

基于对数非线性映射的 X 光数字 减影图象的获取与处理

江林华 陈仕东 柴振明

(中国科学院电子研究所, 北京 100080)

摘要 采用普通减法获取的数字减影图象效果不太理想, DSA 影象的优点无法充分体现和利用, 根据 X 光机系统成象原理, 提出了运用对数预处理和非线性灰度映射方法对目前普通减影算法进行改进。与普通算法相比, 这个改进算法最终获取了令人满意的高清晰度和高对比度血管减影图象序列。

关键词 数字减影图象(DSA) 对数 灰度映射 高对比度

0 引言

数字减影(以下简称 DSA)影象技术作为一项新的临床诊断及治疗方法从 80 年代中后期开始迅速在我国得到应用和普及。数字减影技术能够方便快捷地为医生在基本干净的背景(通常是白色背景)上提供清晰的序列血管分布图象, 使之一目了然, 从而能对心血管病变作出迅速准确的诊断。大家知道数字减影图象获取的基本原理是将 X 光蒙片与 X 光造影片(亦称平片)相减得到。减法的目的是为了将含有灰度变化的骨骼及软组织等背景和噪声祛除, 从而留下只有血管的图象即减影图象^[1]。但是仅仅做减法是不够的, 由于各种因素的干扰血管造影前后的背景图象部分并不完全相同, 因此简单减法后得到的图象实际上不能完全去除背景而让血管清

晰地浮现出来, 极端情况下减影后血管图象甚至不如未减影的原始造影片清晰(见图 1、图 2)。这种情况在下面我们就可以看到。因此本文提出了一种改进的数字减影图象的获取方法及其后续处理, 得到了背景基本干净的清晰血管数字减影图象。

1 改进后的减影算法

因为经过直接简单的减法后背景有残留, 血管不能清晰可见, 特别是毛细血管可能被减断或被等灰度级的噪声所淹没, 减影效果难以让医生接受。有鉴于此, 很多人在减影后的血管图象上运用一些传统经典的图象处理方法, 比如采用低通滤波、加权中值滤波^[2]等方法以祛除背景上叠加的高频量子噪声, 采用边缘增强、线性灰度映射等方法突出血管。这些都能在一定程度上改善减影图象的视觉效果,



图 1 脑血管原始造影片象

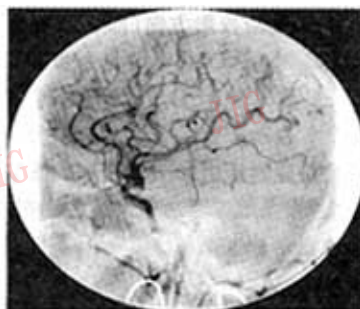


图 2 普通减影算法得到的脑血管减影图象

但都无法从根本上提高减影图象的清晰度,尤其是血管与背景的高对比度。理想的数字减影图象应该是背景是白色而血管是黑色,即相当于二值化处理后的图象,但又并非是完全二值化图象,因为除了高清晰度和高对比度的要求之外,还要求减影图象在视觉上自然真实,也就是说除了背景可以是单值灰度白色之外,血管部分要求有灰度级的自然变化(即非单值灰度)。考虑到数字减影图象的这些特点,从X光成象的基本原理入手,我们分析提出了基于准二值化处理的数字减影图象的获取和后处理方法。

关于现代X光机成象系统,基本的一点就是X射线穿过不同厚度和组织的人体后呈指数规律衰减,从而在影象增强屏上形成不同强度变化的可见光图象。它主要由三部分组成: X射线源、影象增强器和电视摄像管。其中影象增强器的作用就是将X射线打在荧光粉发出的可见光放大10000倍以上。以影象增强器的输入屏为坐标系的XY平面,由于X射线源球管的阳极靶面距离输入屏足够远,因此假定X射线基本上是平行于Z轴方向入射,到达影象增强屏上点(x,y)处的射线强度I(x,y)可由下式求得^[3]:

$$I(x,y) = I_0 \cdot e \left\{ - \int_{\text{X-rayfocus}}^{\text{Imageplane}} \sum_i [\mu_i(x,y,z) \cdot d_i(x,y,z)] dz \right\} \quad (1)$$

式中, I_0 是X射线源剂量强度, $\mu_i(x,y,z)$ 是物质I在点(x,y,z)处的射线的吸收因子, $d_i(x,y,z)$ 是物质在点(x,y,z)处的密度。为了简化此公式,不妨假定在血管内的造影剂对X射线的吸收因子为一常数 Ua , 其密度也为一常数 Da 。血管外由人体肌肉和骨骼组成的背景物质的吸收因子和密度也均为或等效为常数, 分别是 Ub 与 Db 。注意 Da 和 Db 分别包含了在投影点(x,y)处沿投影方向(即Z轴方向)造影剂与背景的厚度。这样(1)式可简化为如下形式:

$$I(x,y) = I_0 e \{ - [UbDb(x,y) + UaDa(x,y)] \} \quad (2)$$

(2)式可认为是注射了造影剂后获取的图象,称为造影片或平片。相应地可写出在注射造影剂之前所获取的图象为:

$$M(x,y) = I_0 e \{ - UbDb(x,y) \} \quad (3)$$

由(3)式获得的图象称为蒙片。由血管内血液所引起的射线吸收可以忽略不计。通常的减影算法就是将(2)式与(3)式相减再灰度值求反。首先在注射了造影剂的血管部分,减影片为:

$$\begin{aligned} DSA(x,y) &= \text{NOT}(I(x,y) - M(x,y)) \\ &= \text{NOT}(I_0 e \{ - [UbDb(x,y) + UaDa(x,y)] \} - I_0 e \{ - UbDb(x,y) \}) \\ &= \text{NOT}(I_0 e \{ - UbDb(x,y) \} \times (1 - e \{ - UaDa(x,y) \})) \end{aligned} \quad (4)$$

其次在没有注射造影剂的部分(即 $UaDa(x,y) = 0$), 减影片为:

$$\begin{aligned} DSA(x,y) &= \text{NOT}(I(x,y) - M(x,y)) \\ &= \text{NOT}(I_0 e \{ - [UbDb(x,y) + 0] \} - I_0 e \{ - UbDb(x,y) \}) \\ &= 0 \end{aligned} \quad (5)$$

NOT算符表示图象灰度值取反。由(4)式和(5)式可以知道: 在没有血管的地方两片的背景才完全被减干净了。在有血管的地方两片的公共背景部分 $e \{ - UbDb(x,y) \}$ 并没有被减掉, 而且真正反映血管灰度值部分的 $UaDa(x,y)$ 并不能在减影后的减影图象上线性反映出来, 这一点正是通常的减影图象效果不理想的根本原因。为了将有用的 $UaDa(x,y)$ 项从指数幂项里提取出来取对数是很自然的了。考虑到减影前后图象降噪处理, 我们提出的新减影算法如下:

- (1) 将蒙片和造影片分别做积分降噪预处理;
- (2) 将(2)式和(3)式分别取自然对数再相减;
- (3) 将差值从浮点数重新映射到0—255的整数灰度值范围内(假设获取的数字图象是8bit量化精度);
- (4) 将第2步结果取反;
- (5) 将取反得到的图象再运用各种有效的经典帧内图象降噪后处理, 就得到了最终的减影图象。

除了第(2)、(4)、(5)步已常规化不必再做分析之外, 第(1)和(3)步也是影响减影图象质量和效果的又一个重要原因。下面我们着重讨论。

通常的图象灰度再映射规则是最大线性映射:

$$G(x,y) = 255 \times (f(x,y) - \min) / (\max - \min) \quad (6)$$

其中, $f(x,y)$ 为减影后输入的被映射的差值图象, $\min = \min(\sum f(x,y))$; $\max = \max(\sum f(x,y))$ 分别为 $f(x,y)$ 中绝对最小值和最大值。以这种最大线性映射法得到的脑血管减影图象如图3所示。从图中可以看出血管仍然不能从背景中清晰地浮现出来, 即减影图象的高对比度特性仍无法得到, 但血管减断的现象已经没有了, 而且背景基本上被减得很干净了。高对比度出不来的原因主要是取了对数相

减之后差值图象的动态范围被大大压缩了。简单分析一下就可知道,普通减法和取对数减法得到的差值图象范围分别是: $-255 \sim 255$ 和 $-5.45 \sim 5.45$, 两者比值接近 48, 如此大的差别正是导致映射后图象对比度不理想的原因。为此我们必须设法恢复差值图象的动态范围, 很自然就想到了取指数原理。图象的线性映射就变成了非线性映射, (6)式改写如下:

$$G(x, y) = 255 \times (\exp(f(x, y)) - \exp(\min)) / (\exp(\max) - \exp(\min)) \quad (7)$$

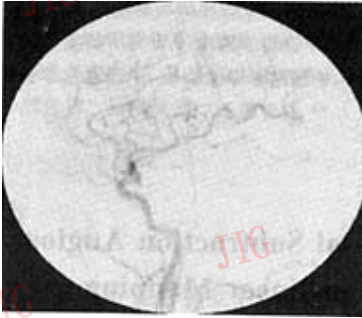


图3 对数相减最大线性映射法得到的脑血管减影图象

图4就是经过(7)式非线性映射处理后得到的减影图象,从图中可以看出数字减影图象要求的两个特性即高清晰度和高对比度至此获得了很好体现,图象质量基本上与国外 DSA 图象接近^[4]。另外需要特别说明的是在实施减法之前蒙片和造影片必须是严格配准的,否则必需对它们之一进行运动校正或补偿后再相减^[5]。



图4 对数相减非线性映射法得到的脑血管减影图象

另外一个影响图象质量的重要因素就是噪声。从X光成象的机理知道,X光图象上的噪声主要表现为高斯白噪声即高频量子噪声。采用传统的帧内

低通滤波等方法可以去掉一部分噪声,但同时也损失了部分血管边缘信息,因此除非万不得已不宜采用。考虑到造影序列图象除开血管之外大部分背景是静止不动这一特点,我们在减影前对蒙片和造影片分别运用了3阶对称FIR低通滤波器(即线性相位滤波器)进行(积分降噪)处理,如(8)式:

$$y(n) = 0.2 \times x(n-1) + 0.6 \times x(n) + 0.2 \times x(n+1) \quad (8)$$

n 为帧序号。(8)式对图象上每一象素点逐点运用,其降噪效果明显,同时对血管边缘信息损伤不大(见图5),缺点是运算量太大,为了尽可能地提高减影速度,我们对(8)式简化得到下式:

$$\begin{aligned} y(n) &= 0.33 \times x(n-1) + 0.33 \times x(n) + 0.33 \times x(n+1) \\ &= (x(n-1) + x(n) + x(n+1)) / 3 \quad (9) \end{aligned}$$



图5 积分降噪处理后脑血管减影图象

这样就将处理每一象素点所需的3次浮点运算减少为一次,将运算速度提高了近3倍。当然如果用硬件实现就不存在这个问题了,而且可以做到与造影片同步获取减影片即实现所谓实时数字减影。

2 结 论

综合上面分析,可以得到如下结论:高质量X光数字减影图象的获取是比较复杂的,它几乎涉及到现代数字图象处理技术的各个领域,降噪和灰度映射是决定减影图象质量的关键因素,我们提出了针对性的FIR滤波和对数非线性映射方法,运用后效果明显,获取的DSA图象质量良好。

参 考 文 献

- 1 Brody W R. Digital subtraction angiography. IEEE Trans Nucl Sci, June 1982, NS-29: 1176~118.
- 2 吴乐南等. 现代图象处理技术与发展. 南京:东南大学出版社,

- 1996.
- 3 der Zwet P M J, Nettesheim M. Derivation of optimal filters for the detection of coronary arteries. *IEEE Trans Medical Imaging*, Feb 1998, 17(1):108~110.
 - 4 Kruger R, Riederer SS J. *Basic Concepts of Digital Subtraction Angiography*. Boston:Hall Medical, 1984.
 - 5 Fitzpatrick J M, Pickens D R. The reduction of motion artifacts in digital subtraction angiography by geometrical image transformation. *SPIE Medical Imaging*, Newport Beach, 1988, 914: 379~386.
 - 6 Buzug T M, Weese J. Similarly measures for subtraction metho-

ds in medical imaging. In: *Proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Buzug T M, Weese J (eds), 3:1192~1193.



江林华 27岁,中国科学院电子研究所博士研究生,主要研究领域为HDTV,图象处理及可编程ASIC设计与应用。

陈仕东 30岁,中国科学院电子研究所博士研究生,主要研究领域为HDTV,可编程ASIC设计与应用。

柴振明 中国科学院电子研究所研究员,博士生导师, IEEE Fellow,中国电子学会会士,中国通信学会会士。

The Acquisition and Processing of X-Ray Digital Subtraction Angiography (DSA) Image Based on Logarithm Non-linear Mapping

Jiang Linhua, Chen Shidong and Chai Zhenming

(*Institute of Electronics, Chinese Academy of Sciences (IEAS), Beijing 100080*)

Abstract The effect of DSA (Digital Subtraction Angiography) images acquired with general subtraction algorithm is not satisfied, the merit of DSA images cannot be expressed and used extensively. According to the principle of formation of X-ray image, this paper described an improved subtraction algorithm called the logarithm non-linear grey mapping. In comparison with general subtraction algorithm, this improved subtraction algorithm finally acquired a satisfactory sequence of DSA vascular images with high contrast and high definition.

Keywords Digital Subtraction Angiography (DSA), Logarithm, Grey mapping, High contrast