得到启发,提出了量子轮廓模型,实现了一种图像目标轮廓的自动跟踪提取方法.这些研究为基于量子的图像处理提供了一条新途径,极大地拓展了人们解决图像处理问题的思路.

本文结合 QSP 的基本原理,针对医学图像特点,提出了一种基于量子概率统计的医学图像增强方法.结果表明该方法较传统方法具有更好的医学图像增强效果.

2 量子信号处理基本原理

比特(Bit)是经典计算机中最基本的信息单位.在量子计算机中,基本的存储单元是量子比特(Qubit).简单的量子比特可以是一个双态系统,是两种量子态的线性叠加.根据量子态叠加原理,量子比特一般可表达为^[7,12,15]:

$$|\phi\rangle = a|0\rangle + b|1\rangle \quad (1)$$

其中 a, b 是满足 $|a|^2 + |b|^2 = 1$ 的复数,称之为概率幅. $|a|^2, |b|^2$ 分别表示量子比特 $|0\rangle, |1\rangle$ 两个基态的出现概率.

在量子世界中,微观粒子的状态是不确定的.它可以同时以不同的概率处于多个状态.一旦进行了量子

测量,它的状态就会塌陷到一个确定的状态.若一个量子系统由 n 个量子位构成,其中第 i 个量子位的状态为: $|\phi_i\rangle = a_i|0\rangle + b_i|1\rangle$,该量子系统的状态可用 n 个单量子比特的直积态表示:

$$\begin{aligned} |\psi\rangle &= |\phi_1\rangle \otimes |\phi_2\rangle \otimes \cdots \otimes |\phi_n\rangle = a_1 a_2 \cdots a_n |00 \cdots 0\rangle \\ &\quad + a_1 a_2 \cdots a_{n-1} b_n |00 \cdots 01\rangle + \cdots + b_1 b_2 \cdots b_n |11 \cdots 1\rangle \\ &= \sum_{i=0}^{2^n-1} w_i |i_b\rangle \end{aligned} \quad (2)$$

其中,态矢 $|i_b\rangle$ 表示 n 个量子比特子系统 $|\psi\rangle$ 的第 i 个基态, i_b 表示对应十进制数 i 的 n 位二进制数, w_i 为基态 $|i_b\rangle$ 的概率幅. $|w_i|^2$ 表示相应基态的出现概率,它满足归一化条件:

$$\sum_{i=0}^{2^n-1} |w_i|^2 = 1 \quad (3)$$

3 量子图像增强算法

3.1 两种像素量子比特的定义

假设 $g(m, n)$ 为原图像, $f(m, n)$ 为其归一化图像.为了实现图像从灰度空间到图像量子空间的映射,文献^[13,14]从概率统计的观点,定义了如下像素量子比特表达形式:

$$|f_0(m, n)\rangle = \sqrt{1-f(m, n)}|0\rangle + \sqrt{f(m, n)}|1\rangle \quad (4)$$

其中 $|0\rangle, |1\rangle$ 分别表示量子比特中的两个基态,对应二值图像中像素为黑色和白色的状态; $\sqrt{1-f(m, n)}, \sqrt{f(m, n)}$ 表示对应基态出现的概率幅; $1-f(m, n), f(m, n)$ 分别表示像素为黑色和白色的出现概率.显然,满足归一化条件.图像归一化变换一般为:

$$f(m, n) = [g(m, n) - L_{\min}] / (L_{\max} - L_{\min}) \quad (5)$$

其中 L_{\max}, L_{\min} 分别表示原图像的最大、最小灰度值; $f(m, n) \in [0, 1]$, 表示像素 (m, n) 的归一化灰度值.当 $g(m, n) = 0.5(L_{\max} + L_{\min})$ 时,表明白色和黑色状态的出现概率相同.而白色与黑色,明与暗都是相对概念,即使具有相同的最大、最小灰度值的不同图像,其直方图的分布也存在差异.为此,本文采用了以下两种像素量子比特的表达形式:

$$|f_1(m, n)\rangle = \sqrt{1-f(m, n)}|0\rangle + \sqrt{f(m, n)}|1\rangle \quad (6)$$

$$\begin{aligned} |f_2(m, n)\rangle &= \cos(f(m, n) * \pi/2)|0\rangle \\ &\quad + \sin(f(m, n) * \pi/2)|1\rangle \end{aligned} \quad (7)$$

式(6)是已有的表达形式;式(7)是本文提出的一种基于三角函数的改进量子比特形式, $|0\rangle$ 与 $|1\rangle$ 基态的出现概率满足归一化条件.在上述两种表达形式中,本文引入一个自适应灰度阈值 $T \in (L_{\min}, L_{\max})$.根据参数 T ,两种形式所采用的归一化变换为:

$$f(m, n) = \begin{cases} [g(m, n) - L_{\min}] / [2(T - L_{\min})], & \text{if } g(m, n) \leq T \\ 0.5 + [g(m, n) - T] / [2(L_{\max} - T)], & \text{else} \end{cases} \quad (8)$$

显然, $|f_0(m, n)\rangle$ 仅是本文定义的带自适应参数 $|f_1(m, n)\rangle$ 的特例. 当 $T = 0.5(L_{\min} + L_{\max})$ 时, $|f_1(m, n)\rangle$ 等价于 $|f_0(m, n)\rangle$. 图 1 给出了三种情况下 $|f_1(m, n)\rangle$ 与 $|f_2(m, n)\rangle$ 中基态概率的数学曲线. 其中水平方向对应于读入图像的灰度, 垂直方向对应相应基态出现概率. 虚线和实线分别表示 $|f_1(m, n)\rangle$ 中 $|0\rangle$ 基态与 $|1\rangle$ 基态出现的线性概率曲线; 点线和点划线分别表示 $|f_2(m, n)\rangle$ 中 $|0\rangle$ 基态与 $|1\rangle$ 基态出现的非线性概率曲线. 根据读入图像的灰度分布, 引入灰度阈值参数 T , 便于表达形式中像素 $|0\rangle$ 与 $|1\rangle$ 基态出现概率的自适应调

整, 利于本文后续提出的增强算子调整图像的整体灰度分布. 在图 1(b) 中, 以 $|0\rangle$ 态出现概率为例, 式(7)较式(6)而言, 原图像像素灰度越暗, 其黑色状态出现概率越大, 而原图像灰度越亮, 黑色状态出现概率越小. $|1\rangle$ 态的出现概率, 反之亦然. 基于三角函数的像素量子比特表达形式较已有形式(即式(6))增强了图像中 $|0\rangle$ 与 $|1\rangle$ 基态出现概率的差异, 有利于增强图像对比度. 通过将图像中较暗的像素灰度变暗, 较亮的灰度变亮的方式, 可有效提高图像对比度^[2,3]. 从相应基态的概率与像素灰度信息的关系来看, 本文提出的像素量子比特表达形式 $|f_2(m, n)\rangle$, 具有其合理性.

针对不同的医学图像, 可选择 $|f_2(m, n)\rangle$ 或 $|f_1(m, n)\rangle$ 的表达形式, 实现图像输入的量子映射.

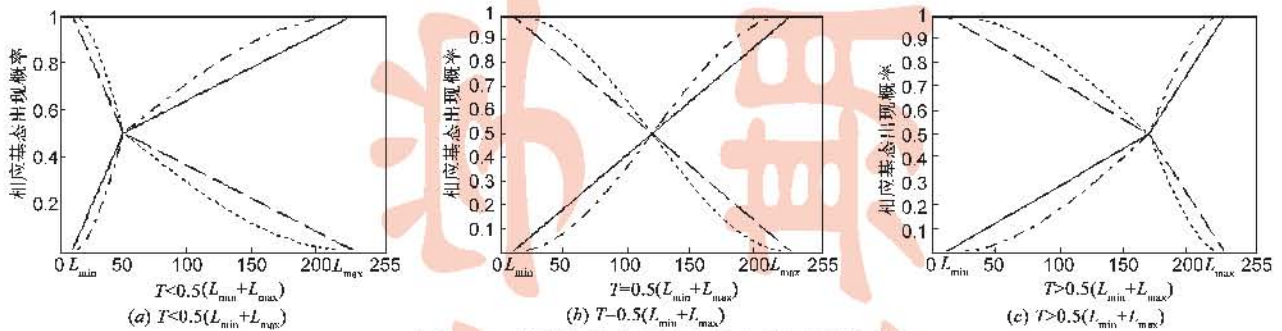


图 1 在三种参数 T 取值情况下, 基态概率的数学曲线

3.2 本文方法

针对医学图像的特点, 结合像素灰度的相关性, 本文提出了一种基于量子概率统计的图像增强算子. 根据本文定义的两种像素量子比特的表达形式, 对应本算子的两种不同数值计算形式.

P_7	P_6	P_5
P_8	P_1	P_4
P_9	P_2	P_3

图 2 3×3 邻域位置关系

如图 2 所示, 假设当前像素 (m, n) 标记为 P_1, P_i 表示 3×3 邻域窗口中的像素, F_i 为根据公式(8)得到的归一化数值, $F_i \in [0, 1]$.

若采用 $|f_1(m, n)\rangle$ 像素量子比特表达形式, 由水平方向的三个像素 $P_8 P_1 P_4$ 构成的 3 量子位子系统的态矢 $|P_8 P_1 P_4\rangle$ 表示为:

$$\begin{aligned} |P_8 P_1 P_4\rangle = & \sqrt{(1 - F_8)(1 - F_1)(1 - F_4)} |000\rangle \\ & + \sqrt{(1 - F_8)(1 - F_1)F_4} |001\rangle \\ & + \sqrt{(1 - F_8)F_1(1 - F_4)} |010\rangle \\ & + \sqrt{(1 - F_8)F_1F_4} |011\rangle \\ & + \sqrt{F_8(1 - F_1)(1 - F_4)} |100\rangle \\ & + \sqrt{F_8(1 - F_1)F_4} |101\rangle \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} & + \sqrt{F_8 F_1 (1 - F_4)} |110\rangle \\ & + \sqrt{F_8 F_1 F_4} |111\rangle \\ = & \sum_{i=0}^{2^3-1} w_i |i\rangle \end{aligned} \quad (9)$$

由式(2)可知, 三量子比特子系统中各个基态的概率幅 w_i . 而 $|w_i|^2$ 为对应由 $P_8 P_1 P_4$ 构成的三量子子系统各个基态的相应概率. 在 3×3 窗口中, 通常边缘像素具有较强的方向性, 与相邻像素灰度关联紧密, 而噪声相对孤立. 本文提出了一种基于量子概率统计的图像增强方法. 从三量子量子子系统基态概率统计的角度出发, 增强算子在 3×3 窗口中, 以四个方向上的 $OPER_\theta$ 均值作为当前像素 (m, n) 算子的输出, 其定义形式如下:

$$ENT(m, n) = MEAN\{OPER_\theta | \theta = 0^\circ, 45^\circ, 90^\circ, 135^\circ\} \quad (10)$$

其中:

$$OPER_\theta(m, n) = SUM\{|w_i|^2 | i = 1, 3, 4, 5, 6, 7\} \quad (11)$$

以水平方向为例, $OPER_\theta$ 一方面统计 $|P_8 P_1 P_4\rangle$ 的基态为 $|0 * 1\rangle$ 和 $|1 * 0\rangle$ 的渐变斜坡边缘信息; 另一方面, 为了有效保留图像平滑区信息, 增强基态为 $|1 * 1\rangle$ 的图像基本信息(其中 $*$ 表示 0 或 1). 渐变边缘信息的基态对应 i 取十进制的 1, 3, 4, 6 数值; 图像平滑区的基

态对应 i 取十进制的 5, 7 数值. $OPER_{\theta}$ 统计 i 取相应 1, 3, 4, 5, 6, 7 的六种基态出现概率总和. 由归一化条件可知, $OPER_{\theta}(m, n)$ 取值属于 $[0, 1]$ 范围. 根据像素量子比特表达形式 $|f_1(m, n)\rangle$, $OPER_{\theta}$ 可简化为:

$$OPER_{\theta}(m, n) = F_8 + F_4 - F_8 \times F_4 \quad (12)$$

同理, 当 $\theta = 45^\circ, 90^\circ, 135^\circ$ 时, $OPER_{\theta}$ 分别为:

$$OPER_{45^\circ}(m, n) = F_9 + F_5 - F_9 \times F_5 \quad (13)$$

$$OPER_{90^\circ}(m, n) = F_6 + F_2 - F_6 \times F_2 \quad (14)$$

$$OPER_{135^\circ}(m, n) = F_7 + F_3 - F_7 \times F_3 \quad (15)$$

若采用 $|f_1(m, n)\rangle$ 像素量子比特表达形式, 本文所提出的增强算子数值计算形式可表示为:

$$ENT_1(m, n) = \frac{1}{4} \sum_{i=2}^5 (F_i + F_{i+4} - F_i \times F_{i+4}) \quad (16)$$

若采用本文提出的 $|f_2(m, n)\rangle$ 表达形式, 则四个方向上的 \overline{OPER}_{θ} 同理可简化为:

$$\overline{OPER}_{\theta}(m, n) = 1 - \cos^2(F_8 \times \pi/2) \times \cos^2(F_4 \times \pi/2) \quad (17)$$

$$\overline{OPER}_{45^\circ}(m, n) = 1 - \cos^2(F_9 \times \pi/2) \times \cos^2(F_5 \times \pi/2) \quad (18)$$

$$\overline{OPER}_{90^\circ}(m, n) = 1 - \cos^2(F_6 \times \pi/2) \times \cos^2(F_2 \times \pi/2) \quad (19)$$

$$\overline{OPER}_{135^\circ}(m, n) = 1 - \cos^2(F_7 \times \pi/2) \times \cos^2(F_3 \times \pi/2) \quad (20)$$

此时, 本文增强算子所对应的数值计算形式可表示为:

$$ENT_2(m, n) = 1 - \frac{1}{4} \sum_{i=2}^5 \cos^2(F_i \times \pi/2) \times \cos^2(F_{i+4} \times \pi/2) \quad (21)$$

式(16)和(21)给出了本文增强算子的两种数值计算形式. ENT_1 , ENT_2 分别表示采用本算子的两种计算形式得到增强图像, 其灰度值范围是 $[0, 1]$. 其中, F_i 为根据灰度阈值参数 T , 归一化后数值(即式(8)). 根据原图像的位深, 可增强图像线性映射到其灰度值表示范围. 对于分辨率为 $N \times N$ 图像, 增强算子的两种计算形式的时间复杂度均为 $O(N^2)$. 对于单个像素而言, 式(21)由于余弦平方函数的引入, 计算量增加. 但是, 由于式(21)的计算结果仅与邻域像素灰度值的余弦平方函数有关, 在编程实现时, 可直接利用并行矩阵运算对 F 矩阵进行余弦平方变换, 从而提高了算法的执行效率, 加快了算法的运算速度. 两种数值计算形式的思想完全相同, 均是在图像量子空间中采用本文提出的一种基于量子概率统计的图像增强算子. 区别仅在于 ENT_1 采用线性概率的像素量子比特表示, 而 ENT_2 采用正、余弦非线性概率的像素量子比特表示.

为了优化医学图像增强效果, 同时又减少选择参

数 T 的计算开销, 以量子增强后的子采样图像信息熵最大化为原则, 在 (L_{\min}, L_{\max}) 整数范围内, 自适应确定灰度阈值参数 T .

假设读入图像位深为 8bit, 分辨率为 $M \times N$, Z 表示原图像的子采样图, $ENTZ$ 表示量子增强后的子采样图像. $x = \max(M, N)$; $p(i)$ 表示 $ENTZ$ 图像中, 灰度值为 i 的出现概率. 根据信息论, $ENTZ$ 图像信息熵定义为:

$$H(ENTZ) = - \sum_{i=0}^{255} p(i) \log p(i) \quad (22)$$

在本文的方法中, 原图像隔点子采样循环次数简单计算为:

$$c = \text{round}(\log_2(x/40)) \quad (23)$$

表示取 $\log_2(x/40)$ 的最相近整数作为子采样的循环次数. 本方法的具体步骤为:

(1) 根据子采样循环次数 c , 得到读入图像隔点子采样图像 Z ;

(2) 初始化参数 $T = L_{\min} + 1$, 变量 $E = \text{opt} - T = 0$; E , $\text{opt} - T$ 分别临时存放当前最大的图像信息熵和其对应 T 数值;

(3) 根据参数 T , 式(8)得到归一化子采样图像. 然后根据式(16)或(21)得到 $ENTZ$ 图像;

(4) 在当前 T 取值情况下, 根据式(22)计算 $ENTZ$ 图像信息熵;

(5) 根据最大图像信息熵的原则, 更新 E , $\text{opt} - T$;

(6) $T = T + 1$, 重复(3) ~ (5), 直到 $T = L_{\max}$ 执行下一步;

(7) $T = \text{opt} - T$, 根据式(8)对原图像进行归一化变换. 然后, 利用式(16)或(21)得到最后的量子增强图像 ENT_1 或 ENT_2 .

针对医学图像的特点, 在基于量子概率统计增强算子中, 参数 T 可在整体上有效调整图像对比度; 在 3×3 图像窗口中, 该算子可有效增强局部图像细节信息, 同时又可抑制一定的局部噪声.

本文利用 QSP 基本原理, 结合图像相邻像素灰度相关性, 提出了一种医学图像增强方法. 结合本文所定义两种带有自适应参数的像素量子比特表达形式, 该增强方法对应两种数值计算形式 (ENT_1 , ENT_2). 本文提出的增强方法, 计算方法简单易实现, 综合考虑了医学图像全局与局部信息, 较传统方法增强效果更好, 自适应性更强.

4 实验结果与分析

本文利用 MATLAB R2008a 编程工具, 在 2.53GHz 英特尔酷睿双核 CPU E7200 计算机上进行了仿真实验, 并采用非线性拉伸、反锐化掩模、直方图均衡化^[2]等空

间域图像增强算法与本文的方法进行比较。

4.1 主观评价

为了评价图像增强算法的有效性,最直观有效的分析手段是看视觉效果。我们对 100 余幅不同的医学图像进行了大量实验。由于篇幅限制,本文仅列出了五幅具有代表性的医学图像的增强结果(见图 3~图 7)。实验中图像位深均为 8 位,其基本信息如表 1 所示。

表 1 读入图像的基本信息

原图像	大小(像素)	医学成像性质
图 3(a) 前列腺图	337 × 185	超声成像
图 4(a) 胸部图	600 × 494	X 线成像
图 5(a) 假关节图	143 × 139	X 线成像
图 6(a) 乳腺图	482 × 570	钼靶成像
图 7(a) 心脏左心室图	312 × 321	核磁共振成像(MRI)

图 3 显示了前列腺 B 超图像的增强结果。由于超声成像的特点,原图像偏暗模糊,对比度低,噪声大,图像动态范围窄 $[0, 107]$ 。图 3(e)和(f)分别是利用本文方法的两种数值计算形式 ENT_1 , ENT_2 的结果。从图 3 可见,(b)~(d)取得了一定的图像增强效果。反锐化掩模锐化了噪声与图像细节,改变了图像的部分基本信息。直方图均衡化方法虽然增强了目标的亮度,但是放大了譬如扇形区边界的噪声,对比度增强效果并不理想。利用本文方法 ENT_1 , ENT_2 ,显著提高了图像灰度动态范围,清晰显现出病理目标轮廓,图像增强效果较好。采用两种计算形式的本文方法不仅增强了前列腺目标与背景的对比度,保留了图像基本信息,而且一定程度上抑制了噪声。 ENT_1 , ENT_2 的执行时间分别为 0.159s 和 0.177s;自适应参数 T 的取值分别为 31, 25。对于偏暗医学图像,如图 1(a)所示,当参数 T 取较小值时,有利于本文提出的增强算子增强偏暗像素的灰度变化,减弱偏亮像素的灰度变化,自适应提高图像的整体亮度。

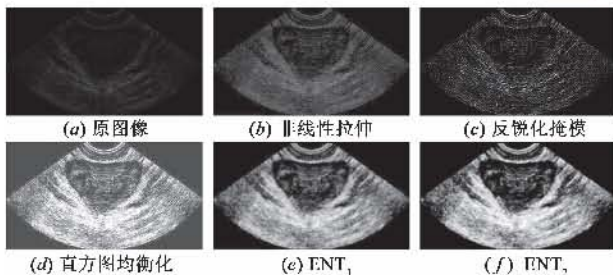


图 3 前列腺超声图像增强效果的比较

图 4 是一幅胸透 X 线图像的增强结果。图 4(a)与图 3(a)的图像整体特征相似。在图 4(b)~(d)中,直方图均衡化取得了较好的增强效果。但是,图像灰度变化区域过渡不自然,同时也引入了一定噪声。本文方法由于考虑图像全局和局部信息,保持了原图像更多细节信息,图像平滑自然,且提高了图像的动态范围。 ENT_1 ,

ENT_2 的执行时间分别为 0.135s 和 0.150s,可用于实时系统的应用。

在图 5 中,原图像整体偏亮,且灰度动态范围窄 $[143, 255]$,图像较模糊。图中的目标是置入病人腿部的假关节。本文的方法对偏亮的医学图像增强效果很好。 ENT_1 , ENT_2 中的自适应参数 T 分别为 207, 210。对于偏亮图像,如图 1(c)所示,当参数 T 取较大值时,有利于本算子自适应降低图像的整体亮度。本文方法可有效增强图像对比度,拓展灰度动态范围,同时又一定程度上抑制了噪声干扰。

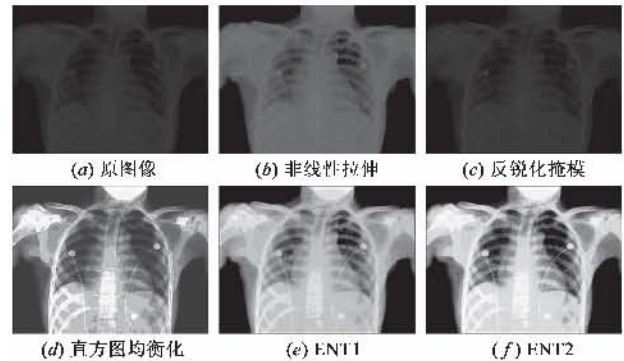


图 4 胸部 X 射线图像增强效果的比较

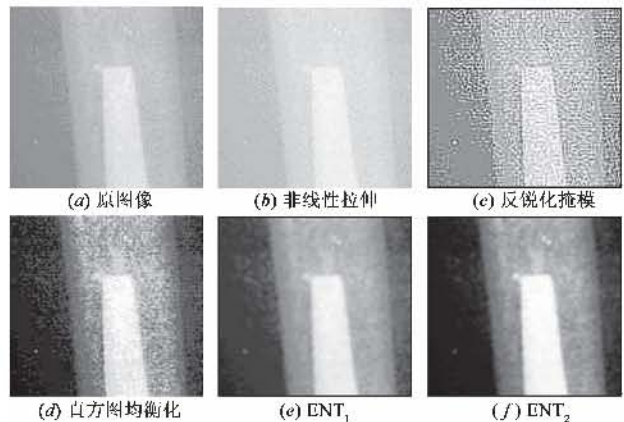


图 5 假关节图像增强效果的比较

在图 6 和图 7 中,本文的方法也取得了较好的视觉效果。(e)与(f)较其它方法,提高了图像对比度,抗噪能力更强,乳腺细节组织与左心腔轮廓更为清晰。

从视觉效果分析,采用两种计算形式的本文方法可在增强图像对比度的同时,有效抑制了噪声,改善医学图像的质量,便于医生进行病理诊断。通过对本文方法的两种计算形式的结果进行比较,我们发现 ENT_1 对比度增强的强度比 ENT_2 弱。若医学图像中过暗或过亮的弱细节信息可忽略, ENT_2 可获得满意的增强效果。

为了给出定量的主观评价结果,我们共聘请了七位具有临床经验的医生对图 3~图 7 中的五幅图像的增强效果进行了主观评价。每位医生对每幅图像都给出 1~5 等级的评分结果(1 为最佳,每个分值仅出现一

次)^[6],其平均统计结果见表 2.其中,最后一行数据为利用相应方法得到的五幅图像主观评价的平均分值.统计数值越小,表示对应方法图像增强效果越好.从表 2 可知,本文方法对应的两种数值计算形式(ENT_1 , ENT_2),取得了较传统图像增强算法更好的主观评价效果.

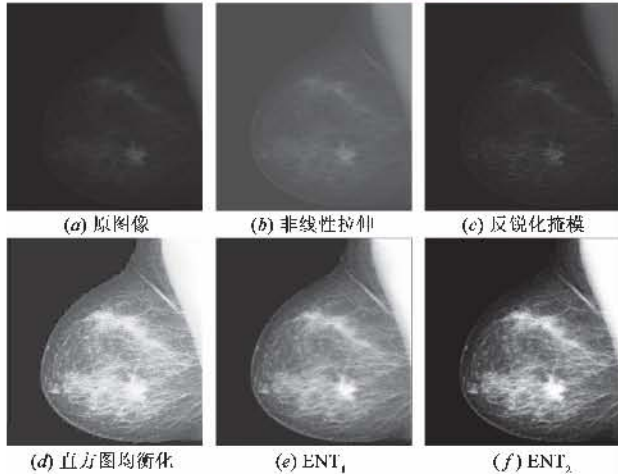


图6 乳腺图像增强效果的比较

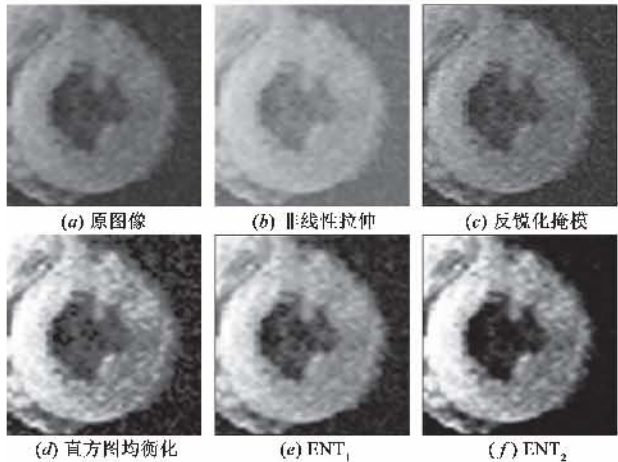


图7 心脏左心室图增强效果的比较

表 2 专家组主观评价平均统计结果

	非线性拉伸	反锐化掩模	直方图均衡化	ENT_1	ENT_2
图 3	4.00	4.71	3.00	2.14	1.14
图 4	4.57	4.43	2.29	2.14	1.57
图 5	4.86	4.14	2.29	2.00	1.71
图 6	4.00	3.71	4.00	1.71	1.57
图 7	4.71	3.57	3.71	1.43	1.57
平均	4.43	4.11	3.06	1.88	1.51

4.2 客观评价

为了客观量化分析图像增强算法的性能,本文利用图像信息熵,标准差和文献[18,19]中图像质量测量函数值作为客观评价指标进行比较.其中,假设图像分辨率为 $M \times N$,位深均为 8, f 表示待评价的图像,则图

像质量测量函数 CE 定义为:

$$CE = \frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N f^2(i, j) - \left[\frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N f(i, j) \right]^2 \quad (24)$$

标准差反映了图像灰度相对于灰度均值的离散情况.标准差越大,则灰度分布越分散,反映图像的对比度越大,可以显示出更多细节信息;信息熵是衡量图像信息丰富程度的一个关键指标.其值越大,表示图像所含信息量越大;本文所引用的测量函数值越大,表示图像灰度分布越均匀,对比度越高,图像质量越好.

在图 3~图 7 中,利用相应图像增强方法,五幅图像的客观评价指标的平均值如表 3 所示.结果表明,本文方法的两种计算形式的客观评价指标均远优于传统方法,其中 ENT_2 的结果较佳.本文方法 ENT_2 ,由于采用本文改进的像素量子比特表达形式,虽然图像信息熵指标略小于 ENT_1 ,但其他指标更为显著.客观评价指标的数据表明,本文方法的两种计算形式均可取得较好的图像增强效果,不仅能增强图像的对比度,增大图像的标准差,而且对图像基本信息的保持能力更强.

表 3 图像增强方法评价指标的平均值

增强方法	信息熵	标准差	测量函数值
非线性拉伸	5.5204	29.6590	1012.6
反锐化掩模	5.8460	35.4334	1447.7
直方图均衡化	6.7417	69.4309	4860.1
ENT_1	6.8267	73.0767	5383.2
ENT_2	6.7982	85.0138	7253.2

综上所述,结合主观与客观评价两方面的比较结果,本文的方法较传统方法具有很强的适应性和鲁棒性,图像增强效果更好.

5 结语

本文提出的增强方法,综合考虑了图像全局与局部信息,较传统方法增强效果较好,自适应性更强.此外,鉴于图像本质上具有统计性,本文的方法在理论上将量子理论与图像处理有机结合,为图像增强方法提供了一种有效可行的新途径.在今后的工作中,一方面我们将本文方法拓展到多尺度邻域窗口或图像增强的频域法中;另一方面,将进一步应用量子信号处理的数学理论与思想,深入研究量子力学与图像处理之间联系,设计出更为有效的量子图像处理新方法.

参考文献:

- [1] Lu J, Healy D M, Weaver J B. Contrast enhancement of medical images using multiscale edge representation[J]. Optical Engineering, 1994, 33(7): 2151 - 2161.
- [2] Gonzalez R C, Woods R E. Digital Image Processing[M]. Bei-

- ing; Publishing House of Electronics Industry, 2005. 75 - 141.
- [3] Florea C, Vlaicu A, Gordan M, et al. Fuzzy intensification operator based contrast enhancement in the compressed domain[J]. Applied Soft Computing, 2009, 9(3): 1139 - 1148.
- [4] Matz S C, Figueiredo R J P. A nonlinear image contrast sharpening approach based on Munsell's scale[J]. IEEE Transactions on Image Processing, 2006, 15(4): 900 - 909.
- [5] LEE Y H, PARK S Y. A study of convex/concave edges and edge-enhancing operators based on the laplacian [J]. IEEE Transactions on Circuits and Systems, 1990, 37(7): 940 - 946.
- [6] Munteanu C, Rosa A. Gray-scale image enhancement as an automatic process driven by evolution[J]. IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B, 2004, 34(2): 1292 - 1298.
- [7] 佐川弘幸, 吉田宣章. 突破经典信息科学的极限——量子信息论[M]. 宋鹤山, 宋天. 大连: 大连理工大学出版社, 2007. 2 - 14.
- [8] Han K H, Kim J H. Quantum-inspired evolutionary algorithm for a class of combinatorial optimization[J]. IEEE Transactions on Evolutionary Computation, 2002, 6(6): 580 - 593.
- [9] 黄蓓. 量子遗传算法及其在图像自适应增强中的应用研究[D]. 江苏无锡: 江南大学, 2005, 11.
Huang Bei. Quantum Genetic algorithm and its application on image auto-adaptive optimization[D]. Wuxi, Jiangsu: Jiangnan University, 2005, 11. (in Chinese)
- [10] 孙勇强, 须文波, 孙俊. 基于量子行为微粒群优化算法的图像增强方法[J]. 计算机应用, 2008, 28(1): 202 - 204.
Sun Yong-qiang, Xu Wen-bo, Sun Jun. Image enhancement based on quantum-behaved particle swarm optimization[J]. Computer Applications, 2008, 28(1): 202 - 204. (in Chinese)
- [11] Tubbs J D. A note on parametric image enhancement[J]. Pattern Recognition, 1987, 20(6): 617 - 621.
- [12] Eldar Y C, Oppenheim A V. Quantum signal processing[J]. IEEE Signal Processing Magazine, 2002, 19(6): 12 - 32.
- [13] Tseng C C, Hwang T M. Quantum digital image processing algorithms[A]. Proceedings of the 16th IPPR Conference on Computer Vision, Graphics, and Image Processing (CVGIP2003)[C]. Kinmen, 2003. 827 - 834.
- [14] 谢可夫. 量子衍生图像处理方法的研究[D]. 湖南长沙: 中南大学, 2007. 5.
Xie Ke-fu. Research on the quantum-inspired method for image processing[D]. Changsha, Hunan: Central South University of China, 2007, 5. (in Chinese)
- [15] 谢可夫, 罗安. 量子启发数学形态学的研究[J]. 电子学报, 2005, 33(2): 284 - 287.
Xie Ke-fu, Luo An. Research on quantum-inspired mathematical morphology[J]. Acta Electronica Sinica, 2005, 33(2): 284 - 287. (in Chinese)
- [16] 谢可夫, 周心一, 许光平. 量子衍生坍塌形态学滤波[J]. 中国图象图形学报, 2009, 14(5): 967 - 972.
Xie Ke-fu, Zhou Xin-yi, Xu Guang-ping. Morphology filtering inspired by quantum collapsing [J]. Journal of image and graphics, 2009, 14(5): 967 - 972. (in Chinese)
- [17] Lou Lian-tang, Ding Ming-yue. Principle and approach of boundary extraction based on particle motion in quantum mechanics[J]. Optical Engineering, 2007, 46(2): 0270051 - 02700516.
- [18] 周激流, 吕航. 一种基于新型遗传算法的图像自适应增强算法的研究[J]. 计算机学报, 2001, 24(9): 959 - 964.
Zhou Ji-liu, Lv Hang. Image enhancement based on a new genetic algorithm [J]. Chinese journal of computers, 2001, 24(9): 959 - 964. (in Chinese)
- [19] Azriel Rosenfeld, Avinash C K. Digital Picture Processing [M]. New York: Academic Press, 1982. 154 - 167.

作者简介:



付晓薇 女, 1977年生于湖北武汉. 武汉科技大学计算机科学与技术学院讲师, 华中科技大学图像识别与人工智能研究所博士研究生. 研究方向为图像处理、量子信号处理、目标识别与跟踪等.

E-mail: fcw_ wh0409@wust.edu.cn



丁明跃(通讯作者) 男, 1961年生于四川. 华中科技大学生命科学与技术学院, 图像识别与人工智能研究所教授, 博士生导师. 研究方向为图像处理、计算机视觉、模式识别、任务规划、医学图像处理与分析等.

E-mail: myding@mail.hust.edu.cn